

Systematische Entwicklung von individualisierten robotischen Exoskeletten für die unteren Extremitäten

Konstantin Alexander Ryan

Vollständiger Abdruck der von der TUM School of Engineering and Design der Technischen Universität München zur Erlangung eines
Doktors der Ingenieurwissenschaften (Dr.-Ing.)
genehmigten Dissertation.

Vorsitz: Prof. Dr. Sonja Berensmeier

Prüfer der Dissertation:

1. Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth
2. Prof. Dr. phil. Klaus Bengler

Die Dissertation wurde am 20.12.2023 bei der Technischen Universität München eingereicht
und durch die TUM School of Engineering and Design am 22.08.2024 angenommen.

Gender-Hinweis

Zur besseren Lesbarkeit wird in dieser Dissertation das generische Maskulinum verwendet. Die verwendeten Personenbezeichnungen beziehen sich – sofern nicht anders gekennzeichnet – auf alle Geschlechter.

Vorwort

Die vorliegende Arbeit aus dem Bereich der körpergetragenen Robotik entstand während meiner Zeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik unter Prof. Tim Lüth an der Technischen Universität München.

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herr Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth, Ordinarius des Lehrstuhls für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik an der Technischen Universität München, für die kompetente Betreuung, die stetige Motivation und die bedingungslose Unterstützung meines Vorhabens.

Meinem Zweitprüfer Herrn Prof. Dr. phil. Klaus Bengler, Leiter des Lehrstuhls für Ergonomie an der Technischen Universität München, danke ich für die Betreuung dieser Arbeit als Zweitgutachter und die konstruktiven Gespräche.

Bei Frau Prof. Dr. Sonja Berensmeier, Leiterin des Lehrstuhles für Bioseparation Engineering an der Technischen Universität München, bedanke ich mich für die Übernahme des Vorsitzes.

Meinen Kollegen danke ich für das wunderbare Arbeitsklima, für die vielen zielführenden Diskussionen und vor allem für den engen kollegialen Zusammenhalt und die daraus entstandenen Freundschaften.

Besonderen Dank möchte ich an dieser Stelle auch den vielen Studenten aussprechen, die im Rahmen ihrer Abschlussarbeiten unter meiner Betreuung entscheidend zu den Ergebnissen dieser Arbeit beigetragen haben.

Ganz besonderer Dank gilt meiner Familie und meinen engen Freunden, die mich im Laufe der Jahre stets unterstützt und motiviert haben.

Nicht zuletzt möchte ich meiner Frau Lindsay Ryan für ihre moralische Unterstützung und ihren liebevollen und ununterbrochenen Beistand bei der Fertigstellung dieser Dissertation danken.

München, Oktober 2024

Konstantin Ryan

Inhaltsverzeichnis

Gender-Hinweis	II
Vorwort	III
Inhaltsverzeichnis	IV
1. Einleitung	6
2. Problemstellung	7
2.1 Anatomie der unteren Extremitäten	7
2.1.1 Medizinische Nomenklatur	7
2.1.2 Skelett der unteren Extremitäten	9
2.1.3 Muskulatur der unteren Extremitäten	12
2.2 Problemstellung für die Entwicklung von Exoskeletten	13
2.3 Zielsetzung der Arbeit	15
3. Stand der Technik	16
3.1 Kategorisierung von Exoskeletten	16
3.2 Kommerziell erhältliche Exoskelette	20
3.2.1 Exoskelette in der Medizin	21
3.2.2 Exoskelette in der Industrie	25
3.2.3 Exoskelette in der Verteidigung	28
3.3 Aktuelle Forschungsrichtungen für Exoskelette	31
3.4 Defizite am Stand der Technik	33
4. Entwicklung von individualisierten Exoskeletten	35
4.1 Eigener Ansatz	35
4.2 Abgrenzung	35
5. Konzept und Systementwurf	36
5.1 Lösungsstruktur	36
5.2 Lösungsprozess	37
5.2.1 Anforderungsdefinition	38
5.2.2 Auslegung und Entwurf	41
5.2.3 Design und Steuerung	46
5.2.4 Integration und Test	49
6. Realisierung eines Exoskeletts für Querschnittsgelähmte	51
6.1 Definition der Anwendung	51
6.2 Konzeption der Steuerung	51
6.3 Bestimmung der Kinematik	53
6.4 Vermessung des Benutzers	56
6.4.1 Vermessungshardware	57
6.4.2 Vermessungssoftware	59
6.5 Definition der Bewegungen	66
6.5.1 Aufnahme von Bewegungsabläufen	66
6.5.2 Generierung von Trajektorien	69
6.6 Auslegung der Aktuierung	72
6.6.1 Definition der Lastfälle	72

6.6.2	Auswahl des Aktuierungsprinzips.....	76
6.6.3	Auslegung der Antriebe.....	79
6.7	Entwurf der Elektronik.....	82
6.7.1	Motorsteuerung.....	82
6.7.2	Benutzerschnittstelle.....	84
6.7.3	Zentrale Recheneinheit.....	86
6.7.4	Energieversorgung.....	86
6.7.5	Gesamtstruktur.....	88
6.8	Entwurf der Struktur.....	89
6.9	Exoskelettkonstruktion.....	94
6.9.1	Hüftbügel und Rucksack.....	94
6.9.2	Oberschenkelstruktur.....	96
6.9.3	Kniegelenk.....	98
6.9.4	Unterschenkelstruktur.....	99
6.9.5	Sprunggelenk und Fußplatte.....	100
6.9.6	Benutzerschnittstelle.....	101
6.10	Implementierung der Steuerung.....	101
6.10.1	Zustandsautomat.....	102
6.10.2	Benutzerschnittstelle.....	104
6.10.3	Motion Controller.....	104
6.10.4	Positionsregelung.....	106
6.11	Fertigung und Montage.....	107
6.12	Funktionstests.....	115
7.	Experimentelle Validierung der Benutzervermessung.....	118
7.1	Materialien und Versuchsaufbau.....	118
7.2	Wiederholgenauigkeit des Messprozesses.....	120
7.3	Absolute Messgenauigkeit des Messprozesses.....	122
7.4	Diskussion.....	124
8.	Zusammenfassung und Ausblick.....	125
9.	Literaturverzeichnis.....	127
Anhang	132
	Ergebnistabelle Experiment 1: Wiederholgenauigkeit des Messprozesses.....	132
	Ergebnistabelle Experiment 2: Absolute Messgenauigkeit des Messprozesses.....	133

1. Einleitung

Ein robotisches Exoskelett ist ein körpergetragener Roboter, der die menschliche Bewegung unterstützt und die Muskelkraft verstärkt (Pons, 2008). Ein solches Gerät besteht in der Regel aus einer steifen Struktur, deren Kinematik die Biomechanik des Menschen nachahmt und Aktoren, die die Gelenke der Struktur antreiben. Exoskelette für die unteren Extremitäten beschränken sich hierbei auf die Beine, vom Hüftgelenk bis zum Sprunggelenk.

Derartige Exoskelette haben grundsätzlich weitreichende Anwendungen in Medizin, Industrie und Militär, wobei sich die Anforderungen und Aufgaben der Geräte stark voneinander unterscheiden (Rosen, 2019). In der Medizin kommen aktive Exoskelette für die unteren Extremitäten vor allem für die Gangrehabilitation und als Mobilitätsassistenz zum Einsatz. Die Anwender sind hierbei teilweise oder vollständig gelähmte Patienten, die infolge eines Schlaganfalls, einer Rückenmarksverletzung oder anderer neuronaler Einschränkungen eine verringerte oder gar keine Kontrolle über ihre Beinmuskulatur haben. Das Exoskelett hilft dabei, die Gangbewegung wieder zu erlernen oder bei vollständig gelähmten Patienten die Aufgabe der Muskulatur komplett zu übernehmen und es den Betroffenen zu erlauben aufzustehen und aufrecht zu gehen (Rupal et al., 2017). In der Industrie liegt der Fokus beim Einsatz von Exoskeletten auf der Entlastung von körperlich stark beanspruchten Arbeitskräften zur Schonung ihrer Gesundheit. Durch die Unterstützung der Muskulatur und des Skeletts wird die Belastung des gesamten Bewegungsapparats, inklusive Gelenken, Muskeln, Sehnen und Bändern verringert und das Verletzungsrisiko gesenkt (McFarland und Fischer, 2019). Das Ziel im militärischen Kontext ist in der Regel die Leistungssteigerung von Einsatzkräften. Dabei wird sowohl die Verstärkung der Muskelkraft als auch die Erhöhung der Ausdauer angestrebt. Dadurch kann ein Soldat beispielsweise in die Lage versetzt werden weiter zu marschieren und dabei schwereres Gepäck zu transportieren. Die erhöhte Tragekapazität kann wiederum für bessere Schutzausrüstung verwendet werden (Zhou et al., 2020).

Zwei der größten Schwierigkeiten bei der Entwicklung von Exoskeletten liegen heutzutage in der großen anthropometrischen Varianz der Benutzer und der unterschiedlichen Anforderungen verschiedener Einsatzbereiche. Um die Bewegungen des Trägers effektiv zu unterstützen, muss die Kinematik des Geräts mit der des Benutzers übereinstimmen, was dadurch erschwert wird, dass die Biomechanik jedes Menschen individuell ist (Cenciarini und Dollar, 2011). Zudem sind die Anforderungen an Freiheitsgrade, Aktuierung und Steuerung von der Zielanwendung abhängig, was den flexiblen Einsatz von Geräten in verschiedenen Einsatzszenarien limitiert (Bogue, 2015).

Eine mögliche Lösung für diese Limitation sind individualisierte Geräte, die für einzelne Benutzer und konkrete Anwendungen entworfen werden. Durch diese Spezialisierung kann das resultierende System schlanker und leichter werden, während die biomechanische Kompatibilität mit dem Benutzer erhöht wird. Diese Arbeit beschäftigt sich mit der systematischen Entwicklung solcher anwendungsspezifischen und benutzerindividuellen Exoskelette für die unteren Extremitäten. Die vorgestellte Entwicklungsmethodik führt von der Definition der Anwendung und der Vermessung des Benutzers über die Auslegung und Auswahl von Komponenten bis zur Herstellung eines vollständig individualisierten Exoskeletts. Dabei liegt ein besonderer Fokus auf der präzisen und teilautomatisierten Vermessung der Benutzer, um die biomechanische Kompatibilität des Systems sicherzustellen. Zur exemplarischen Validierung des Prozesses wird in dieser Arbeit ein Exoskelett für die Alltagsassistenz von Querschnittsgelähmten entwickelt, das es einem gelähmten Benutzer erlaubt aufzustehen und aufrecht zu gehen.

2. Problemstellung

Die wichtigste Funktion von Exoskeletten ist es, menschlichen Bewegungen ohne signifikante Einschränkungen zu folgen und sie dabei aktiv oder passiv zu unterstützen. Dafür muss das Exoskelett mit der Anatomie und Biomechanik des Trägers kompatibel sein, was sowohl die Bewegungsbahnen einzelner Gelenke, als auch die Verkettung mehrerer Gelenke in Reihe betrifft. Eine große Schwierigkeit liegt hierbei in der hohen Komplexität von biologischen Bewegungsabläufen, die sich in der Regel nur begrenzt mit einfachen Mechanismen nachbilden lassen (Näf et al., 2018). Zugleich besteht der menschliche Körper zu einem großen Anteil aus Muskelmasse, die ihn zur Aufbringung hoher Kräfte und zu schnellen Bewegungen befähigt. Um den Körper effektiv zu unterstützen und nicht zu behindern, müssen aktive Exoskelette daher sehr leistungsstark sein, ohne ihre Einsatztauglichkeit durch Unhandlichkeit und hohes Gewicht einzuschränken.

Um die konkreten Herausforderungen bei der Entwicklung von Exoskeletten für die unteren Extremitäten besser zu verstehen, muss als erstes der Bewegungsapparat der menschlichen Beine betrachtet werden. Hieraus leiten sich viele Anforderungen an die Kinematik und Leistung von aktiven Exoskeletten ab, anhand derer die Problemstellung demonstriert und die Zielsetzung dieser Arbeit definiert werden kann.

2.1 Anatomie der unteren Extremitäten

Der menschliche Bewegungsapparat ist ein hoch komplexes System, das sich im Rahmen der menschlichen Evolution über hunderttausende Jahre entwickelt hat. Das Ergebnis ist unter anderem eine Anatomie, die auf maximale Effizienz bei der zweibeinigen Fortbewegung ausgelegt ist (Earls, 2020). In diesem Abschnitt werden zunächst einige wichtige medizinische Begriffe erläutert und anschließend die muskuloskelettale Struktur der Beine eingeführt.

2.1.1 Medizinische Nomenklatur

In der Medizin kommen zahlreiche Fachbegriffe zum Einsatz, die zum Verständnis der Anatomie hilfreich sind. Für diese Arbeit sind dabei besonders die Hauptachsen, Körperebenen, Lokalisationen und Bewegungsrichtungen relevant.

Um den menschlichen Körper und seinen Bewegungsapparat präzise beschreiben zu können, müssen zunächst die Hauptachsen und Körperebenen eingeführt werden, die in Abb. 2.1a visualisiert sind. Dabei handelt es sich um eine Art Koordinatensystem, das dazu verwendet wird, die Ausrichtung anatomischer Strukturen und Bewegungsbahnen zu beschreiben. Die drei Hauptachsen treffen sich im idealisierten Schwerpunkt des Körpers und entsprechen einem orthogonalen Achsensystem. Die Longitudinalachse ist die Längsachse des Körpers und verläuft bei einem stehenden Menschen vertikal durch sein Zentrum. Die Sagittalachse verläuft von hinten nach vorne durch den Körper und steht demnach senkrecht auf der Brust und dem Rücken. Die Transversalachse ist die Querachse des Körpers und verläuft in Links-Rechts-Richtung. Mithilfe der Hauptachsen werden auch die Körperebenen definiert. Die Frontalebene wird von der Longitudinalachse und der Transversalachse aufgespannt und schneidet damit vertikal von links nach rechts durch den Körper. Die Sagittalebene liegt entlang der Longitudinalachse und der Sagittalachse und teilt den Körper in eine linke und eine rechte Hälfte. Die horizontale Ebene ist die Transversalebene, die durch die Transversalachse und die Sagittalachse definiert wird und oft für die Darstellung von Körperquerschnitten verwendet wird.

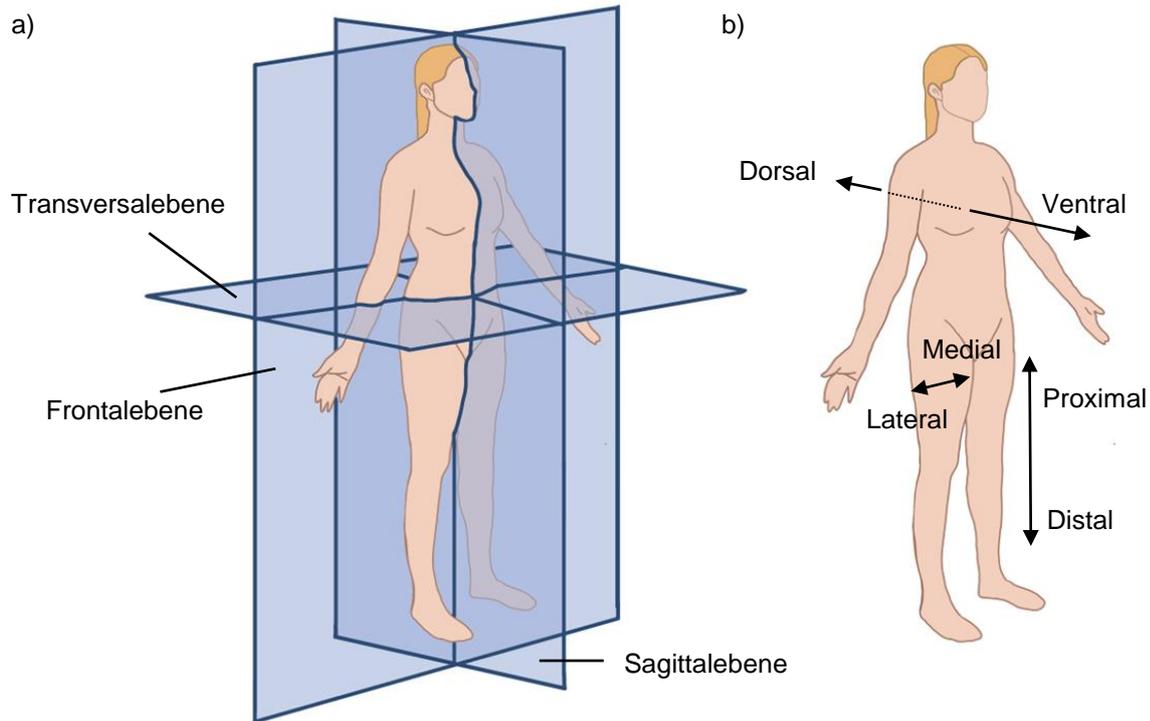


Abb. 2.1: a) Darstellung der Hauptachsen und Körperebenen. b) Visualisierung der Lokalisationen. Zusammen erlauben sie die präzise Beschreibung des menschlichen Körpers.

Lokalisationen sind Richtungsangaben, die zur Orientierung in einzelnen Körperpartien dienen (Abb. 2.1b). Während es hier eine Vielzahl von Begriffen für spezifische Bereiche des Körpers gibt, werden hier nur die im Kontext dieser Arbeit relevanten Ausdrücke genannt. An den Extremitäten wird mit dem Begriff proximal die Richtung beschrieben, die zum Körper zeigt, während distal zur Hand oder zum Fuß zeigt. Die laterale Seite einer Gliedmaße ist die Seite, die in der Frontalebene von der Körpermitte weg zeigt, beispielsweise die Außenseite des Oberschenkels, während die mediale Seite zur Körpermitte zeigt, wie die Innenseite des Oberschenkels. Zuletzt wird mit dorsal und ventral die Richtung in der Sagittalebene bezeichnet, wobei ventral nach vorne und dorsal nach hinten zeigt.

Für die präzise Beschreibung von Bewegungen werden weiterhin eigene Begriffe für spezifische Bewegungsrichtungen verwendet. Das seitliche Wegführen einer Extremität in der Frontalebene wird als Abduktion bezeichnet, während die entgegengesetzte Bewegung Adduktion genannt wird. Die Begriffe Flexion und Extension werden generell für die Beugung (Flexion) oder Streckung (Extension) von Gelenken verwendet, wobei diese Definition nicht immer eindeutig erscheint. Während die Flexion für Hüfte und Knie ein Anwinkeln des Ober- bzw. Unterschenkels bedeutet, ist im Sprunggelenk das Senken der Fußspitze gemeint. Die Pronation einer Gliedmaße beschreibt die Verdrehung nach innen, wie beim Heben der Fußaußenkante, während die Supination dem Senken der Fußaußenkante entspricht. Zuletzt wird bei der Längsrotation einer Extremität zwischen der Innen- und der Außenrotation unterschieden. Eine Innenrotation der Beine führt dazu, dass die Fußspitzen zueinander zeigen, während die Außenrotation die Fußspitzen voneinander weg zeigen lässt (Zilles und Tillmann, 2011).

2.1.2 Skelett der unteren Extremitäten

Der Muskel-Skelett-Apparat des Beins besteht im Wesentlichen aus einer kinematischen Kette von vier Elementen mit drei Gelenken. Die Elemente sind die Knochenstrukturen, die als starr angenommen werden können und das Gerüst des Skeletts bilden. Die Gelenke dienen als bewegliche Verbindungen, die je nach Position unterschiedliche Bewegungsfreiheitsgrade enthalten.

Knochenstrukturen

Das Grundelement der Beinkinematik ist das Becken, das die Beine über die Wirbelsäule mit dem Rest des Körpers verbindet. Die Wirbelsäule geht hier in das Kreuzbein über, das zusammen mit dem linken und rechten Hüftbein die Struktur des Beckens bildet (Abb. 2.2a). Ein Hüftbein besteht wiederum aus drei Segmenten, dem Darmbein, dem Sitzbein und dem Schambein, die alle einen Teil der Hüftgelenkspfanne beinhalten.

Der Oberschenkelknochen, auch Femur genannt, ist der größte und schwerste Knochen des Körpers. An seinem proximalen Ende befindet sich der Femurkopf, der mit der Hüftgelenkspfanne das Hüftgelenk bildet und über den Oberschenkelhals mit dem Rest des Knochens verbunden ist. Über einen Großteil seiner Länge hat der Femur einen dreieckigen Querschnitt und weitet sich am distalen Ende wieder auf, wo er in den zwei Epikondylen endet, die einen Teil des Kniegelenks bilden (Abb. 2.2b).

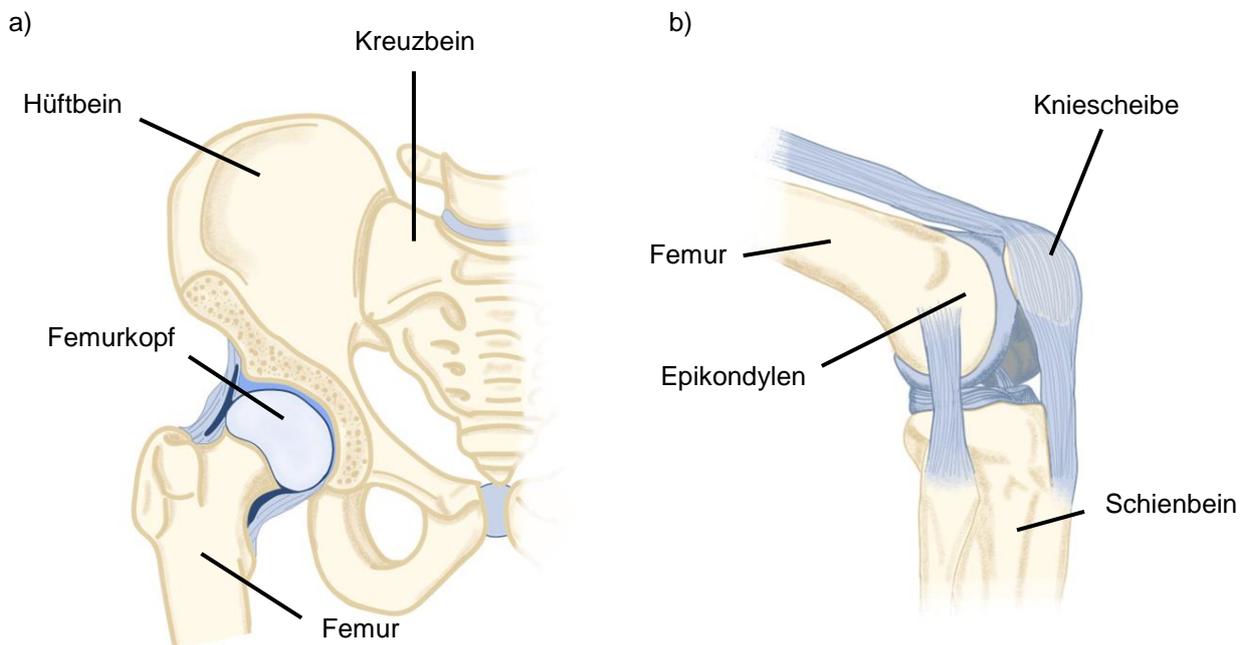


Abb. 2.2: a) Die Anatomie des menschlichen Beckens und Hüftgelenks zeigt den Aufbau eines Kugelgelenks. b) Die Bewegung des Kniegelenks wird nicht nur durch die Geometrie der Knochen, sondern auch maßgeblich durch die stabilisierenden Bänder definiert.

Der Unterschenkel beinhaltet zwei Knochen, das Schienbein (Tibia) und das Wadenbein (Fibula), wobei das Schienbein nahezu die gesamte Last trägt. Das Wadenbein dient primär als Muskelansatzpunkt und bildet einen Teil des oberen Sprunggelenks. Am proximalen Ende

des Schienbeins befindet sich eine breite Fläche, das Tibiaplateau, das als Gegenstück zu den Epikondylen dient, um das Kniegelenk zu formen. Unterhalb davon hat das Schienbein ähnlich wie der Femur einen dreieckigen Querschnitt und verbreitert sich am distalen Ende zur Formung des Talusdachs, das zum oberen Sprunggelenk gehört.

Das letzte Element der kinematischen Kette des Beins ist der Fuß, der sich aus insgesamt 26 einzelnen Knochen mit 33 Gelenken und über 100 stützenden Bändern zusammensetzt. Dabei wird der Fuß in drei Bereiche eingeteilt, die Fußwurzel, den Mittelfuß und die Zehen. Der Grund für den komplexen Aufbau des Fußes liegt in den hohen mechanischen Anforderungen, die einerseits hohe Stabilität zum Tragen des gesamten Körpergewichts, als auch eine gewisse Flexibilität für dynamische Bewegungen und Anpassungen an den Untergrund erfordern (Schwegler und Lucius, 2016).

Gelenke

Das Hüftgelenk ist ein Kugelgelenk, das sich aus dem Femurkopf und der Hüftgelenkspfanne im Hüftbein zusammensetzt. Es erhält seine Stabilität einerseits durch seine Form, als auch durch zahlreiche Bänder, die den Kopf in der Pfanne halten. Durch diesen Aufbau hat das Hüftgelenk drei rotatorische Freiheitsgrade. In der Sagittalebene ist eine Beugung des Oberschenkels nach vorne (Flexion) bis ca. 140° und eine Streckung nach hinten (Extension) bis ca. 15° möglich. Dieser Freiheitsgrad ermöglicht das Vor- und Zurückschwingen des Beins in der natürlichen Gangbewegung, oder auch das Heben des Beins zur Überwindung von Hindernissen. In der Frontalebene kann der Oberschenkel bis ca. 45° lateral (zur Seite, Abduktion) und bis ca. 30° medial ausgelenkt werden (Adduktion). Diese Bewegung ist beispielsweise notwendig, um den Schwerpunkt im Einbeinstand über dem Standfuß zu halten und damit auch in der Gangbewegung die Balance zu bewahren. Zuletzt ermöglicht das Hüftgelenk auch eine Drehung des Beins um seine Längsachse in Form einer Innen- und Außenrotation. Der Bewegungsumfang ist hierbei stark von der Beugung von Knie und Hüfte abhängig, da die Muskulatur die Drehung bei gestrecktem Bein signifikant einschränkt. Bei angezogenem Bein ist eine Innenrotation bis ca. 45° und eine Außenrotation bis ca. 50° möglich. Die Längsrotation des Beins ist essenziell für die Ausrichtung der Gelenkachse des Knies und der Füße und dient damit unter anderem auch der Richtungsänderung beim Gang.

Im Gegensatz zum Hüftgelenk, dessen Freiheitsgrade primär durch seine Form bestimmt werden, ist das Kniegelenk ein bändergeführtes Gelenk. Die zwei Epikondylen am distalen Ende des Femurs sind abgerundet, um eine Rotation auf dem flachen Tibiaplateau zu ermöglichen (Abb. 2.2b). Diese Bewegung wird primär durch die Seiten- und Kreuzbänder stabilisiert, die die Verschiebung des Kontaktpunkts einschränken. Zusätzlich ist der Kontaktpunkt von den Menisken umgeben, wobei es sich um Knorpelstrukturen handelt, die die Last des Punktkontakts auf eine größere Fläche verteilen. Die Kniescheibe (Patella) hat keine Funktion in Bezug auf die Führung des Gelenks, sondern dient primär als Stützpunkt für die Sehne zur Streckung des Knies. Aufgrund der Dehnbarkeit der Bänder und der Elastizität der Menisken hat das Kniegelenk, abhängig vom aktuellen Gelenkwinkel, zwei Freiheitsgrade. Die Primärbewegung ist die Flexion in der Sagittalebene bis ca. 140° , wobei ein Überstrecken nur passiv bis maximal 10° erfolgen kann. Durch die bändergeführte Natur des Gelenks handelt es sich bei dieser Bewegung nicht um eine reine Drehbewegung um eine statische Achse, da es je nach Belastung des Gelenks zu einer Verschiebung der Drehachse im Verlauf der Bewegung kommt. Das bedeutet, dass die Bewegung des Kniegelenks nur unzureichend durch ein Scharniergelenk mit fester Drehachse angenähert werden kann. Außerdem erlaubt das Knie bei angewinkeltem Unterschenkel auch eine Innenrotation bis ca. 10° und eine

Außenrotation bis ca. 30° , durch die Entspannung eines Teils des Bandapparats. Aus diesem Grund wird das Kniegelenk als ein Drehscharniergelenk bezeichnet. Die Primärbewegung des Kniegelenks in der Sagittalebene erlaubt das Abwinkeln des Unterschenkels relativ zum Oberschenkel und ist damit essenzieller Bestandteil der Gangbewegung, bei der der Fuß des Schwungbeins in der Schwungphase vom Boden gehoben wird.

Das Sprunggelenk, das den Unterschenkel mit dem Fuß verbindet, besteht tatsächlich aus zwei einzelnen Gelenken mit jeweils einem rotatorischen Freiheitsgrad (Abb. 2.3). Das obere Sprunggelenk setzt sich primär aus der Talusrolle in der Fußwurzel und dem Talusdach am distalen Ende des Schienbeins zusammen. Die Talusrolle hat eine nahezu zylindrische Form und liegt quer zur Bewegungsrichtung, sodass das Gelenk ein nahezu perfektes Scharniergelenk darstellt. Die Gelenkachse verläuft parallel zur Transversalachse und erlaubt das Heben der Fußspitze bis ca. 30° und das Senken bis ca. 50° . Diese Bewegung erlaubt beispielsweise das sanfte Abrollen des Fußes beim Gehen oder auch das Gehen auf geneigtem Untergrund. Das untere Sprunggelenk liegt direkt unterhalb des oberen und beinhaltet mehrere Knochen der Fußwurzel. Auch dieses Gelenk ist ein Scharniergelenk, wobei die Gelenkachse hier von hinten-unten-außen nach vorne-oben-innen verläuft. Die Achse ist dabei gegenüber der Sagittalebene und der Transversalebene um ca. 40° verkippt. Dadurch geht eine Innendrehung des Fußes immer mit einer Senkung der Fußspitze einher, während eine Außendrehung zu einer Hebung des Vorderfußes führt. Dabei ist die Innenrotation bis ca. 30° und die Außenrotation bis ca. 50° möglich. Durch diesen zusätzlichen Freiheitsgrad sind die Füße in der Lage sich an eine Vielzahl unregelmäßiger Untergründe anzupassen und damit den Gang über natürliches Terrain zu stabilisieren. Durch die unmittelbare Verkettung zweier Gelenke, die hohe Anzahl beteiligter Knochen und die großen Lasten werden die beiden Sprunggelenke von einer großen Zahl an Bändern zusammengehalten, die für die notwendige Stabilität sorgen (Schwegler und Lucius, 2016).

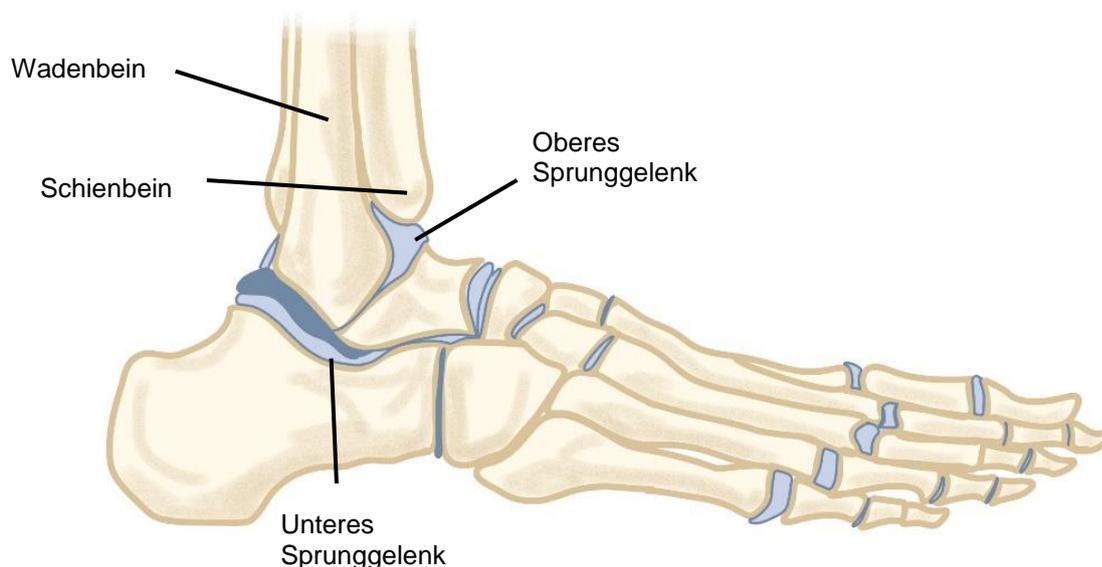


Abb. 2.3: Die beiden Sprunggelenke, die den Fuß mit dem Unterschenkel verbinden. Das obere Sprunggelenk ermöglicht das Abrollen des Fußes, während das untere Sprunggelenk die Anpassung an unebenen Untergrund erlaubt.

2.1.3 Muskulatur der unteren Extremitäten

Die menschlichen Muskeln besitzen eine enorme Leistungsdichte, können sich aktiv aber nur verkürzen und nicht verlängern. Aus diesem Grund sind für die beidseitige Aktuierung eines Gelenks stets zwei Muskeln notwendig, die als Gegenspieler fungieren. Dabei fließt die Kraft des aktiven Muskels nicht nur in die Bewegung des Gelenks, sondern zugleich auch in die Dehnung des entspannten Muskels. Dabei ist auch zu berücksichtigen, dass viele Muskeln für mehrere Bewegungen zuständig sind und zugleich viele Bewegungen durch das Zusammenspiel von mehr als zwei Muskeln erzeugt werden. Dementsprechend ist es nur schwer möglich einen Muskel einer konkreten Funktion, oder eine Bewegung einem spezifischen Muskel zuzuordnen.

Für die Stabilisierung und Aktuierung der drei Freiheitsgrade im Hüftgelenk wird eine hohe Zahl an Muskeln benötigt. Die Innen- und Außenrotatoren liegen Großteils im Bereich des Hüftbeins und greifen am Femur um die Schenkelhalsbasis an, um den Oberschenkelknochen um seine Längsachse zu drehen. Da viele dieser Muskeln beide Ansatzpunkte oberhalb des Gelenkdrehpunkts haben, dienen sie gleichzeitig auch als Abduktoren, die das Bein seitlich abspitzen. Die Adduktoren sind hingegen stärker ausgeprägt und verbinden das Schambein, den untersten Beckenknochen zwischen den beiden Hüftgelenkspfannen, fächerförmig mit dem Femur. Die Beuger des Hüftgelenks, die das Bein in der Sagittalebene heben, laufen von der Vorderseite des Femurs zum Beckenkamm und sogar bis zur Lendenwirbelsäule. Der wichtigste Gegenspieler hierzu ist der Gesäßmuskel, der auf der Rückseite des Kreuzbeins und der Rückseite des Femurs ansetzt, um die hohe benötigte Kraft zum Aufstehen oder Springen zu liefern.

Durch die Reduktion auf nur einen Freiheitsgrad, ist der Muskelapparat zur Aktuierung des Kniegelenks deutlich überschaubarer als der des Hüftgelenks. Die meisten Muskeln verteilen sich hierfür um den Oberschenkel herum, wobei die Strecker auf der Vorderseite und die Beuger auf der Rückseite liegen. Dabei ist auffällig, dass fast alle Beuger des Kniegelenks ihren proximalen Ansatzpunkt am Becken und nicht am Femur haben. Deswegen wird bei ihrer Aktivierung nicht nur das Knie angewinkelt, sondern zeitgleich die Hüfte gestreckt. Für eine gezielte Bewegung des Knies müssen daher auch die Hüftbeuger aktiv werden, um das Hüftgelenk ruhig zu halten. Der einzige Strecker des Kniegelenks ist der Quadrizeps, bestehend aus vier funktionell verschiedenen Teilmuskeln, die am distalen Ende alle in die Quadrizepssehne münden. Im Gegensatz zu den Beugern, setzen die meisten Strecker am Femur und nicht am Becken an. Die Quadrizepssehne läuft über die Kniescheibe und setzt dann an der Vorderseite des Schienbeins unterhalb des Kniegelenks an. Die Kniescheibe dient hierbei zur Vergrößerung des Hebelarms um den Gelenkdrehpunkt und erlaubt somit eine effizientere Kraftübertragung.

Die Muskeln zur Bewegung der Sprunggelenke sitzen grundsätzlich am Unterschenkel und wirken hauptsächlich auf das obere Sprunggelenk. Abhängig von ihrer Ansatzstelle am Fuß sind einige dieser Muskeln zugleich auch für die Pronation und Supination des Fußes zuständig. Die Beuger sind in diesem Bereich um ein Vielfaches stärker als die Strecker, da sie bei den meisten Bewegungen das gesamte Körpergewicht stemmen müssen, während die Strecker lediglich dazu dienen die unbelastete Fußspitze in der Schwungphase anzuheben. Der wichtigste Beuger ist der Wadenmuskel, der an den Kondylen des Femurs ansetzt und am distalen Ende in der Achillessehne endet, die an der Rückseite des Fußes mit dem Fersenbein verbunden ist. Die Achillessehne ist die stärkste Bindegewebsstruktur des Körpers und kann bis zu 3,5 Kilonewton Zugkraft standhalten. Unterstützt wird die Wadenmuskulatur

von lateralen Beugern, die seitlich des Schienbeins verlaufen und damit auch die Pronation und Supination des Fußes ermöglichen. Die Strecker des oberen Sprunggelenks verlaufen auf der Vorderseite des Unterschenkels auf beiden Seiten des Schienbeins. Die Muskeln für die Stabilisierung des Fußgewölbes, der Anpassung der Fußform und die Bewegung der Zehen befinden sich rund um das Fußskelett herum, von wo sie das komplexe Knochengestüt der Füße aktuieren.

Bei allen in diesem Abschnitt beschriebenen Muskeln handelt es sich um Skelettmuskeln, die die Aufgabe haben, den Körper auf die gewünschte Art und Weise zu bewegen. Ihre Steuerung basiert auf einer intensiven beidseitigen Kommunikation zwischen Gehirn und Muskeln mittels Nervenbahnen. Die bewusste Muskelansteuerung zur Ausführung einer Bewegung beginnt dabei im prämotorischen Kortex im Stirnlappen des Großhirns. Hier wird die Bewegungsintention auf einer hoher Abstraktionsebene generiert und dann ein grober Plan der Teilbewegungen und beteiligten Muskeln erstellt. Dieses Bewegungsprogramm wird dann in den Basalganglien simuliert und verfeinert. Hier werden Bewegungssignale generiert, die dann als Aktionspotential über die Motoneuronen an die Muskeln gesandt werden. Die Nervenbahn verläuft vom Gehirn durch das Rückenmark, bis die Verzweigung zum Zielmuskel aus der Wirbelsäule austritt und weiter zum Muskel führt. Hier verzweigt sich der Nerv in zahlreiche kleine Endaufzweigungen, die jeweils an der motorischen Endplatte einer Muskelfaser enden, wo die Aktivierung dieser Faser über einen chemischen Neurotransmitter erfolgt. Das Aktionspotential des Nervs verteilt sich auf diese Weise nahezu zeitgleich auf den gesamten Muskel. Die sensorische Rückmeldung aus dem Muskel stammt aus den Muskelspindeln, die die Länge und Bewegungsgeschwindigkeit des Muskels erfassen und an das Gehirn zurückmelden. Der Verlauf der Bewegung wird im Kleinhirn überwacht, das eine Regelfunktion übernimmt und die Ansteuerung der Muskeln beeinflusst, sobald die aktuelle Bewegung von der Soll-Bewegung abweicht (Schwegler und Lucius, 2016).

2.2 Problemstellung für die Entwicklung von Exoskeletten

Die Herausforderungen für die Entwicklung von robotischen Exoskeletten für die unteren Extremitäten lassen sich direkt aus den beschriebenen Komponenten des menschlichen Bewegungsapparats ableiten. Analog zur Biomechanik, Muskulatur und Bewegungskontrolle des Menschen liegen die Schwierigkeiten bei Exoskeletten in der Struktur und Kinematik, der Aktuierung und der Steuerung.

Das primäre Ziel von robotischen Exoskeletten ist es, die menschliche Muskulatur bei der Ausführung von Bewegungen zu unterstützen. Hierfür muss das System ein äußeres Drehmoment in der gewünschten Richtung um die an der Bewegung beteiligten Gelenke aufbringen. Gleichzeitig muss sichergestellt werden, dass diese externe Energie eine tatsächliche Energieersparnis auf Seiten des Benutzers bewirkt und nicht nur zu einer Verlagerung der Last auf ein anderes Gelenk oder einen anderen Muskel führt, die negative gesundheitliche Folgen mit sich bringen könnte. Eine elementare Grundbedingung hierfür ist die biomechanische Kompatibilität des Exoskeletts mit dem Benutzer. Vereinfacht bedeutet das, dass die Bewegungsachsen des Exoskeletts optimal zu denen des Trägers ausgerichtet sind und das Gerät die komplexen Bewegungen der menschlichen Gelenke adäquat abbilden kann. Ist diese Kompatibilität nicht gegeben, kommt es zu Zwangskräften in den Gelenken, die zu Schmerzen und Verletzungen des Benutzers führen können.

Wie im letzten Kapitel dargestellt, ist die Anatomie des menschlichen Bewegungsapparats komplex, was die Erfüllung dieser Anforderung erschwert. Hinzu kommt die große anatomische Varianz des Menschen, die dafür sorgt, dass verschiedene Menschen nicht nur unterschiedlich groß sind, sondern auch Differenzen in ihren Proportionen, ihrer Biomechanik und ihrer Gelenkinematik aufweisen. Diese Randbedingungen machen es Entwicklern von Exoskeletten schwer, Systeme zu entwickeln, die einer großen Anzahl an Benutzern passen. Eine Voraussetzung hierfür ist die umfangreiche Anpassbarkeit der Geräte, die wiederum zu Lasten der Systemkomplexität, der Größe und des Gewichts geht (Cenciarini und Dollar, 2011).

Ein weiteres Problem ist die limitierte Leistungsdichte von heutzutage erhältlichen Antriebssystemen. Ein ideales Exoskelett ist universell einsetzbar und damit für beliebige Anwendungsszenarien geeignet und effektiv. Dies setzt voraus, dass das System nahezu alle Freiheitsgrade des Körpers abdeckt und sämtliche Bewegungsabläufe komplett robotisch augmentiert werden können. Durch die hohe Anzahl an Gelenken und die daraus resultierende Flexibilität des Menschen muss ein solches Gerät entsprechend viele Aktoren besitzen, um den Benutzer bei beliebigen Bewegungsabläufen unterstützen zu können. Durch das hohe Gewicht, sowie den Platz- und Energiebedarf aktueller robotischer Antriebe ist ein derartiges Exoskelett in seiner realen Einsetzbarkeit wiederum stark eingeschränkt. Aus diesem Grund muss zu Beginn der Entwicklung eines Exoskeletts entschieden werden, welche Freiheitsgrade überhaupt benötigt werden und welche davon aktuiert werden sollen, um die Systemkomplexität so gering wie möglich zu halten. Diese Entscheidung hängt maßgeblich vom Einsatzzweck des Exoskeletts ab. Bei der Unterstützung eines gesunden Benutzers ist es beispielsweise besonders wichtig, seine Bewegungsfreiheit so wenig wie möglich einzuschränken, weshalb hier viele Freiheitsgrade benötigt werden. Gleichzeitig müssen nicht alle dieser Freiheitsgrade zwangsläufig aktiv unterstützt werden, wenn sie im Einsatz nur geringen Belastungen ausgesetzt werden. So ist für die Unterstützung eines Lagerarbeiters besonders die Extension von Hüfte und Kniegelenk relevant, während die Innen- und Außenrotation der Hüfte eine untergeordnete Rolle spielt. Soll dagegen ein Querschnittsgelähmter mithilfe eines Exoskeletts laufen können, muss das System sehr steif sein und darf keine passiven Freiheitsgrade enthalten, da dem Benutzer die motorische Fähigkeit fehlt, diese selbst zu stabilisieren. In diesem Fall müssen alle Freiheitsgrade aktuiert werden, die für die gewünschten Bewegungsabläufe benötigt werden, während alle anderen versteift oder anderweitig eingeschränkt werden sollten, um maximale Stabilität zu gewährleisten (Bogue, 2015).

Die letzte Hürde für die weitreichende Verbreitung von aktiven Exoskeletten ist die Steuerung. Damit das Gerät den Benutzer nicht in seiner Bewegungsfreiheit einschränkt, muss es jeder seiner Bewegungen in Echtzeit folgen und hierfür seinen Bewegungswunsch präzise identifizieren können. Hierfür gibt es verschiedene Ansätze, die von einfachen Kraft- und Beschleunigungssensoren bis zu neuronalen Schnittstellen mit dem Gehirn des Benutzers reichen. Trotz intensiver Forschungsarbeit auf diesem Gebiet über die letzten Jahrzehnte ist es allerdings noch nicht gelungen, eine zuverlässige Intentionserkennung zu entwickeln (Sun et al., 2022).

2.3 Zielsetzung der Arbeit

Wie im letzten Abschnitt beschrieben liegen die größten Herausforderungen bei der Entwicklung von robotischen Exoskeletten in ihrer biomechanischen Kompatibilität, ihrer universellen Einsetzbarkeit und ihrer Steuerung. Mit heutzutage verfügbarer Technologie ist es nicht möglich, ein leichtes Exoskelett zu entwickeln, das einer großen Personengruppe gut passt, für eine breite Auswahl von Anwendungen einsetzbar ist und sich intuitiv steuern lässt. Aus diesem Grund beschäftigt sich diese Arbeit mit der Entwicklung von anwendungs- und benutzerspezifischen Exoskeletten für die unteren Extremitäten. Solche individualisierten Geräte können optimal an den Benutzer angepasst werden, um die biomechanische Kompatibilität zu maximieren und können zugleich auf komplexe und schwere Einstellmechanismen verzichten. Zudem erlaubt die funktionelle Individualisierung für konkrete Anwendungen eine Optimierung des Leistungsgewichts durch eine spezifischere Auslegung der Freiheitsgrade und Antriebe. Während aus diesem Ansatz keine komplett neue Lösung für die Steuerung von Exoskeletten hervorgeht, ist sie Teil der Anwendungsspezialisierung. Durch die Betrachtung des Steuerungsprinzips zu Beginn der Entwicklung, wird es bei allen folgenden Designentscheidungen berücksichtigt und so eine bestmögliche Umsetzung für den gewünschten Einsatzfall erreicht.

Diese Arbeit betrachtet systematisch den Prozess, der bei der Entwicklung von individualisierten Exoskeletten für die unteren Extremitäten durchlaufen werden muss. Die Methodik führt dabei von der Definition der Anforderungen und Randbedingungen durch alle Auslegungs- und Designentscheidungen bis zur Herstellung eines Prototyps und der Implementierung einer Steuerung. Der Entwicklungsprozess wird anschließend anhand eines Exoskeletts für Querschnittsgelähmte in die Praxis umgesetzt, wobei alle zuvor beschriebenen Schritte durchlaufen werden.

3. Stand der Technik

Für ein besseres Verständnis in welchen Szenarien Exoskelette zum Einsatz kommen und woraus sich ihre spezifischen Anforderungen ableiten, wird in diesem Kapitel der Stand der Technik der robotischen Exoskelette für die unteren Extremitäten betrachtet. Dafür muss zunächst der Begriff Exoskelett und seine Verwendung in dieser Arbeit klar definiert und eine Kategorisierung von unterschiedlichen Arten von Exoskeletten vorgenommen werden. Im Anschluss werden aktuell kommerziell erhältliche robotische Exoskelette für die unteren Extremitäten vorgestellt, die in ihre drei Anwendungsbereiche Medizin, Industrie und Militär eingeteilt sind. Darauf folgt eine Betrachtung der aktuellen Forschungsrichtungen im Bereich der robotischen Exoskelette. Zum Abschluss des Kapitels werden die Defizite am vorgestellten Stand der Technik besprochen, aus denen sich der eigene Ansatz dieser Arbeit ableitet.

3.1 Kategorisierung von Exoskeletten

Das Wort Exoskelett stammt aus dem Bereich der Biologie, wo es die harte äußere Schale von Organismen ohne innere Knochenstruktur, wie Insekten oder Krebstieren beschreibt. Dieses Außenskelett dient dem Organismus als tragende Struktur, ähnlich wie das Endoskelett des Menschen, und schützt zugleich die Weichteile und Organe im Inneren, indem äußere Kräfte und Druck um sie herum abgeleitet werden. Die Begriffsverwendung im technischen Kontext basiert auf dieser schützenden Funktion und beschreibt in der Regel starre Strukturen, die außen am Körper befestigt werden, um externe Kräfte aufzunehmen und zu verlagern oder Bewegungen des Trägers zu unterstützen. Da allerdings keine eindeutige Definition des Begriffs existiert, gibt es eine große Bandbreite von Geräten, die als Exoskelette bezeichnet werden, aber teilweise sehr unterschiedliche Aufgaben haben. Aus diesem Grund werden in diesem Abschnitt einige wichtige Charakteristika beschrieben, anhand derer Exoskelette kategorisiert werden können.

Bauart

Während es sich bei den meisten als Exoskelett bezeichneten Systemen um tragbare mobile Geräte handelt, wird der Begriff oft auch für stationäre Roboter verwendet, die direkt am Menschen befestigt werden. Dabei handelt es sich meistens um Medizinroboter, die in Rehabilitationszentren für die Therapie von Lähmungen nach Rückenmarksverletzungen oder Schlaganfällen eingesetzt werden. Beispiele hierfür sind der Lokomat oder der Armeo Power von Hocoma (Volketswil, Schweiz). Der Lokomat nutzt ein Laufband, um dem Benutzer echte Gehbewegungen einschließlich Fersenauftritt und Zehenabdruck zu ermöglichen, während er an der gleichen Stelle bleibt. Der Benutzer trägt dabei einen Harness, der den Oberkörper aufrecht hält und das auf die Beine wirkende Körpergewicht reduziert. Die Beine werden an einstellbare Beinmanschetten geschnallt, die von Elektromotoren synchron zur Geschwindigkeit des Laufbandes angetrieben werden. Diese Art von Übungen werden eingesetzt, um die Rehabilitation von Patienten zu beschleunigen, indem das Wiedererlernen der Gehbewegung durch externe Bewegungsinputs unterstützt wird (Jezernik et al., 2003). Der Armeo Power nutzt ein ähnliches Konzept für die oberen Extremitäten, um Patienten zu helfen die Kontrolle über ihre Arme wiedererlangen, indem sie wichtige Aufgaben des täglichen Lebens wie Greifen, Essen oder Trinken ausführen. Dabei sitzt der Patient in der Regel auf einem Stuhl, während die stationäre Roboterstruktur hinter oder neben ihm steht und die Bewegung unterstützt. Neben solchen stationären Geräten bezieht sich der Exoskelettbegriff primär auf mobile Geräte, die am Körper des Benutzers befestigt werden und sich mit ihm bewegen. Dadurch ergibt sich eine größere Bandbreite an Anwendungen, besonders

außerhalb des medizinischen Kontexts, wo die Ortsbindung eines stationären Geräts nicht praktikabel wäre. Gleichzeitig steigen mit der Mobilität die Anforderungen an das Gerät bezüglich Gewicht, Abmaßen und Laufzeit (Chen et al., 2013).

Ein weiterer grundlegender Unterschied verschiedener Bauarten besteht zwischen anthropomorphen und nicht-anthropomorphen Exoskeletten. Ein anthropomorphes Exoskelett zeichnet sich dadurch aus, dass es die gleiche Struktur wie die zu unterstützenden Gliedmaßen aufweist und parallel zu ihnen agiert. Ein solches System für die unteren Extremitäten ist demnach ähnlich zum menschlichen Skelett aufgebaut und weist eine serielle Kinematik bestehend aus Hüft-, Oberschenkel-, Unterschenkel- und Fußstruktur auf. Nicht-anthropomorphe Exoskelette dagegen können eine komplett unterschiedliche Struktur mit einer anderen Anzahl an Freiheitsgraden aufweisen und fokussieren sich lediglich auf die Bewegung des Endeffektors. Im vorliegenden Beispiel ist der Fuß der Endeffektor und das Exoskelett ist ausschließlich darauf ausgelegt die Relativbewegung der Füße relativ zum Rumpf durchzuführen, während die dafür verwendete Kinematik keine Rolle spielt (Vukobratovic et al., 1974).

Obwohl der Begriff Exoskelett in den meisten Fällen ein mobiles anthropomorphes Design impliziert, werden auch stationäre oder nicht-anthropomorphe Systeme gelegentlich als Exoskelette bezeichnet. Der Großteil der Geräte im aktuellen Stand der Wissenschaft und Technik entsprechen allerdings der mobilen anthropomorphen Bauweise.

Freiheitsgrade und Gelenke

Die Anzahl der Freiheitsgrade eines Exoskeletts hängt davon ab, welche Gelenke des Körpers unterstützt werden sollen und ob der Fokus hierbei auf der stabilisierenden Funktion oder auf der maximalen Bewegungsfreiheit liegt. Die einfachsten Exoskelette sind in der Regel solche, die ein einzelnes Gelenk mit einem Freiheitsgrad abdecken, wie z. B. Ellbogenorthesen. Hier wird das Exoskelettgelenk als einfaches Scharniergelenk realisiert, da sich die natürliche Gelenkbewegung damit ausreichend genau abbilden lässt (Werner und An, 1994).

Da viele andere natürliche Gelenke mehr als einen Freiheitsgrad enthalten, sind oft zusätzliche translatorische oder rotatorische Freiheitsgrade nötig, um einen größeren Bewegungsumfang zu ermöglichen und den Träger nicht einzuschränken. Dies ist besonders wichtig für Hüft- oder Schulter-Exoskelette, wo der menschliche Körper viele Freiheitsgrade für größere Flexibilität nutzt. Dabei ist eine Schwierigkeit beim Entwurf von Exoskeletten, dass die Positionierungsmöglichkeiten der externen Gelenke stark eingeschränkt sind. Bei planaren Gelenken mit nur einem Freiheitsgrad kann die Bewegung mit einem parallel verschobenen Gelenk mit identischer Rotationsachse abgebildet werden. Sobald eine räumliche Bewegung abgebildet werden soll, wie bei einem Kugelgelenk, müssen die beiden Rotationszentren allerdings exakt im selben Punkt liegen. Da das Gelenk eines Hüftexoskeletts nicht an der Stelle des Femurkopfes positioniert werden kann, kann es demnach nicht als Kugelgelenk realisiert werden. Stattdessen müssen die abzubildenden Freiheitsgrade durch eine Kombination von mehreren Teilgelenken erzeugt werden, die um den Körper herum positioniert werden (Jarrassé und Morel, 2011).

Sollen nicht nur einzelne Gelenke, sondern ganze Gliedmaßen unterstützt werden, wie z.B. bei Hüft-Knie-Sprunggelenk-Exoskeletten, muss nicht nur die Bewegung jedes einzelnen Gelenks, sondern auch ihre Verkettung genau abgebildet werden. Kommt es hierbei zu Abweichungen bei der Kinematik eines einzelnen Gelenks oder des Abstands zwischen den Gelenken, ist eine

Verschiebung aller anderen Gelenkachsen die Folge, was zu einer Inkompatibilität der gesamten Kinematik führt (Jarrassé und Morel, 2010).

Für eine intuitive Kategorisierung bezüglich der unterstützten Gelenke werden generell Begriffe wie Hand-Exoskelett, Oberkörper-Exoskelett oder Bein-Exoskelett verwendet. Während diese Bezeichnungen oft keine spezifischen Informationen über die Anzahl der passiven oder aktivierten Freiheitsgrade enthalten, weisen sie auf die allgemeine Funktionalität und den Umfang des Geräts hin.

Unterstützung

Überträgt man die Funktionsweise von tierischen Exoskeletten auf den Menschen, entstehen sogenannte Panzertauchanzüge, die für Tauchgänge in großer Tiefe entwickelt wurden. Sie besitzen eine starre Hülle, die hohem Umgebungsdruck standhalten kann und zusätzlich Gelenke beinhaltet, die eine grundlegende Artikulation der Gliedmaßen erlaubt. Durch die vollständige Einkapselung wird der Benutzer komplett von äußeren Kräften isoliert, aber zugleich stark in seiner Bewegungsfähigkeit eingeschränkt. Wirkt die äußere Kraft nicht aus allen Richtungen, wie beim Umgebungsdruck, kann eine ähnliche Schutzfunktion auch durch deutlich einfachere Geräte erreicht werden. In diesem Fall kommen Rüstungen oder Protektoren zum Einsatz, die den Benutzer nur an den Stellen bedecken, an denen eine äußere Krafteinwirkung zu erwarten ist. Beispiele hierfür sind Plattenrüstungen, wie sie unter anderem im Mittelalter verwendet wurden, oder moderne Motorradschutzkleidung. Anstatt die externe Kraft komplett um den Körper herum zu leiten, verteilen solche Protektoren die Kraft auf eine große Fläche und verringern damit die lokale Krafteinwirkung. Dieses Konzept der Kraftumleitung und -verteilung wird auch von medizinischen Orthesen und Schienen verfolgt, um die Heilung von Verletzungen zu erleichtern. So schützt ein Gips zur Behandlung eines gebrochenen Knochens, neben der Ruhigstellung eventuell betroffener Gelenke, primär durch die Umleitung von äußeren Kräften auf eine größere Fläche gesunden Gewebes. Ebenso sorgt eine Knieorthese nach einer Kreuzbandverletzung dafür, dass die Kräfte, die normalerweise beim Gehen auf die Bänder des Kniegelenks einwirken, von der Orthese getragen werden, um eine beschleunigte Heilung zu ermöglichen. Die Funktion dieser Art von Gerät basiert ausschließlich auf ihrer Struktur, ohne die Verwendung von weiteren Funktionsbauteilen, weshalb sie in der Regel ausschließlich für Schutz- und Stabilisierungsfunktionen eingesetzt werden. Aus diesem Grund werden diese Geräte oftmals nicht als Exoskelette bezeichnet, obwohl sie grundlegende Eigenschaften von Exoskeletten aufweisen (Hohmann et al., 1990).

Dies ändert sich mit der Verwendung von Funktionsbauteilen wie Federn oder Dämpfern, die in der Lage sind, externe Energie aufzunehmen, zu speichern und zeitverzögert wieder abzugeben. Da hierfür keine eigene Energiequelle notwendig ist spricht man von passiven Exoskeletten. Diese Geräte sind geeignet um die Effizienz von periodischen Bewegungsabläufen wie dem Gehen zu erhöhen oder statische Lasten auf andere Körperpartien zu übertragen. Beispiele hierfür sind Exoskelette, die die Oberarme anheben, um bei Überkopfarbeiten zu unterstützen (Schmalz et al., 2019) oder federunterstützte Knöchelschienen, die den Aufprall eines Schritts absorbieren und den Wadenmuskel in der Abdruckphase des Gehens unterstützen (Collins et al., 2015). Der große Vorteil von passiven Exoskeletten liegt darin, dass sie in der Regel leicht und schlank sind und größtenteils auf jegliche Elektronik verzichten können. Dadurch werden die Geräte deutlich günstiger und besitzen keine Batterien, die regelmäßig gewechselt oder aufgeladen werden müssen, weshalb sie sich für den industriellen Einsatz anbieten. Ein Sonderfall sind quasi-passive Geräte, die beispielsweise Sensoren und kleine Stellaktoren verwenden, um die in dem passiven

Funktionselement gespeicherte Energie zu präzisen Zeitpunkten abzugeben. Da die funktionelle Energie dieser Geräte aus dem passiven Element und keiner externen Quelle kommt und die verbauten mechatronischen Komponenten nur einen geringen Energieverbrauch haben, werden sie in der Regel den passiven Exoskeletten zugeordnet (Walsh et al., 2007).

Das größte Problem der passiven Exoskelette besteht darin, dass sämtliche Energie, die zur Unterstützung der Bewegung zur Verfügung stehen soll, zuvor absorbiert werden muss. Das limitiert die maximal erreichbare Unterstützung und beschränkt diese in der Regel auf eine Bewegungsrichtung, da das Funktionselement die Energie in einer Richtung aufnimmt und in der entgegengesetzten Richtung wieder abgibt. Für Anwendungen, in denen mehr Energie oder größere Flexibilität in Bezug auf die unterstützten Bewegungsabläufe gefordert wird, kommen aus diesem Grund aktive Exoskelette zum Einsatz. Das sind die Geräte, oft auch als robotische Exoskelette bezeichnet, die die meisten Menschen mit dem Begriff Exoskelett assoziieren - nicht zuletzt durch ihre Verwendung in zahlreichen Science-Fiction Medien. Sie unterstützen den Benutzer mittels Energie, die dem System von außen zugeführt wird, zum Beispiel mithilfe einer mitgeführten Batterie. Die Unterstützung erfolgt meistens durch elektrische, pneumatische oder hydraulische Antriebe, wodurch grundsätzlich beide Richtungen eines Freiheitsgrads aktuiert werden können und die Höhe der Unterstützung nur durch Platz- und Energiebedarf der Komponenten beschränkt wird. Während sich durch die hohe verfügbare Unterstützung viele potenzielle Einsatzfelder für robotische Exoskelette ergeben, stellen die hohen Kosten, das hohe Gewicht und die komplexe Steuerung der Geräte ein großes Hindernis für ihre weite Verbreitung dar (Dollar und Herr, 2008).

Kontrollschema

Jedes aktive System benötigt eine Steuerung, wobei diese bei robotischen Exoskeletten unmittelbar mit der beabsichtigten Anwendung des Systems verknüpft ist. Grundsätzlich gibt es hierbei drei verschiedene Ansätze, die betrachtet werden müssen: Kraftverstärkung, Bewegungsassistenz und vollständige Bewegungskontrolle.

Kraftverstärkende Exoskelette werden für industrielle und militärische Anwendungen entwickelt und sind für das Tragen durch gesunde Nutzer vorgesehen. Sie sollen den Bewegungsumfang des Anwenders nicht einschränken und die natürlichen Grenzen der körperlichen Leistungsfähigkeit des Trägers erweitern. Auf diese Weise ermöglichen sie es dem Benutzer, schwerer zu heben, schneller und weiter zu laufen oder schwere Geräte über lange Strecken zu transportieren, ohne Verletzungen zu riskieren. Die größte Herausforderung bei dieser Art von Exoskelett ist die Steuerung, die die Absicht des Benutzers genau und schnell erkennen muss, um seine Bewegung zu unterstützen, ohne ihn zu behindern (Al-Shuka et al., 2019).

Assistierende Exoskelette werden hauptsächlich in der physischen Rehabilitation von Schlaganfallpatienten und inkomplett Querschnittsgelähmten eingesetzt. Ihre wichtigste Funktion ist es teilweise gelähmten Patienten zu helfen, ihre Fortbewegungsfähigkeit wiederzuerlangen. Dafür korrigieren sie die Bewegungen des Benutzers, um Ausgleichsbewegungen zu verhindern oder stellen zusätzliches Gelenkdrehmoment zur Verfügung, um die gewünschte Bewegung zu ermöglichen. Gleichzeitig stabilisieren sie den gesamten Bewegungsablauf, sodass sich der Patient auf die bewusste Ansteuerung der betroffenen Muskeln fokussieren kann. Bei der Ausführung von Bewegung bieten sie dabei generell nicht genügend Drehmoment, um den Patienten vollständig zu unterstützen, sodass

er gezwungen ist, aktiv an der Übung teilzunehmen. Bei anderen Übungen muss der Patient gegen das Exoskelett arbeiten, was eine genaue Überwachung der aktuellen Fähigkeiten des Patienten ermöglicht und eine beschleunigte Muskelregeneration unterstützt. Aus diesem Grund sind sie meist auch mit Sensoren ausgestattet, die es ihnen erlauben auf das Verhalten des Patienten zu reagieren, indem sie Bewegungen einleiten, verlangsamen oder unterstützen (Yan et al., 2015).

Exoskelette der dritten Kategorie sind in den meisten Fällen darauf ausgelegt, vollständig querschnittsgelähmten Patienten das Gehen wieder zu ermöglichen und müssen daher das gesamte notwendige Drehmoment bereitstellen und die gewünschte Bewegungsbahn vollständig definieren. Aufgrund der komplett fehlenden motorischen Kontrolle dieser Patienten wird die Steuerung dieser Exoskelette deutlich vereinfacht, da der Patient nicht in die vorgeplanten Trajektorien eingreifen kann. Dadurch kann auf grundlegende Bewegungsmodi zurückgegriffen werden, die auf Befehl ausgeführt werden und auf einer reinen Positionssteuerung basieren. Gleichzeitig wird eine völlig neue Schnittstelle benötigt, die es dem Benutzer ermöglicht, die gewünschten Bewegungen zum richtigen Zeitpunkt auszuführen. Dies wird in der Regel durch Benutzerkonsolen erreicht, die in Krücken oder Armbänder integriert werden. Teilweise kommen diese auch in Kombination mit Neigungssensoren an der Hüfte zum Einsatz, um Bewegungen durch Vorwärtsbeugen zu initiieren (Ma et al., 2019).

Diese Arbeit befasst sich mit mobilen robotischen Exoskeletten für die unteren Extremitäten. Der Begriff Exoskelett wird im Folgenden dementsprechend synonym für Systeme dieser Art verwendet und in den folgenden Kapiteln zum Stand der Technik werden ausschließlich Geräte dieser Kategorie betrachtet.

3.2 Kommerziell erhältliche Exoskelette

Der Markt für robotische Exoskelette ist in stetigem Wachstum, weshalb eine große Zahl an Firmen weltweit Exoskelette entwickeln und bewerben. Der Anspruch dieser Arbeit ist es, ausschließlich Systeme zu betrachten, die tatsächlich käuflich zu erwerben und im Einsatz sind. Dabei ist die Unterscheidung zwischen Entwicklungsprototypen und kaufbaren Produkten oft keine triviale Aufgabe.

Im Bereich der Medizin stellt die Zertifizierung durch die US Food and Drug Administration (FDA) das wichtigste Gütekriterium zur Identifizierung von einsatzfähigen Produkten dar. Eine solche Zertifizierung ist notwendig, um in Kliniken und Rehaszentren als medizinisches Hilfsggerät eingesetzt oder an Privatpersonen verkauft zu werden. Das europäische Äquivalent ist die CE-Kennzeichnung, wobei diese leichter zu erlangen ist als das amerikanische Zertifikat. Während für die FDA ein medizinischer Nutzen in einer klinischen Studie nachgewiesen werden muss, reicht für die CE-Kennzeichnung der Nachweis der Sicherheit und Funktionstüchtigkeit des Gerätes, unabhängig davon, ob sein Einsatz zu einem Patientennutzen führt. Dennoch erfordert die CE-Zertifizierung, dass das Gerät vollständig entwickelt ist und es sich nicht nur um einen Prototyp handelt. Für den industriellen Einsatz ist keine Zertifizierung als Medizinprodukt notwendig, wodurch die Unterscheidung zwischen Produktvisionen und realen im Einsatz befindlichen Produkten deutlich erschwert wird. Bei Geräten für den militärischen Einsatz wird das Problem noch verschärft, da es für diese meistens keine öffentliche Dokumentation gibt. Die Entwicklung derartiger Exoskelette verläuft in der Regel im Rahmen von Regierungsaufträgen unter strengen Geheimhaltungsaufgaben und zu ihrem Einsatz werden keine verlässlichen Zahlen veröffentlicht.

In diesem Kapitel erfolgt ein Überblick über den Markt der robotischen Exoskelette für die unteren Extremitäten in den Bereichen Medizin, Industrie und Militär. Dieser erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit und stellt lediglich eine Auswahl an bekannten und relevanten Geräten dar.

3.2.1 Exoskelette in der Medizin

In der Medizin werden Exoskelette hauptsächlich für die Rehabilitation von Schlaganfallpatienten und Querschnittsgelähmten eingesetzt. Bei Patienten mit einer partiellen Lähmung sind die physischen Nervenverbindungen zwischen Gehirn und Muskel oft noch in Takt, die Ansteuerung der Muskeln zur Ausführung von Bewegungen muss allerdings neu erlernt werden. Die hierfür eingesetzten Geräte unterstützen die Träger durch die zur Verfügung gestellte Kraft und eine Stabilisierung der Gangbewegung. Bei Querschnittsgelähmten ohne jegliche Motorfunktion in den Beinen muss die gesamte Kraft zur Bewegung bereitgestellt und die exakte Bewegungsbahn vom Exoskelett vorgegeben werden. Diese Exoskelette dienen hauptsächlich als Therapiegeräte, um die gesundheitlichen Beschwerden durch dauerhaftes Sitzen zu lindern. Dabei wird die Durchblutung der Beine gefördert, die Verdauung angeregt und Hautirritationen reduziert. Gleichzeitig werden die Geräte auch als persönliche Mobilitätsassistenten und Alternative zum Rollstuhl vermarktet und ermöglichen den Trägern beispielsweise Treppen zu steigen und unebenen Untergrund zu überwinden. Während die begrenzte Akkulaufzeit und das geringe Bewegungstempo einen kompletten Ersatz des Rollstuhls heutzutage unwahrscheinlich machen, hat die regelmäßige Benutzung der Geräte in der Freizeit positive Auswirkungen auf die physische und psychische Gesundheit der Benutzer (Kandilakis und Sasso-Lance, 2021).

Die FDA zertifiziert robotische Exoskelette unter dem Produktcode PHL als Geräte der Klasse 2 und definiert sie als externe angetriebene Orthesen, die für medizinische Zwecke über der gelähmten oder geschwächten unteren Extremität einer Person platziert werden. Dabei unterstützt das Gerät die Bewegung eines oder mehrerer Gelenke der unteren Extremitäten und kann einseitig oder beidseitig eingesetzt werden. Im März 2023 gab es elf robotische Exoskelette für die unteren Extremitäten auf dem Markt, die von der FDA zertifiziert wurden und im Folgenden in der Reihenfolge ihrer ersten Zulassung vorgestellt werden.

Rewalk Personal 6.0

Das ReWalk Personal 6.0 von ReWalk Robotics (Yokneam, Israel) ist der aktuelle Marktführer unter den Exoskeletten für die Mobilitätsassistenten von Querschnittsgelähmten. Mit seiner FDA-Zulassung im Jahr 2014 für den Einsatz in der Rehabilitation und im Privatgebrauch bei Rückenmarksverletzungen war es das erste aktive Exoskelett mit offizieller Zertifizierung. Im Jahr 2023 folgte eine Erweiterung der Zulassung, die auch die Bewältigung von Stufen und Gehsteigen erlaubt. Das System verfügt über vier aktive und zwei passive Freiheitsgrade. Die Hüft- und Kniegelenke werden in der Sagittalebene angetrieben, während das Sprunggelenk mittels einer gefederten Lagerung eine Abrollbewegung in der gleichen Ebene erlaubt. Zum Halten des Gleichgewichts werden Krücken eingesetzt. Das Exoskelett verfügt über verschiedene Bewegungsmoden, die das Aufstehen und Hinsetzen, das Gehen auf ebenem oder geneigtem Untergrund und mittlerweile auch das Treppensteigen ermöglichen. Die Auswahl des Bewegungsmodus erfolgt über einen Kommunikator, der am Handgelenk getragen wird, während ein Schritt durch eine Gewichtsverlagerung nach vorne initiiert wird. Bei ebenem Untergrund beträgt die maximal erreichbare Geschwindigkeit rund 2,5 km/h. Die Anpassung an verschiedene Benutzer erfolgt dabei durch die Verwendung von Lochrastern

zur Verbindung der tragenden Strukturelemente. Dadurch können die Längen von Ober- und Unterschenkel, sowie die Position des Hüftgelenks in diskreten Schritten angepasst werden. Zudem kann auch der Befestigungspunkt der Beinmanschetten verstellt werden. Das ReWalk Exoskelett ist durch seine Bauweise sehr stabil und die Motoren leistungsstark, was dem Benutzer ein hohes Sicherheitsgefühl vermittelt. Das resultierende hohe Gewicht stellt allerdings eine große Herausforderung für die Benutzung im Alltag dar (Esquenazi et al., 2012).

Ekso Bionics Indego

Das Indego Exoskelett wurde ursprünglich der Vanderbilt University in Nashville als Vanderbilt Exoskeleton entwickelt und erstmals 2011 veröffentlicht (Quintero et al., 2011). Das Konzept wurde bereits 2012 an Parker Hannafin (Cleveland, OH, USA) lizenziert, wo die Weiterentwicklung und Vermarktung unter dem Namen Indego stattfand. Die Zertifizierung für den klinischen und privaten Einsatz von Patienten mit Rückenmarksverletzung erfolgte im Jahr 2016. 2022 wurde die gesamte Sparte der menschlichen Bewegungskontrolle, inklusive des Indego Exosketts an Ekso Bionics (Richmond, CA, USA) verkauft. Die Kinematik des Indego ist ähnlich der des ReWalk Exosketts, mit vier aktiven Freiheitsgraden. Die Hüft- und Kniegelenke werden in der Sagittalebene aktuiert, während das Sprunggelenk in Form eines Festkörpergelenks aus einem dünnen Blatt Karbonfaser-verstärkten Kunststoffes realisiert wurde. Damit erlaubt das Gelenk nicht nur das Abrollen beim Gang, sondern auch eine Pronations- und Supinationsbewegung. Zur Stabilisierung bei der Bewegung kommen auch hier Krücken zum Einsatz. Die durchführbaren Bewegungen beschränken sich beim Indego auf das Aufstehen und Hinsetzen, sowie das Gehen auf ebenem Untergrund. Die Auswahl des Bewegungsmodus erfolgt mittels einer App für Mobiltelefone und Tablets, während Schritte durch eine Gewichtverlagerung nach vorne ausgelöst werden. Die maximale Ganggeschwindigkeit auf ebenem Untergrund beträgt hierbei rund 2,8 km/h. Der Fokus dieses Geräts ist ein schlankes Design bei einem geringen Gewicht von ca. 13 kg. Anstelle von Verstellmöglichkeiten ist das Gerät modular aufgebaut, sodass es in kurzer Zeit und ohne Werkzeug in fünf Einzelteile zerlegt werden kann. Alle Komponenten sind in mehreren Größen verfügbar, sodass die Anpassung des Geräts durch die Auswahl der passendsten Größe erfolgt. Aufgrund der groben Abstufungen zwischen den Größen ist das Gerät allerdings nur sehr begrenzt an den Benutzer anpassbar. Das Indego Exoskelett ist durch das geringe Gewicht und das platzsparende Design sehr alltagstauglich, allerdings sind die verbauten Motoren vergleichsweise schwach, was bei hoher Belastung zu einer starken Erwärmung führt, die den Tragekomfort spürbar verringern kann (Tefertiller et al., 2018).

Ekso Bionics EksoNR

Die bereits genannte Firma Ekso Bionics ist eine Ausgründung der UC Berkeley unter Homayoon Kazerooni, einem der Mitbegründer der modernen Exoskelett Entwicklung (Kazerooni, 1990). Das erste hier entwickelte Gerät war das EksoGT, das 2016 seine FDA-Zulassung für die Rehabilitation von Rückenmarksverletzungen und Schlaganfall erhielt. Damit war es das erste zugelassene Exoskelett für den Einsatz mit Schlaganfallopfern. Die Weiterentwicklung, das EksoNR, erhielt zusätzlich die Zulassung für Patienten mit Multipler Sklerose im Jahr 2022. Es weist ein ähnliches Design wie die vorher genannten Geräte auf, mit aktuierten Hüft- und Kniegelenken und der Fähigkeit zu Sitz-Stand-Transfers und Gehen auf ebenem Untergrund. Zum Halten des Gleichgewichts kommen auch hier Krücken zum Einsatz. Im Gegensatz zu ReWalk und Indego ist das EksoNR nicht für den privaten Gebrauch zu Hause zugelassen, sondern nur für den Einsatz im klinischen Umfeld. Dabei liegt der Fokus der Anwendung auf der Unterstützung der Gangrehabilitation auf Basis von motorischen

Restfunktionen. Da eine Trainingseinheit mit diesem System immer von einem Therapeuten unterstützt wird, besteht die Schnittstelle aus einem Touch-Display, das auf der Rückseite des Exoskeletts angebracht ist, wo der Therapeut die volle Kontrolle über die ausgeführten Programme und Übungen hat, während er den Benutzer von hinten stabilisiert (Bach Baunsgaard et al., 2018).

Cyberdyne HAL

Die japanische Firma Cyberdyne (Tsukuba, Japan) entstand 2004 aus einem Forschungsunterfangen an der Universität Tsukuba und ist spezialisiert auf die Lösung der Probleme der überalternden japanischen Bevölkerung durch technische Assistenzsysteme. Das Hybrid Assistive Limb (HAL) Exoskelett unterscheidet sich deutlich von den bisher vorgestellten Systemen, da es nicht für eine vollständige Bewegungskontrolle ausgelegt ist und nicht genügend Gelenkmoment zur Verfügung stellt, um komplett Querschnittsgelähmte zu mobilisieren. Es wurde erstmals 2017 für Patienten mit eingeschränkter Funktion der unteren Extremitäten zugelassen, wobei die Zulassung 2020 um Patienten mit Schlaganfall und progressiven neurologischen Störungen erweitert wurde. Wie das EksoNR ist es für die Rehabilitation von Opfern von Schlaganfällen oder inkompletten Rückenmarksverletzungen gedacht, verwendet jedoch fortschrittlichere Steuerungsstrategien. Einzigartig ist die Integration von Elektromyographie (EMG) Sensoren in das Exoskelett, die die Oberflächenaktivität der unterstützten Muskeln messen, um Bewegungen zu initiieren. Dies ermöglicht ein effektives Reinforcement Learning und kürzere Rehabilitationszeiten. Darüber hinaus ist das System teilweise modular aufgebaut und ist auch in einer Einbein- oder einer Ganzkörperkonfiguration erhältlich, die aktive Schulter- und Ellbogengelenke beinhaltet. Die hier betrachtete Variante für die unteren Extremitäten ist analog zu den zuvor vorgestellten Geräten aufgebaut und aktuiert die Hüft- und Kniegelenke in der Sagittalebene, während das Sprunggelenk nachgiebig ist (Sankai, 2011).

Honda Walking Assist Device

Das Honda Walking Assist Device des japanischen Konzerns Honda (Tokio, Japan) ist das erste hier vorgestellte Gerät, das keine aktive Unterstützung der Kniegelenke bietet. Stattdessen beschränkt sich das System auf die Aktuierung der Hüftgelenke, was einen deutlich kompakteren Aufbau zur Folge hat. Es besteht hauptsächlich aus einem Hüftbügel, der auf der Körperrückseite verläuft und über einen Riemen mit dem Torso des Trägers verbunden ist. An den Enden des Bügels befinden sich zwei Antriebseinheiten auf Höhe der Hüftgelenke, die ihre Kraft über zwei Hebelarme mit Manschetten in die Oberschenkel einleiten, um ein Drehmoment um das Hüftgelenk zu erzeugen. Das Gerät wurde 2018 für die Unterstützung der Rehabilitation von Schlaganfallpatienten zertifiziert, die grundsätzlich in der Lage sind zu gehen, aber durch eine partielle Lähmung in ihrer Gangfunktion eingeschränkt werden. Das Gerät ermöglicht eine beschleunigte neurologische Erholung durch die Erfassung und Angleichung von Bewegungsmustern der gesunden und der eingeschränkten Körperhälfte (Sato et al., 2020).

Rewalk Restore

Das ReStore System der Firma ReWalk ist kein Exoskelett im zuvor definierten Sinne, sondern ein Exosuit. Der Unterschied besteht darin, dass ein Exosuit weitgehend auf starre Strukturen verzichtet und damit nur für eine eingeschränkte mechanische Stabilisierung des Benutzers sorgen kann. Trotz dieses Umstands ist das ReStore System bei der FDA unter der gleichen Kategorie wie die anderen hier betrachteten Systeme gelistet und wurde 2019 für die Rehabilitation von Schlaganfallpatienten mit eingeschränkter Gangfunktion zugelassen. Das

Gerät besteht aus einer Manschette, die um die Wade des beeinträchtigten Beins getragen wird und mittels zweier Seilzüge die Flexion und Extension des Sprunggelenks unterstützt. Die hierfür benötigten Motoren werden an einem Hüftgurt befestigt, um das Gewicht des Systems am Bein zu minimieren. Durch die Unterstützung der Unterschenkelmuskulatur sorgt das System für eine rundere Gangbewegung (Awad et al., 2020).

Ottobock Phoenix

Die Firma SuitX (Emeryville, CA, USA), vorher bekannt als US Bionics ist eine weitere Ausgründung aus der UC Berkeley von Homayoon Kazerooni und wurde im Jahr 2021 von Ottobock (Duderstadt, Deutschland) übernommen. Das hier entwickelte Phoenix Exoskelett wurde 2019 für die Rehabilitation von Querschnittsgelähmten zugelassen. Anders als bei den anderen Systemen dieser Kategorie werden beim Phoenix nur die Hüftgelenke aktuiert, während die Kniegelenke lediglich in der Standphase blockieren, um einen sicheren Stand der Benutzer zu gewährleisten. Durch die Abbildung der vollständigen Kinematik vom Hüftgelenk bis zu den Füßen bietet das System eine hohe Stabilität im Vergleich zu Exoskeletten, die nur das Hüftgelenk umfassen, ist aber mit rund 12 kg Gewicht leichter als die meisten anderen Geräte für Querschnittsgelähmte (Wu und Kazerooni, 2017).

B-Temia Keeogo Dermoskeleton System

Das Keeogo Dermoskeleton der Firma B-Temia (Quebec, Kanada) ist eine restkraftunterstützende Knieorthese. Das System erhielt seine FDA-Zulassung im Jahr 2020 für die Gangrehabilitation von Schlaganfallpatienten, die bereits ohne Unterstützung stehen und gehen können. Das Gerät stabilisiert das Hüftgelenk und das Kniegelenk, wobei nur das Knie mittels Elektromotoren unterstützt wird. Die Strategie hinter dem System basiert auf einem möglichst leichten und schlanken Aufbau, der den Benutzer grundlegend stabilisiert und nur bei Bedarf aktiv unterstützt. Hierfür setzt B-Temia auf kompakte Motoren, die von einem KI-basierten Algorithmus gesteuert werden, der sich den Bewegungsmustern des Benutzers anpassen und seine Bewegungsintention erkennen soll, um eine nahtlose Integration in den Alltag zu ermöglichen (McGibbon et al., 2018).

ExoAtlet ExoAtlet-II

Das ExoAtlet-II der russischen Firma Exoatlet (Moskau, Russland) wurde 2021 für die Rehabilitation von Schlaganfallpatienten zugelassen. Das System besitzt vier aktive Freiheitsgrade für die Hüft- und Kniegelenke und einen nachgiebigen Freiheitsgrad im Sprunggelenk. Mit diesem Aufbau ähnelt es den etablierten Geräten von ReWalk und Ekso Bionics und wird ebenfalls durch den Einsatz von Krücken stabilisiert. Das Gerät ist nur für den Einsatz unter Aufsicht eines Therapeuten gedacht und wird daher ähnlich wie das EksoNR über einen Touch-Bildschirm auf der Rückseite des Geräts bedient (Pais-Vieira et al., 2020).

Samsung Electronics GEMS-H

Das GEMS-H (Gait Enhancing and Motivating System - Hip) Exoskelett von Samsung Electronics (Suwon, Südkorea) wurde 2022 von der FDA für die Rehabilitation von Schlaganfallpatienten mit Einschränkungen beim Gang zugelassen. In seinem Aufbau und seiner Funktionsweise ähnelt das System stark dem Honda Walking Assist Device, bestehend aus einem Hüftbügel mit Motoren zur Aktuierung der Hüftgelenke und Hebelarmen zur Kraftübertragung auf die Oberschenkel. Aufgrund der kürzlichen Markteinführung ist zu dem Gerät bisher wenig Information in englischer Sprache erhältlich (Lee et al., 2017).

Wandercraft Atalante

Das Atalante Exoskelett der französischen Firma Wandercraft (Paris, Frankreich) wurde 2022 für die Rehabilitation von Patienten mit einer halbseitigen Lähmung in Folge eines Schlaganfalls zugelassen. Dieses System unterscheidet sich deutlich von den bisher vorgestellten Geräten, da es selbstbalancierend ist und ohne Krücken zur Stabilisierung verwendet werden kann. Um dies zu erreichen, hat es zwölf aktuierte Freiheitsgrade, drei in jeder Hüfte, einen in jedem Knie und zwei in jedem Knöchel, wodurch es den Schwerpunkt des Benutzers über den Fuß verlagern und die Richtung ändern kann. Dadurch ist eine vollständige Gangbewegung ohne Zuhilfenahme der Arme möglich. Während dieser Aufbau sehr einfach zu bedienen ist, da der Benutzer nur einen Joystick zum Laufen benötigt, ist das System sehr schwer, sperrig und teuer (Gurriet et al., 2018).

Der Stand der Technik der FDA-zertifizierten Exoskelette zeigt deutlich die grundlegenden Gemeinsamkeiten der meisten Systeme. Der Markt ist fokussiert auf Geräte für Querschnittsgelähmte ohne jegliche Motorfunktion und Schlaganfallpatienten mit Restfunktion in den unteren Extremitäten. Bis auf das Freihand-Exoskelett von Wandercraft werden die aktuierten Freiheitsgrade auf die nötigsten reduziert, um Gewicht, Preis und Systemkomplexität zu minimieren. Dabei wird fast immer das Hüftgelenk in der Sagittalebene angetrieben und oftmals auch das Kniegelenk. Das Sprunggelenk oder zusätzliche Bewegungsebenen werden in der Regel zurückgestellt.

3.2.2 Exoskelette in der Industrie

Die industrielle Fertigung wird seit Jahrzehnten von einer kontinuierlichen Automatisierung und Prozessoptimierung geprägt, wobei traditionellerweise von Menschen durchgeführten Tätigkeiten von Robotern und Maschinen übernommen werden. Dennoch bleiben auch in hoch technologisierten Branchen Positionen, die nur von Menschen wirtschaftlich gefüllt werden können. An dieser Stelle überträgt sich die Prozessoptimierung auf den Menschen, dessen Arbeitskraft möglichst effizient genutzt werden soll. Um dies zu erreichen, muss das Arbeitsumfeld so ergonomisch wie möglich gestaltet und der Arbeiter bei seinen Aufgaben zielgerichtet unterstützt werden.

Die in diesem Zusammenhang kritischsten Aufgaben von Arbeitskräften im industriellen Umfeld sind Arbeiten die eine ungünstige Körperhaltung oder das Heben von schweren Lasten erfordern. Beispiele für unergonomische Körperhaltungen sind Überkopfarbeiten, Arbeiten auf unterschiedlichen Arbeitshöhen oder Aufgaben, die ein weites Vorbeugen des Oberkörpers bedingen. Diese sind besonders bei Montageprozessen verbreitet, bei denen der Arbeitsraum eingeschränkt oder schwer zu erreichen ist. Das Heben und Bewegen von schweren Lasten ist vor allem in der Logistik verbreitet, wobei diese Tätigkeiten selbst bei korrekter Technik im Laufe der Zeit negative Auswirkungen auf die Gesundheit der Arbeiter haben. Dabei ist besonders die Lendenwirbelsäule betroffen, da hier der maximale Hebel der gehobenen Last wirkt und zudem die Hüftmuskulatur zur Streckung der Beine ansetzt (McFarland und Fischer, 2019).

Die Motivation für den Einsatz von Exoskeletten in der Industrie basiert auf dem Wunsch, Arbeitskräfte unter derartigen Einsatzbedingungen zu entlasten, ihre Effizienz zu erhöhen und Krankheitsausfälle durch physische Belastung zu verringern. Dabei bietet der Einsatz von Exoskeletten im industriellen Umfeld zwei wesentliche Herausforderungen gegenüber dem medizinischen Einsatz. Als erstes steht die Wirtschaftlichkeit der Systeme, die aufgrund der neuen Entwicklungen in diesem Markt noch schwer zu quantifizieren ist. Die Anschaffung der Geräte muss sich durch gesteigerte Effizienz oder geringere Ausfallzahlen rechnen, wobei es

bisher nur wenige Studien gibt, die diese Effekte nachweisen. Tatsächlich bestehen bisher noch keine etablierten Bewertungsverfahren, um die Effektivität von unterschiedlichen Exoskeletten für verschiedene Aufgaben objektiv zu quantifizieren. Weiterhin dürfen die Geräte für die Benutzer keine Einschränkung in ihrer Arbeit darstellen. Während Exoskelette im medizinischen Einsatz verlorene Körperfunktionen ersetzen und damit der Nutzen die Einschränkungen klar überwiegt, müssen die industriellen Systeme bestehende Körperfunktionen verstärken, ohne dabei andere einzuschränken. Dies ist eine kritische Anforderung an Exoskelette, da die volle Beweglichkeit des Menschen mit einer steifen externen Struktur schwer nachzubilden ist. Dazu kommt das Gewicht und die begrenzte Akkulaufzeit von aktuierten Systemen, die eine zusätzliche Belastung des Trägers und eine Begrenzung der Einsatzzeit darstellen können (Crea et al., 2021).

Auf Basis der zuvor beschriebenen kritischen Einsatzbedingungen wird der Markt für industrielle Exoskelette von zwei Konzepten beherrscht: Schulterexoskelette für die Unterstützung bei Überkopfarbeiten und Hüftexoskelette für die Entlastung der Wirbelsäule bei Hebetätigkeiten. Beide Varianten werden sowohl in aktiven als auch in passiven Ausführungen angeboten, wobei die motorische Unterstützung aufgrund der höheren benötigten Kräfte häufiger bei Hüft- und Rückenexoskeletten zum Einsatz kommt. Durch den Fokus dieser Arbeit auf robotische Exoskelette für die unteren Extremitäten, werden hier ausschließlich Systeme betrachtet, die das Hüftgelenk oder weitere Gelenke der Beine aktiv unterstützen. Da für den Einsatz derartiger Geräte jedoch keine Zertifizierung als Medizingerät oder ein Nachweis ihrer Effektivität notwendig ist, ist der Markt weniger übersichtlich als im medizinischen Umfeld. Die im folgenden vorgestellten System stellen eine Auswahl an im Jahr 2023 kommerziell erhältlichen Systemen dar.

Cyberdyne HAL Lumbar

Das HAL Exoskelett des japanischen Herstellers Cyberdyne ist neben der zuvor vorgestellten medizinischen Variante auch als HAL Lumbar für die Unterstützung von Arbeitskräften erhältlich. Hierbei besteht der Kern des Systems aus einem Hüftbügel und Oberschenkelschalen, die über Hebelarme mit den Antrieben verbunden werden. Das Gerät unterstützt mittels zweier Motoren an den Gelenken aktiv die Streckung der Hüfte und stabilisiert die Lendenwirbelsäule. Das Gewicht liegt bei 3,1 kg mit einer Batterielaufzeit von ca. 4,5 Stunden. Wie bei dem medizinischen Exoskelett verfügt das HAL Lumbar über EMG-Sensoren, mit denen die Bewegungsintention des Benutzers grundlegend erfasst werden kann, um eine natürliche Unterstützung der Bewegung zu ermöglichen. Auf Basis des medizinischen Hintergrunds der Firma wurde das Gerät als erstes für die Unterstützung von Pflegepersonal entwickelt, das oft hohen physischen Belastungen ausgesetzt ist. In mehreren Studien wurde die Effektivität des Systems auch für andere Einsatzbedingungen, wie wiederholte Hebeaufgaben oder Schneeschaufeln nachgewiesen (Hara und Sankai, 2010).

German Bionic Cray X, Apogee und Apogee+

Der deutsche Hersteller German Bionic (Augsburg, Deutschland) hat drei robotische Exoskelette zur Aktuierung des Hüftgelenks und der Stabilisierung des gesamten Rückens im Angebot. Das Cray X war das erste Gerät, das im Jahr 2018 erstmals angeboten wurde und sich durch starke Unterstützung auszeichnet. Mit einer Entlastung von bis zu 30 kg pro Hebevorgang wird das Gerät primär für den Einsatz in der Logistik und der Baubranche vermarktet. Das System wiegt rund 7 kg und kann dank eines wechselbaren Akkus nahezu pausenlos eingesetzt werden, da es nicht zum Aufladen abgenommen werden muss. Im Gegensatz zum HAL Lumbar reicht die steife Struktur des Cray X über die Lendenwirbelsäule

hinaus bis zu den Schultern und verfügt über zwei Schulterriemen, mit denen das Gerät wie ein Rucksack am Oberkörper des Trägers befestigt wird. Durch diesen Aufbau wird nicht nur die Lendenwirbelsäule, sondern auch der Rest des Rückens beim Heben von schweren Lasten entlastet. Das Apogee Exoskelett ist eine Weiterentwicklung des Cray X und teilt den Grundaufbau, ist jedoch etwas schlanker und leichter, wodurch es sich besser in den Alltag integrieren lassen soll. Das Apogee+ System ist explizit für den Einsatz im Pflegeumfeld gedacht und richtet sich an Pflegekräfte. Diese werden bei der Bewegung von schwachen Patienten hohen physischen Belastungen ausgesetzt, zum Beispiel wenn Pflegebedürftige aus einem Stuhl gehoben oder von einem Rollstuhl in ein Bett verlagert werden müssen. Hierfür verfügt das Exoskelett beispielsweise über Griffe, an denen sich der Patient festhalten kann, um bei der Bewegung zu unterstützen (Patent DE202021102627U1).

Hyundai Waist Exoskeleton (H-WEX)

Das Hyundai Waist Exoskeleton des Strategic & Technology Institute der Hyundai Motor Company (Seoul, Südkorea) besitzt eine vergleichbare Struktur zu den Modellen von German Bionic. Die erste Version des Systems wurde 2015 veröffentlicht und verwendet einen einzelnen Elektromotor, der mittels eines differenziellen Getriebes beide Hüftgelenke über Seilzüge aktuiert. Dieser Aufbau soll die Impedanz des Systems minimieren und dennoch eine effektive Unterstützung bei Hebearbeiten bieten. 2020 wurde die zweite Version des Geräts vorgestellt, das nun in größeren Stückzahlen produziert und in einigen Werken des Unternehmens eingesetzt werden soll. Ob das System auch außerhalb der Hyundai Gruppe kommerziell vertrieben wird, ist zu diesem Zeitpunkt noch unklar (Hyun et al., 2020).

RB3D Exoback

Das französische Unternehmen RB3D (Monéteau, Frankreich) entwickelt seit 2009 Exoskelette und ist an vielen Forschungsprojekten zur Entwicklung tragbarer Roboter beteiligt. Das Hercule, ein Exoskelett mit aktuierten Knie- und Hüftgelenken zum Tragen schwerer Lasten, war das Ergebnis eines solchen Projekts im Jahr 2012, wurde aber nie kommerzialisiert. Seit 2020 bietet das Unternehmen das Exoback System an, ein aktives Hüftexoskelett für den industriellen Einsatz. Auch dieses Gerät verfügt über eine hohe steife Rückenstruktur zur Entlastung der Wirbelsäule und Motoren in beiden Hüftgelenken, die ihre Kraft mittels Manschetten auf den Oberschenkel übertragen. Das Gerät wiegt 8,4 kg und bietet eine Unterstützung von bis zu 72 Nm im Hüftgelenk bei einer Batterielaufzeit von rund 9 Stunden (Schwartz et al., 2022).

Verve Motion SafeLift

Die Firma Verve Motion (Cambridge, MA, USA) ist eine Ausgründung aus dem Wyss Institute der Universität Harvard und bietet mit dem SafeLift Anzug einen aktiven Exosuit für die Unterstützung von Hebebewegungen. Das System verzichtet weitgehend auf starre Komponenten und überträgt die Kraft zum Strecken der Hüfte über textile Bänder, um die Flexibilität des Geräts zu gewährleisten. Laut Hersteller entspricht die Unterstützung des Geräts einer Verringerung der gehobenen Last um 240 N bei einer Batterielaufzeit von bis zu 12 Stunden Arbeit (Patent US10427293B2).

Sarcos Guardian XO

Die Betrachtung des Stands der Technik der aktiven Exoskelette für die unteren Extremitäten für industrielle Anwendungen zeigt einen deutlichen Fokus auf die Unterstützung des Hüftgelenks bei gleichzeitiger Stabilisierung des Rückens, um die Belastung der Lendenwirbelsäule bei Hebetätigkeiten zu verringern. Die Belastung des Oberkörpers und der

Arme bleibt bei einer solchen Unterstützung jedoch unverändert. Eine Ausnahme hiervon ist das Guardian XO der Sarcos Technology and Robotics Corporation (Salt Lake City, UT, USA). Dabei handelt es sich um ein robotisches Ganzkörperexoskelett, das dem Träger erlauben soll bis zu 90 kg Gewicht ohne signifikante Kraftanstrengung zu heben. Hierfür ist zu beachten, dass der Träger des Geräts die Last nicht in den eigenen Händen tragen kann, sondern auf auswechselbare Endeffektoren des Exoskeletts angewiesen ist. Dies wird nicht nur durch die hohen Lasten bedingt, sondern auch durch das Steuerungskonzept des Exoskeletts. Dieses basiert auf einem Ausweichprinzip, bei dem der Roboter die Kontaktkraft zwischen sich und dem Träger minimiert und damit allen Bewegungen des Benutzers folgt. Dies wird durch 24 aktive Freiheitsgrade ermöglicht, die nahezu den gesamten Bewegungsumfang eines Menschen abdecken. Hierdurch wiegt das Gerät nahezu 70 kg, wobei das gesamte Gewicht des Exoskeletts und der aktuellen Last über die Beine des Systems in den Boden geleitet werden, sodass der Benutzer keine spürbare Belastung erfährt (Patent US20220176559A1).

3.2.3 Exoskelette in der Verteidigung

Der letzte hier betrachtete Einsatzfall für robotische Exoskelette ist in der Verteidigungsbranche. Das Hauptziel von militärischen Exoskeletten ist es, die körperliche Leistungsfähigkeiten von Soldaten zu erhöhen, damit sie beispielsweise schwerere Lasten tragen oder über weitere Strecken marschieren können. Die wichtigsten Leistungssteigerungen, die durch militärische Exoskelette angestrebt werden, betreffen Mobilität, Ausdauer, Tragfähigkeit und Kraft.

Durch die Unterstützung der Beinmuskulatur können Soldaten unwegsames Gelände schneller und kraftsparender überwinden und damit besser auf veränderte Bedingungen auf dem Schlachtfeld reagieren. Zugleich kann die Muskulatur bei wiederholten Bewegungsmustern, wie beispielsweise langen Märschen entlastet werden, um eine erhöhte Ausdauer und damit eine größere Reichweite zu Fuß zu ermöglichen. Durch die Ableitung von externen Lasten in den Boden, die Stabilisierung des Rumpfs und die aktive Unterstützung der Beine kann zudem die Tragfähigkeit erhöht werden, sodass schwerere Lasten wie Waffen, Munition und andere Ausrüstung länger getragen werden können, bevor die Ermüdung einsetzt. Durch ähnliche Prinzipien kann auch die Maximalkraft von Soldaten erhöht werden, um sie in die Lage zu versetzen, Aufgaben zu erfüllen, die ein Mensch normalerweise nur mithilfe von schwerer Maschinerie bewältigen könnte. Dies ist besonders in der Logistik, einem der wichtigsten Stützpfiler moderner Militäroperationen, von hoher Relevanz. Zuletzt erlaubt eine erhöhte Tragfähigkeit und Ausdauer einem mit einem Exoskelett ausgestatteten Soldaten zusätzliche Schutzausrüstung mit sich führen, um sich effektiver vor Geschossen oder anderer Bedrohung zu schützen (Zhou et al., 2020).

Diese Faktoren verdeutlichen klar die Anreize für die Entwicklung von Kampfexoskeletten. Zugleich ist es im militärischen Kontext schwierig zwischen Prototypen und tatsächlichen Produkten zu unterscheiden, da viele Projekte der Geheimhaltung unterliegen und die Geräte nicht von Zivilpersonen erworben werden können. Es ist jedoch anzunehmen, dass das Militär einer der größten und wichtigsten Interessenten für Exoskelette zur Leistungssteigerung darstellt, weshalb die bekanntesten Systeme für diesen Einsatzzweck im Folgenden vorgestellt werden.

Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)

Das Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX) Projekt war im Jahr 2000 eine der ersten modernen Exoskelettentwicklungen und die Inspiration für viele folgende Projekte in der

tragbaren Robotik. Es wurde von Homayoon Kazerooni an der UC Berkeley geleitet, der in folgenden Jahren auch die Firmen Ekso Bionics und US Bionics (später SuitX) mitgründete. Finanziert wurde die Forschung von der amerikanischen Defense Advanced Research Projects Agency (DARPA), mit dem Ziel, die Kraft und Ausdauer von Soldaten zu verbessern. Hierfür sollten ihre Bewegungen mit Hilfe von hydraulischen Aktoren unterstützt werden, um das kraftsparende Tragen schwerer Lasten zu ermöglichen. Die maximale tragbare Last beträgt rund 75 kg und wird direkt am Exoskelett befestigt, welches die Last in den Boden ableitet. Auf diese Weise spürt der Benutzer weder die externe Last noch das Eigengewicht des Exoskeletts. Bei maximaler Beladung unterstützt das Gerät eine Ganggeschwindigkeit von rund 3,2 km/h. Das BLEEX-Projekt war eine Machbarkeitsstudie und wurde nicht für die Massenproduktion entwickelt. Das Projekt demonstrierte jedoch prinzipiell das Potenzial von Exoskeletten zur Verbesserung der körperlichen Fähigkeiten von Soldaten und zeigte, dass angetriebene Exoskelette Soldaten beim Tragen schwerer Lasten unterstützen können (Zoss et al., 2005).

Lockheed Martin Human Universal Load Carrier (HULC)

Im Jahr 2005 gründete Homayoon Kazerooni die Firma Ekso Bionics und entwickelte das BLEEX Konzept weiter. Das Ergebnis war der Human Universal Load Carrier (HULC), der 2009 an die Verteidigungsfirma Lockheed Martin (Bethesda, MD, USA) lizenziert wurde. Hier wurde das Gerät in größeren Stückzahlen produziert und in Zusammenarbeit mit dem US Militär intensiv getestet. Der Grundaufbau des HULC ist analog zum BLEEX und basiert auf einem hydraulisch angetriebenen Tragesystem, das das Tragen von hohen Lasten über lange Distanzen ermöglicht, ohne den Benutzer dabei intensiv zu belasten. Die Weiterentwicklungen des Konzepts beinhalten primär die Erhöhung der Robustheit und Optimierung des Systems für den Einsatz im Feld sowie die Vorbereitung auf eine Massenproduktion. Zudem wurde die Tragfähigkeit auf 90 kg und die maximale Ganggeschwindigkeit auf bis zu 16 km/h erhöht. Im Rahmen der umfangreichen Evaluation des Systems wurde festgestellt, dass das Gerät unter idealen Bedingungen eine Reduktion der metabolischen Last des Trägers erzielen kann, oftmals jedoch das Gegenteil bewirkt. So haben die geringen Bewegungseinschränkungen durch das System einen signifikanten negativen Einfluss auf die Effizienz des menschlichen Gangs, sodass die Kraftersparnis durch die Reduktion der getragenen Last wieder ausgeglichen wird. Aus diesem Grund wurde das Programm eingestellt und es erfolgte kein weitreichender Einsatz des Geräts (Bogue, 2009).

Raytheon Sarcos XOS 2

Ein weiteres Resultat des DARPA Exoskelett Programms war das XOS System von Sarcos Robotics, der gleichen Firma die auch das XO Guardian für den industriellen Einsatz vertreibt. Im Jahr 2006 stellte das Unternehmen den ersten Prototyp für ein aktives Exoskelett für den militärischen Einsatz vor und wurde daraufhin 2007 von dem Rüstungskonzern Raytheon (Arlington, VA, USA) gekauft. Unter dem Namen Raytheon Sarcos wurde das System weiterentwickelt und 2010 als XOS 2 präsentiert. Das XOS 2 System ist ein Ganzkörperexoskelett, das es dem Träger erlaubt, eine Last von 90 kg ohne signifikanten Kraftaufwand zu heben. Hierfür verwendet es hydraulische Aktuierung und einen Verbrennungsmotor für den Betrieb des notwendigen Pumpenaggregats. Durch den hohen Leistungsbedarf des Systems und einem Eigengewicht von über 90 kg ist es nicht für den mobilen Einsatz auf dem Schlachtfeld geeignet, sondern primär für logistische Aufgaben (Yuan et al., 2014). Im Jahr 2015 wurde Raytheon Sarcos aus Raytheon ausgelöst und wurde eine öffentliche Firma. Im aktuell auf dem Markt befindlichen XO Guardian sind daher viele Gemeinsamkeiten mit dem XOS 2 System zu erkennen. Ob die Entwicklung eines militärischen Exoskeletts nach dem Verkauf bei Raytheon fortgesetzt wurde, ist nicht öffentlich bekannt.

Tactical Assault Light Operator Suit (TALOS)

2013 wurde das TALOS (Tactical Assault Light Operator Suit) Programm des US Special Operations Command (SOCOM) angekündigt. Ziel des Projekts war es, Soldaten mit erhöhter Kraft und Ausdauer auszustatten, sie vor Kugeln und anderen Formen ballistischer Bedrohungen zu schützen und ihre Vitalparameter zu überwachen. TALOS wurde als vollständig integriertes System konzipiert, das ein aktuiertes Exoskelett, Schutzausrüstung, sowie fortschrittliche Kommunikations- und Situationserkennungssysteme umfasst. In diesem Sinne sollte TALOS nicht nur ein Exoskelett, sondern eine smarte Uniform darstellen, die viele wichtige Ausrüstungsfunktionen vereint. Dementsprechend waren an dem Projekt zahlreiche Unternehmen, Regierungsbehörden, Forschungseinrichtungen und Universitäten beteiligt, die an einzelnen Komponenten des Gesamtsystems arbeiten sollten. Im Jahr 2019 wurde verkündet, dass der Anzug in seiner ursprünglich geplanten Version technisch nicht umsetzbar sei, da viele der Anforderungen Technologien erfordern, die noch nicht entwickelt wurden. Eine der größten Herausforderungen ist dabei die Energieversorgung, da sich die gewünschte Leistung des Anzugs nicht mit einem leichten und schlanken Systemaufbau vereinen ließ. Dennoch wurden bereits einzelne Komponenten, die ursprünglich für den TALOS Anzug entwickelt wurden in die aktive Ausstattung des US Militärs übernommen (Young und Ferris, 2016).

Wyss Institute Exosuit

Ein weiterer Empfänger von DARPA Finanzierung zur Entwicklung von Exoskeletten ist das Wyss Institut der Harvard Medical School unter Leitung von Conor Walsh. Dieses erhielt 2014 den Auftrag zur Entwicklung eines aktiven Exosuits, der die Gangbewegung von Soldaten ohne den Einsatz starrer Komponenten und Gelenkstrukturen unterstützen soll. Das Ergebnis hiervon ist ein schlankes System, das hauptsächlich auf Textilien und Drahtseilen basiert und von zwei Antriebseinheiten im Bereich der Lendenwirbelsäule aktuiert wird. Diese übertragen ihre Kraft über Seilzüge auf die Beine und unterstützen so die Extension der Hüft-, Knie- und Sprunggelenke. Durch den Verzicht auf einen starren Exoskelettrahmen ist das System leichter und flexibler, weshalb es geringere Einschränkungen für den natürlichen Bewegungsablauf darstellt. Dennoch ist die größte Herausforderung bei diesem Ansatz, analog zu starren Exoskeletten, die Steuerung der Aktorik um eine tatsächliche Kraftersparnis und keine unnatürliche Veränderung des Bewegungsablaufs zu erreichen (Ding et al., 2014).

Lockheed Martin Onyx

Eine der letzten bekannten Entwicklungen im Bereich der militärischen Exoskelette ist das Onyx System von Lockheed Martin, das 2018 veröffentlicht wurde. Dieses zielt nicht auf das Tragen von Lasten, sondern auf die direkte Bewegungsunterstützung von Soldaten beim Gehen und insbesondere beim Überwinden von Steigungen ab. Dabei wird lediglich das Kniegelenk mittels eines Elektromotors unterstützt, um das Gewicht und die Komplexität des Systems zu minimieren. Das System basiert auf dem zuvor vorgestellten Keeogo Dermoskeleton von B-Temia, das ursprünglich für die intelligente Unterstützung der Gangbewegung von Schlaganfallpatienten entwickelt wurde. Im Rahmen eines Lizenzabkommens wird das System nun für die dynamische Unterstützung von Soldaten auf dem Schlachtfeld weiterentwickelt. Eine der größten Herausforderungen hierbei ist die KI-gestützte Erkennung der Bewegungsintention des Benutzers, um effektive Unterstützung zu bieten und die hohe Effizienz des menschlichen Bewegungsapparates nicht durch externe Einschränkungen zu verringern (Bogue, 2022).

3.3 Aktuelle Forschungsrichtungen für Exoskelette

Analog zu dem raschen Anstieg an kommerziell vertriebenen Geräten in den letzten Jahren, hat das Interesse an Exoskeletten auch in der Forschung deutlich zugenommen. Dabei lässt sich die meiste Forschung in die beiden Themenbereiche Steuerung und mechanische Struktur einteilen. Im Folgenden wird daher ein Überblick über aktuelle Entwicklungen in diesen Bereichen gegeben.

Allgemein kann die Steuerung eines Exoskeletts in drei Ebenen eingeteilt werden: Bewegungsentscheidung, Aktionsplanung und Antriebsregelung. Die oberste Ebene, Bewegungsentscheidung, ist direkt mit der Benutzerschnittstelle verwoben, da hier der abstrakte Bewegungswunsch des Benutzers in ein konkretes Kommando für den Roboter übersetzt wird. So ist die Erkennung der Bewegungsintention des Benutzers eine der zentralen Hürden für die Verbreitung von Exoskeletten zur Kraftverstärkung. In einem idealen Fall würde ein Exoskelett jegliche Bewegungsintention exakt erkennen und wiedergeben, sodass sich das Gerät so natürlich wie der menschliche Bewegungsapparat verhält. Hierfür ist eine neuronale Schnittstelle notwendig, die den Bewegungswunsch aus Gehirnsignalen (EEG) oder Muskelsignalen (EMG) abliest. Derartige Biosignale bieten zwar einen tiefen Einblick in die neuronalen Vorgänge im Benutzer, sind aber grundsätzlich schwer zu erfassen und zu interpretieren. So können nach bisheriger Forschung zwar grundlegende Bewegungswünsche erfasst werden, aber nur ungenau auf die Stärke oder Schnelligkeit der Bewegung rückgeschlossen werden (Lennon et al., 2020).

Eine Alternative dazu sind Intentionserkennungssysteme basierend auf mechanischen Messwerten. Hierfür wird das Exoskelett mit Sensoren ausgestattet, die die Lage des Geräts und die Kräfte, die darauf wirken, analysieren. Die einfachste Implementierung hiervon ist bereits in den kommerziell erhältlichen medizinischen Exoskeletten zu finden und besteht aus einem Neigungssensor, der den Winkel des Oberkörpers des Benutzers erfasst und einen Schritt auslöst, wenn eine Beugung des Oberkörpers nach vorne erfasst wird. Ebenso können Drucksensoren in der Sohle eine Gewichtsverlagerung detektieren, um eine gewünschte Bewegungsrichtung zu erkennen. Zuletzt werden auch die Kontaktkräfte zwischen Exoskelett und Benutzer betrachtet, um zu erfassen in welche Richtung sich die Gliedmaßen des Benutzers bewegen und dieser Richtung zu folgen (Jimenez-Fabian und Verlinden, 2012).

Beide vorgestellten Methoden der Intentionserkennung bieten aktuell nur begrenzte Möglichkeiten und sind nicht dafür geeignet komplexe Bewegungsmuster zu initiieren. Aus diesem Grund wird an Umgebungserkennungssystemen gearbeitet, die dem Exoskelett neben der Intention des Benutzers auch Informationen über die Umwelt geben, um daraus die beste Bewegungsbahn abzuleiten. Hierfür werden Großteils optische Messverfahren eingesetzt, um typische Hindernisse wie Treppen oder Rampen zu erkennen. Wird das Hindernis korrekt erkannt und charakterisiert, kann das Exoskelett die gewünschte Bewegung des Benutzers besser antizipieren und ausführen (Laschowski et al., 2020).

Die zweite Ebene der Steuerung, die Aktionsplanung, beschäftigt sich mit der Übertragung eines Bewegungswunschs in eine konkrete Bewegungsbahn. Diese Bewegungsbahn ist abhängig von vielen Faktoren, bei Exoskeletten zur Laufunterstützung beispielsweise von der aktuellen Geschwindigkeit, der Orientierung des Benutzers im Raum oder der Beschaffenheit des Untergrunds. Abhängig davon, wie genau die Bewegungsintention des Benutzers interpretiert wurde, muss nun die Bewegungsbahn an diese externen Faktoren angepasst werden. Möchte ein Benutzer beispielsweise eine Treppe hinaufsteigen, muss das Bein eine

andere Trajektorie abfahren als beim Gehen auf ebenem Untergrund. Die Endposition des Fußes hängt aber zugleich auch davon ab, wie hoch die vorliegende Treppenstufe ist und wie weit sich der Benutzer nach vorne gelehnt hat. Werden solche Informationen nicht durch Sensoren wie optische Messsysteme und Neigungssensoren bereitgestellt, wird eine adaptive Trajektorienplanung eingesetzt. Hier wird der Fuß beispielsweise zunächst in einer definierten Höhe positioniert, die der maximalen erwarteten Stufenhöhe entspricht, und von dort so lange abgesenkt, bis ein Bodenkontakt detektiert wird (Nguialem et al., 2020).

Die unterste Ebene stellt die Antriebsregelung dar, wobei hier hauptsächlich zwei Konzepte verfolgt werden: die Positionsregelung und die Kraftregelung. Die Herausforderung bei der Positionsregelung ist es, eine vorgegebene Bewegungsbahn auch bei wechselnder äußerer Belastung präzise und ohne Zeitverzögerungen abzufahren. Um dies zu erreichen, wird teilweise auf eine vorherige Modellierung der Bewegungstrajektorie zurückgegriffen, um die auftretenden Kräfte bereits frühzeitig zu antizipieren. Handelt es sich allerdings um ein System mit adaptiver Trajektorienplanung wie zuvor beschrieben, ist eine solche Strategie schwieriger umsetzbar, da die genauen Bewegungsabläufe nicht bekannt sind. Für gesunde Benutzer von Exoskeletten ist die Positionssteuerung zudem weniger geeignet, da Menschen zwar repetitive Bewegungsmuster durchführen, die sich jedoch aufgrund von natürlichen Variationen nicht mit einer definierten Bewegungsbahn abbilden lassen. Aus diesem Grund wird in diesen Einsatzfällen oft auf Kraft- oder Impedanzregelungen zurückgegriffen, die neben Positionen auch aufgebrachte Kräfte als Zielgröße besitzen. Solche Systeme können besser auf dynamische Situationen reagieren und sind anpassungsfähiger, benötigen aber oftmals zusätzliche Sensorik, um die auftretenden Kräfte und Momente präzise erfassen zu können (Anam und Al-Jumaily, 2012).

In Bezug auf die Exoskelettstruktur betreffen die aktuellen Forschungsentwicklungen primär die aktuierten und passiven Freiheitsgrade und die Steifigkeit der Struktur selbst. Bereits bei den vorgestellten medizinischen Exoskeletten sind trotz ähnlicher Einsatzzwecke Unterschiede in der Anzahl der Freiheitsgrade zu sehen. So verzichtet das Phoenix Exoskelett auf aktuierte Kniegelenke um Gewicht zu sparen, während das Atalante Exoskelett sechs aktive Freiheitsgrade pro Bein besitzt, um ein Gehen ohne Krücken zu ermöglichen. Auch in der Forschung werden hier unterschiedliche Strategien verfolgt, wobei das IHMC Quix Exoskelett (Peterson et al., 2022) beispielsweise ein aktuiertes Sprunggelenk besitzt, um bessere Kontrolle über die Gangbewegung zu gewinnen, während das TWIICE Exoskelett der EPFL (Vouga et al., 2017) das Sprunggelenk komplett versteift und stattdessen auf eine abgerundete Sohle setzt.

Die Steifigkeit der Exoskelettstruktur ist einerseits entscheidend für ihre Fähigkeit externe Lasten aufzunehmen und große Drehmomente zu erzeugen, bietet aber auch Einschränkungen in der Einsatzfähigkeit der Geräte. Aus diesem Grund wurde an der ETH Zürich das VariLeg entwickelt, bei dem die Steifigkeit des Kniegelenks über einen zusätzlichen Elektromotor variiert werden kann (Schrade et al., 2018). Einen Schritt weiter gehen die Soft Exoskelette oder Exosuits, die die gebräuchliche Definition von Exoskeletten selbst in Frage stellen, indem sie den Einsatz von starren und lasttragenden Elementen reduzieren, um eine höhere Nachgiebigkeit zu erreichen. Da auf diese Weise primär die Muskelkraft verstärkt wird, während die Last auf dem menschlichen Skelett und seinen Gelenken unverändert bleibt, ist die maximale Unterstützung solcher Systeme begrenzt. Dafür erlauben sie eine deutlich größere Bewegungsfreiheit und erhöhten Komfort, da sie in der Regel auf aktuierten Textilien basieren.

Einer der Vorreiter der Entwicklung von Exosuits ist Connor Walsh vom Wyss Institute der Harvard Medical School. Wie bereits beschrieben, erhielt er schon 2014 eine Finanzierung der DARPA für die Entwicklung eines Exosuits für den militärischen Einsatz und die zuvor vorgestellte Firma Verve Motion, die Exosuits für die Industrie anbietet, ist ebenfalls eine Ausgründung aus seinem Labor. Neben dem zuvor beschriebenen Exosuit für die unteren Extremitäten, forscht die Arbeitsgruppe an weiteren Systemen für dedizierte Aufgaben, wie ein aktuiertes System für das Sprunggelenk, um die Effizienz beim Gehen zu erhöhen und fortschrittlichen Regelalgorithmen für die Ansteuerung des Aktorik auf Basis der Position des Massenschwerpunkts des Benutzers (Nuckols et al., 2021).

An der ETH Zürich wurde am Labor von Robert Riener der MyoSwiss Exosuit entwickelt. Auch dieses Gerät basiert auf einem flexiblen Anzug auf Textilbasis, der mithilfe eines Bowdenzugs aktuiert wird. Dabei wird ein einziger Zug verwendet, um die Extension von Hüfte und Knie zu unterstützen. Dies wird durch die Führung des Zugs erreicht, der im Bereich der Hüfte auf der Körperrückseite verlegt ist und am Knie an der Vorderseite. Die Aktuierung erfolgt in einer Aktorikeinheit auf dem Rücken, sodass eine Verkürzung des Seilzugs zu einer Streckung des Beins führt (Schmidt et al., 2017).

3.4 Defizite am Stand der Technik

Es gibt einige anerkannte Gründe für die mangelnde Verbreitung von robotischen Exoskeletten in der heutigen Gesellschaft. Trotz der stetig fallenden Preise für mechatronische Komponenten wie Elektromotoren, Mikrocontroller und Akkus sind die Geräte nach wie vor sehr teuer. Damit kommen sie vor allem für Anwender in Frage, die einen großen persönlichen Nutzen daraus ziehen, wie beispielsweise Querschnittsgelähmte, die nur mit einem solchen Gerät wieder laufen und es über viele Jahre nutzen können. In der Industrie müssen sich die Kosten dagegen durch verringerte Verletzungsraten oder gesteigerte Produktivität der entsprechenden Mitarbeiter amortisieren. Auf ähnliche Weise muss sich die Ausrüstung von Soldaten mit robotischen Exoskeletten durch eine erhöhte Effektivität oder Überlebensrate rentieren (Dollar und Herr, 2008).

Das nächste Problem mit aktuellen Geräten sind hohes Gewicht, sperrige Ausmaße und eingeschränkte Bewegungsfreiheit der Benutzer. Diese Aspekte sind hauptsächlich auf aktuelle Antriebstechnik zurückzuführen. Um ausreichende Drehmomente und Drehzahlen zu erreichen, werden in den meisten Fällen große Elektromotoren und Getriebeeinheiten verwendet, die in der Nähe der angetriebenen Gelenke montiert werden müssen. Diese leistungsstarken Aktoren benötigen viel Energie, die in der Regel aus einem Akku stammt. Um damit angemessene Akkulaufzeiten zu erreichen, muss der Akku groß ausgelegt werden, was wiederum zu einer Erhöhung des Gesamtgewichts führt. Das hohe Eigengewicht des Exoskeletts, sowie die hohen Kräfte und Momente die aufgebracht werden, setzen zudem eine steife Konstruktion voraus, die einerseits das Gewicht weiter erhöht und zugleich die Bewegungsfreiheit einschränkt. Während dieser Faktor bei der Mobilisierung von Querschnittsgelähmten weniger Probleme verursacht, ist es ein kritischer Faktor bei dynamischeren Anwendungen mit gesunden Benutzern (Bogue, 2015).

Eines der wichtigsten Probleme betrifft die meisten Arten von Exoskeletten und beruht auf einem ihrer wichtigsten Designkriterien: die biomechanische Kompatibilität. Damit sich ein Exoskelett zusammen mit dem menschlichen Körper bewegen kann, unabhängig davon, ob der Mensch die externe Struktur betätigt oder umgekehrt, müssen die Gelenkachsen des Exoskeletts und des Benutzers optimal ausgerichtet sein. Das Problem bei dieser Anforderung

ist einerseits die große anthropometrische Varianz zwischen Menschen, also die großen Unterschiede in der Länge und Form einzelner Gliedmaßen, als auch die teilweise ungenaue Annäherung von Gelenkkinematiken. Um dies zu berücksichtigen, müssen Exoskelette ein hohes Maß an Verstellbarkeit aufweisen, die eine individuelle Anpassung an jeden Benutzer ermöglicht. Dies erfordert nicht nur einen zusätzlichen und teilweise aufwändigen Vorbereitungsschritt vor der Benutzung, das Vorsehen dieser Verstellmöglichkeiten macht auch die Konstruktion der Strukturelemente deutlich komplexer und schwerer, um dabei die benötigte Steifigkeit zu erreichen. Doch selbst wenn das Exoskelett optimal an seinen Benutzer angepasst wurde, besteht eine Diskrepanz zwischen der Bewegung von menschlichen und mechanischen Gelenken. Wie bereits beschrieben, können das Hüft- und das obere Sprunggelenk mit angemessener Genauigkeit als Kugelgelenk und Scharniergelenk angenähert werden, das Kniegelenk hingegen ist erwiesenermaßen nicht monozentrisch. Dies ist auch der Grund dafür, dass moderne Knieorthesen, die z. B. zur Rehabilitation von Bänderissen eingesetzt werden, fast nie monozentrische Scharniergelenke, sondern polyzentrische Gelenke oder Viergelenke verwenden. Trotzdem verwenden die meisten Exoskelette einfache Scharniergelenke für das Kniegelenk, was unweigerlich zu einer Fehlansrichtung der Gelenkachsen führt und potenziell schädliche Zwangskräfte auf das natürliche Gelenk und eine Relativbewegung zwischen dem Exoskelett und dem Benutzer zur Folge hat (Näf et al., 2018).

Der Hauptgrund für die Verwendung solcher einfachen Gelenke ist die unkomplizierte Aktuierung. Da es nur eine Achse gibt, die während der gesamten Bewegung stationär bleibt, kann das gesamte Gelenk direkt durch Anlegen eines Drehmoments um diese Achse angetrieben werden. Dies kann zwar auch über eine der Achsen eines polyzentrischen Gelenks oder eines Viergelenkes erfolgen, jedoch erfordern diese Mechanismen in der Regel ein höheres Drehmoment und bieten einen begrenzten Bauraum, der den Einsatz großer Übersetzungen oder Getriebe verhindert. Die Verwendung solcher Direktantriebe führt zu einem weiteren Problem hinsichtlich der Dynamik des Gesamtsystems. Beim Aufstehen oder Treppensteigen werden hohe Drehmomente im Kniegelenk benötigt, die große und schwere Antriebseinheiten erfordern. Die Montage dieser Einheiten direkt am Kniegelenk führt dabei zu einer hohen bewegten Masse und damit zu einer hohen Trägheit. Diese Trägheit wiederum erfordert mehr Drehmoment im Hüftgelenk und wirkt sich nachteilig auf die präzise Positionssteuerung der einzelnen Gelenke, sowie auf die Dynamik des Gesamtsystems aus (Jin et al., 2017).

Ein weiterer Grund für die geringe Verbreitung von robotischen Exoskeletten in der Rehabilitation sind die Nachteile von mobilen Systemen gegenüber stationären. Während viele gut ausgestattete Rehabilitationseinrichtungen Trainingseinheiten mit mobilen Exoskeletten anbieten, werden stationäre Geräte wie der Hocoma Lokomat häufiger eingesetzt, da die Patienten deutlich weniger Überwachung durch einen Therapeuten benötigen. Zwar fehlt der psychologische Vorteil, von einem Ort zum anderen gehen zu können, die rein physiologischen Vorteile des roboterunterstützten Gehens werden jedoch effizienter erreicht. Der Hauptmarkt für mobile Exoskelette für Querschnittgelähmte liegt daher in der privaten Nutzung zu Hause und bei Alltagsaktivitäten. Dieser Anwendungsfall setzt jedoch voraus, dass das System leicht zu transportieren, bequem anzulegen und intuitiv zu bedienen ist, wo die Unzulänglichkeiten der aktuellen Systeme liegen (Zhang et al., 2022).

4. Entwicklung von individualisierten Exoskeletten

Die dargestellten Nachteile des Stands der Technik zeigen starke Abhängigkeiten voneinander und basieren maßgeblich auf der Grundkonstruktion der Geräte. Um Exoskelette wirtschaftlich herstellen zu können, müssen hoher Stückzahlen baugleicher Geräte hergestellt werden, was bedingt, dass sie mittels vorgesehener Verstellmöglichkeiten an eine große Benutzergruppe angepasst werden können. Diese Anpassungsmechanismen sorgen allerdings für eine signifikante Erhöhung der Systemkomplexität und des Gewichts der Geräte.

4.1 Eigener Ansatz

Im Gegensatz zur Entwicklung eines universellen und anpassbaren Geräts ist das Ziel dieser Arbeit die methodische Entwicklung von kinematisch und anthropometrisch individualisierten robotischen Exoskeletten, die für jeden Benutzer und Anwendungszweck speziell entworfen und hergestellt werden. Durch die Verwendung automatisierter Entwurfsprozesse und moderner Fertigungsmethoden sollen dabei der Zeit- und Kostenaufwand, der traditionellerweise mit der Herstellung von Einzelstücken einhergeht, minimiert werden.

Hierfür wird der gesamte Entwicklungsprozess eines Exoskeletts für die unteren Extremitäten dargelegt, der von der Definition der Anforderungen bis zur Integration und Erprobung reicht. Aufgrund der vielen verschiedenen Anwendungsmöglichkeiten solcher Geräte und der Notwendigkeit der Individualisierung an einzelne Benutzer, müssen in diesem Prozess zahlreiche Designentscheidungen getroffen werden, die maßgeblich über die Einsetzbarkeit und Leistungsfähigkeit des Systems entscheiden. Der Fokus dieses Ansatzes liegt dabei in der Maximierung der biomechanischen Kompatibilität, um den Komfort beim Tragen des Geräts und die Akzeptanz der Benutzer zu steigern. Durch die Individualisierung der Geräte wird die bestmögliche Passform erreicht und die Komplexität des Systems signifikant reduziert. Zudem sollen Gelenkkinematiken zum Einsatz kommen, die die natürlichen Bewegungen menschlicher Gelenke bestmöglich abbilden. Dies betrifft insbesondere das Kniegelenk, das auf die individuelle Kniegelenksbewegung des Benutzers abgestimmt werden soll. Um den Prozess wirtschaftlich zu gestalten, darf die Individualisierung nicht iterativ erfolgen und die Arbeitszeit einer ausgebildeten Fachkraft, wie einem Orthopädietechniker, in Anspruch nehmen. Stattdessen muss ein Vermessungsprozess entwickelt werden, der die Biomechanik des Benutzers präzise erfassen und daraus passgenaue individualisierte Strukturelemente generieren kann. Um dabei auf Expertenwissen verzichten zu können, muss der Prozess weitgehend automatisiert werden, um auch von Laien durchführbar zu sein.

4.2 Abgrenzung

Die Herstellung eines maßgeschneiderten Exoskeletts für jeden Benutzer auf Basis eines automatisierten und präzisen Prozesses gewährleistet höchste biomechanische Kompatibilität bei minimierter Systemkomplexität. Die Verwendung eines individualisierten Kniegelenks, das speziell an die Kniebewegung des Anwenders angepasst ist, reduziert weiterhin die Wahrscheinlichkeit von Gelenkfehlstellungen und Relativbewegungen zwischen Exoskelett und Anwender. Ohne Verstellmechanismen kann die Exoskelettstruktur bei gleichbleibender Steifigkeit schlanker und leichter realisiert werden als die anpassbaren Systeme des Stands der Technik. Durch die teilautomatisierte Vermessung und Strukturkonstruktion, sowie den Entfall des Einstellprozesses an den Benutzer wird zudem die Abhängigkeit von der Arbeitszeit einer Fachkraft mit Expertenwissen verringert.

5. Konzept und Systementwurf

Unabhängig von der Anwendung haben die meisten mobilen anthropomorphen Exoskelette eine ähnliche Grundstruktur. Im folgenden Kapitel wird zunächst diese Grundstruktur vorgestellt, gefolgt von der Beschreibung des Entwicklungsprozesses, der die grundlegende Anpassung dieser Struktur an individuelle Benutzer und Anwendungen erlaubt.

5.1 Lösungsstruktur

Wie bereits in Kapitel 3.1 beschrieben, ist ein anthropomorphes Design dadurch gekennzeichnet, dass das Exoskelett die gleichen Gelenke wie die zu unterstützenden Gliedmaßen aufweist und parallel zu ihnen agiert. Somit besteht ein Exoskelett, das die gesamten unteren Extremitäten unterstützen soll, aus einer seriellen Kinematik, die parallel zu den Beinen des Benutzers verläuft und an mehreren Stellen mit ihm verbunden ist. Soll das Exoskelett sein eigenes Gewicht tragen können, muss es direkten Bodenkontakt haben. Dies wird durch Fußplatten erreicht, die entweder am Fuß oder Schuh des Trägers befestigt, oder als Einlegesohlen in den Schuh eingelegt werden. Über ein Gelenk, das in der Regel koaxial zum oberen Sprunggelenk positioniert ist, wird die Fußplatte mit dem Unterschenkelsegment verbunden. Diese Unterschenkelstruktur verläuft parallel zum Schienbein und wird meistens knapp unterhalb des Knies am Unterschenkel fixiert. Das Kniegelenk des Exoskeletts verbindet die Unterschenkelstruktur mit der Oberschenkelstruktur, wobei hier die korrekte Positionierung relativ zum Kniegelenk des Trägers von besonderer Bedeutung ist, um die biomechanische Kompatibilität des Systems zu gewährleisten. Die Oberschenkelstruktur enthält oft eine Beinschale, die den Oberschenkel von unten stützt und besonders bei starker Beugung des Knies, beispielsweise beim Aufstehen und Hinsetzen dafür sorgt, dass die externe Kraft des Exoskeletts über eine größere Fläche verteilt wird. Für eine verbesserte Kippstabilität wird die Oberschenkelstruktur oft mit zwei Riemen am Oberschenkel des Benutzers befestigt. Das letzte strukturelle Element des Exoskeletts ist der Hüftrahmen, der die beiden Beine des Exoskeletts mittels zwei weiterer Gelenke miteinander verbindet und den Oberkörper des Trägers stabilisiert. Dafür kommt in der Regel eine Kombination aus Gurten im Bauch- und Brustbereich sowie Schulterriemen zum Einsatz. Am Hüftrahmen ist in den meisten Fällen auch die Energieversorgung und Steuerung des Exoskeletts untergebracht.

Diese vollständige Struktur kann reduziert werden, wenn das Exoskelett nur spezifische Gelenke unterstützen soll. Wie im Stand der Technik bereits beschrieben, kommen in diesen Situationen beispielweise einseitige Exoskelette zum Einsatz, die nur ein Bein unterstützen oder Geräte, die auf die Kraftableitung in den Boden und somit auf Fußplatten und Sprunggelenke verzichten. Auf diese Weise können für entsprechende Einsatzfälle die Masse und Systemkomplexität durch das Einsparen von strukturellen Elementen und Gelenken signifikant verringert werden.

Abhängig von den motorischen Fähigkeiten des Benutzers und damit dem Einsatzfall sind auch die mechanischen Anforderungen an die Exoskelettstruktur sehr unterschiedlich. Durch die parallele Kinematik des Systems relativ zum Körper des Benutzers müssen die Gewichtskräfte des Trägers, selbst im Falle von querschnittsgelähmten Benutzern, nicht komplett vom Exoskelett getragen werden. Stattdessen wird auch das Skelett des Trägers belastet, was im medizinischen Einsatz den Vorteil mit sich bringt, dass die Belastung dem natürlichen Knochenschwund entgegenwirkt. Demnach muss die Struktur nicht die gesamte Last des Benutzers tragen können, sondern primär ihr Eigengewicht. Anders verhält es sich bei Geräten, die die Tragfähigkeit des Benutzers erhöhen sollen, da hier zusätzlich zum

Eigengewicht auch die gesamte gewünschte Nutzlast abgestützt werden muss. Wird ein Exoskelett allerdings eingesetzt, um einzelne Gelenke zu unterstützen, ohne eine Kraftableitung in den Boden zu ermöglichen, muss das System lediglich robust genug sein, um das aufgebrachte Drehmoment großflächig auf die entsprechenden Gliedmaßen übertragen zu können.

Obwohl die Grundstruktur eines anthropomorphen Exoskeletts für die unteren Extremitäten bereits weitgehend definiert ist, besteht die Hauptarbeit bei der Entwicklung in der Auslegung der einzelnen Komponenten. Hierbei spielen nicht nur die bereits genannten mechanischen Anforderungen an die Struktur, sondern ebenso die benötigten Freiheitsgrade, die Anzahl, Art und Leistung der Antriebe und die Steuerung eine große Rolle. Die einzelnen Schritte, die zum kompletten Entwurf des Exoskeletts notwendig sind, werden im folgenden Abschnitt im Detail beschrieben.

5.2 Lösungsprozess

Die systematische Entwicklung eines individualisierten robotischen Exoskeletts für die unteren Extremitäten wird in dieser Arbeit in vier Abschnitten mit insgesamt zwölf diskreten Schritten beschrieben. Eine Übersicht des Prozesses ist Abb. 5.1 dargestellt.

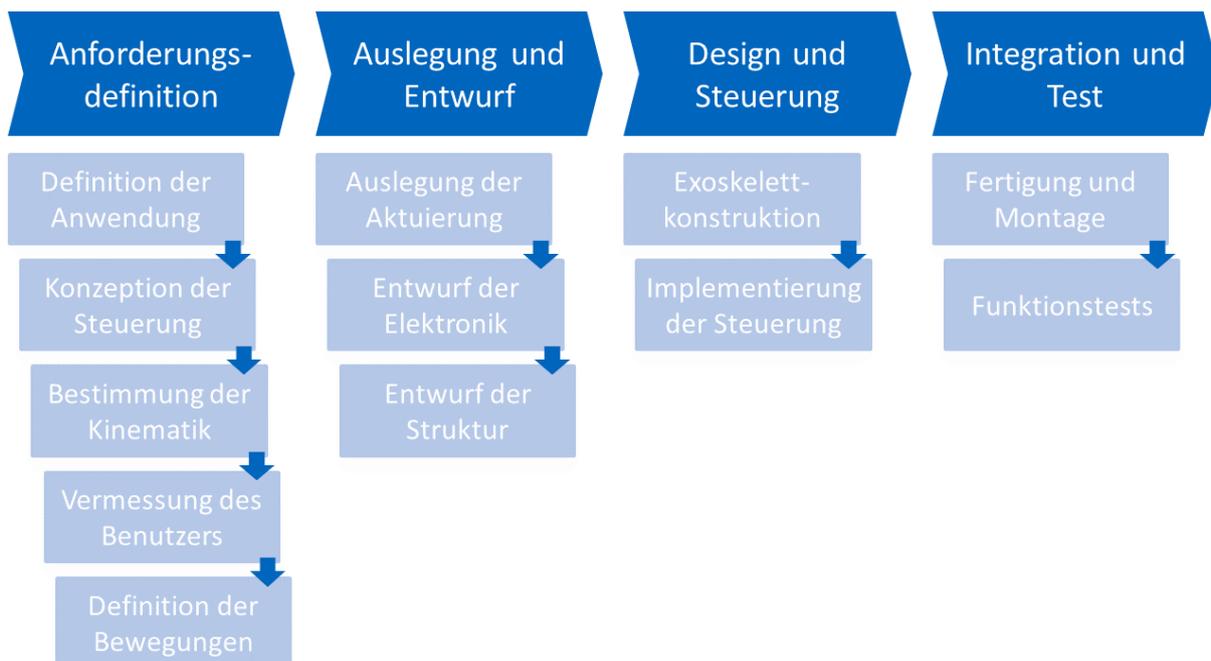


Abb. 5.1: Der Lösungsprozess für die systematische Entwicklung eines individualisierten Exoskeletts besteht aus zwölf Schritten, die sich in vier Abschnitte einteilen lassen.

Der erste Abschnitt ist die Anforderungsdefinition, bei der zunächst die Anwendung definiert und das grundlegende Konzept der Steuerung entworfen werden, da diese Randbedingungen essenziellen Einfluss auf das gesamte Design und die grundsätzliche Funktionalität des Geräts haben. Aus der Anwendung wird dann die Kinematik des Exoskeletts abgeleitet und die hierfür relevanten Maße des Benutzers aufgenommen. Zuletzt werden anhand der Anwendung und der Benutzerschnittstelle die gewünschten Bewegungstrajektorien im Einsatz betrachtet, um daraus im nächsten Schritt die Anforderungen für die Aktorik abzuleiten.

Der nächste Abschnitt behandelt die Auslegung und den Grobentwurf des Systems. Dafür werden als erstes die Antriebe ausgelegt und konkrete Komponenten ausgewählt. Basierend auf der Kinematik und den Antrieben kann dann die elektronische Struktur des Exoskeletts entworfen werden, die alle Komponenten für die Energieversorgung und Steuerung des Systems enthält. Ist die Auswahl aller benötigten Bauteile bekannt, kann die Exoskelettstruktur in ihren Grundzügen entworfen werden.

Mit dem Abschluss der Entwurfs- und Auslegungsprozesse beginnt das detaillierte Design und die Implementierung der Steuerung. Hier wird das Exoskelett im Detail gestaltet und alle Einzelteile konstruiert. Parallel hierzu wird sämtliche für den Betrieb des Geräts benötigte Software entwickelt, die von der Programmierung der Benutzerschnittstelle bis zur Ansteuerung der Motoren reicht.

Zum Abschluss werden alle Komponenten des Gesamtsystems zusammengeführt und getestet. Hierfür werden zunächst alle Bauteile beschafft oder gefertigt, gefolgt von der Montage der Hardware. Daraufhin kann die zuvor entwickelte Software auf die einzelnen Komponenten aufgespielt und ihr Zusammenspiel im integrierten Zustand validiert werden. Parallel zur Integration und nach Abschluss des Zusammenbaus muss das Gesamtsystem intensiv getestet werden. Dabei müssen sämtliche Anwendungsszenarien und Einsatzbedingungen simuliert werden, um eine korrekte Funktionsfähigkeit unter allen zu erwartenden Umständen sicherstellen zu können.

5.2.1 Anforderungsdefinition

Im ersten Abschnitt des Entwicklungsprozesses werden alle grundlegenden Entscheidungen getroffen, die die Anforderungen an das Gesamtsystem festlegen. Als Basis hierfür dienen die gewünschte Anwendung des Geräts und der individuelle Benutzer.

Definition der Anwendung

Der erste Schritt in der Entwicklung eines anwendungsspezifischen Exoskeletts ist die konkrete Definition dieser Anwendung. Diese hat großen Einfluss auf die gesamte Auslegung des Exoskeletts, vor allem auf die Festlegung der benötigten aktiven und passiven Freiheitsgrade. Für gesunde Benutzer werden in der Regel viele passive Freiheitsgrade benötigt, um ihre Bewegungsfreiheit so wenig wie möglich einzuschränken. Für schwache und gelähmte Benutzer ist wiederum die Stabilität wichtiger als die Bewegungsfreiheit, weshalb hier weniger Freiheitsgrade benötigt werden. Ebenso wichtig ist die Anwendung für die Definition der benötigten Drehmomente, Geschwindigkeiten und Bewegungsumfänge der aktiven Freiheitsgrade. Ein Exoskelett zur Leistungssteigerung benötigt hohe Geschwindigkeiten und Bewegungsumfänge, um den Benutzer nicht einzuschränken. Ein Assistenzsystem für schwache oder gelähmte Benutzer hingegen benötigt vor Allem hohe Drehmomente, wobei Geschwindigkeit und Bewegungsumfang eine geringere Rolle spielen. Bei der Entwicklung von Unterstützungssystemen ist es hilfreich, die Körperkräfte einer gesunden Person zu betrachten, um die Anforderungen an das robotische System abschätzen zu können. Die Norm DIN 33411 bietet hierfür Referenzwerte für unterschiedliche Bewegungen, Kraftarten und Krafrichtungen (Deutsches Institut für Normung e.V., DIN 33411). Da die Norm jedoch primär den Oberkörper und die Arme betrachtet, ist sie für die Entwicklung von Exoskeletten für die unteren Extremitäten nur eingeschränkt anwendbar.

Zuletzt hat die Anwendung einen großen Einfluss auf die Benutzerschnittstelle und Intentionserkennung des Exoskeletts. Um einen gesunden Benutzer nicht einzuschränken, muss das System allen Bewegungen ohne Zeitverzögerung folgen und sie gleichzeitig unterstützen, ohne dass dafür eine zusätzliche Benutzereingabe notwendig ist. Bei einem Gelähmten übernimmt das Exoskelett hingegen die volle Bewegungskontrolle, wobei die Bewegung mithilfe eines dedizierten Eingabegeräts ausgewählt und initiiert werden muss.

Bei der Definition der Anwendung ist es von hoher Bedeutung konkrete und quantitative Anforderungen festzulegen, da diese als Referenz für alle nachfolgenden Schritte dienen. So sollte beispielweise klar festgelegt werden, welche Art der Bewegung unterstützt werden soll, welche Geschwindigkeiten dabei erreicht werden sollen und welche Kräfte und Drehmomente dabei zur Verfügung stehen sollten.

Konzeption der Steuerung

Mit der Definition der Anwendung muss auch ein grundlegendes Steuerungskonzept erarbeitet werden, das festlegt, wie die beidseitige Kommunikation zwischen Benutzer und Exoskelett stattfindet. Der Benutzer muss in der Lage sein seine Bewegungsintention zu vermitteln, um von dem System effektiv unterstützt und nicht behindert zu werden. Zugleich muss das Exoskelett dem Benutzer Rückmeldung zu Befehlen geben und ihn über den aktuellen Systemzustand oder eventuelle Warnungen informieren können. Die Natur der Benutzerschnittstelle hängt dabei stark von der Anwendung ab. Soll das System einen Benutzer bei schnellen Bewegungen unterstützen, muss es die Bewegungsintention des Benutzers erkennen, zum Beispiel auf Basis von EMG- oder EEG-Sensoren. Im Bereich der Rehabilitation muss das Gerät oft bei einer bekannten Bewegung selbst erkennen, wann der Benutzer aktive Unterstützung braucht und nur in diesem Fall eingreifen. Eine solche Erkennung kann beispielsweise mittels Drehmomentsensoren in den Gelenken erfolgen. Für die Mobilisierung von Querschnittsgelähmten werden ebenfalls vordefinierte Trajektorien verwendet, allerdings hat der gelähmte Benutzer keine Möglichkeit die Bewegung mittels eigener Muskelaktivität zu initiieren. Stattdessen muss die Bewegungsintention mithilfe einer Schnittstelle vermittelt werden, die beispielweise über haptische Taster, eine Spracheingabe oder Augentracking funktionieren kann.

Die Festlegung auf ein grundlegendes Prinzip der Gerätesteuerung durch den Benutzer muss bereits am Anfang der Entwicklung getroffen werden, da sie unmittelbaren Einfluss auf die Natur der Bewegungstrajektorien, die benötigte Sensorik und Aktorik, sowie auf die Implementierung der Steuerung hat.

Bestimmung der Kinematik

Nachdem die Anwendung des Exoskeletts definiert wurde, kann auch die Kinematik bestimmt werden. Die Kinematik beschreibt, wie sich das fertige Exoskelett bewegen wird und basiert auf der Grundstruktur des Exoskeletts, sowie der Anzahl und Art der verwendeten Gelenke. Anhand der Anwendung wird bestimmt, welche Elemente der in Kapitel 5.1 beschriebenen Struktur das Gerät benötigt. Danach muss festgelegt werden, welche Freiheitsgrade in welchem Gelenk vorliegen müssen und demnach welche Art von Gelenk verbaut werden soll. Besonders bei komplexen natürlichen Gelenken wie dem Hüftgelenk müssen mehrere unterschiedliche Gelenke in Reihe verwendet werden, um den Bewegungsumfang des natürlichen Gelenks abzubilden. Außerdem wird entschieden, welche der festgelegten Freiheitsgrade aktuiert, vorgespannt, nachgiebig oder gänzlich gesperrt ausgeführt werden sollen. Während eine Aktuierung für eine flexible Kraftunterstützung sorgt, kann ein federvorgespanntes Gelenk beispielsweise zum Ausgleich einer konstanten Belastung durch

die Gewichtskraft eingesetzt werden. Ein gesunder dynamischer Benutzer benötigt in der Regel viele nachgiebige Freiheitsgrade, um nicht in seiner Bewegungsfreiheit eingeschränkt zu werden, während eine physisch beeinträchtigte Person mehr Stabilisierung benötigt und daher manche Freiheitsgrade vollständig gesperrt werden sollten.

Die Kinematik des Exoskeletts ist die abstrakteste Beschreibung seiner Struktur und muss daher zu Beginn der Entwicklung ermittelt werden. Hier wird definiert, ob das System von der Fußplatte bis zum Hüftelement reicht, oder beispielsweise lediglich eine aktive Orthese zur Unterstützung des Sprunggelenks darstellen soll. Ebenso werden durch die Definition der Freiheitsgrade die wichtigsten Anforderungen an die Exoskelettstruktur und Aktuierung festgelegt.

Vermessung des Benutzers

Um ein individualisiertes Exoskelett für einen konkreten Benutzer herzustellen, das nicht auf eine nachträgliche Anpassung angewiesen ist, muss dieser Benutzer präzise vermessen werden. Das Ziel dieser Vermessung liegt darin, alle anthropometrischen Abmessungen, die für die Passform und biomechanische Kompatibilität des Exoskeletts relevant sind, zu erfassen. Beispiele hierfür sind die Längen von Ober- und Unterschenkel und die Positionen aller benötigter Gelenkdrehpunkte. Da der Umfang der Vermessung stark von der Komplexität der Kinematik abhängt, ist es sinnvoll den Vermessungsschritt nach der Bestimmung der Kinematik durchzuführen. Unterstützt das Exoskelett nur das Kniegelenk, sind die Position von Sprung- und Hüftgelenk irrelevant. Ebenso ist die Anzahl der Freiheitsgrade pro Gelenk relevant für die Vermessung. Soll das Exoskelett nur den sagittalen Freiheitsgrad des Hüftgelenks abbilden, muss dessen Drehpunkt nur zweidimensional in der Sagittalebene bestimmt werden. Sollen hingegen auch die Adduktion und Abduktion der Hüfte ermöglicht werden, muss das dreidimensionale Rotationszentrum des Gelenks im Raum ermittelt werden. Neben diesen kinematisch relevanten Größen müssen gegebenenfalls auch weitere Körpermaße aufgenommen werden, wie die Umfänge von Gliedmaßen, die Breite der Hüfte oder das Körpergewicht. Diese Werte sind maßgebend für die finale Geometrie der Exoskelettstruktur und die Auslegung der Antriebe.

Mit der Vermessung des Benutzers werden alle Maße erfasst, die für die Konstruktion eines passgenauen Exoskeletts für einen spezifischen Benutzer notwendig sind. Die Wahl der Vermessungsmethoden ist dabei abhängig von den benötigten Maßen, die wiederum von der Kinematik des Systems bestimmt werden.

Definition der Bewegungen

Um die Anforderungen an die Aktorik vollständig zu ermitteln, müssen in diesem Schritt die Bewegungstrajektorien des Exoskeletts definiert werden. Diese sind stark von der Anwendung abhängig und reichen von langsamen Gehbewegungen für Querschnittsgelähmte zu explosiven Sprintbewegungen für Sportler oder militärische Einsatzkräfte. Auch das Steuerungskonzept hat hierbei großen Einfluss auf die Natur der Trajektorien. Für querschnittsgelähmte Benutzer übernimmt das Exoskelett in der Regel die volle Bewegungskontrolle und der Benutzer wählt mittels einer gegebenen Schnittstelle eine vordefinierte Bewegung aus. Hier lassen sich in diesem Schritt bereits alle relevanten Bewegungstrajektorien festlegen. Bei dynamischeren Systemen, die auf gesunde Benutzer ausgelegt sind und keine vordefinierten Bewegungstrajektorien verwenden, ist dies nicht möglich. Hier muss eine andere Schnittstelle verwendet werden, die die Bewegungsintention des Benutzers erkennt und das System darauf basierend steuert. Anstelle von festen

Bewegungstrajektorien werden in diesem Fall Bewegungsprofile ermittelt, die festlegen in welchen Grenzen sich das System in Bezug auf den Bewegungsraum, sowie maximale Geschwindigkeiten und Beschleunigungen bewegen muss.

Durch die Definition der Bewegungstrajektorien werden die Kernansprüche an die Aktorik festgelegt. Erst wenn bekannt ist, wie schnell sich welche Gelenke bewegen und welche Beschleunigungen hierbei ermöglicht werden müssen, können geeignete Antriebe ausgewählt werden.

5.2.2 Auslegung und Entwurf

Sind alle grundlegenden Anforderungen an das Exoskelett definiert, können im nächsten Schritt die Auslegungsberechnungen für die Aktuierung erfolgen und das Gerät in Bezug auf seine mechanische und elektrische Struktur entworfen werden.

Auslegung der Aktuierung

Basierend auf den Bewegungstrajektorien und -profilen, sowie der definierten Traglast des Systems, wird in diesem Schritt die Aktuierung des Exoskeletts ausgelegt. Dieser Prozess lässt sich in drei Abschnitte unterteilen. Als erstes werden die kritischen Lastfälle betrachtet und die zwei Kennzahlen Winkelgeschwindigkeit und Antriebsdrehmoment für jedes angetriebene Gelenk ermittelt. Darauf basierend kann ein Aktuierungsprinzip ausgewählt werden, wie beispielsweise ein elektrischer Antrieb mit Zahnriemenübersetzung, ein Direktantrieb mittels Hydraulikmotor oder ein pneumatischer Linearantrieb. Wurde das Aktuierungsprinzip für jeden angetriebenen Freiheitsgrad festgelegt, folgt die konkrete Auslegung der benötigten Antriebe und Übersetzungsstufen.

Die Ermittlung der geforderten Winkelgeschwindigkeit eines angetriebenen Freiheitsgrads ist trivial. Im vorherigen Schritt dieses Entwicklungsprozesses wurden bereits entweder vollständige Bewegungstrajektorien festgelegt oder zumindest Bewegungsprofile, die die Rahmenanforderung der Aktuierung wiedergeben. Auf dieser Grundlage können für jedes Gelenk die maximalen Winkelgeschwindigkeiten für die definierte Anwendung abgeleitet werden. Etwas komplexer ist die Ermittlung des benötigten Drehmoments, da hier zwischen statischen und dynamischen Anwendungen unterschieden werden muss. Bei statischen Anwendungen handelt es sich um Einsatzszenarien, bei denen die auftretenden Beschleunigungen gering genug sind, dass sich das dynamische Drehmoment, das für die Überwindung der Trägheit des zu beschleunigenden Elements benötigt wird, vernachlässigt werden kann. In einem solchen Anwendungsfall wird das benötigte Drehmoment über den Verlauf aller definierten Bewegungen hinweg anhand des statischen Lastfalls berechnet. Dieser berücksichtigt die Kinematik des Exoskeletts und die daraus resultierenden Massenschwerpunkte und Hebelarme, sowie das Gewicht des Benutzers und das abgeschätzte Gewicht des Exoskeletts. Daraus kann dann das maximale Drehmoment für jedes Gelenk ermittelt werden. Im dynamischen Anwendungsfall muss zu diesem statischen Drehmoment das Moment zur Überwindung der Trägheit des zu bewegenden Körpers addiert werden. Dieses hängt von der Winkelbeschleunigung und dem Trägheitsmoment ab. Das Trägheitsmoment wiederum berechnet sich mittels der Dichteverteilung und Geometrie relativ zur Rotationsachse. Diese Berechnung kann für eine Auslegungsberechnung durch Annahme einer homogenen Dichte und der Annäherung durch vereinfachte Geometrien deutlich vereinfacht werden.

Sind die benötigten maximalen Winkelgeschwindigkeiten und Drehmomente für alle angetriebenen Achsen bekannt, kann das Aktuierungsprinzip festgelegt werden. Dies beinhaltet einerseits die Art des Antriebs, als auch die Art der Drehmomenterzeugung. Die am meisten verbreiteten Antriebsarten sind elektrische, hydraulische und pneumatische Antriebe. Elektrische Antriebe zeichnen sich dadurch aus, dass sie den von der Energiequelle bereitgestellten Strom direkt in Kraft und Bewegung umwandeln können und sich durch integrierte Encoder sowie die lineare Abhängigkeit von Stromstärke und Drehmoment einfach regeln lassen. Durch das geringe erzeugte Drehmoment von kompakten Elektromotoren ist für den Einsatz in Exoskeletten allerdings immer eine Getriebeübersetzung notwendig, die das Gewicht der Antriebseinheit erhöht und den Wirkungsgrad verringert. Im Vergleich zu anderen Antriebsarten sind elektrische Antriebe demnach schwer und besitzen eine geringe Leistungsdichte. Hydraulik und Pneumatik bieten den Vorteil, dass die Aktoren relativ leicht und kompakt sind und ein zentraler Kompressor die Leistung für mehrere Aktoren zur Verfügung stellen kann. Im Gegenzug müssen dafür in der Regel dickere und steifere Leitungen zu den Aktoren geführt werden und die meisten zentralen Aggregate erzeugen signifikante Geräuschemissionen. Zudem wird die Regelung durch Leckströme und Luftkompressibilität deutlich komplexer als bei rein elektrischen Antrieben. Hydraulische und pneumatische Antriebskonzepte werden primär bei dynamischen Anwendungen relevant, bei denen eine geringe Trägheit der bewegten Elemente im Vordergrund steht und die Steuerung nicht positionsbasiert, sondern kraftbasiert erfolgt.

Für alle drei vorgestellten Antriebsarten gibt es mehrere Methoden ein Drehmoment um ein angetriebenes Gelenk zu erzeugen. Elektrische Antriebe werden in den meisten Fällen als Rotationsantriebe in Form eines Elektromotors verwendet. Zwar existieren auch elektrische Linearantriebe, allerdings sind sie bei robotischen Exoskeletten nicht verbreitet, da die erzeugte Kraft für die meisten Anwendungen zu gering ist. Ein Elektromotor erzeugt bereits ein Drehmoment, das durch eine Getriebeübersetzung bedarfsgerecht erhöht werden kann. Hierfür können einige verschiedene Getriebetypen eingesetzt werden, wobei die wichtigsten Kriterien bei der Auswahl des richtigen Getriebes oder der richtigen Getriebekombination die benötigte Übersetzung, die Rücktreibbarkeit und die relative Ausrichtung von Antriebs- und Abtriebsachsen ist. Die Übersetzung hängt von dem benötigten Gelenkdrehmoment und dem Maximalmoment des Motors ab. Rücktreibbarkeit beschreibt das Verhalten eines Getriebes, das keiner Selbsthemmung unterliegt, sodass das Gelenk auch von einem ausreichend großen externen Drehmoment bewegt werden kann. Grundsätzlich neigen hoch übersetzte Getriebe zur Selbsthemmung, wobei diese bei manchen Getriebetypen bereits bei niedrigeren Übersetzungsverhältnissen auftritt als bei anderen. Die Rücktreibbarkeit ist für dynamische Anwendungen von Bedeutung, da sie die Regelung und die Intentionserkennung vereinfacht. Die optimale Ausrichtung der Antriebs- und Abtriebsachsen zueinander hängt hauptsächlich von den Abmessungen des Motors und der gewünschten Positionierung dessen relativ zum angetriebenen Gelenk ab. Dabei ist in der Regel eine möglichst kompakte Anordnung oder eine Optimierung der Gewichtsverteilung das Ziel.

Von den zahlreichen herkömmlichen Getriebetypen ist die folgende Auswahl bei robotischen Exoskeletten besonders verbreitet. Planetengetriebe sind kompakte Getriebeeinheiten, die in der Regel direkt mit dem Elektromotor verbunden sind und eine damit koaxiale Abtriebswelle aufweisen. Durch mehrere Getriebestufen können hohe Übersetzungen erreicht werden, wobei die Rücktreibbarkeit dabei abnimmt. Harmonic Drives oder Wellgetriebe ermöglichen besonders hohe Übersetzungsverhältnisse in einer einzigen Getriebestufe, sodass die Rücktreibbarkeit dabei noch lange gewährt bleibt. Antriebs- und Abtriebsachse liegen koaxial und die Getriebe beinhalten bereits eine Lagerung, sodass sie als tragende

Strukturkomponenten eingesetzt werden können. Mit Schneckengetrieben können sehr hohe Übersetzungen erreicht werden und sie erzeugen einen rechten Winkel zwischen Antriebs- und Abtriebsachse. Diese Bauform ermöglicht oft eine platzsparende Montage, allerdings sind die meisten Schneckengetriebe nicht rücktreibbar. Bei der Verwendung von Kegelradübersetzungen ist eine ähnlich kompakte Integration möglich und die Rücktreibbarkeit wird gewährleistet, allerdings ist hier das maximale Übersetzungsverhältnis deutlich geringer. Zahnriemen- oder Kettenübersetzungen erlauben einen hohen lateralen Versatz zwischen parallelen Antriebs- und Abtriebsachsen, weshalb sie sich gut dafür eignen, den Antrieb entfernt vom angetriebenen Gelenk zu positionieren. Die Rücktreibbarkeit ist in der Regel gewährleistet, allerdings sind die maximalen Übersetzungsverhältnisse begrenzt. Eine Alternative zur direkten Drehmomentübertragung ist die Verwendung eines Kugelgewindetriebs, der die Rotation des Motors in eine Linearbewegung umwandelt. In Kombination mit einem Planetengetriebe können hier hohe Schub- und Zugkräfte erzeugt werden, die mittels einer Kurbel am angetriebenen Gelenk in Drehmoment umgewandelt werden. Die Rücktreibbarkeit ist eingeschränkt, aber es besteht eine rechtwinklige Ausrichtung von Antriebs- und Abtriebsachse und die Verwendung einer Schubstange zwischen Linearantrieb und Kurbel ermöglicht einen großen Abstand zwischen Antrieb und Gelenk.

Bei hydraulischen und pneumatischen Antrieben werden primär Linearantriebe eingesetzt, deren Kraft ähnlich wie bei elektrischen Kugelgewindetriebsen mittels einer Kurbel in ein Drehmoment um das angetriebene Gelenk umgewandelt wird. Alternativ gibt es auch hydraulische und pneumatische Rotationsantriebe, die den erzeugten Druck direkt in eine Rotationsbewegung umwandeln. Der große Vorteil dieser Antriebsprinzipien ist die Trennung von Energiewandler und Aktor. Das Hydraulikaggregat oder der Luftkompressor wandeln elektrische Energie in Druck um, der über Öl- oder Luftleitungen zu den Aktorikzylindern geleitet wird. Die Steuerung der Zylinder erfolgt hier über Ventile. Dabei kann ein zentrales Aggregat für die Druckerzeugung von vielen Aktoren verwendet werden, wobei dabei der Großteil des Systemgewichts auf das Aggregat fällt. Zugleich muss die Leistung des Aggregats nur auf die maximal zu einem Zeitpunkt von allen Aktoren benötigte Leistung ausgelegt werden und nicht auf die Summe der Maximalleistungen aller Aktoren. Dieser Ansatz ist dann attraktiv, wenn viele Freiheitsgrade benötigt werden, die niemals zeitgleich stark beansprucht werden. In diesem Fall sparen die leichten Aktoren Gewicht an den bewegten Teilen, während das Aggregat verhältnismäßig klein ausgelegt werden kann.

Mit der Auswahl der Aktuierungsprinzipien für jeden angetriebenen Freiheitsgrad können im letzten Schritt der Aktorauslegung konkrete Leistungskennzahlen für die benötigten Antriebe errechnet werden. Bei elektrischen Antrieben müssen die Anforderungen an die Motoren und Getriebe primär in Bezug auf Drehzahl und Drehmoment, aber auch weitere Parameter wie Wirkungsgrad, Axiallast und Spiel berücksichtigt werden. Bei Hydraulik und Pneumatik sind zunächst die Aktoren unter Berücksichtigung unterschiedlicher Hebelarmkonfigurationen auszulegen, um benötigte Schub- und Zugkräfte, sowie Ein- und Ausfahrgeschwindigkeiten zu ermitteln. Erst danach wird das Zentralaggregat in Bezug auf den benötigten Druck und Volumenstrom ausgelegt. Zum Abschluss werden konkrete Antriebseinheiten ausgewählt, die die errechneten Anforderungen erfüllen und in das Exoskelett integriert werden sollen.

Entwurf der Elektronik

Die elektronische Struktur des Exoskeletts beinhaltet alle elektrischen Komponenten für den Antrieb und die Steuerung des Exoskeletts. Die wichtigsten Bauteile hierfür sind die für die Antriebseinheiten benötigten Motorsteuerungen, eine Benutzerschnittstelle, eine zentrale Recheneinheit, die Energieversorgung und gegebenenfalls benötigte Sensorik.

Bei der Auswahl von Antriebskomponenten müssen neben den eigentlichen Antriebseinheiten auch alle benötigten Peripheriekomponenten berücksichtigt werden. So müssen in der Regel auch Sensoren wie Drehencoder oder Linearpotentiometer für die Regelung der Antriebe vorgesehen werden. Bei elektrischen Antrieben wird deren Ausgangssignal direkt an den Motorcontroller weitergegeben, um eine präzise Positions- Geschwindigkeits- oder Drehmomentsteuerung zu erlauben. Hydraulische oder pneumatische Systeme enthalten jedoch oftmals kein integriertes Positionsfeedback, sodass hierfür zusätzliche Sensorik benötigt wird. Da die Motorsteuerungen den von den Motoren benötigten Strom bereitstellen müssen, müssen auch sie für die erwarteten Lastfälle des Geräts ausgelegt werden. Nur bei einem guten Zusammenspiel aller beteiligten Aktoren, Sensoren und Steuerungen ist ein zuverlässiger Betrieb gewährleistet.

Für die Interaktion zwischen dem Exoskelett und dem Benutzer wird eine Benutzerschnittstelle benötigt, deren generelles Funktionsprinzip bereits im Rahmen der Konzeptionierung der Steuerung festgelegt wurde. Abhängig von der Anwendung ist für die Umsetzung der Benutzerschnittstelle unterschiedliche Hardware notwendig. So basiert die Erkennung der Intention von gesunden Benutzern meistens auf Bewegungssensoren, Kraftsensoren oder Neuro-Schnittstellen, die Gehirnströme oder Muskelaktivitäten erfassen. Zusätzlich dazu wird in der Regel auch eine Schnittstelle für essenzielle System- und Wartungsfunktionen benötigt, die beispielsweise durch eine kabellose Kopplung mit einem Mobiltelefon und einer App realisiert werden kann. Für die Auswahl von Bewegungsprogrammen bei gelähmten Benutzern muss eine jederzeit zugängliche Schnittstelle entworfen werden, zum Beispiel über einen Touchscreen, der an einer Krücke oder am Handgelenk befestigt wird. Je nach Art der Schnittstelle wird dementsprechend unterschiedliche Sensorik und Elektronik benötigt.

Die zentrale Recheneinheit ist für die High- und Mid-Level-Steuerung des Exoskeletts zuständig und überwacht alle Systemprozesse. Die High-Level Steuerung basiert primär auf Systemzuständen und wird Großteils direkt vom Benutzer mittels der Benutzerschnittstelle gesteuert. Hier können beispielsweise Bewegungsmodi ausgewählt, Kalibrierfahrten initiiert oder Wartungsaufgaben durchgeführt werden. Parallel dazu werden grundlegende Systemfunktionen wie die Überwachung des Akkuladestands oder das Auslesen von zusätzlichen Sensoren für Sicherheitsfunktionen ausgeführt. Die Aufgabe der Mid-Level-Steuerung ist es, aus den generellen Bewegungsaufgaben der High-Level-Steuerung konkrete Bewegungskommandos für alle Motoren zu generieren. Dieses Programm wird auch als Motion Controller bezeichnet und übersetzt Bewegungsaufgaben in Sollpositionen, -geschwindigkeiten oder -drehmomente zu jedem Zeitpunkt für alle an der Bewegung beteiligten Antriebe. Die Leistungsanforderungen an die Recheneinheit werden maßgeblich von der Komplexität des Motion Controllers beeinflusst, der wiederum von der Benutzerschnittstelle abhängig ist. Generell ist die Regelung von dynamischen Systemen für gesunde Benutzer deutlich rechenintensiver als die von langsamen Systemen für Rehabilitationsanwendungen. In den meisten Fällen wird die Recheneinheit in Form eines Einplatinencomputers realisiert, kann aber für hochdynamische Systeme auch auf leistungsstarken Echtzeit-Regelungssystemen basieren.

Damit ein Exoskelett mobil einsetzbar ist, muss es seine eigene Energieversorgung besitzen. Hierfür kommen in der Regel Lithium-Polymer Akkus zum Einsatz, da sie ein gutes Leistungsgewicht besitzen und in zahlreichen Ausführungen mit unterschiedlichen Spezifikationen verfügbar sind. Die Hauptkriterien bei der Auswahl des Akkus sind die gewünschte Bordspannung des Exoskeletts, die benötigte Kapazität und der maximale Strom, den der Akku liefern kann. Da die Antriebseinheiten die größten Verbraucher des

Gesamtsystems sind, sind sie in der Regel ausschlaggebend für die benötigte Spannung. Die Kapazität ist abhängig vom erwarteten Energieverbrauch des Exoskeletts im Betrieb und der gewünschten Mindestakkulaufzeit. Die Stromabgabefähigkeit, auch als C-Rating bezeichnet, gibt an, welche Stromstärke der Akku dauerhaft und kurzzeitig bereitstellen kann, ohne beschädigt zu werden. Dieser Wert ist beispielsweise dann wichtig, wenn ein Exoskelett in spezifischen Einsatzsituationen alle Antriebe nahe ihrer Höchstleistung betreibt und in diesen Momenten einen überhöhten Strombedarf hat. Alle drei genannten Kennzahlen ergeben sich primär aus der gewählten Anwendung und den verwendeten Antrieben. Obwohl Lithium-Polymer Akkus sehr leistungsstark sind, können sie bei inkorrektur Benutzung ein Sicherheitsrisiko darstellen, da ihre Integrität und Leistungsfähigkeit stark von ihrer Wartung abhängt. Die Akkupakete bestehen in der Regel aus einzelnen Zellen mit einer Nennspannung von 3,7 V, die für eine höhere Bordspannung in Reihe und für eine höhere Kapazität parallelgeschaltet werden. Für die maximale Sicherheit und Lebensdauer des Akkus ist es essenziell, die Spannung aller Zellen zu überwachen, stets auf einem ähnlichen Niveau zu halten und eine Überspannung beim Laden oder eine Unterspannung beim Entladen zu verhindern. Hierfür wird ein Batteriemanagementsystem (BMS) eingesetzt, das es zudem erlaubt den aktuellen Ladezustand der Batterie zu ermitteln und auszugeben. Eine weitere Funktion, die durch die Verwendung eines BMS ermöglicht wird, ist das Laden des Akkus im verbauten Zustand. Mit einem geeigneten Ladegerät, das auf die Spezifikationen des Akkus und des BMS abgestimmt werden muss, kann das Exoskelett geladen werden, ohne den Akku entfernen und in einem externen Ladegerät laden zu müssen.

Die letzten Komponenten in der elektronischen Struktur eines Exoskeletts sind zusätzliche Sensoren, die für erweiterte Systemfunktionen und Sicherheitsprotokolle verwendet werden können. Dabei kann es sich beispielsweise um Beschleunigungs- oder Neigungssensoren handeln, die die Balance des Benutzers überwachen, Drucksensoren in den Fußplatten, die die aktuelle Gewichtsverlagerung messen oder Kraftsensoren, die Interaktionskräfte zwischen Benutzer und Exoskelett erfassen. Solche weitere Sensorik dient in erster Linie dazu erweiterte Sicherheitsfunktionen oder Steuerungsinputs zu generieren, wobei viele Exoskelette darauf verzichten, um die Systemkomplexität so gering wie möglich zu halten.

Entwurf der Struktur

Sind alle Anforderungen an die Kinematik, Aktorik und das elektrische System des Exoskeletts bekannt, kann in diesem Schritt die grundsätzliche Struktur des Systems entworfen werden. Dieser Schritt liegt auf der Abstraktionsebene zwischen dem Entwurf der Kinematik und der kompletten Auskonstruktion des Exoskeletts. Dabei wird bereits die ungefähre Geometrie der benötigten Strukturelemente definiert und mechanische Komponenten wie Lager und Gelenke ausgewählt. Dabei kann es auch bei Exoskeletten mit identischer Kinematik Unterschiede geben, wenn beispielsweise ein Kniegelenk auf beiden Seiten gelagert werden soll, wie es bei den meisten Knieorthesen geschieht. Ebenso können Vorspannungen von Freiheitsgraden durch integrierte Torsionsfedern, aber auch durch extern angebrachte Zug- oder Druckfedern realisiert werden. Zuletzt gibt es bei Gelenken, die mehrere Freiheitsgrade abbilden sollen, mehrere mögliche Kombinationen aus Rotationsgelenken und Linearführungen, die die Struktur des Exoskeletts beeinflussen.

Der Strukturentwurf erfolgt nach der Auswahl der Aktuierungsprinzipien und Antriebseinheiten, da diese ebenfalls unterschiedliche Anforderungen an die Struktur mit sich bringen. Für Linearantriebe müssen beispielsweise passende Kraftangriffspunkte festgelegt werden, während Direktantriebe größere Flanschflächen zur Montage am Gelenk benötigen. Zudem werden manche Antriebseinheiten, insbesondere solche mit Harmonic Drives, bereits mit

integrierter Lagerung verbaut, sodass keine externe Lagerung dieses Freiheitsgrads notwendig ist. Ebenso hat die elektrische Struktur einen Einfluss auf die mechanische Struktur, da die vorgesehenen Komponenten montiert werden müssen. Dies ist besonders bei Sensoren relevant, die an spezifischen Positionen integriert werden müssen, aber auch für Motorcontroller oder die Energieversorgung, für die ausreichender Platz vorgesehen werden muss.

5.2.3 Design und Steuerung

Mit dem Abschluss der Entwurfsphase beginnt die Detaillierungsphase, in der jede Komponente des Exoskeletts auskonstruiert wird. Parallel dazu wird die Steuerung des Systems entwickelt, die sämtliche zum Betrieb benötigte Software enthält.

Exoskelettkonstruktion

Anhand der im letzten Schritt entworfenen Exoskelettstruktur kann nun unter Berücksichtigung der ausgewählten Gelenke und Elektronikkomponenten die detaillierte Konstruktion des Exoskeletts beginnen. Im Falle eines Exoskeletts für die gesamten unteren Extremitäten besteht die Struktur hauptsächlich aus zwei Beinstrukturen, einem Hüftrahmen und einem Rucksack für die Elektronik.

Das wichtigste Ziel beim Design der Beinstruktur ist die biomechanische Kompatibilität mit dem Benutzer. Im Falle eines individualisierten Exoskeletts sind dabei alle relevanten anthropometrischen Maße des Benutzers zu berücksichtigen, um eine optimale Ausrichtung der Exoskelettgelenke zu erreichen. Die Anbindung an den Träger erfolgt in der Regel mittels verstellbarer Riemen, die einen zuverlässigen und komfortablen Halt bieten müssen. Dafür ist auf ausreichende Polsterung und große Auflageflächen zu achten, um Druckkonzentrationen zu vermeiden. Zur zusätzlichen Stabilisierung können Beinschalen in die Struktur integriert werden, die teilweise um die Beine des Trägers herumreichen, für zusätzlichen Halt sorgen und die relative Bewegung zwischen Exoskelett und Benutzer durch einen Formschluss weiter reduzieren. Neben einer zuverlässigen Anbindung an den Träger müssen die Strukturelemente alle mechanischen Schnittstellen zu den anderen bereits ausgewählten Komponenten aufweisen. Dazu gehören vor allem die Gelenke, Antriebseinheiten und Sensoren. Dabei ist die Beinstruktur Teil der bewegten Masse des Exoskeletts und sollte aus diesem Grund so leicht wie möglich gestaltet werden, aber gleichzeitig steif genug sein, um den auftretenden Kräften ohne signifikante Verformung standhalten zu können.

Die Hauptaufgabe des Hüftrahmens ist es, die beiden Beinstrukturen eines beidseitigen Exoskeletts miteinander zu verbinden und das Exoskelett am Oberkörper des Benutzers zu fixieren. Um der hohen einseitigen Belastung beim Gehen standzuhalten, bei der das gesamte Körpergewicht kurzzeitig auf einem Bein lastet, muss der Hüftrahmen besonders steif gegenüber Torsion ausgelegt werden. Zugleich muss die Befestigung am Oberkörper über eine hohe Auflagefläche verfügen, um Drehmomente um das Hüftgelenk zu übertragen, ohne dabei den Komfort und die Bewegungsfreiheit stark einzuschränken.

Um die bewegte Masse der Beinstruktur gering zu halten, wird die meiste Elektronik, die zum Betrieb des Exoskeletts benötigt wird, in einer Rucksackeinheit untergebracht. Diese wird oftmals in den Hüftrahmen integriert, um das System kompakt zu halten und die Stabilisierung und Fixierung des Oberkörpers zu unterstützen. Die Hauptanforderung an die Rucksackeinheit ist die kompakte Unterbringung aller erforderlichen Komponenten, wie Motorcontroller, Akku, BMS und Hauptrechner, unter Berücksichtigung der Gewichtsverteilung und des Komforts. Für

die verbaute Leistungselektronik ist zudem auf eine Überwachung und gegebenenfalls Regulierung der Temperatur zu sorgen. Zuletzt müssen auch sicherheitskritische Aspekte beim Entwurf der Einheit berücksichtigt werden, wie die Integration von Notausschaltern oder der Schutz der Batterie vor äußerer Krafteinwirkung.

Schon bei der Konstruktion jedes Bauteils muss bedacht werden, aus welchem Werkstoff und mit welchem Fertigungsverfahren das Teil hergestellt werden soll. Besonders bei mechanisch stark beanspruchten Komponenten wie der Beinstruktur und dem Hüfttrahmen muss dies für die Auslegung berücksichtigt werden. Ein Überblick über geeignete Verfahren für die Fertigung in kleinen Stückzahlen folgt im vorletzten Schritt „Fertigung und Montage“.

Implementierung der Steuerung

Ist das strukturelle Design des Exoskeletts abgeschlossen, wird als nächstes die Steuerungssoftware betrachtet. Diese besteht hauptsächlich aus der Firmware der Recheneinheit und der Steuerung. Bei der Firmware ist primär darauf zu achten, dass sie den Ansprüchen an Echtzeitfähigkeit gerecht werden kann und die Kommunikation zwischen allen Komponenten der Elektronikstruktur unterstützt. Bei Einplatinencomputern kommen dabei in der Regel Linux-basierte Betriebssysteme zum Einsatz, die von sich aus bereits geringe Anforderungen an die Hardware stellen und sich mittels zusätzlicher Funktionsbibliotheken gut für viele Einsatzszenarien anpassen lassen. Die Steuerung hängt wiederum stark von der Benutzerschnittstelle und damit von der Anwendung des Systems ab. Generell kann jedoch zwischen vier wesentlichen Aufgaben unterschieden werden, die bereits bei der Auswahl der zentralen Recheneinheit kurz betrachtet wurden: Der High Level Zustandsautomat, die Benutzerschnittstelle, der Motion Controller und die Low Level Regelung.

Der Zustandsautomat ist für die grundlegenden Aufgaben und Zustände des Systems verantwortlich. Hier wird beispielsweise festgelegt, ob das System in Bewegung ist, welche Art von Bewegung ausgeführt wird oder welche Sensoren zu welchem Zeitpunkt ausgelesen werden. Für eine intuitive Benutzung des Systems müssen bei der Implementierung des Zustandsautomaten alle möglichen Einsatzszenarien und Ausnahmesituationen betrachtet werden, wobei die Sicherheit an erster Stelle steht. So darf das System nach dem Einschalten beispielsweise keine schnellen Bewegungen ausführen, solange kein Systemcheck durchgeführt wurde. Bei einem System für Gelähmte muss verhindert werden, dass ein Schritt ausgelöst werden kann, wenn das Exoskelett noch in einer sitzenden Position ist, oder es zur unbeabsichtigten Ausführung einer Hinsetzbewegung kommen kann, während sich der Benutzer gerade in einer Gangbewegung befindet. Bei Geräten für gesunde Benutzer muss sichergestellt werden, dass das System nie unerwartet gegen den Träger arbeitet und Verletzungen verursachen kann. In allen Anwendungsfällen muss es auch Maßnahmen für eine sichere Bedienung im Falle von Systemausfällen geben, um beispielsweise deaktivierte Motorcontroller zurückzusetzen oder inkorrekte Sensorwerte zu überschreiben. Neben diesen operativen Funktionen werden im Zustandsautomat auch Programme zur generellen Systemüberwachung implementiert, die beispielsweise den Akkuladestand überwachen oder Bewegungsprofile des Nutzers aufzeichnen.

Die Benutzerschnittstelle kann je nach Systemausprägung und Anwendung unterschiedliche Formen annehmen. Bei sensorbasierten Schnittstellen, die beispielsweise mit Beschleunigungssensoren und Neuro-Sensoren arbeiten, können die vorverarbeiteten Sensorsignale direkt an den Zustandsautomaten übergeben werden, um für die Bewegungskontrolle genutzt zu werden. Dennoch benötigen auch solche Systeme eine weitere Schnittstelle, um die grundsätzlichen Systemfunktionen manuell ausführen zu können.

Eine solche Schnittstelle benötigt in den meisten Fällen einen oder mehrere Ausgabekanäle wie ein Display, Status-LEDs oder Lautsprecher und Eingabekanäle wie einen Touchscreen, Taster oder Knöpfe. Wenn sich diese Schnittstelle nicht direkt am Exoskelett selbst, sondern an einem zweiten Gerät, wie einer drahtlosen Bedienkonsole befindet, wird hierfür ein separater Mikrocontroller für die Verarbeitung der Ein- und Ausgänge benötigt. Dies ist beispielsweise der Fall, wenn die Schnittstelle am Handgelenk getragen oder in Krückengriffe integriert wird. Bei einer kabellosen Verbindung zwischen Bedienkonsole und Exoskelett sollte zudem auf eine effiziente Kommunikation geachtet werden, um die benötigte Bandbreite zu minimieren und eine hohe Übertragungsgeschwindigkeit sicherzustellen.

Der Motion Controller, hier auch als Mid-Level-Steuerung bezeichnet, wird benötigt, um die allgemeinen Bewegungsaufgaben des High-Level-Zustandsautomaten in konkrete Bewegungskommandos für die Low-Level-Regelung an Bord der Motorcontroller umzuwandeln. Dabei ergeben sich zwei primäre Aufgaben: Die Generierung der richtigen Befehle und das zeitkritische Senden dieser Befehle. Die Details in der Umsetzung des Motion Controllers hängen stark von den verwendeten Motorsteuerungen und dem genutzten Kommunikationsprotokoll ab, jedoch haben die meisten Systeme grundlegende Gemeinsamkeiten. Die Motorcontroller erwarten in der Regel konkrete Motorpositionen, -geschwindigkeiten, oder -drehmomente als Sollwerte und haben nur begrenzte Informationen über den aktuellen Systemzustand. Soll beispielsweise eine Trajektorie, die im Gelenkwinkelraum definiert ist, abgefahren werden, muss diese erst in Sollpositionen des Motors umgerechnet werden. Soll stattdessen in einer dynamischen Anwendung ein vom Gelenkwinkel abhängiges Drehmoment aufgebracht werden, muss der aktuelle Gelenkwinkel zunächst erfasst werden, um das richtige Drehmoment für diesen Moment zu bestimmen. Auf diese Weise werden die zeitunabhängigen Bewegungsbeschreibungen der High-Level-Steuerung kontinuierlich in konkrete Sollwerte für den aktuellen Zeitpunkt übersetzt. Damit diese Bewegungskommandos nun synchron bei allen aktiven Freiheitsgraden ankommen und eine flüssige Bewegung erzeugt wird, ist eine präzise Taktung notwendig. Für die Durchführung einer komplexen Bewegung, wie einer Gangbewegung mit vier aktiven Freiheitsgraden, müssen alle Antriebe nahezu zeitgleich mit unterschiedlichen Sollwerten angesprochen werden. Zugleich müssen nach Erreichen dieser Sollwerte bereits neue Sollwerte bereitstehen, um eine kontinuierliche und ruckfreie Bewegung zu ermöglichen. Dafür muss der Motion Controller Zugriff auf einen genauen Taktgeber haben, der nicht von anderen Systemprozessen beeinflusst werden kann. Hierfür wird in der Regel eine echtzeitfähige Softwarearchitektur benötigt, damit es zu keinen Verzögerungen der Positionskommandos und damit zu abrupten Geschwindigkeitsänderungen der Antriebe kommt.

Bei einer korrekten Funktionsweise des Motion Controllers erhalten die Motorsteuerung in regelmäßigen Zeitabständen neue Positions-, Geschwindigkeits- oder Drehmomentsollwerte. Die Aufgabe der Low-Level-Regelung ist es nun, die geforderten Werte zu erreichen, bevor die nächsten Sollpositionen übermittelt werden. Dies wird durch einen geschlossenen Regelkreis ermöglicht, der mittels Sensorfeedback versucht, die Differenz aus Soll- und Ist-Wert zu minimieren. Für dieses Problem gibt es eine Vielzahl an verschiedenen Ansätzen, weshalb die Regelungstechnik ein eigenes Feld der Ingenieurwissenschaften darstellt und die Implementierung einer Low-Level-Regelung an dieser Stelle nicht weiter vertieft wird. Abhängig von der verwendeten Hardware für die Antriebe und den Anforderungen der Anwendung kann diese Aufgabe schnell mit bereits bestehenden Softwarelösungen gelöst werden, in anderen Fällen aber auch eine signifikante Herausforderung bei der Realisierung eines Exoskeletts darstellen.

5.2.4 Integration und Test

Sind sämtliche Hard- und Softwarekomponenten des Exoskeletts im Detail ausgearbeitet, kann die Integration beginnen. Diese enthält nicht nur die Fertigung und Montage, sondern auch umfangreiche Funktionstest einzelner Baugruppen und des Gesamtsystems.

Fertigung und Montage

Der letzte Schritt vor der finalen Systemintegration ist die Fertigung der Hardware. Für die Herstellung der zuvor konstruierten Bauteile stehen je nach Design des Systems eine Vielzahl an unterschiedlichen Werkstoffen und Fertigungsverfahren zur Auswahl. Interessant wird diese Frage vor allem in Bezug auf die wirtschaftliche Fertigung von individualisierten Geräten, da sich viele traditionelle Verfahren wie der Kunststoffspritzguss oder Umformprozesse mit Metallwerkstoffen erst bei hohen Stückzahlen rechnen. Insbesondere bei der Herstellung von individualisierten Strukturelementen werden Verfahren benötigt, die eine hohe Gestaltungsfreiheit und einfache Individualisierbarkeit zulassen und zugleich eine hohe Steifigkeit der resultierenden Bauteile sicherstellen. Wie bereits im vorherigen Abschnitt erwähnt, muss die Auswahl eines geeigneten Werkstoffs und Fertigungsverfahrens bereits bei der Konstruktion jedes Bauteils erfolgen, da die Limitationen des Verfahrens direkte Auswirkungen auf die Gestaltungsfreiheit bei der Konstruktion haben.

Eines der wichtigsten Verfahren für individualisierte Bauteile und Einzelstücke ist die additive Fertigung. Durch die stetige Weiterentwicklung und Verbreitung der etablierten Verfahren haben die resultierenden Bauteile vor allem bei der Herstellung von Kunststoffbauteilen teils sehr hohe Qualität und Haltbarkeit, während die Kosten kontinuierlich fallen. Trotz dessen ist Kunststoff den hohen mechanischen Anforderungen von strukturellen Elementen von Exoskeletten in der Regel nicht gewachsen. Additive Fertigungsverfahren von Metallwerkstoffen bieten hier eine interessante Alternative, allerdings sind die Kosten aufgrund der deutlich komplexeren Prozessabläufe besonders bei großen Bauteilen noch hoch.

In der Orthopädietechnik werden individuelle Hilfsmitteln meistens aus kohlefaserverstärktem Kunststoff, auch als Carbon bezeichnet, hergestellt, da die resultierenden Produkte hohe Steifigkeiten bei geringem Gewicht aufweisen. Dieser Prozess wird allerdings manuell von ausgebildeten Fachkräften durchgeführt und ist dementsprechend zeit- und kostenintensiv. Zudem erfolgt die Formgebung an Gipsmodellen des Patienten, die vorher in einem eigenen Prozess hergestellt werden, weshalb diese Verfahren für die vorliegende Situation weniger geeignet sind. Die industrielle Fertigung solcher Bauteile hingegen ist wiederum auf Massenproduktion und nicht auf individuelle Einzelteiffertigung ausgelegt.

Eine interessante Mischform der beiden bereits genannten Prozesse ist die additive Fertigung von Kunststoffteilen mit Verstärkung mittels eingelegter Kohlefasern. Der Prozess ist in seiner Grundform ein Fused Deposition Modeling (FDM) Verfahren, bei dem ein Kunststofffilament aufgeschmolzen und in jeder Bauteilschicht in Bahnen aufgetragen wird. Für die Verstärkung des Bauteils kommt zusätzlich zur Kunststoffextrusionsdüse eine zweite Düse zum Einsatz, die einen kontinuierlichen Kohlefaserstrang in das Bauteil einbringt. Durch diesen Prozess können Bauteile erzeugt werden, die zwar nicht die Steifigkeit von konventionell gefertigten Carbon Bauteilen erreichen, aber signifikant stärker sind als die meisten additiv hergestellten Kunststoffbauteile. Die größte Limitation dieses Verfahrens ist, dass die Fasern nur in der Druckebene verlegt werden können, sodass die Steifigkeit nur in dieser Ebene gesteigert wird. Damit sind die resultierenden Komponenten für komplexe Lastfälle weniger geeignet.

Zwei weitere Verfahren zur Herstellung von Metallbauteilen unter Nutzung von additiver Fertigungstechnologie sind der Feinguss und der Aluminiumguss mittels additiv gefertigter Sandformen. Beim Feinguss wird ein Bauteil additiv aus Kunststoff gefertigt und für die Herstellung einer Negativ-Gussform aus Keramik oder Gips verwendet. Dabei wird das Kunststoffbauteil ausgebrannt, wobei gleichzeitig die Form aushärtet. Diese kann nun mit flüssigem Metall befüllt und nach dem Abkühlen des Bauteils zerschlagen werden. Beim Sandguss wird die Gussform aus Gussand und Binder ohne die Notwendigkeit eines Positivmodells schichtweise aufgebaut. Da der nicht mit Binder versetzte Sand als Stützstruktur dient, können in diesem Prozess zwar sehr komplexe Geometrien umgesetzt werden, allerdings muss zur Entfernung des nicht gebundenen Sands in der Regel mindestens eine Formteilung vorgesehen werden. Bei beiden Verfahren haben die resultierenden Bauteile die gleichen Eigenschaften wie konventionell gegossene Aluminiumbauteile und erfüllen die Anforderungen an Gestaltungsfreiheit, Individualisierbarkeit und Festigkeit.

Die letzten hier vorgestellte Verfahren unterscheiden sich vom Rest, da sie ausschließlich die Herstellung von zweidimensionalen Bauteilen erlauben. Hierbei geht es um das Schneiden von Metallplatten mittels Wasserstrahl-, Plasma-, oder Laserstrahlschneiden. Mit diesen Verfahren können Platten aus nahezu beliebigen Legierungen und großen Materialstärken in beliebigen Geometrien ausgeschnitten werden. Durch die weitgehend automatisierten Prozesse sind die Stückkosten der Bauteile lediglich abhängig von ihren Materialkosten, während die spezifische Geometrie kaum eine Rolle spielt. Damit können auch individualisierte Bauteile und Einzelstücke ohne Mehrkosten produziert werden. Durch nachgelagerte Biegeprozesse können die planaren Bauteile auch in dreidimensionale Komponenten verwandelt werden, die bei der richtigen Auslegung hohe Steifigkeiten mit sich bringen.

Nach der Herstellung aller Bauteile des Exoskeletts folgt die Montage. Abhängig von der Konstruktion und dem Herstellungsprozess sind hierfür oftmals noch Nacharbeiten nötig, wie das Aufbohren von Bohrungen mit engen Toleranzen oder das Schneiden von Gewinden. Ebenso treten kleine Fertigungsabweichungen häufig erst bei der Montage ganzer Baugruppen zu Tage, wenn die Summe vieler kleiner Abweichungen zu einem sichtbaren Fehler führt, der das erfolgreiche Zusammenfügen aller Komponenten verhindert.

Funktionstests

Nach der Implementierung der Steuerung und dem Zusammenbau des Exoskeletts müssen alle Teilsysteme des Geräts zusammengeführt werden und gemeinsam getestet werden. Die größte Herausforderung liegt hierbei in unerwarteten Wechselwirkungen der Teilsysteme. So kann es beispielsweise zu Störungen einer kabellosen Verbindung durch Interferenzen kommen, die Leistung eines Mikrocontrollers kann limitiert werden, wenn eine andere elektrische Komponente einen kurzfristig erhöhten Strombedarf hat oder die Taktung des Motion Controllers wird durch das Auslesen eines externen Sensors beeinträchtigt. Aufgrund der hohen Anzahl an möglichen Fehlerquellen ist es daher unersetzlich, das gesamte System und alle individuellen Funktionalitäten gründlich zu testen, um auch selten auftretende Fehler zu identifizieren. Hierfür müssen nicht nur die erwarteten Standardabläufe, sondern auch mögliche Fehlbedienungen eines Benutzers überprüft werden.

Um hierbei die Sicherheit aller Beteiligten sicherzustellen, sollten so viele Tests wie möglich ohne einen Benutzer durchgeführt werden. Mithilfe von Gewichten oder ähnlichen externen Lasten können die wichtigsten Funktionen des Geräts ohne Verletzungsgefahr evaluiert werden. Erst nach erfolgreichem Abschluss dieser Tests sollte das System am Körper einer gesunden Testperson getestet werden.

6. Realisierung eines Exoskeletts für Querschnittsgelähmte

Die im letzten Kapitel beschriebene Methodik zur systematischen Entwicklung von anwendungs- und benutzerspezifischen robotischen Exoskeletten für die unteren Extremitäten wird in diesem Kapitel anhand einer konkreten Systementwicklung umgesetzt.

6.1 Definition der Anwendung

Der erste Schritt in der Entwicklung eines anwendungsspezifischen Exoskeletts ist die Definition der Anwendung. Die Anwendung ist ausschlaggebend für nahezu alle Anforderungen an das System, von der Kinematik, über die Aktuierung bis zur Steuerung. Dabei ist es wichtig bereits erste quantitative Anforderungen festzulegen, die sich aus dem Einsatzszenario des Systems ergeben.

Einer der relevantesten Einsatzfälle für robotische Exoskelette ist die Mobilisierung von Querschnittsgelähmten. Als Querschnittsgelähmte werden in diesem Kontext Personen bezeichnet, die an einer kompletten Lähmung der unteren Gliedmaßen leiden, wobei keine Motorfunktion und Sensibilität unterhalb der Rückenmarksverletzung im unteren Brust- oder Lendenwirbelsäulenbereich vorhanden ist. Diese Diagnose ist oftmals das Resultat von Unfällen, bei denen es zu einer irreversiblen Schädigung des Rückenmarks kommt. Durch eine solche Läsion wird die Nervenverbindung zwischen den Beinen und dem Gehirn unterbrochen, weshalb die Beinmuskulatur nicht mehr angesteuert werden kann und keine sensorischen Reize mehr zum Gehirn gelangen. In der Folge sind Querschnittsgelähmte zur Fortbewegung in der Regel auf einen Rollstuhl angewiesen.

In dieser Arbeit soll ein Exoskelett entwickelt werden, das es einem Querschnittsgelähmten erlaubt aufzustehen und auf ebenem Untergrund zu gehen. Für die Balance und Richtungsänderungen soll dabei wie bei den meisten Geräten dieser Art auf Krücken zurückgegriffen werden. Das Gerät soll keinen Ersatz für einen Rollstuhl darstellen, sondern primär zur Förderung der Gesundheit des Nutzers dienen und dafür regelmäßig aber jeweils kurzzeitig zum Einsatz kommen. Aus diesem Grund wird eine Ganggeschwindigkeit von 1 km/h und eine Batterielaufzeit von mindestens 4 Stunden angestrebt. Diese Geschwindigkeit wurde in einer Studie bereits als eine Herausforderung für viele Benutzer identifiziert und wurde daher hier als Zielgröße festgelegt. (Talaty et al., 2013). Die Batterielaufzeit sollte für einen längeren Spaziergang mit Pausen ausreichen. Da die Fortbewegung mithilfe eines Exoskeletts für die meisten gelähmten Benutzer eine große Kraftanstrengung darstellt, werden vier Stunden als ausreichend betrachtet. Um dabei eine zusätzliche Belastung zu vermeiden, soll das Exoskelett zudem direkten Bodenkontakt haben, sodass das Gewicht des Geräts nicht auf den Nutzer übertragen wird.

6.2 Konzeption der Steuerung

Da Querschnittsgelähmte keine neurologische Verbindung zu ihren unteren Extremitäten besitzen, ist es grundsätzlich schwierig ihre Bewegungsintention zu erfassen. Aus diesem Grund werden heutzutage zwei grundsätzlich verschiedene Ansätze verfolgt: neurologische Schnittstellen am Gehirn (EEG) und vordefinierte Bewegungsmodi, die mittels einer Eingabekonsolle ausgewählt werden.

Die Motivation hinter einer neurologischen Schnittstelle ist die künstliche Wiederherstellung der Verbindung zwischen Gehirn und Bewegungsapparat. So soll es dem Benutzer ermöglicht

werden, an eine beliebige Bewegung zu denken, die dann vom Exoskelett ausgeführt wird, analog zur Bewegungssteuerung eines gesunden Menschen. Um das zu erreichen, werden Gehirnsignale entweder auf der Außenseite des Schädels oder mittels eines Implantats direkt von der Gehirnoberfläche abgegriffen und interpretiert. In bisherigen Forschungen auf diesem Gebiet ist es bisher jedoch nicht gelungen, differenzierte Bewegungsbefehle aus Gehirnsignalen abzuleiten. So ist es zwar grundsätzlich möglich abstrakte Informationen aus den elektrischen Signalen des Gehirns zu extrahieren, allerdings sind diese nicht präzise genug, um die komplexe Steuerung des menschlichen Bewegungsapparats zu stützen.

Die Alternative zu einer Gehirn-Maschine-Schnittstelle ist die Steuerung des Exoskeletts mittels definierter Bewegungstrajektorien, die über eine physische Schnittstelle ausgewählt werden. Alle FDA zertifizierten Exoskelette für vollständig Querschnittsgelähmte verwenden eine Form dieser Schnittstelle, da sie zuverlässig funktioniert und einen hohen Grad an Berechenbarkeit mit sich bringt. Diese Berechenbarkeit ist eines der wichtigsten Sicherheitskriterien eines Exoskeletts für Gelähmte, da eine unerwartete Handlung des Geräts zu Stürzen und schwerwiegenden gesundheitlichen Folgen für den Benutzer führen kann.

Eine derartige Schnittstelle zur Auswahl von vordefinierten Bewegungsabläufen muss grundsätzlich zwei verschiedene Aufgaben erfüllen. Der Benutzer muss einerseits in der Lage sein, grundsätzliche Systemeinstellungen vorzunehmen und Bewegungsprogramme auszuwählen und andererseits die ausgewählte Bewegung, wie beispielsweise einen Schritt, zu initiieren. Diese beiden Aufgaben werden getrennt betrachtet, da ersteres im Stand passieren kann, während eine Schrittauslösung während oder unmittelbar vor einer Bewegung erfolgt. Dies ist eine Herausforderung, da der Benutzer während der Bewegung auf beide Krücken angewiesen ist, um die Balance zu halten und daher keine freie Hand zur Verfügung hat. Hierfür gibt es grundsätzlich zwei etablierte Lösungsansätze: Programmauswahl und Bewegungsauslösung werden voneinander getrennt, sodass die Bewegungsauslösung möglich ist, ohne die Hände von den Krücken zu nehmen, oder die gesamte Konsole wird so gestaltet, dass sie mit den Händen an den Krücken bedienbar ist.

Eine Ausführung des ersten Konzepts ist beispielsweise beim ReWalk Personal 6.0 zu finden. Hier werden die Programmeinstellungen mittels eines am Handgelenk befestigt Touchscreens durchgeführt, während die Bewegung mittels eines Neigungssensors an der Hüfte ausgelöst wird. Damit kann der Benutzer im Stillstand, wenn eine Krücke zur Stabilisierung ausreicht, den Bewegungsmodus wechseln und die Bewegung durch nach vorne Lehnen initiieren, sobald er bereit ist. Im Forschungsexoskelett TWIICE kommt ebenfalls eine Smart Watch zum Einsatz, allerdings fungiert diese primär als Display, während die Krücke mit mehreren Tasten ausgestattet wurde (Vouga et al., 2017). Mit diesen kann einerseits das Menü navigiert, aber auch Schritte ausgelöst werden, während die Hand an der Krücke verbleibt.

Für das in dieser Arbeit entwickelte System sollen vordefinierte Bewegungsmodi zum Einsatz kommen, die an einer Bedienkonsole ausgewählt werden. Die komplette Benutzerschnittstelle soll dabei in die Handgriffe der Krücken integriert werden, sodass sie ohne Einschränkung der Stabilität bedient werden kann. Dabei soll die Schnittstelle über Taster, ein Display und einen Vibrationsmotor verfügen, um das gesamte System darüber steuern und relevante Informationen und Warnungen multimodal ausgeben zu können. Zusätzlich soll die Schnittstelle kabellos und redundant an beiden Krücken vorhanden sein, um maximale Flexibilität bei der Benutzung sicherzustellen. Auf diese Weise kann bei Bedarf eine beliebige Krücke abgelegt werden, beispielsweise um sich an einem Geländer festzuhalten, ohne auf eine Verkabelung oder einen Tausch der linken und rechten Krücke achten zu müssen.

6.3 Bestimmung der Kinematik

In der Anwendungsdefinition wurde festgelegt, dass das Exoskelett einen gelähmten Benutzer in die Lage versetzen soll aufzustehen und zu gehen. Balance und Richtungsänderungen sollen jedoch mithilfe von Krücken durch den Benutzer selbst geschehen. Zudem soll das Exoskelett sein eigenes Gewicht tragen und muss damit die komplette kinematische Kette vom Boden bis zum Hüftgelenk umfassen. Basierend auf diesen Anforderungen können die Freiheitsgrade für jedes Gelenk festgelegt werden. Dabei gibt es für jeden Freiheitsgrad vier Möglichkeiten: aktuiert, frei, nachgiebig und gesperrt. Ein aktuierter Freiheitsgrad wird mit einem Aktor, beispielsweise einem Elektromotor, versehen und wird aktiv vom Exoskelett angesteuert. Ein freier Freiheitsgrad erlaubt reibungsarme Bewegung wahlweise mit oder ohne Endanschläge, die die Bewegung einschränken können. Ein nachgiebiger Freiheitsgrad erlaubt in der Regel eingeschränkte Bewegung in einem definierten Bereich und ist mit einer Feder oder einem Dämpfer versehen, um notwendige Bewegung zu erlauben und zugleich unkontrollierte Bewegung zu verhindern. Ein gesperrter Freiheitsgrad entspricht der Entfernung des Freiheitsgrades durch komplette Versteifung. Da jeder zusätzliche Freiheitsgrad mit einer erhöhten Systemkomplexität einhergeht, sollten nur diejenigen Freiheitsgrade behalten werden, die gemäß den Anforderungen notwendig sind, während alle anderen gesperrt werden sollten.

Wie in Kapitel 2.1.2 beschrieben, kann das Hüftgelenk als Kugelgelenk mit drei rotatorischen Freiheitsgraden angenähert werden. Der Freiheitsgrad in der Sagittalebene ist für die Flexion und Extension der Hüfte, auch als Hüftbeugung und Hüftstreckung bekannt, verantwortlich. Diese Bewegung ist für das Aufstehen und Gehen unabdingbar und muss daher vom Exoskelett aktuiert werden. Der Freiheitsgrad in der Frontalebene ist für die Adduktion und Abduktion, also das seitliche Heben und Senken des Beins notwendig. Beim Gehen wird diese Bewegung genutzt, um den Körperschwerpunkt über den Standfuß zu bewegen und damit die Balance zu halten. Da die Balance laut Anforderungsdefinition durch den Benutzer mithilfe der Krücken gehalten werden soll, muss dieser Freiheitsgrad nicht aktuiert werden. Ein komplett freier Freiheitsgrad würde die Stabilität des Systems deutlich reduzieren, da ein gelähmter Benutzer nicht in der Lage ist, seine Beine durch Muskelkraft parallel zu halten. Ein nachgiebiger Freiheitsgrad, der die Beine mittels Federvorspannung parallel hält, aber eine gewisse Bewegungsfreiheit erlaubt wäre eine Möglichkeit, bietet aber keine erkennbaren Vorteile gegenüber einer komplett gesperrten Ausführung. Diese ist konstruktiv deutlich einfacher umzusetzen und erhöht die Steifigkeit des Gesamtsystems, was es dem Benutzer erleichtert die Balance zu halten. Der Freiheitsgrad in der Transversalebene erlaubt die Rotation des Beines um seine Längsachse und dient primär der Richtungsänderung beim Gehen. Auch diese Funktion soll vom Benutzer mittels der Krücken ausgeführt werden, weshalb keine Aktuierung notwendig ist. Ähnlich wie zuvor führen ein freier oder nachgiebiger Freiheitsgrad zu verringerter Stabilität und einer komplexeren Konstruktion ohne signifikante Vorteile. Eine Richtungsänderung ohne diesen Freiheitsgrad erfolgt in der Regel durch eine Rotation des Standfußes auf dem Boden, die mittels der Krücken initiiert wird.

Das Kniegelenk kann mit ausreichender Genauigkeit als ein planares Gelenk mit einem Freiheitsgrad in der sagittalen Ebene angesehen werden. Äquivalent zur Flexion und Extension des Hüftgelenks ist auch die des Kniegelenks zum Aufstehen und Gehen zwingend notwendig. Grundsätzlich muss dieses Gelenk nicht zwingend aktuiert werden, solange das Hüftgelenk angetrieben wird. Es gibt zahlreiche Menschen, die nach Amputationen beider Beine keine aktiv ansteuerbaren Kniegelenke besitzen und sich mithilfe von passiven Beinprothesen gut fortbewegen können. Ebenso wurde beim SuitX Phoenix Exoskelett auf

eine Aktuierung des Kniegelenks verzichtet. Für eine erhöhte Stabilität und bessere Kontrolle über den Bewegungsablauf ist es allerdings vorteilhaft die Kniegelenke des Exoskeletts ebenfalls zu aktuieren. Um die Systemkomplexität zu verringern, verwenden die meisten aktiven Exoskelette monozentrische Scharniergelenke für das Knie, dessen Achse direkt angetrieben wird. Dabei handelt es sich um ein einfaches Gelenk mit einer stationären Gelenkachse, die koaxial zu einem Ersatzdrehpunkt des menschlichen Knies positioniert wird. Eine zentrale Zielsetzung des in dieser Arbeit beschriebenen Entwicklungsprozesses ist es jedoch, die biomechanische Kompatibilität zwischen Exoskelett und Benutzer zu maximieren und dafür eine Kniegelenkskinematik zu verwenden, die für den spezifischen Benutzer ausgelegt wurde. Im Bereich der Orthetik werden für Knieorthesen Viergelenke und polyzentrische Gelenke eingesetzt, um eine bessere Abbildung der menschlichen Kniegelenksbewegung zu erreichen. Bei einem Viergelenk handelt es sich um eine weit verbreitete Kinematik, bei der durch die Variation der Längen der vier Elemente komplexe Bewegungsbahnen erzeugt werden können. Ein polyzentrisches Gelenk erzeugt mittels einer Verzahnung eine definierte Abrollbewegung von zwei Elementen aufeinander (Abb. 6.1). Hierfür besitzt es zwei parallele Achsen, auf denen die beiden Elemente gelagert sind und in ihrer Position gehalten werden. Während ein Viergelenk eine größere Vielfalt an Bewegungen abbilden kann, ist es mechanisch weniger stabil als ein polyzentrisches Gelenk. Zudem ist die Synthese eines Viergelenks zur Erzeugung einer definierten Bewegung nur mittels numerischer Methoden möglich, was ihre Individualisierbarkeit erschwert. Im Gegensatz dazu wird die Bewegung eines polyzentrischen Gelenks primär von seinem Achsabstand definiert, der den Radius der Polkurve bestimmt und sich gut mit mathematischen Funktionen beschreiben lässt. Aus diesen Gründen wird in dieser Arbeit auf ein polyzentrisches Kniegelenk zurückgegriffen, dessen Kinematik an die individuelle Kniegelenksbewegung des Benutzers angeglichen wird.

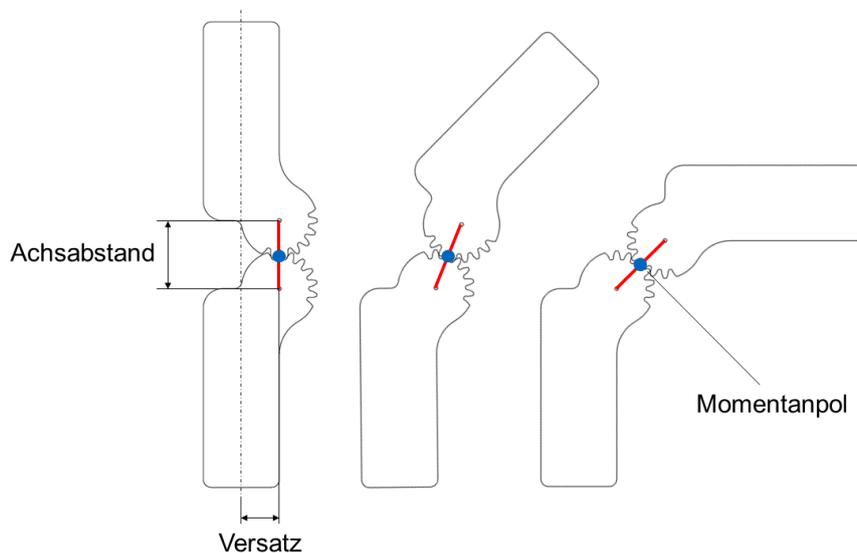


Abb. 6.1: Der Grundaufbau eines polyzentrischen Gelenks. Der Achsabstand und der Versatz beeinflussen hierbei die Bewegung des Momentanpols während der Beugung.

Für die Anpassung des Gelenks im Rahmen eines Exoskeletts stehen zwei Parameter zur Verfügung. Der Achsabstand beeinflusst direkt die Kinematik des Gelenks, während der Versatz die Lage der Gelenkachsen relativ zur Exoskelettstruktur verändert. Die Abbildung zeigt den Grundaufbau eines polyzentrischen Gelenks und den Einfluss des Achsabstands auf die Bewegungsbahn des Momentanpols, der die momentane Gelenkachse in Abhängigkeit vom Gelenkwinkel darstellt.

Durch die Zusammensetzung des Sprunggelenks aus dem oberem und dem unteren Sprunggelenk kann seine Bewegung nicht eindeutig den drei Körperebenen zugeordnet werden. Stattdessen werden die Bewegungen des oberen Sprunggelenks und des unteren Sprunggelenks separat betrachtet. Der wichtigste Freiheitsgrad für das Aufstehen und Gehen ist wie bei Hüfte und Knie die Flexion und Extension in der Sagittalebene, hier ermöglicht durch das obere Sprunggelenk, die ein sanftes Abrollen des Fußes beim Gehen und einen stabilen Bodenkontakt der Füße beim Aufstehen ermöglichen. Dieser Freiheitsgrad hat eine hauptsächlich stabilisierende Funktion und muss aus diesem Grund nicht zwingend aktuiert werden, sollte aber auch nicht komplett gesperrt werden. Bei gelähmten Nutzern kommt es durch lange Inaktivität oft zu einer Verkürzung der Wadenmuskulatur und der Achillessehne, was zu einer hängenden Fußspitze führt. Dies kann zu Problemen bei der Gangbewegung führen, wenn die Fußspitze in der Schwungphase nicht vollständig vom Boden abhebt, weshalb dieser Freiheitsgrad nachgiebig sein, aber eine Vorspannung aufweisen sollte. Dies kann beispielsweise durch eine gefederte Lagerung realisiert werden, die den Fuß im unbelasteten Fall in einem rechten Winkel zum Schienbein hält, beim Aufstehen und Gehen aber eine begrenzte Bewegung gegen die Federkraft zulässt. Die Pronation und Supination des unteren Fußgelenks ist einerseits für die Anpassung an einen unebenen Untergrund verantwortlich ist und agiert andererseits als Gegenstück zur Abduktion und Adduktion des Hüftgelenks, um den Körperschwerpunkt über den Standfuß zu bringen. Da die Balance nicht Aufgabe des Exoskeletts ist und das Gehen nur auf ebenem Untergrund gefordert ist, kann dieser Freiheitsgrad gesperrt werden.

Nach der ausführlichen Analyse aller möglichen Freiheitsgrade wurde das System auf zwei aktuierte und einen nachgiebigen Freiheitsgrad pro Bein reduziert (Abb. 6.2). Alle Freiheitsgrade liegen dabei in der Sagittalebene.

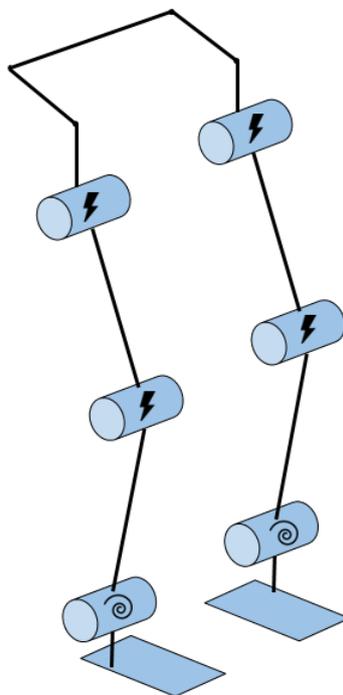


Abb. 6.2: Schematische Darstellung der Freiheitsgrade der entworfenen Kinematik. Die Aufsteh- und Gangbewegung finden hauptsächlich in der Sagittalebene statt, weshalb die Hüft- und Kniegelenke hier aktuiert und das obere Sprunggelenk federvorgespannt gelagert werden.

6.4 Vermessung des Benutzers

Wie zuvor beschrieben, ist die biomechanische Kompatibilität zwischen Exoskelett und Benutzer von höchster Bedeutung. Um diese bei einem benutzerspezifischen Gerät, das nachträglich nicht mehr angepasst werden kann, sicherzustellen, wird ein präziser und reproduzierbarer Vermessungsprozess benötigt. Ziel dieses Prozesses ist es, die Position der Gelenke des Benutzers zueinander und in Relation zum Weichgewebe der Beine zu bestimmen. Hierfür gibt es grundsätzlich verschiedene Ansätze, die von der manuellen Messung mithilfe eines Maßbands, über optische Analyse auf Basis von Videoaufnahmen, bis zur Vermessung der Knochen in Röntgenaufnahmen reichen. Manuelle Vermessungen sind selbst in den Händen von erfahrenen Orthopädietechnikern häufig ungenau, da das umliegende Gewebe die darunterliegende Knochenstruktur verbirgt. Röntgenaufnahmen erlauben eine präzise Messung, gehen jedoch mit einem hohen Aufwand und einer unerwünschten Strahlenbelastung einher. Aus diesem Grund wird in dieser Arbeit ein optisches Vermessungsprinzip verfolgt, um die Kinematik der unteren Extremitäten zu ermitteln. Dieses soll den Abstand der Gelenkachsen in der Sagittalebene bestimmen und die Kniegelenksbewegung des Benutzers analysieren. Zudem soll die Lage der ermittelten Gelenke relativ zum umgebenden Weichgewebe berechnet werden.

Zusätzlich zu der optischen Vermessung müssen einige Werte manuell ermittelt werden, die für die Auslegung und die Struktur des Systems entscheidend sind: die Breite im Bereich der Oberschenkel und der Waden, die Umfänge von Ober- und Unterschenkel, sowie das Gewicht des Nutzers.

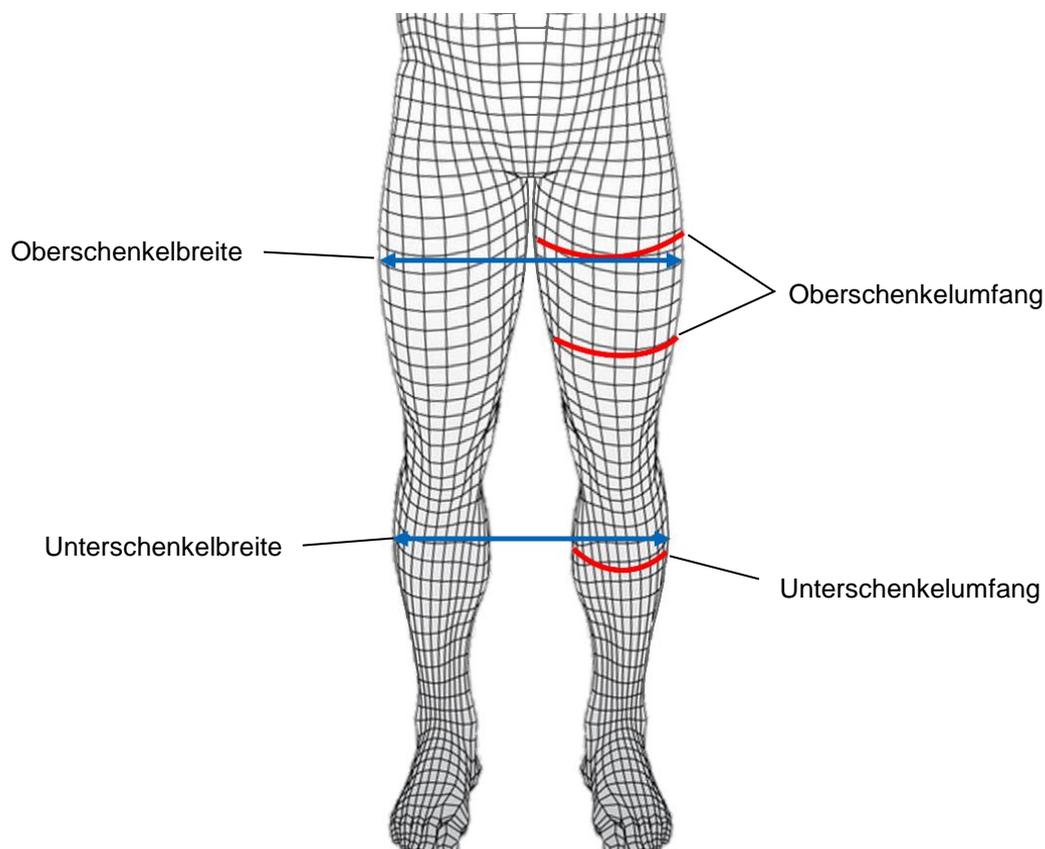


Abb. 6.3: Für die Anpassung der Exoskelettstruktur an die Beine des Benutzers müssen fünf Körpermaße manuell mithilfe eines Maßbands ermittelt werden.

Die manuelle Vermessung erfolgt anhand konventioneller Methoden mittels einer Körperwaage und einem Maßband (Abb. 6.3). Für die Messung der Standbreite wird der Benutzer so positioniert, dass die Oberschenkelaußenseiten zueinander parallel liegen, da die Oberschenkelsegmente des Exoskeletts parallel zueinander verlaufen. In dieser Lage wird der Abstand der Außenseiten der Oberschenkel zueinander und der Abstand der Außenseiten der Waden an ihrer breitesten Stelle gemessen, generell knapp unterhalb des Knies. Diese Werte bestimmen den lateralen Versatz von Ober- und Unterschenkelsegment des Exoskeletts in der Frontalebene. Der Oberschenkelumfang wird an zwei Stellen gemessen, ca. ein Drittel und zwei Drittel der Oberschenkellänge oberhalb des Knies, um die näherungsweise konische Form in diesem Bereich zu erfassen. Der Umfang des Unterschenkels wird an seiner dicksten Stelle gemessen, an der der Wadenmuskel den größten Querschnitt aufweist. Diese Maße sind wichtig für die Konstruktion passender Beinschalen, die die Kraft des Exoskeletts auf eine möglichst große Fläche übertragen.

Für die optische Vermessung der Bein kinematik wird eigene Hard- und Software benötigt, die im Folgenden vorgestellt wird.

6.4.1 Vermessungshardware

Das Kernstück der Vermessungshardware ist die Polaris Vicra Infrarotstereokamera von Northern Digital (Waterloo, Kanada). Diese Kamera sendet hochfrequente Infrarotblitze aus, die von Reflektorkugeln reflektiert werden. Mithilfe von zwei Linsen erfasst die Kamera die Reflexion der Kugeln und bestimmt mittels Triangulation die genaue Position jeder Kugel im Raum relativ zur Kamera selbst (Abb. 6.4a). Ein sogenannter Tracker ist ein Gestell, an dem drei Reflektorkugeln in einer ungleichschenkeligen Dreiecksanordnung befestigt werden. Bei Kenntnis der Geometrie des Trackers und damit der Kugelanordnung kann die Kamera die genaue Position und Orientierung des Trackers im Raum bestimmen. Befinden sich zwei solcher Tracker im Sichtfeld der Kamera, kann die relative Lage und Orientierung der beiden Tracker zueinander berechnet werden. Für eine maximale Genauigkeit sollten die Tracker so groß und steif wie möglich sein, um den Einfluss von Messfehlern bei der Positionsbestimmung einzelner Kugeln zu verringern.

Die Bestimmung der Kinematik der unteren Extremitäten erfolgt auf Basis der Relativbewegung der einzelnen Glieder zueinander. Um diese zu erfassen, muss jedes Glied mit einem Tracker versehen und die relativen Positionen der Glieder im Verlauf einer Bewegung aufgenommen werden. Dabei ist eine robuste Befestigung am Körper essenziell, da ein Verrutschen der Tracker während der Bewegung zu einer Verfälschung der Aufnahme führt. Die hier eingesetzten Tracker bestehen aus Aluminiumprofilen, an denen gläserne Reflektorkugeln festgeschraubt werden. Für den Oberkörper wird ein Rucksackgestell verwendet, das über Schulter- und Hüftriemen fest mit dem Torso des Benutzers verbunden werden kann (Abb. 6.4b). Auf der Rückseite des Gestells ist ein Rahmen montiert, an dessen seitlichem Ende ein Tracker befestigt ist. Durch diese Anordnung wird die Dicke des Oberkörpers direkt in die Messung mit einbezogen, sodass die Position des Hüftgelenks relativ zum Rücken des Benutzers ermittelt wird. Die Tracker für Ober- und Unterschenkel sind grundsätzlich identisch aufgebaut und bestehen ebenfalls aus Aluminiumprofilen, an denen unterschiedliche Beinschalen aus Kunststoff befestigt werden können. Abhängig von den händisch vermessenen Beinumfangsmaßen werden Schalen mit dem hierzu passenden Radius ausgewählt, wodurch die Position des Trackers relativ zum Weichgewebe klar definiert wird. Auf der Innenseite sind die Schalen mit einer rutschsicheren Silikonbeschichtung versehen, um die Gefahr des Verrutschens während der Messung zu minimieren. Die

Befestigung erfolgt mithilfe von Klettverschlussbändern. Für den Fuß wird ein Stahlblech Biegeteil verwendet, das mittels eines Ratschenbands am Fuß befestigt werden kann. Durch seinen einfachen Aufbau ist diese Fußplatte mit unterschiedlichen Schuharten und -größen kompatibel und sorgt für eine feste Verbindung zwischen Fuß und Tracker.



Abb. 6.4: a) Die NDI Polaris Vicra Kamera ist für die einfache Anwendung an einem Gelenkarm auf einem Rollstativ befestigt. b) Die vier Tracker zur Erfassung der relativen Position der Glieder der unteren Extremitäten werden mithilfe eines Rucksackgestells, modularen Beinschalen und einer Fußplatte am Körper befestigt. An jedem Tracker befinden sich drei gläserne Reflektorkugeln, anhand derer die Position und Orientierung jedes Trackers von der Kamera bestimmt werden kann.

Die Vermessung des Benutzers mithilfe der Stereokamera beginnt mit dem Anlegen aller Tracker auf der rechten Seite des Nutzers. Die Bewegungsaufnahme erfolgt gelenkweise, wobei die Kamera stets so auszurichten ist, dass die beteiligten Tracker während der gesamten Bewegung im Sichtfeld der Kamera liegen. Da ein querschnittsgelähmter Benutzer nicht in der Lage ist, seine Beine eigenständig zu bewegen, müssen die Beine für die Aufzeichnung der Gelenkbewegung durch eine zweite Person bewegt werden. Während des gesamten Prozesses liegt der Benutzer rücklings auf einer Liege, wobei die Füße in der Luft hängen sollten, um eine freie Bewegung des Sprunggelenks zu ermöglichen. In vielen Fällen sollten die beteiligten Muskeln vor der Messung gedehnt werden, da das lange Sitzen im Rollstuhl oftmals zu einer Verspannung und Verkürzung der Muskeln und Sehnen führt. Als erstes wird das Hüftgelenk vermessen, wobei es aus der ausgestreckten Lage angewinkelt wird, bis der Oberschenkel senkrecht steht. Das Knie kann zur Vereinfachung der Durchführung der Bewegung zusätzlich gebeugt werden. Als nächstes wird das Knie aufgezeichnet, wobei grundsätzlich die gleiche Bewegung wie für das Hüftgelenk durchgeführt wird. Dabei ist lediglich zu beachten, dass das Kniegelenk aus dem ausgestreckten Zustand bis zu einem rechten Winkel zwischen Ober- und Unterschenkel bewegt wird. Zuletzt wird das Sprunggelenk betrachtet, das aus der komplett ausgestreckten Position so weit wie möglich gebeugt werden sollte, um den maximalen Bewegungsumfang abzudecken. Der gesamte Prozess wird dabei drei Mal durchgeführt, um kleinere Messabweichungen auszugleichen und eventuell auftretende Ausreißer zu identifizieren.

6.4.2 Vermessungssoftware

Die Software zur Durchführung der Vermessung und der Verarbeitung der Kameradaten ist in Matlab (MathWorks Inc., Natick, MA, USA) implementiert. Bei der Aufnahme einer Gelenkbewegung werden ausschließlich die beiden relevanten Tracker betrachtet und ihre relative Position zueinander mit einer Frequenz von 10 Hz erfasst. Dabei wird einer der Tracker als stationär definiert und die dazu relative Position des anderen ermittelt. Um die Datenmenge zu reduzieren und für eine gleichmäßige Verteilung der Winkelstellungen zu sorgen, werden nicht alle erfassten Positionen weiterverarbeitet. Stattdessen wird der Gelenkwinkel kontinuierlich berechnet und die Posen in Intervallen von 3° abgespeichert. Auf diese Weise bilden die finalen Datenpunkte eine durchgängige Bewegung ab, bei der das gesamte Bewegungsspektrum gleich gewichtet ist. Das Ergebnis dieser Messung ist eine dreidimensionale Bewegungsbahn des betrachteten Gelenks, visualisiert als die relative Bewegung der beiden Tracker zueinander.

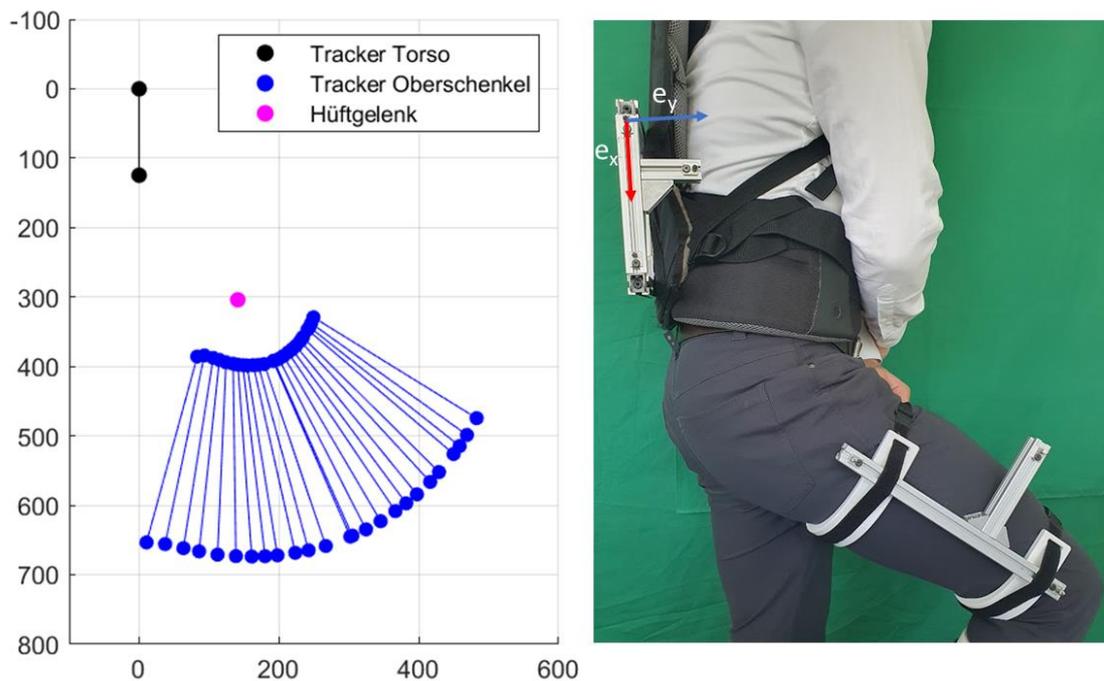


Abb. 6.5: Eine Bewegungsaufnahme des Hüftgelenks mittels Infrarottrackern. Die Bewegung des Oberschenkeltrackers wird relativ zum stationären Oberkörpertracker dargestellt.

Abb. 6.5 zeigt die Aufnahme einer Hüftgelenksbewegung in der Sagittalebene. Der Oberkörpertracker wird dabei als stationär betrachtet, um die Bewegung des Oberschenkels eindeutig zu visualisieren. Die in drei Dimensionen aufgenommene Bewegung ist hier der Übersicht halber bereits in die Sagittalebene projiziert. Zu Beginn der Aufnahme ist das Bein nach hinten ausgelenkt und wird langsam bis zu einem Gesamtwinkel von 75° gebeugt. Bei größeren Beugewinkeln beginnt oft bereits eine Verkipfung des Beckens, die für diese Anwendung nicht gewünscht ist. Während die aufgenommenen Posen weitgehend gleichmäßig verteilt sind, kommt es durch Messungenauigkeiten und ungleichmäßige Bewegungsgeschwindigkeiten zu kleinen Unregelmäßigkeiten, die allerdings nur geringen Einfluss auf die Analyse im Ganzen haben. Für ein intuitiveres Verständnis wurden die Bewegungsbahnen in einer stehenden Position dargestellt. Bei der Aufnahme mit einem gelähmten Benutzer geschieht die Vermessung nicht im Stehen, sondern in Rückenlage.

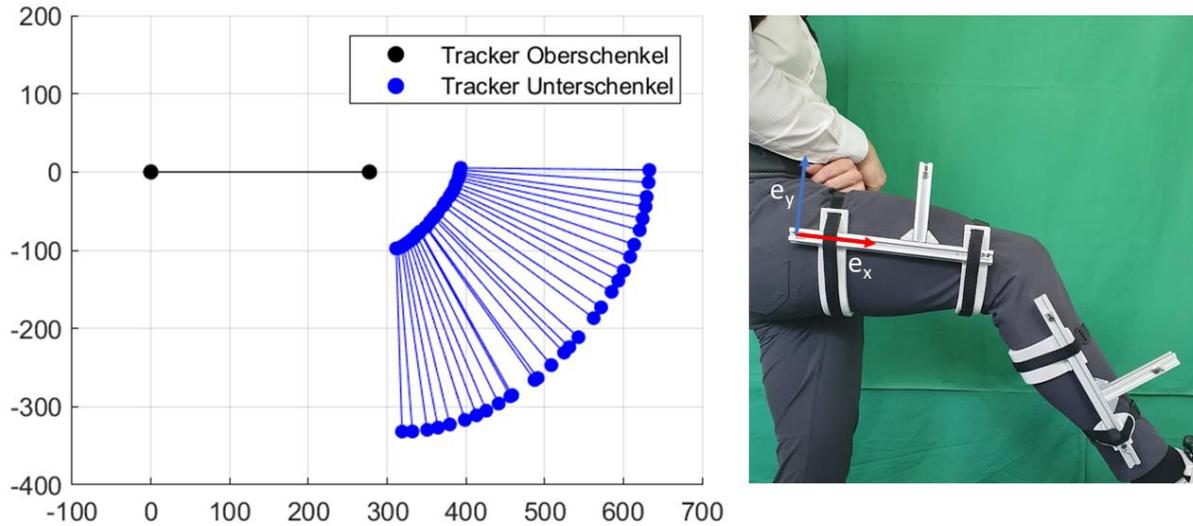


Abb. 6.6: Bei der Aufnahme der Kniegelenksbewegung wird der Oberschenkel als stationäre Referenz definiert und die Bewegung des Unterschenkels relativ dazu aufgezeichnet.

Bei der Aufnahme des Kniegelenks (Abb. 6.6) dient der Oberschenkel als fixe Referenz und die Bewegung des Unterschenkels wird aus der maximalen Streckung bis zu einem Gelenkwinkel von 90° gebeugt. Dabei ist zu beachten, dass es bei starker Beugung des Knies zu einer Verschiebung des Weichgewebes im Bereich der Kniekehle kommt, wo Wade und Kniebeuger aufeinandertreffen. Ist diese Verschiebung zu groß, beeinflusst sie auch die Position der Tracker am Bein, was zu Messfehlern führen kann.

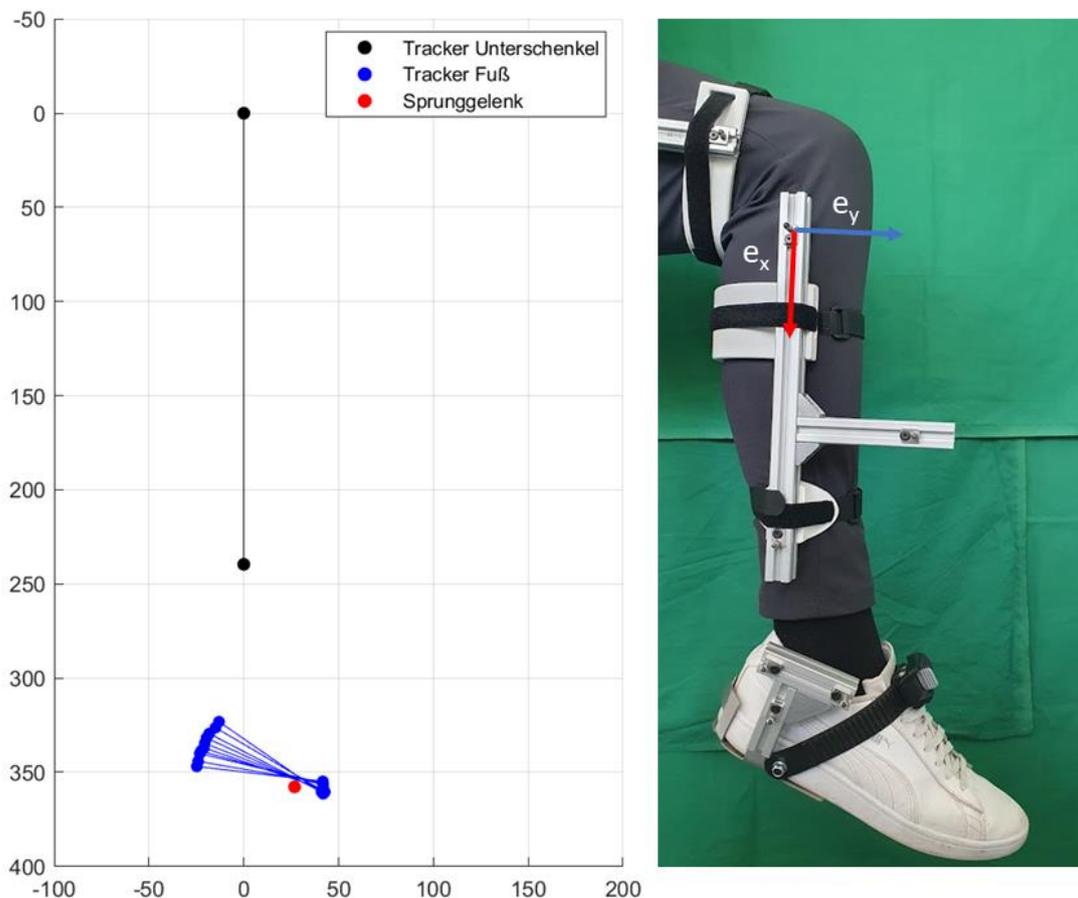


Abb. 6.7: Die Vermessung des Sprunggelenks beginnt bei abgesenkter Fußspitze und verwendet den Unterschenkeltracker als stationäre Referenz.

Für die in Abb. 6.7 dargestellte Vermessung des oberen Sprunggelenks dient der Unterschenkeltracker als Referenz für die Bewegung des Fußes. Zu Beginn der Aufnahme wird die Fußspitze abgesenkt und für die Messung um 30° angehoben. Um dabei ausschließlich die Kinematik des oberen Sprunggelenks zu betrachten, muss hier besonders darauf geachtet werden, dass die Bewegung ausschließlich in der Sagittalebene durchgeführt wird. Schon bei einer geringfügigen Pronation oder Supination des Fußes wird das untere Sprunggelenk aktiviert, was die Messung verfälscht.

Nach der Aufnahme aller Gelenkbewegungen ist es das Ziel des folgenden Algorithmus, die für diesen Benutzer optimale Exoskelettkinematik zu ermitteln. Diese wird durch vier Parameter bestimmt: Die Länge des Ober- und Unterschenkelsegments, der Achsabstand des polyzentrischen Kniegelenks und der Versatz des Gelenks. Der Versatz bezeichnet dabei die Verlagerung der Gelenkachsen relativ zu den Ober- und Unterschenkelsegmenten nach hinten, die die Kinematik der gesamten Struktur beeinflusst. Für die optimale Kinematik müssen diese Parameter so gewählt werden, dass die Relativbewegung zwischen Exoskelett und Benutzer minimiert wird. Diese Relativbewegung ist ein guter Indikator für die biomechanische Kompatibilität des Systems, da sie direkt mit der korrekten Ausrichtung der Gelenkachsen korreliert.

Der erste Schritt hierfür ist die Bestimmung der Rotationszentren des Hüftgelenks und des oberen Sprunggelenks. Im Gegensatz zum Kniegelenk, das eine komplexere Kinematik aufweist, können diese Gelenke gut mit einem stationären Rotationszentrum beschrieben werden. Die Bestimmung der Rotationszentrums eines menschlichen Gelenks ist ein bekanntes Problem der Biomechanik, bei dem primär zwei Methoden zum Einsatz kommen. Bei prädiktiven Methoden wird auf Basis der Geometrie des Knochens auf die ungefähre Position des Rotationszentrums geschlossen. Hierbei kommen Modelle zum Einsatz, die es erlauben auf bildgebende Verfahren zu verzichten und stattdessen mithilfe von anatomischen Landmarken und anderen nicht-invasiv messbaren Parametern zu arbeiten. Die Alternative sind sogenannte funktionelle Methoden, bei denen das Rotationszentrum anhand der Gelenkbewegung bestimmt wird. Hierbei wird die Bewegung des Gelenks mithilfe von optischen Markern erfasst und das Rotationszentrum auf Basis der gemessenen Positionen errechnet. Funktionelle Methoden haben sich dabei als die präzisere Variante herausgestellt, solange ausreichend Messpunkte erfasst werden können. Die International Society of Biomechanics empfiehlt für die Bestimmung des Hüftdrehpunkts daher die Verwendung von funktionellen Methoden bei ausreichender Hüftmobilität und prädiktive Methoden erst bei signifikanter Einschränkung der Bewegungsfreiheit (Wu et al., 2002).

Im Bereich der funktionellen Methoden gibt es zahlreiche Ansätze und Algorithmen, die zum Einsatz kommen. Der vereinfachte Fall, die Berechnung einer Rotationsachse bei einer planaren Bewegung wurde bereits 1875 von Franz Reuleaux beschrieben (Reuleaux, 1875). Diese Methode basiert auf der Annahme, dass das vermessene Objekt starr ist und sich die Markerpositionen, die zur Bestimmung der Position des Objekts verwendet werden, nicht verändern. Da sich die menschlichen Gelenke jedoch nicht wie ideale Gelenke verhalten, die Verschiebung von Weichgewebe zu einer relativen Bewegung der Marker führen kann und optische Messverfahren oftmals einen intrinsischen Fehler beinhalten, ist eine solche analytische Methode zur Berechnung einer menschlichen Gelenkachse weniger geeignet. Besonders die Verschiebung von Markern auf der Haut, auch als Weichteilartefakte bezeichnet, stellt ein großes Problem bei der präzisen Vermessung dar. Die Qualität einer funktionellen Methode zur Bestimmung des Rotationszentrums hängt daher stark davon ab, wie gut diese Artefakte ausgeglichen werden können.

Kainz et al. (2015) geben einen Überblick über verschiedene prädiktive und funktionelle Methoden zur Bestimmung des Rotationszentrums des Hüftgelenks. Die Meta-Studie zeigt jedoch einige Unstimmigkeiten bei der Bewertung der Genauigkeit der verschiedenen Methoden. Diese sind unter anderem darauf zurückzuführen, dass die Methoden in verschiedenen Publikationen unterschiedlich evaluiert wurden. Die gängigsten Verfahren hierfür sind Messungen am lebenden Menschen mit Validierung über bildgebende Verfahren, Kadaverstudien, Simulationen und mechanische Ersatzkinematiken. Trotz der teils signifikanten Unterschiede in der Evaluierung, identifizieren die Autoren die GSF-Methode (Engl.: Geometric Sphere Fit) als eine der einfachsten und zugleich genauesten Ansätze. Hierbei wird angenommen, dass sich ein Marker bei der Bewegung des Gelenks auf einer Kugeloberfläche um das Rotationszentrum des Gelenks bewegt. Je mehr Marker verwendet werden und je mehr Punkte während der Bewegung aufgenommen werden, desto genauer wird dabei die Bestimmung des Kugelzentrums und damit des Gelenkdrehpunkts.

Für das Finden eines Kugelzentrums auf Basis einer Punktwolke der Oberfläche existieren heutzutage zahlreiche Funktionen, wobei hier aufgrund ihrer Einfachheit auf den Ansatz von Piazza et al. (2001) zurückgegriffen wurde. Dabei handelt es sich um eine Methode der kleinsten Fehlerquadrate mit der Zielfunktion $f(x_c, y_c, z_c, R)$.

$$f(x_c, y_c, z_c, R) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left| \sqrt{(x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2 + (z_i - z_c)^2} - R \right| \quad (6.1)$$

Dabei stellen x_c , y_c und z_c die Koordinaten des Rotationszentrums dar, während x_i , y_i und z_i die Koordinaten des Momentanpols für die Aufnahme i aus insgesamt n Aufnahmen sind. Der konstante Abstand der Marker zum Rotationszentrum wird mit dem Radius R beschrieben. Das Minimum der Zielfunktion wird mittels einer nichtlinearen Optimierung für mehrere Variablen gefunden. Um lokale Minima als Ergebnis zu vermeiden, werden Startwerte für x_c , y_c und z_c in der Nähe des Gelenks auf Basis der Position der verwendeten Tracker vorgegeben. Auf diese Weise kann die angenäherte dreidimensionale Position des Hüftgelenks relativ zum Oberschenkeltracker und die Position des oberen Sprunggelenks relativ zum Unterschenkeltracker bestimmt werden. Da es sich beim Sprunggelenk um ein Scharniergelenk und kein Kugelgelenk handelt, ist die Lösung nicht so eindeutig wie für das Hüftgelenk. Aus diesem Grund liegen die auf diese Weise ermittelten Rotationszentren nicht alle im gleichen Punkt, sondern entlang der Rotationsachse des Gelenks. Durch die nachfolgende Projektion in die Sagittalebene wird dieser Effekt jedoch wieder ausgeglichen.

Im nächsten Schritt wird die aufgenommene Bewegung des Kniegelenks durch eine Projektion in die Sagittalebene vereinfacht. Die natürliche Bewegung des Knies ist, bis auf die sogenannte Endrotation bei durchgestrecktem Bein, weitgehend planar. Die Endrotation hilft bei der Stabilisierung des Gelenks im Stand bei ausgestrecktem Bein, wird aber bei der Gelenkauslegung aufgrund ihres geringen Einflusses auf den Rest der Kniebewegung in der Regel vernachlässigt. Dadurch, dass die Tracker zur Bewegungsaufnahme nicht am Knochen, sondern auf der Haut befestigt werden, hat die Bewegung der Tracker durch das darunterliegende Weichgewebe einen Versatz relativ zur eigentlichen Gelenkbewegung. Aus diesem Grund ist die tatsächliche Bewegungsebene des Kniegelenks in der Bewegungsaufnahme der Tracker nicht unmittelbar ersichtlich. Da für die Auslegung der Exoskelettkinematik die tatsächliche Bewegung des Kniegelenks in der Sagittalebene relevant ist, muss die Lage dieser Ebene relativ zu den aufgenommenen Trackerpositionen ermittelt werden. Die Herangehensweise basiert auf der zuvor beschriebenen Methode zur Bestimmung der Rotationszentren von aufgenommenen Posen. Für die Definition einer Ebene

muss anstatt eines punktförmigen Rotationszentrums jedoch die Rotationsachse bestimmt werden, die senkrecht auf der Bewegungsebene steht. Hierfür werden zunächst die Momentanpole für alle möglichen Kombinationen aus drei Posen der aufgenommenen Bewegung ermittelt. Analog zum oberen Sprunggelenk liegen die auf diese Weise ermittelten Punkte verteilt entlang der Rotationsachse des Gelenks. Dadurch, dass die natürliche Kniebewegung keiner monozentrischen Rotation entspricht, verschiebt sich auch diese Rotationsachse im Laufe der Bewegung, sodass keine eindeutige Bestimmung einer Rotationsachse für den gesamten Bewegungsumfang des Gelenks möglich ist. Da es sich jedoch um eine planare Bewegung handelt, liegen alle Rotationsachsen parallel zueinander, weshalb sich der Normalenvektor der Bewegungsebene direkt aus den ermittelten Rotationsachsen ableiten lässt.

Um eine zweidimensionale Annäherung der Kniegelenksbewegung in der Sagittalebene zu erhalten, werden sämtliche Datenpunkte der aufgenommenen Bewegung mittels einer orthogonalen Projektion in die ermittelte Bewegungsebene projiziert. Die Ebene wird dabei durch ihren Normaleneinheitsvektor \vec{n}_0 beschrieben, der mittels Normierung des Richtungsvektors der Rotationsachse bestimmt wird. Es wird zudem festgelegt, dass die Ebene durch den Koordinatenursprung verläuft. Damit berechnet sich die Projektion P_P des Punkts P wie folgt:

$$P_P = \vec{p} - (\vec{p} \cdot \vec{n}_0) \cdot \vec{n}_0 \quad (6.2)$$

Mit dieser Methode werden alle aufgenommenen Punkte der Kniegelenksbewegung, als auch die Positionen des Sprunggelenks relativ zum Unterschenkel in die Bewegungsebene projiziert. Um die folgenden Berechnungen weiter zu vereinfachen, erfolgt nun eine Rotation des gesamten Datensatzes in die xy-Ebene. Hierfür kommt eine Koordinatentransformation mittels Rotationsmatrizen zum Einsatz.

Um eine windschiefe Ebene in die xy-Ebene zu rotieren, werden Rotationen um zwei Koordinatenachsen benötigt. Als erstes erfolgt eine Rotation um die x-Achse um den Winkel α , gefolgt von einer Rotation um die y-Achse um den Winkel β . Die Werte für α und β lassen sich dabei direkt aus dem Normalenvektor \vec{n} der Bewegungsebene errechnen.

$$\alpha = -\tan^{-1}\left(\frac{n_y}{n_z}\right) \quad (6.3)$$

$$\beta = \tan^{-1}\left(\frac{n_x}{n_z}\right) \quad (6.4)$$

Die Rotationen um die x-Achse und die y-Achse erfolgen nun mithilfe der Rotationsmatrizen R_x und R_y .

$$R_x(\alpha) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) \\ 0 & \sin(\alpha) & -\cos(\alpha) \end{pmatrix} \quad (6.5)$$

$$R_y(\beta) = \begin{pmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\beta) & 0 & \cos(\beta) \end{pmatrix} \quad (6.6)$$

Für die zweidimensionale Darstellung der gesamten Bewegung in der xy -Ebene wird jeder zuvor bereits in die Bewegungsebene projizierte Punkt P_P mit beiden Rotationsmatrizen multipliziert.

$$P_{2D} = P_P \cdot R_x(\alpha) \cdot R_y(\beta) \quad (6.7)$$

Nach dieser Operation liegen alle aufgenommenen Punkte der Kniegelenksbewegung und die Rotationszentren von Hüftgelenk und oberem Sprunggelenk in der xy -Ebene, wodurch sich die Identifikation der optimalen Exoskelettkinematik auf ein zweidimensionales Problem vereinfacht. Dieser Schritt ist notwendig, da das hier entwickelte Exoskelett eine zweidimensionale Kinematik in der Sagittalebene aufweist. Das Ergebnis ist in Abb. 6.8 zu sehen, wobei der Oberschenkeltracker als stationär betrachtet wird und damit der Hüftgelenkspunkt eindeutig ist. Die Position des Sprunggelenks wird für jede aufgenommene Position des Unterschenkeltrackers separat dargestellt.

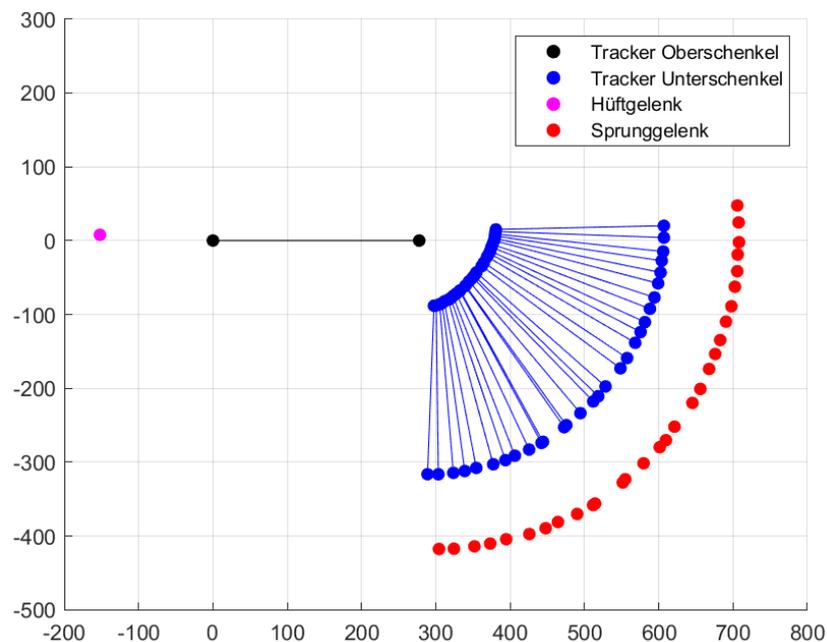


Abb. 6.8: Die aufgenommene Kniebewegung mit den Rotationsachsen von Hüft- und Sprunggelenk in der Sagittalebene relativ zum Ober- und Unterschenkel.

Für die Ermittlung der optimalen Exoskelettstruktur wird nun numerisch die optimale Kombination aus Oberschenkel­länge, Unterschenkel­länge, sowie Achsabstand und Achsversatz des polyzentrischen Kniegelenks ermittelt. Dafür werden alle möglichen Kombinationen dieser vier Parameter innerhalb eines definierten Lösungsraums zwischen den bekannten Gelenkpunkten von Hüfte und Sprunggelenk eingesetzt und die Übereinstimmung der hieraus resultierenden Bewegung mit der aufgenommenen Bewegung evaluiert. Das Gütekriterium hierbei ist wie bei einem realen Exoskelett die Relativbewegung zwischen der generierten Exoskelettkinematik und dem Benutzer, der hier von der aufgenommenen Trackerbewegung repräsentiert wird. Dafür wird für jede Pose der Winkel zwischen dem Oberschenkelsegment des virtuellen Exoskeletts und dem Oberschenkeltracker, sowie zwischen dem Unterschenkelsegment und dem Unterschenkeltracker ermittelt. Im Falle einer perfekten Kinematik ist dieser Winkel über den gesamten Bewegungsraum hinweg konstant, während es bei einer schlecht passenden Kinematik zu großen Änderungen im Verlauf der Bewegung kommt. Als Kennzahl für diese Abweichung wird die Varianz verwendet, wobei die geringste Varianz der besten Kinematik entspricht.

Die Grenzen des Lösungsraums ergeben sich auf Basis eines monozentrischen Ersatzdrehpunkts des Kniegelenks, der analog zu den Rotationszentren des Hüft- und Sprunggelenks ermittelt wird. Dieser Punkt entspricht der ungefähren Position des Kniegelenks, aus der eine erste Abschätzung der Ober- und Unterschenkellänge erfolgt. Dies ergibt zwei Startwerte für die zwei Maße, wobei für die numerische Lösung ein symmetrisches Intervall von 100 mm um die Startwerte in 1 mm Schritten betrachtet wird. Für den Achsabstand des polyzentrischen Gelenks werden Werte zwischen 12 mm und 24 mm in 2 mm Schritten getestet, da es sich hierbei um die gängigsten Abmessungen für diese Anwendung in der Orthopädietechnik handelt. Analog dazu werden für den Versatz des Gelenks Werte zwischen 6 mm und 14 mm in 2 mm Schritten getestet.

Abb. 6.9 zeigt die ermittelte optimale Kinematik des Exoskeletts für jede aufgenommene Winkelstellung des Kniegelenks. Würde die Exoskelettkinematik die aufgenommene Bewegung optimal widerspiegeln, läge das Oberschenkelsegment für alle Posen in der gleichen Position und der Winkel zwischen Unterschenkelsegment und Unterschenkeltracker wäre konstant. Die Abbildung zeigt deutlich, dass die Position des Oberschenkelsegments während des Großteils der Bewegung nahezu unverändert ist. Lediglich im Bereich der Schlussrotation, bei einem durchgestreckten Kniegelenk, kommt es zu Abweichungen.

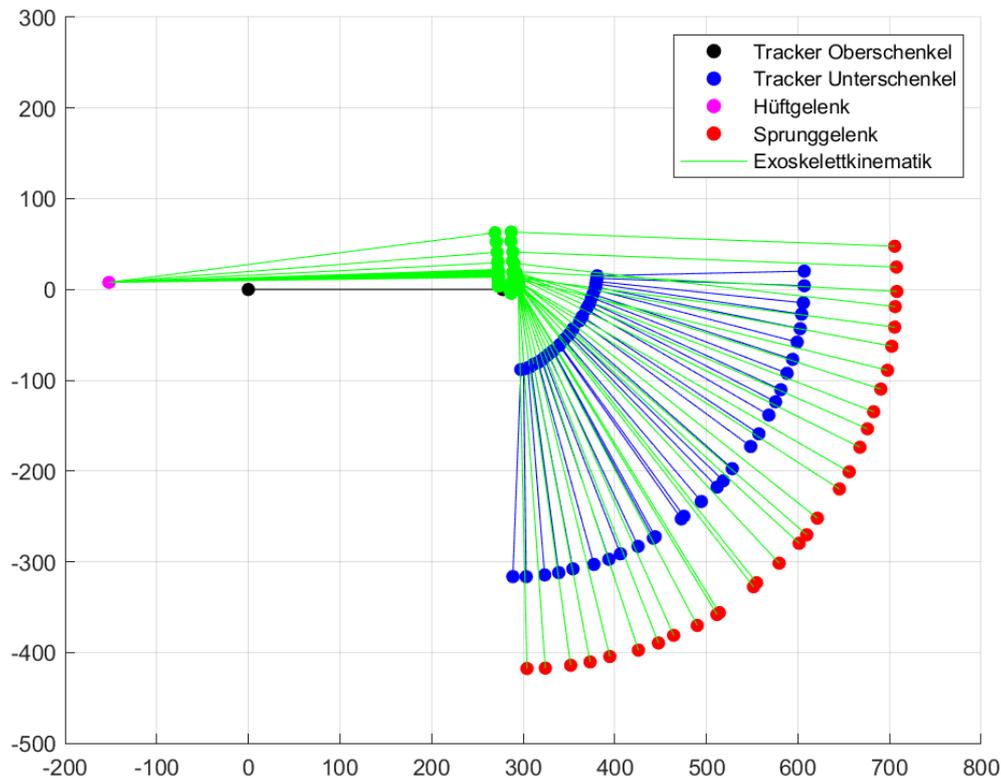


Abb. 6.9: Die numerisch ermittelte optimale Exoskelettkinematik basierend auf der vorherigen Aufnahme. Am Oberschenkel der Kinematik ist gut zu erkennen, dass der Winkel zwischen Tracker und Exoskelett für den Großteil der Bewegung nahezu konstant ist und erst auf den letzten 10° der Bein Streckung signifikante Abweichungen entstehen.

Im letzten Schritt wird die optimale Positionierung der Beinschalen des Exoskeletts ermittelt. Dafür wird der durchschnittliche Winkel und laterale Versatz zwischen den Trackern und den errechneten Exoskelettsegmenten bestimmt. Durch die bekannte Form der Trackerschalen kann auf Basis dieser Maße definiert werden, wie die Beinschalen des Exoskeletts relativ zu den Verbindungslinien der Gelenke positioniert werden müssen, um eine parallele Kinematik von Mensch und Exoskelett zu erreichen.

6.5 Definition der Bewegungen

Für die Auswahl von Aktuierungsprinzipien und die Auslegung von Antrieben ist es notwendig, die ungefähren Bewegungstrajektorien des Exoskeletts zu kennen, um den Bewegungsumfang, maximale Winkelgeschwindigkeiten und die zu erwartenden Lastfälle abschätzen zu können. Während für Exoskelette in dynamischen Einsatzszenarien nur Randbedingungen und Bewegungsprofile definiert werden können, werden bei Exoskeletten für Querschnittsgelähmte bereits komplette Trajektorien für unterschiedliche Aufgaben festgelegt. Diese definieren die Bewegung des Exoskeletts im Gelenkraum, sodass für eine durchzuführende Bewegung die Winkelstellung aller aktuierten Gelenke zu jedem Zeitpunkt bekannt ist.

Bei der Definition von konkreten Bewegungstrajektorien ist zu beachten, dass sich die Bewegungsmuster von gesunden Menschen und Exoskeletten signifikant voneinander unterscheiden. Beispielsweise ist durch die Verwendung von Krücken bei der Nutzung eines Exoskeletts die Körperhaltung eine andere als bei einem aufrechten Gang ohne Gehhilfen. Ebenso wird ein Exoskelett durch seine Aktoren limitiert, die nicht dafür ausgelegt werden, die Geschwindigkeiten und Beschleunigungen eines gesunden Menschen abbilden zu können. Aus diesem Grund werden in diesem Abschnitt eigene Trajektorien erstellt, die explizit für die Verwendung eines Exoskeletts ausgelegt sind und sich einfach manipulieren lassen.

Bei der Definition von Bewegungstrajektorien für Querschnittsgelähmte gibt es einige Randbedingungen, die berücksichtigt werden müssen. An erster Stelle steht die Sicherheit des Systems, die direkt mit seiner Berechenbarkeit und Stabilität verknüpft ist. Um das Exoskelett sicher und mit Vertrauen bedienen zu können, muss der Benutzer ein Gefühl für die Bewegungsabläufe bekommen, die wiederum immer vorhersehbar sein müssen. Zusätzlich sollten Beschleunigungen und Beschleunigungsänderungen möglichst geringgehalten werden, um den Benutzer während der Bewegungsausführung nicht aus dem Gleichgewicht zu bringen. Eine weitere Einschränkung ergibt sich durch das passive Sprunggelenk, da es kein aktives Anheben der Fußspitzen oder Abdrücken des Fußballens erlaubt. Entsprechend muss bei der Definition der Gangtrajektorien das Knie weiter angehoben werden, als es beim Gang eines gesunden Menschen notwendig wäre, um ein Schleifen des Fußes am Boden zu vermeiden. Eine letzte Besonderheit ergibt sich durch die Benutzung von Krücken zur Stabilisierung, da diese dafür sorgen, dass sich der Benutzer während des Gehens nach vorne lehnt, um sich effektiv auf den Krücken abstützen zu können. Diese Gewichtsverlagerung hat ebenfalls den Effekt, dass die Füße weiter vom Boden gehoben werden müssen und die Trajektorie daher von einer natürlichen Gangbewegung abweicht.

6.5.1 Aufnahme von Bewegungsabläufen

Zur Berücksichtigung aller dieser Effekte bei der Erstellung der Trajektorien, werden diese anhand von realen Bewegungsaufnahmen generiert. Um die Bewegungseinschränkungen bei der Benutzung eines Exoskeletts nachzubilden, wurde ein Messexoskelett entwickelt, das die Struktur des Exoskeletts und seine Freiheitsgrade abbildet und an den Gelenken mit Drehencodern ausgestattet wurde. Mithilfe dieses Geräts ist es möglich, Bewegungen eines gesunden Menschen direkt im Gelenkraum aufzuzeichnen und dabei zusätzliche Einschränkungen, wie die eingeschränkten Freiheitsgrade im Hüftgelenk oder die Verwendung von Krücken zu berücksichtigen.



Abb. 6.10: Das Messexoskelett während der Aufnahme von Gangtrajektorien unter Verwendung von Krücken. Die an den Gelenken montierten Encoder nehmen die Bewegungen im Gelenkraum auf.

Der Grundaufbau des Messexoskeletts besteht aus einem Hüftrahmen, zwei Oberschenkelsegmenten, zwei Unterschenkelsegmenten, zwei Fußplatten und sechs mit Encodern versehenen Rotationsgelenken (Abb. 6.10). Der Hüftrahmen ist mit einem Rucksackgestell versehen, um ihn fest mit dem Oberkörper des Benutzers zu verbinden. An den Ober- und Unterschenkelsegmenten befinden sich Beinschalen mit verstellbaren Riemen, die eine sichere Befestigung an den Beinen des Benutzers erlauben. Die Fußplatten werden mithilfe von Ratschenbändern an den Füßen des Benutzers fixiert. Um die Bewegung von unterschiedlichen Benutzern mit ausreichender Genauigkeit messen zu können, wurde das Exoskelett verstellbar gestaltet. Die Breite des Hüftrahmens und die Länge der Ober- und Unterschenkelsegmente sind mithilfe eines Teleskopmechanismus verstellbar, um die Bein kinematik von verschiedenen Benutzern anzunähern. Die Position und Rotation der Beinschalen ist zusätzlich stufenlos einstellbar, sodass die Drehencoder optimal auf den sagittalen Drehachsen der Beine positioniert werden können.

Die Drehgeber verwenden den AMS AS5040 Chip, einen kontaktlosen Drehencoder auf Basis eines dreiachsigen Hallsensors. Dieser Sensor liefert eine absolute Winkelposition mit einer Auflösung von bis zu 0.35° . Die sechs Encoder werden mit einer Frequenz von 50 Hz von einem Arduino Nano abgefragt und alle Werte auf eine MicroSD Karte geschrieben. Ein Drucktaster erlaubt das Starten und Stoppen einer Aufnahme, sowie das Nullen aller Encoder durch langes Drücken. Eine Status LED leuchtet während einer laufenden Aufnahme und zeigt zusätzlich das erfolgreiche Nullen durch einen Blinkcode. Sämtliche Elektronik ist in einem Gehäuse am Hüftrahmen montiert, während die Stromversorgung des Systems über einen tragbaren Akku erfolgt.

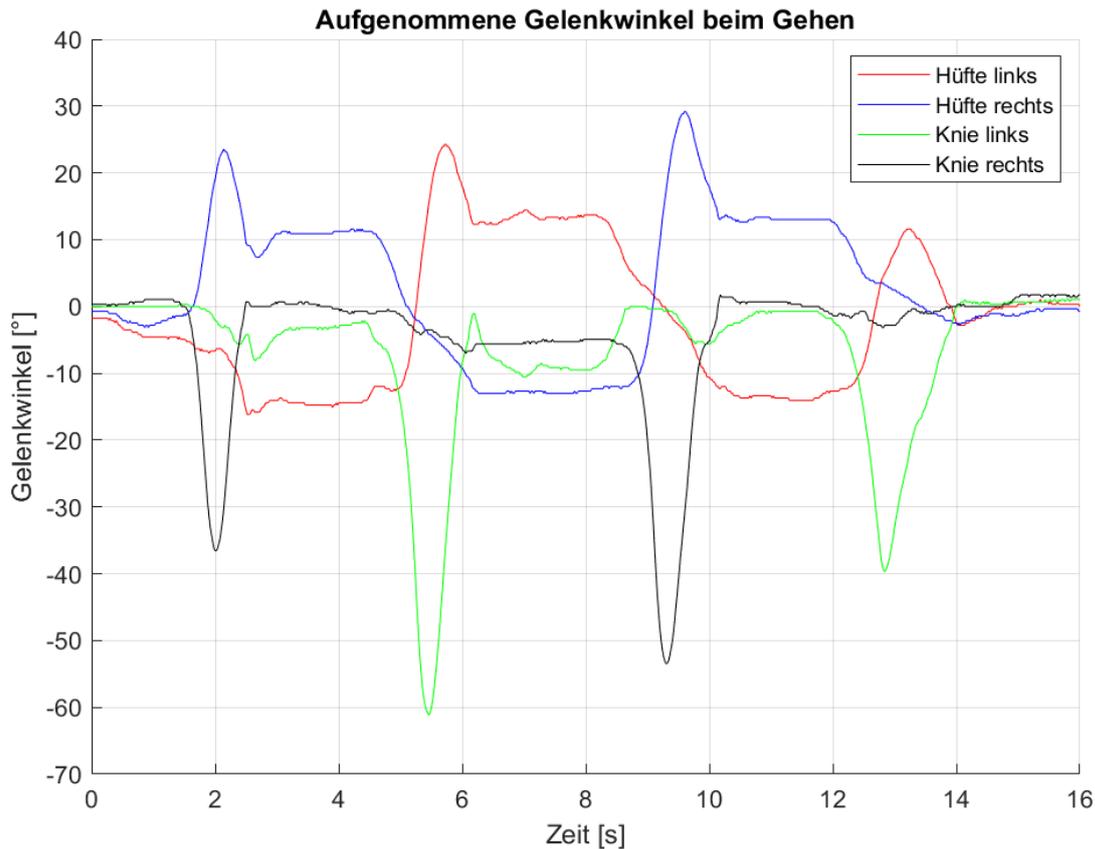


Abb. 6.11: Die Aufnahme des Messexoskeletts von vier Schritten, ausgehend und endend in einem parallelen Stand. Zur Differenzierung der Schritte wurde zwischen allen Schritten kurzzeitig pausiert.

Mithilfe dieses Messsystems wurden mehrere Testreihen mit verschiedenen Probanden durchgeführt, bei der die gewünschten Bewegungsaufläufe des Aufstehens, Hinsetzens und Gehens aufgenommen wurden. Dabei wurden alle Bewegungen unter Zuhilfenahme von Krücken durchgeführt und das Sprunggelenk bewusst entspannt, um die Einsatzsituation für einen Querschnittsgelähmten zu simulieren. Während der Encoder am Sprunggelenk nicht für die Generierung von Trajektorien verwendet wird, wird er hier eingesetzt, um die Neutralstellung des Fußes in der Schwungphase zu verifizieren. Durch den Vergleich der Aufnahmen von mehreren Testpersonen konnten allgemeine Bewegungsmuster identifiziert und persönliche Eigenheiten herausgefiltert werden.

Abb. 6.11 zeigt die Aufnahme einer Gangbewegung mithilfe des Messexoskeletts unter der Verwendung von Krücken. Dabei werden die Winkelstellungen beider Hüft- und Kniegelenke über die Zeit dargestellt, wobei die Flexion der Hüfte als positiver Winkelausschlag und die Flexion des Kniegelenks als negativer Ausschlag definiert wird. Die Bewegung startet in einem aufrechten Parallelstand, in dem alle Gelenkwinkel genullt werden. Darauf folgen vier Schritte, beginnend mit dem rechten Bein, sodass der letzte Schritt mit dem linken Bein wieder im Parallelstand endet. Nach jedem Schritt wurde rund zwei Sekunden pausiert, um die einzelnen Schritte besser voneinander unterscheiden zu können. Die Aufnahme zeigt deutlich wiederkehrende Muster der Schrittbewegung, die bei rechten und linken Schritten jeweils gespiegelt ablaufen. Die Pause zwischen zwei Schritten ist an dem zwischenzeitlich horizontalen Verlauf zu erkennen. Es ist außerdem erkennbar, dass sich der erste und der letzte Schritt durch den Start beziehungsweise dem Ende im Parallelstand von den zwei regulären Schritten unterscheiden und ebenso, dass sich die zwei regulären Schritte in ihren Amplituden unterscheiden.

6.5.2 Generierung von Trajektorien

Obwohl die aufgenommenen Bewegungen direkt von einem hierfür ausgelegten robotischen System wiedergegeben werden könnten, sind sie für die gewünschte Anwendung noch ungeeignet. Damit die Bewegungen des Exoskeletts von einem gelähmten Benutzer antizipiert werden können, müssen sie gleichmäßig und symmetrisch sein. In den Aufnahmen ist deutlich ersichtlich, dass jeder Schritt unterschiedlich ist und sich auch die Bewegungen des linken und des rechten Beins geringfügig voneinander unterscheiden. Da die Winkelstellungen der Gelenke vor und nach einem Schritt nicht identisch sind, ist es auch nicht möglich eine beliebige Anzahl an Schritten nahtlos nacheinander auszuführen, wie es für das Exoskelett essenziell ist. Aus diesen Gründen dienen die aufgenommen Bewegungsmuster lediglich als Vorlage für die Generierung künstlicher Trajektorien, die die genannten Ansprüche erfüllen.

Die erste Grundbedingung für einen reibungslosen Bewegungsablauf des Exoskeletts ist, dass die Start- und Endposen von unterschiedlichen Bewegungen identisch sind. Die Haltung nach dem Aufstehen muss demnach mit der Haltung zu Beginn eines Schritts übereinstimmen. Ebenso müssen alle Gelenkwinkel nach einem Schritt mit dem rechten Bein zu denen zu Beginn eines Schritts mit dem linken Bein passen. Aus diesem Grund müssen als erstes entsprechende Schnittstellenposen definiert werden, die geschmeidige Bewegungsabfolgen erlauben. Die zweite Grundbedingung ist ein stetiger Winkelverlauf aller Gelenke ohne abrupte Änderungen, die mit hohen Beschleunigungen einhergehen. Dies betrifft einerseits die Trajektorie innerhalb einer einzigen Bewegung, aber auch die Schnittstellen zwischen unterschiedlichen Bewegungen. Um dies sicherzustellen, muss die Winkelgeschwindigkeit eines Gelenks zu Beginn und Ende einer Bewegung stets bei null liegen. Damit ist auch sichergestellt, dass der Benutzer nach dem Ablauf jeder Teiltrajektorie pausieren kann, da sich zu diesem Zeitpunkt alle Aktoren in Ruhe befinden.

Um die genannten Kriterien zu erfüllen, werden die neuen Bewegungstrajektorien mithilfe von Spline-Funktionen erzeugt. Diese erlauben es eine beliebig hoch aufgelöste Kurve zu generieren, die stetig durch eine Reihe definierter Punkte verläuft. Durch die Veränderung der Position dieser festen Punkte können einfach Kurven erzeugt werden, die dem Verlauf der vorherigen Aufnahmen folgen, aber zugleich die definierten Randbedingungen erfüllen. Hierfür wurde im ersten Schritt die zuvor gezeigte Aufnahme des Messexoskeletts analysiert und in mehrere Abschnitte unterteilt. Anhand der Pause zwischen zwei Schritten können die einzelnen Komponenten der Gangbewegung, beispielweise ein Schritt mit dem rechten Bein aus dem Parallelstand, identifiziert und separiert werden. Dies ist notwendig, da die auszuführende Bewegung beim Gehen von der vorhergehenden abhängt. Die Ausgangslage nach dem Aufstehen ist der Parallelstand, von wo aus entweder ein Schritt mit dem rechten oder mit dem linken Bein erfolgen kann. Nach einem rechten Schritt kann nun entweder ein linker Schritt oder die Rückkehr in den Parallelstand folgen, ein weiterer rechter Schritt hingegen ist nicht möglich. Da der Benutzer aus Sicherheitsgründen in der Lage sein soll, nach jeder Bewegung innezuhalten und zu pausieren, aber ebenso kontinuierlich gehen können soll, müssen folgende drei Schnittstellenposen definiert werden: Parallelstand, rechtes Bein vorne und linkes Bein vorne. Daraus ergeben sich sechs mögliche Bewegungen, die den Übergang zwischen allen Schnittstellenposen erlauben: Parallelstand zu rechtes Bein vorne, Parallelstand zu linkes Bein vorne, rechtes Bein vorne zu linkes Bein vorne, linkes Bein vorne zu rechtes Bein vorne, rechtes Bein vorne zu Parallelstand und linkes Bein vorne zu Parallelstand. Durch die korrekte Definition dieser sechs Trajektorien und die entsprechende Programmierung der Benutzerschnittstelle können beliebige durchführbare Schrittfolgen sicher umgesetzt werden.

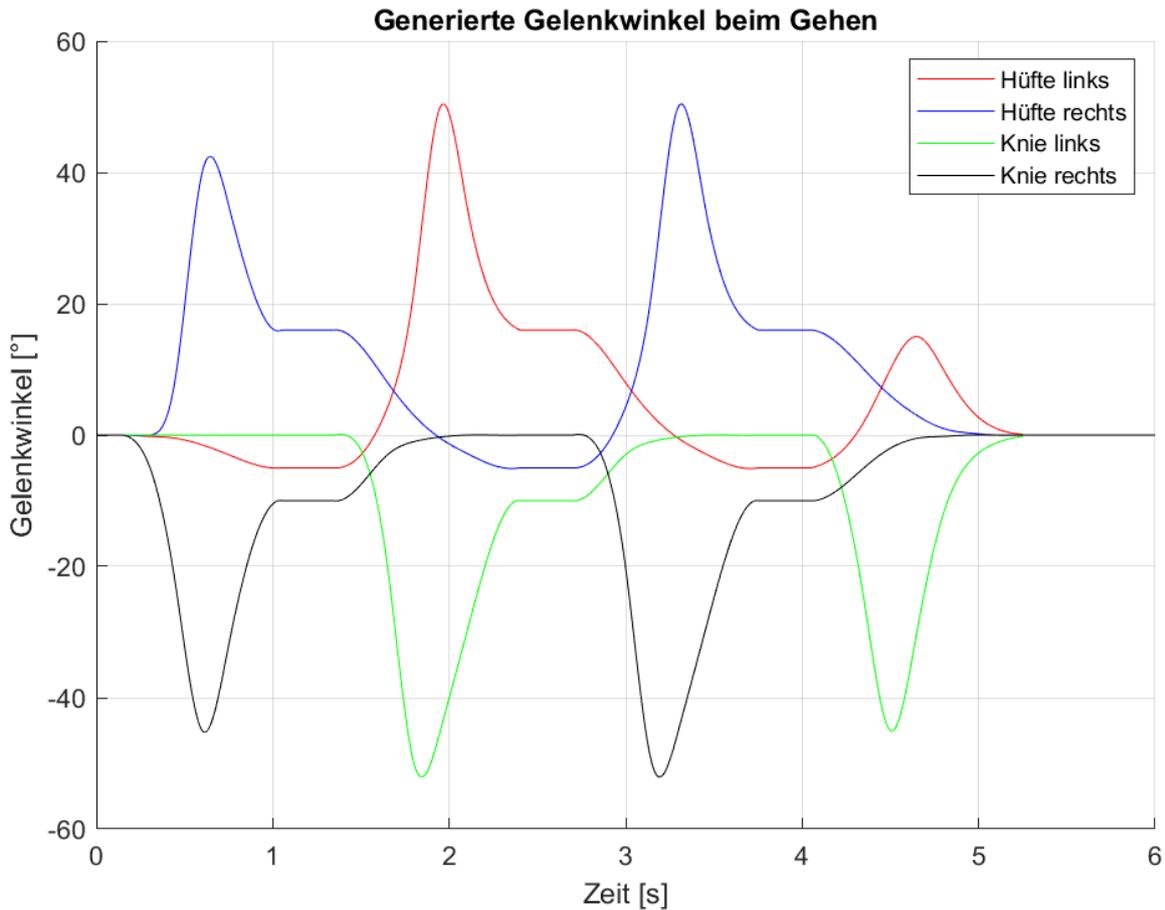


Abb. 6.12: Die künstlich generierte Bewegungstrajektorie folgt dem Vorbild der Bewegungsaufnahme, weist aber eine größere Symmetrie und Gleichmäßigkeit der Bewegung auf.

Das Resultat dieses Prozesses ist in Abb. 6.12 zu sehen. Hier wird die gleiche Schrittabfolge von vier Schritten mit dazwischen liegenden Pausen dargestellt. Dabei ist deutlich zu erkennen, dass die neue Trajektorie der originalen qualitativ ähnelt, jedoch einen gleichmäßigeren und geglätteten Kurvenverlauf zeigt. Zudem wurde durch die Skalierung der Zeitachse sichergestellt, dass die in der Anforderungsdefinition festgelegte Ganggeschwindigkeit von 1 km/h erreicht werden kann. Mit einer errechneten Schrittlänge von rund 30 cm und einer Schrittdauer von ca. einer Sekunde kann im kontinuierlichen Gang ohne Pausen eine Geschwindigkeit von 1,1 km/h erreicht werden.

Für das Aufstehen und Hinsetzen wurde angenommen, dass im Sitzen eine Winkelstellung von 90° im Hüft- und -90° im Kniegelenk vorliegt, da dies der optimalen aufrechten Haltung bei korrekter Höhe der Sitzfläche entspricht. Bei der stehenden Endposition, dem Parallelstand, weisen Hüft- und Kniegelenk jeweils einen Winkel von 0° auf, da die Beine hier komplett durchgestreckt sind und nur minimaler Energieaufwand benötigt wird, um diese Haltung beizubehalten. Der Winkelverlauf der vier Gelenke vom Sitzen zum Stehen ist direkt an die Aufnahmen des Messexoskeletts angelehnt. Dabei zeigt sich ein deutlicher Unterschied zwischen der Bewegung eines gesunden Menschen und der einer Person, die auf Krücken angewiesen ist. Bei der natürlichen Aufstehbewegung von einem Stuhl ohne zusätzliches Aufstützen wird der Oberkörper schwungvoll nach vorne gebeugt und seine Trägheit ausgenutzt, um den Körperschwerpunkt über die Füße zu bewegen. Um dies ohne Dynamik zu erreichen, müssen entweder die Füße bereits im Sitzen unter die Sitzfläche gestellt, oder der Oberkörper nahezu waagrecht nach vorne gebeugt werden. Bei der Verwendung von

Krücken können diese beim Aufstehen zum Abstützen nach hinten verwendet werden, sodass der Oberkörper während der Bewegung weitgehend aufrecht bleibt, weshalb die Hüft- und Kniewinkel der Trajektorie nahezu parallel verlaufen. Für eine symmetrische Aufstehbewegung sind die Trajektorien für das linke und das rechte Bein identisch. Zum Hinsetzen wird die gleiche Trajektorie rückwärts abgespielt, da dies die Berechenbarkeit des Geräts unterstützt. Die Geschwindigkeit der Bewegung wurde langsam gewählt, um dem Benutzer genug Zeit zu geben sich zu stabilisieren. So dauert die gesamte Aufstehbewegung 10 Sekunden, in denen die Krücken repositioniert und der Körperschwerpunkt über die Aufstandsfläche der Füße gebracht werden können. Die generierte Trajektorie zum Aufstehen ist in Abb. 6.13 dargestellt.

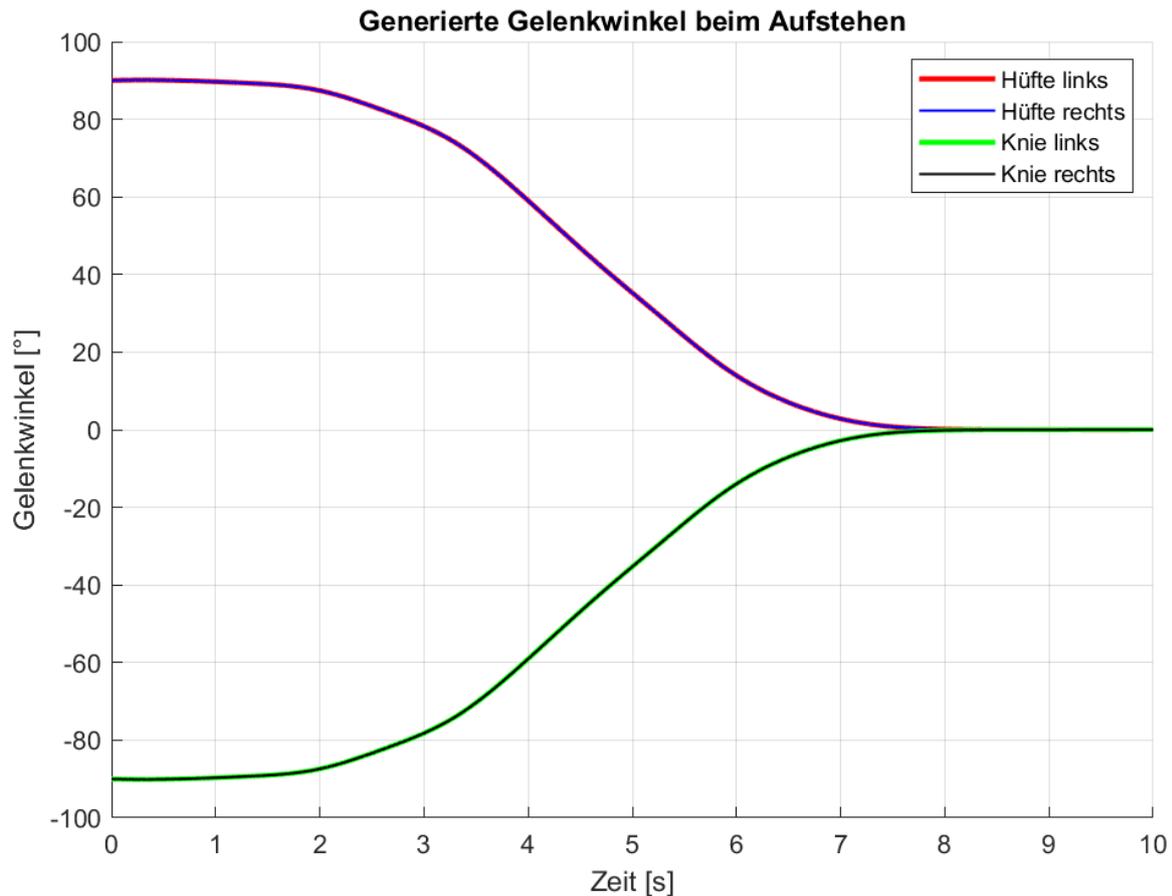


Abb. 6.13: Die generierte Trajektorie zum Aufstehen ist als langsame und gleichmäßige Bewegung entworfen, um dem Benutzer Zeit zu geben, sich zu stabilisieren.

Aus den generierten Trajektorien können nun Anforderungen an die Aktorik bezüglich des Bewegungsraums und den maximalen Geschwindigkeiten der Hüft- und Kniegelenke abgeleitet werden. Diese sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

Tabelle 1: Aus den Bewegungstrajektorien abgeleitete Antriebsanforderungen

Anforderung	Wert
Bewegungsraum Hüftgelenk	$[-5^\circ, 90^\circ]$
Bewegungsraum Kniegelenk	$[0^\circ, -90^\circ]$
Maximale Geschwindigkeit Hüftgelenk	210°/s
Maximale Geschwindigkeit Kniegelenk	150°/s

6.6 Auslegung der Aktuierung

Die Definition der Bewegungstrajektorien legt mit den maximalen Geschwindigkeiten und Bewegungsräumen bereits die ersten Anforderungen an die Aktuierung fest. Als nächstes müssen die hierfür benötigten Drehmomente anhand der Lastfälle, die sich ebenfalls aus den Trajektorien ergeben, errechnet werden. Danach kann ein geeignetes Aktuierungsprinzip ausgewählt und die konkreten Kennzahlen der Aktorik ermittelt werden.

6.6.1 Definition der Lastfälle

Grundsätzlich gibt es zwei verschiedene Arten von Drehmoment, die bei der Auslegung von Antrieben berücksichtigt werden müssen. Das statische Drehmoment ist das Moment, das benötigt wird, um eine Last in einer Position zu halten und ergibt sich direkt aus der externen Kraft und dem wirkenden Hebelarm um die angetriebene Achse. Das dynamische Drehmoment basiert auf der Überwindung der Trägheit eines Objekts bei einer Geschwindigkeitsänderung, also einer positiven oder negativen Beschleunigung. Dieses Drehmoment berechnet sich aus der Winkelbeschleunigung und dem Trägheitsmoment des Objekts. Die exakte Ermittlung des Trägheitsmoments eines Objekts ist komplex, da hierfür die Dichteverteilung und Querschnittsfläche in Abhängigkeit vom Abstand zur Rotationsachse berücksichtigt werden muss. Für eine grobe Abschätzung wird daher oft auf eine Annäherung des Trägheitsmoments zurückgegriffen, die auf der Annahme einer homogenen Dichte und einer vereinfachten Geometrie basiert.

Für die Auslegung der Aktorik müssen die verschiedenen Lastfälle betrachtet und abgeschätzt werden, in welchem Fall die Belastung am höchsten ist. Für das vorliegende Exoskelett wurden zuvor drei Bewegungen definiert: das Aufstehen, das Hinsetzen und das Gehen. Da die Trajektorien für das Aufstehen und Hinsetzen bis auf die Bewegungsrichtung identisch sind, ist die Belastung hierbei nahezu die Gleiche, wobei die benötigten Drehmomente beim Aufstehen geringfügig höher sind, da die Schwerkraft entgegen der Bewegungsrichtung wirkt. Aufstehen und Gehen unterscheiden sich primär durch die Verteilung von statischem und dynamischem Drehmoment. Beim Aufstehen erfolgt die Bewegung langsam, um die Sicherheit des Benutzers sicherzustellen und die statischen Momente in den Gelenken sind durch die ungünstige Massenverteilung hoch, da der Schwerpunkt des Oberkörpers in der Sitzposition eine Oberschenkellänge hinter der Drehachse des Kniegelenks liegt und damit einen maximalen Hebelarm besitzt. Bei dieser Bewegung ist demnach primär das statische Drehmoment zu betrachten. Beim aufrechten Gang sind die Bewegungsgeschwindigkeiten höher, allerdings befindet sich der Oberkörper vorwiegend über den Beinen, weshalb der Hebelarm der Gewichtskraft des Oberkörpers hier deutlich geringer ist. In diesem Fall sind auch die dynamischen Drehmomente für die schnelle Beschleunigung der Beine zu berücksichtigen.

Da die Beschleunigungen des Exoskeletts selbst beim Gehen jedoch gering sind, stellt der Aufstehvorgang für das Exoskelett die höchste Belastung dar, weshalb dieser im Rahmen der Auslegung genauer betrachtet wird. Durch die geringe Bewegungsgeschwindigkeit kann das dynamische Drehmoment hier vernachlässigt werden, solange ein angemessener Sicherheitsfaktor vorgesehen wird. Zur weiteren Vereinfachung der Berechnung wird nicht die gesamte Aufstehtrajektorie betrachtet, sondern lediglich der Zeitpunkt der höchsten statischen Last. Dies ist der erste Moment der Bewegung, da die Massenverteilung des Mensch-Exoskelett-Systems in der Sitzposition die ungünstigste ist. Zur Berechnung der maximalen Belastung der Aktorik wird demnach eine Sitzposition mit rechten Winkeln in den Hüft- und

Kniegelenken betrachtet und das statische Drehmoment ermittelt. Dabei muss ebenfalls berücksichtigt werden, dass ein Aufstehen aus dieser Position nur unter Zuhilfenahme von Krücken möglich ist. Diese werden in der Regel neben und knapp hinter dem Oberkörper des Benutzers positioniert, um ein Umfallen nach hinten zu verhindern. Da ein signifikanter Teil des Körpergewichts in diesem Moment von den Armen und Krücken getragen wird, müssen diese bei der Berechnung der benötigten Drehmomente einbezogen werden.

Ist die zu berechnende Pose bekannt, müssen im nächsten Schritt die beteiligten Massen und ihre Schwerpunkte abgeschätzt werden. Hierfür kommen empirische Werte zur Gewichtsverteilung eines Menschen und Schätzwerte für das Gewicht des zu entwickelnden Exoskeletts zum Einsatz. In Winter (2009) ist das durchschnittliche Gewicht von einzelnen Gliedmaßen als Anteil des Körpergewichts zu finden. Zudem werden hier die durchschnittlichen Längen der Gliedmaßen und die relative Lage ihres Massenschwerpunkts angegeben. Dieser wird als ein Wert zwischen null und eins aus proximaler oder distaler Richtung beschrieben, sodass die Distanz zwischen den angrenzenden Gelenken und dem Schwerpunkt anhand der Gesamtlänge errechnet werden kann. In Tabelle 2 werden die Werte für einen Mann mit 180 cm Körpergröße und 80 kg Gewicht angegeben. An dieser Stelle können auch die zuvor ermittelten Werte für die Länge des Ober- und Unterschenkels verwendet werden, um ein genaueres Ergebnis zu erhalten. Zudem werden Schätzwerte für die Gewichtsverteilung des Exoskeletts gelistet.

Tabelle 2: Gewicht, Länge und Massenschwerpunkte der Gliedmaßen, sowie die erwarteten Massen des Exoskeletts. Basierend auf Winter (2009).

Segment	Gewicht	Länge	Massenschwerpunkt (proximal)
Rumpf und Kopf	46,2 kg	93,6 cm	0,66
Oberarm (2x)	4,5 kg	33,5 cm	0,44
Unterarm und Hand (2x)	3,5 kg	45,7 cm	0,68
Oberschenkel (2x)	16,0 kg	44,1 cm	0,43
Unterschenkel und Fuß (2x)	9,8 kg	51,3 cm	0,6
Exoskelett Hüftbügel und Rucksack	12,0 kg	-	-
Exoskelett Oberschenkel (2x)	6,0 kg	44,1 cm	0,43
Exoskelett Unterschenkel und Fußplatten (2x)	4,0 kg	51,3 cm	0,6
Krücken (2x)	1,5 kg	-	-

Anhand dieser Maße kann nun ein vereinfachtes zweidimensionales Modell des Benutzers samt Exoskelett erstellt werden, das die Längen, Massen und Massenschwerpunkte der einzelnen Gliedmaßen beinhaltet. Außerdem werden die erwarteten Massen der Exoskelettelemente hinzugefügt. Der Übersicht halber wird für die Ober- und Unterschenkelsegmente des Exoskeletts der gleiche Schwerpunkt wie für die natürlichen Gliedmaßen angenommen und die Massen schlichtweg hinzuaddiert. Lediglich beim Hüftbügel und Rucksack wird ein eigener Schwerpunkt angenommen, da die hohe Masse hinter dem Rücken des Benutzers einen signifikanten Einfluss auf die Gewichtsverteilung hat.

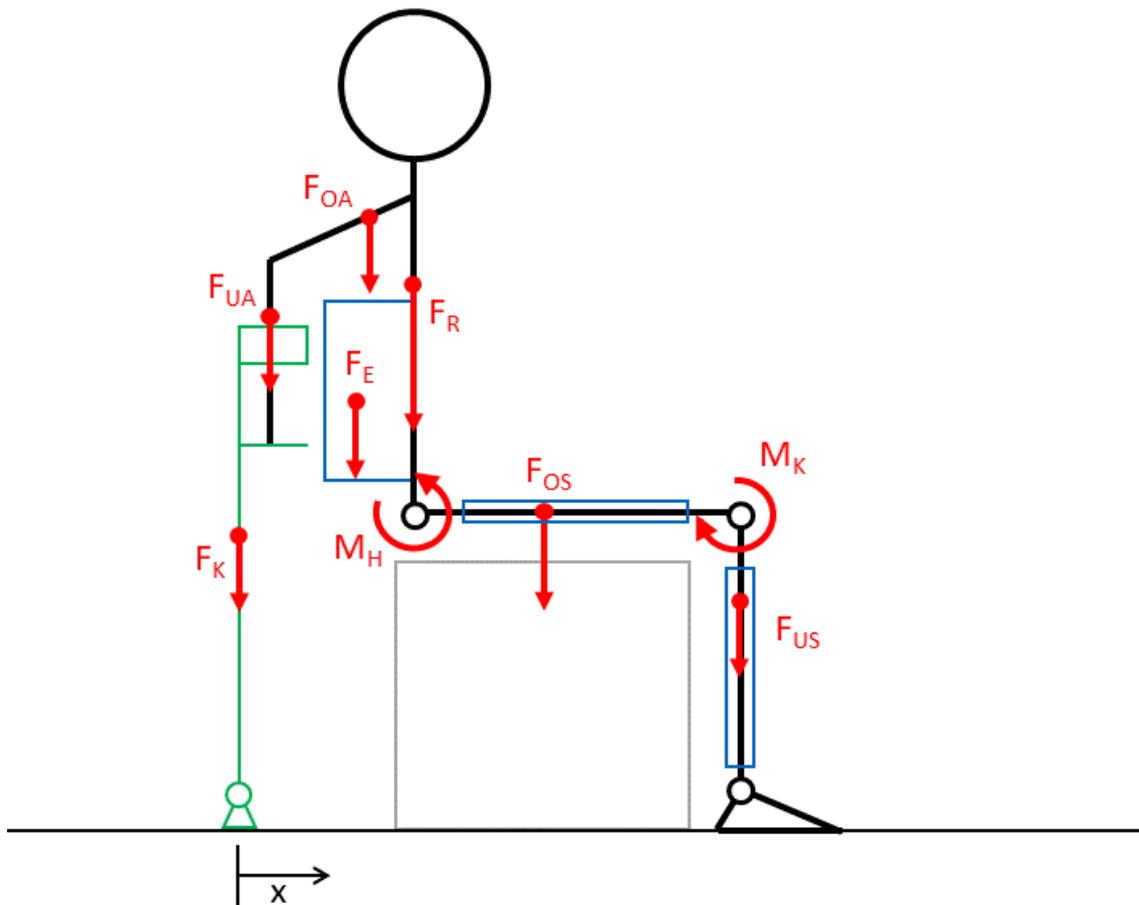


Abb. 6.14: Das vereinfachte mechanische Modell des kritischen Lastfalls beim Aufstehen.

Das in Abb. 6.14 dargestellte Modell enthält die wichtigsten Kräfte, die für die Auslegung der Drehmomente in Hüfte und Knie relevant sind. Da hierbei der statische Fall betrachtet wird, werden die Antriebsmomente berechnet, die benötigt werden, um die dargestellte Position zu halten. Für die Krückenabstützung wird das gesamte Teilsystem aus Oberkörper, Armen und Krücken als ein steifes Element betrachtet. Damit wird angenommen, dass der Benutzer ausreichend Oberkörperkraft besitzt, sich in dieser Lage zu stabilisieren, sie allerdings nicht einsetzt, um sich aktiv hochzudrücken. Somit wird sichergestellt, dass sämtliche Kraft, die für die Bewegung benötigt wird, vom Exoskelett bereitgestellt wird.

Wie aus der Abbildung ersichtlich wird, sind für die Aufstellung von Kraft- und Momentengleichgewichten primär die Abstände der Massenschwerpunkte in der Sagittalebene, oder in dem zweidimensionalen Modell entlang der x-Achse, relevant. Hierfür müssen für manche Werte noch zusätzliche Annahmen getroffen werden. So liegt der Schwerpunkt des Unterarms rund eine halbe Handbreite (5 cm) vor dem der Krücke und für den Rucksack des Exoskeletts wird erwartet, dass sein Schwerpunkt circa 10 cm hinter dem des Rumpfs liegt. Durch physiologische Einschränkungen im Bewegungsraum des Schultergelenks, wird für den Oberarm ein Winkel von jeweils 30° zur Frontalebene und zur Transversalebene angenommen, wodurch auch dessen Schwerpunkt nur rund 6 cm hinter dem des Oberkörpers liegt. In Tabelle 3 werden alle betrachteten Kräfte und ihre ungefähren Positionen entlang der x-Achse gelistet.

Tabelle 3: Relevante Gewichtskräfte und ihre relative Position

Element	Symbol	Gewichtskraft	Position (x)
Krücke	F_K	14,7 N	0 cm
Unterarm und Hand	F_{UA}	34,5 N	5,0 cm
Exoskelett Hüftbügel und Rucksack	F_E	117,7 N	9,5 cm
Oberarm	F_{OA}	44,0 N	13,2 cm
Rumpf und Kopf	F_R	453,6 N	19,5 cm
Oberschenkel mit Exoskelett	F_{OS}	215,8 N	25,0 cm
Unterschenkel mit Fuß und Exoskelett	F_{US}	135,0 N	63,6 cm

Auf Basis dieser Daten kann nun die Berechnung der auftretenden Lagerkräfte und Gelenkmomente vorgenommen werden. Hierbei kommen bekannte Methoden der technischen Mechanik zum Einsatz, wobei zunächst die Lagerkräfte der Bodenkontaktpunkte der Krücken und Füße mithilfe von Kräfte- und Momentengleichgewichten berechnet werden. In dem hier betrachteten Fall wird für den Bodenkontakt der Krücken und Füße ein Festlager angenommen, da beide über die bestehende Haftreibung auch Querkräfte übertragen können. Damit ergibt sich laut der Grüblerschen Gleichung zur Bestimmung der Beweglichkeit von mechanischen Systemen ein Freiheitsgrad von eins für das gesamte System. Das bedeutet, dass die dargestellte Kinematik grundsätzlich mit nur einem Antrieb aktuiert werden kann, wobei dieser entweder in der Hüfte oder im Knie positioniert sein kann. Dieser Ansatz wurde beispielsweise beim SuitX Phoenix Exoskelett umgesetzt, wo ausschließlich das Hüftgelenk aktuiert wird. Wie bereits bei der Bestimmung der Kinematik in Kapitel 6.3 festgelegt, soll das hier entwickelte Gerät jedoch sowohl die Hüfte als auch das Knie aktuierten, um die Einsatzflexibilität zu erhöhen. Für die Berechnung der Gelenkmomente bedeutet das jedoch, dass es keine eindeutige Lösung für das Drehmoment von zwei aktuierten Gelenke gibt, da das für den definierten Lastfall benötigte Moment beliebig unter den beiden Gelenken aufgeteilt werden kann. Eine mögliche Lösung hierfür wäre eine festgelegte Aufteilung des Gesamtmoments auf die beiden Gelenke, sodass beide Gelenke beispielsweise jeweils die Hälfte des Moments aufbringen müssen. Um die gewünschte Flexibilität zu wahren und für zusätzliche Robustheit des Antriebssystems zu sorgen, wird hier allerdings festgelegt, dass jedes der beiden Gelenke in der Lage sein soll, das benötigte Drehmoment allein aufzubringen. Dementsprechend wird für die Berechnung des Drehmoments des Hüftgelenks das Kniegelenk als unaktuiert angenommen und andersherum.

Die Berechnung der Bodenaufstandskräfte ergibt eine Kraft von 434 N am Fuß und 581 N an der Krücke. Diese Massenverteilung ist darauf zurückzuführen, dass das Gewicht des Oberkörpers und des Exoskelettrucksacks näher am Krückenaufstandspunkt als an den Füßen liegt. Dies bedeutet ebenso, dass der Benutzer des Exoskeletts ausreichend Kraft in den Schultern und Armen haben muss, um bei der Aufstehbewegung nicht nach hinten zu fallen, unabhängig davon wieviel Leistung das Exoskelett liefern kann. Nach der Bestimmung der Bodenkontaktkräfte werden die relevanten Gelenke, das Hüft- und das Kniegelenk, in einzelnen Schritten freigeschnitten, um die Gelenkkräfte- und momente zu ermitteln.

Das auf diese Weise ermittelte Gelenkmoment für beide Gelenke beläuft sich auf 90,8 Nm, unter der Annahme, dass das jeweils andere Gelenk als unaktuiert betrachtet wird. Die Übereinstimmung der Werte für die beiden Gelenke bestätigt, dass es sich in dem betrachteten Lastfall um ein überaktuiertes System handelt, für das ein Gesamtdrehmoment von 90,8 Nm benötigt wird, unabhängig davon, wie es auf die beiden aktuierten Gelenke verteilt wird. Für die bis hierhin vernachlässigten dynamischen Momente und Ungenauigkeiten der Auslegungsrechnung, wird ein Sicherheitsfaktor von 10% hinzuaddiert, womit das erforderliche Drehmoment für beide Gelenke bei 100 Nm liegt. Da sich diese Belastung auf zwei Beine aufteilt, die jeweils eigene Aktoren beinhalten, liegt das zu erreichende Maximaldrehmoment pro Antrieb bei 50 Nm.

6.6.2 Auswahl des Aktuierungsprinzips

Sind alle Leistungsanforderungen an die aktuierten Gelenke bekannt, können im nächsten Schritt die passenden Aktuierungsprinzipien ausgewählt werden. Die drei relevantesten Techniken für Exoskelette sind Elektromotoren, Hydraulik und Pneumatik.

Elektromotoren sind dabei am weitesten verbreitet, da sie einen hohen Wirkungsgrad aufweisen und einfach zu regeln sind. Ihr größter Nachteil ist ihr hohes Gewicht, das in der Regel unmittelbar in der Nähe des aktuierten Gelenks liegt und damit die bewegte Masse und die Trägheit des Systems erhöht. Hydraulik ist dafür bekannt, hohe Kräfte mit kleinen und leichten Aktoren zu erzeugen. Damit lässt sich die bewegte Masse an den Beinen reduzieren und das System verschlanken. Die Hydraulikpumpe, die die Zylinder mit unter Druck stehender Hydraulikflüssigkeit versorgt kann dabei am Rücken untergebracht werden, wo das Gewicht einen geringen Einfluss auf die Dynamik des Systems hat. Zudem muss die Pumpe nur auf die maximal zu einem Zeitpunkt benötigte Gesamtleistung ausgelegt werden, da ihre Leistung je nach Bedarf auf alle im System befindlichen Zylinder verteilt werden kann. Die größten Nachteile eines mobilen Hydrauliksystems liegen in der geringeren Effizienz des Systems, der erschwerten Positionsregelung und der Geräuschemission der Pumpe. Pneumatik bietet ähnliche Vor- und Nachteile wie Hydraulik, ist durch die Kompressibilität von Luft allerdings noch schwieriger zu regeln und erreicht geringere Maximalkräfte. Dafür gibt es im Bereich der Pneumatik flexible Aktoren, sogenannte pneumatische Muskeln, die für körpergetragene robotische Systeme wie Exoskelette interessante Anwendungen haben.

Um einem Querschnittsgelähmten das Aufstehen zu ermöglichen, muss das Exoskelett ein hohes Drehmoment in den Knie- und Hüftgelenken bereitstellen. Damit der Benutzer Vertrauen in das System gewinnt ist es außerdem wichtig, dass es sich vorhersehbar verhält und die gewünschten Bewegungen präzise und wiederholgenau ausführt. Zugleich ist die generelle Bewegungsgeschwindigkeit langsam, sodass die dynamischen Kräfte aufgrund hoher Trägheit eine geringere Relevanz haben. Basierend auf diesen Gründen werden für Exoskelette für Querschnittsgelähmte am häufigsten Elektromotoren eingesetzt und sollen auch in dieser Entwicklung zum Einsatz kommen.

Mit der Festlegung des Aktuierungsprinzips muss als nächstes über die Drehmomentenerzeugung in den angetriebenen Gelenken entschieden werden. Dabei sind zunächst die Anforderungen an die Getriebeübersetzung und die Rücktreibbarkeit zu betrachten. Gemäß den definierten Trajektorien und der Auslegungsberechnung werden in den Gelenken hohe Drehmomente bei geringer Drehzahl gefordert. Da Elektromotoren generell geringe Drehmomente bei hohen Drehzahlen erzeugen, ist für diese Anwendung ein hohes Übersetzungsverhältnis erforderlich. Dadurch, dass es sich um keine dynamische

Anwendung handelt und eine Positionssteuerung zum Einsatz kommt, ist eine Rücktreibbarkeit nicht notwendig. Im Gegenteil kann ein selbsthemmendes System im Falle eines Stromausfalls einen Sicherheitsfaktor darstellen, da die aktuierten Gelenke selbst ohne Energieversorgung keine Bewegung zulassen und damit das Risiko eines Sturzes verringern. Für beide Gelenke ist außerdem die platzsparende Montage von hoher Priorität. Einer der entscheidenden Vorteile eines individualisierten Exoskeletts ist die schlanke Bauform durch den Verzicht auf Anpassungsmechanismen. Um diesen Vorteil zu erhalten, sollten die verwendeten Antriebe daher möglichst flach an der Exoskelettstruktur untergebracht werden.

Das Hüftgelenk des Exoskeletts ist ein einfaches monozentrisches Gelenk, das sich direkt an der Achse antreiben lässt. Damit stehen prinzipiell alle möglichen Übersetzungsoptionen zur Auswahl. Bei hohen Übersetzungen ohne Rücktreibbarkeit bieten sich Harmonic Drives und Schneckengetriebe an, da sie beide große Übersetzungsverhältnisse in einer einzigen Getriebestufe erlauben und dementsprechend verhältnismäßig effizient sind. Harmonic Drives bieten den Vorteil, dass sie bereits eine integrierte Lagerung aufweisen und damit platzsparend integriert werden können. Andererseits liegt der Antrieb coaxial mit dem Getriebe, sodass Antriebseinheiten auf Basis eines Harmonic Drives in der Regel hoch ausfallen. Auch Schneckengetriebe werden oftmals mit integrierter Lagerung angeboten, jedoch muss bei der Auswahl besonders auf eine ausreichende Kippstabilität geachtet werden, um der hohen einseitigen Belastung eines Exoskeletts standzuhalten. Dafür erlaubt das Schneckengetriebe eine besonders flache Montage des Antriebsmotors, da dieser orthogonal zur Abtriebsachse des Getriebes montiert wird.

Für die Aktuierung des Hüftgelenks des hier entwickelten Exoskeletts wurde ein Harmonic Drive in Kombination mit einer Zahnriemenübersetzung ausgewählt. Durch den Einsatz des Zahnriemens müssen Getriebe und Motor nicht coaxial liegen, sondern können nebeneinander positioniert werden, wobei der Riemen eine zusätzlich Übersetzungsstufe darstellt. Bei Verwendung eines Flachmotors, bei dem im Gegensatz zu den meisten Elektromotoren der Durchmesser signifikant größer ist als die Länge des Motors, ergibt sich bei dieser Anordnung eine flache Bauform der Antriebseinheit. Mit dieser Konstellation lässt sich die gesamte Antriebseinheit platzsparend in den Hüftahmen integrieren.

Der Antrieb des Kniegelenks ist komplexer, da hier ein polyzentrisches Gelenk zum Einsatz kommen soll. Durch die Verzahnung der beiden Gelenkelemente wäre ein Direktantrieb eines solchen Gelenks möglich, indem eine der beiden Achsen angetrieben wird. Der größte Nachteil dieser Lösung ist die Übersetzung, die durch den Aufbau des Gelenks gegeben wird. Dadurch, dass der Winkel des Gelenks gleichmäßig auf zwei Achsen verteilt wird, rotiert jede Achse lediglich um die Hälfte des Gelenkwinkels. Entsprechend muss das Antriebsmoment zur Aktuierung des Gelenks verdoppelt werden, wenn nur eine der beiden Achsen angetrieben wird. Neben der erhöhten Drehmomentanforderungen schränkt das polyzentrische Gelenk die Antriebsmöglichkeiten durch den begrenzten Bauraum ein, da die beiden Achsen für maximale biomechanische Kompatibilität in der Regel einen Abstand zwischen 12 mm und 24 mm besitzen. Dieser geringe Achsabstand sorgt dafür, dass das gesamte Gelenk sehr kompakt ausgeführt und damit gut in eine schlanke Exoskelettstruktur integriert werden kann, aber nicht für die Übertragung hoher Drehmomente geeignet ist. Die Alternative zum direkten Antrieb einer Gelenkachse ist die indirekte Aktuierung des Gelenks über Seilzüge oder Gestänge. Auf diese Weise kann eine beliebige Gelenkausführung aktuiert werden, indem eine Kraft auf einen Hebelarm ausgeübt und damit ein Drehmoment um das Gelenk aufgebracht wird. Durch die Veränderung des Hebelarms kann das dabei erzeugte Drehmoment zudem an die Anforderungen des Systems angepasst werden. Dieser Ansatz bietet den zusätzlichen Vorteil,

dass der verwendete Aktor nicht mehr direkt am Gelenk verbaut werden muss, sondern an einer günstigeren Position montiert werden kann. Aufgrund dieser zusätzlichen Flexibilität wurde die indirekte Aktuierung als Lösung für das zu entwickelnde System ausgewählt.

Für diese Aktuierungsform muss eine Kraft auf einen Hebelarm aufgebracht werden, wofür wiederum mehrere Möglichkeiten bestehen. Die gängigsten Varianten sind die direkte Befestigung eines Linearaktors am Hebelarm, die Verwendung eines Gestänges zur Kraftübertragung eines Linearaktors oder der Einsatz eines Stahlseils für eine weitreichendere Verlagerung des Antriebs. Die direkte Krafterzeugung am Hebelarm wird in der Regel bei der Verwendung von Linearaktoren, wie Hydraulik- Pneumatik- oder Elektrozylindern verwendet. Der mechanische Aufbau ist hierbei einfach, da es keine weiteren bewegten Komponenten gibt und für die Montage lediglich zwei Lagerpunkte für den Aktor benötigt werden. Nachteilig dabei ist, dass der Aktor in direkter Nähe des Gelenks liegt und sich durch die Bewegung des Hebelarms auch der gesamte Aktor mitbewegt. Dies kann bei dynamischen Anwendungen zu einem Problem werden, wenn die Trägheit von schweren bewegten Antriebseinheiten bemerkbar wird. Bei der Verwendung eines Gestänges bleibt der Aktor hingegen in Ruhelage auf dem Strukturelement, an dem er befestigt wird. Die erzeugte Linearbewegung wird mittels eines Gestänges auf den Hebelarm übertragen, weshalb der Aktor zudem in einer gewissen Entfernung vom Gelenk montiert werden kann. Dadurch kann die durch die Aktorik erzeugte Trägheit des Beinsegments deutlich verringert werden. Der größte Nachteil dieses Ansatzes ist der, dass das Ende des Linearantriebs, an dem das Gestänge ansetzt, in der Regel zusätzlich gelagert werden muss. Dies liegt daran, dass die Kraft des Gestänges abhängig vom aktuellen Winkel des Gelenks nicht in axialer Richtung des Linearantriebs wirkt und daher ein Biegemoment erzeugt, das abgestützt werden muss. Hierfür kann beispielsweise eine Linearführung parallel zum Aktor verbaut werden, die die Querkräfte des Gestänges aufnimmt und eine Beschädigung des Aktors verhindert. Dadurch erhöht sich die Anzahl der bewegten Komponenten und damit die Komplexität der Mechanik. Die letzte Variante ist die Übertragung der Kraft mithilfe von Seilzügen. Diese bieten den großen Vorteil, dass sie flexibel sind und damit mit geringem Aufwand über weite Strecken verlegt werden können. Dies erfolgt entweder durch Umleitung des Seilzuges über Seilrollen oder durch die Verwendung von Bowdenzügen, bei denen der Seilzug innerhalb einer flexiblen, aber axial inkompressiblen Hülle geführt wird. Dadurch können die Aktoren weit vom Gelenk entfernt befestigt und die Masse der Beinstruktur minimiert werden. Für die Aktuierung der Seilzüge können entweder Linearantriebe verwendet werden wie bei Gestängen, aber auch Rotationsantriebe mit Seilrollen, auf denen das Seil aufgewickelt werden kann. Die Flexibilität der Seilzüge stellt dabei jedoch auch ihren größten Nachteil dar, da sie nicht gut dafür geeignet sind Schubkräfte zu übertragen. Aus diesem Grund müssen für die beidseitige Aktuierung eines Gelenks in der Regel zwei Seilzüge verwendet werden, die ähnlich wie die Muskeln des Menschen gegenläufig angesteuert werden müssen. Dabei verhalten sich die beiden Gegenspieler je nach Montage der Seilzugstützpunkte nicht immer linear zueinander, weshalb in solchen Fällen zwei Aktoren für die Bewegung eines Freiheitsgrads verwendet werden müssen.

Für das hier entwickelte Exoskelett kommt ein Elektromotor mit Kugelgewindtrieb zum Einsatz, der die erzeugte Linearbewegung mittels eines Gestänges auf den Unterschenkel überträgt. Der Schlitten des Gewindetriebs wird von einer Linearführung gestützt, die entlang des Oberschenkelsegments verläuft. An diesem Schlitten ist das Gestänge gelagert, das eine Schub- und Zugkraft auf einen Hebelarm am Unterschenkel aufbringen kann, um das Kniegelenk zu aktuiert werden, während die Aktorik flach am Oberschenkel montiert werden kann und sich die Masse des Elektromotors in der Nähe des Hüftgelenks befindet.

6.6.3 Auslegung der Antriebe

Mit der Festlegung des Aktuierungskonzepts und der Berechnung der in den aktuierten Gelenken benötigten Geschwindigkeiten und Drehmomente können die Antriebseinheiten ausgewählt werden.

Für die Hüfte soll ein flacher Elektromotor in Kombination mit einem Harmonic Drive zum Einsatz kommen, wobei die Verbindung von Motor und Getriebe über einen Zahnriemen erfolgt. Dabei soll im Gelenk ein Drehmoment von mindestens 50 Nm und eine Winkelgeschwindigkeit von 210°/s erreicht werden. Da es sich bei diesem Antriebskonzept nicht um eine integrierte Einheit handelt, können alle Komponenten unabhängig voneinander ausgewählt werden. Als Ausgangspunkt hierfür dient der Elektromotor. Einer der Marktführer für kompakte Elektromotoren mit hoher Leistungsdichte ist die Schweizer Firma Maxon Motor (Sachseln, Schweiz), die auch Flachmotoren im Angebot hat. Dieser Motortyp zeichnet sich durch eine flache Bauweise bei großem Durchmesser aus, wodurch die Motoren selbst ohne Getriebeübersetzung hohe Drehmomente erzeugen können. Für das Hüftgelenk wurde ein EC 90 flat mit 220 Watt Leistung und offenem Rotor ausgewählt. Der offene Rotor hat Ausschnitte, die einen besseren Luftstrom zur Kühlung der Ankerwindungen ermöglicht, sodass der Motor höhere Leistungen erzeugen kann. Bei einer Versorgungsspannung von 24 V erreicht der Motor eine Nenndrehzahl von 2490 Umdrehungen pro Minute und ein maximales Dauerdrehmoment von 729 mNm. Bei der Auslegung der Antriebe ist zu berücksichtigen, dass die Hersteller von Elektromotoren oftmals lediglich maximale Werte für den Dauerbetrieb angeben, die kurzzeitig erreichbaren Geschwindigkeiten und Drehmomente bei adäquater Kühlung jedoch deutlich darüber liegen. Da es sich bei der Aufstehbewegung um eine kurzzeitige und selten auftretende Belastung handelt und die errechneten Maximalgeschwindigkeiten der Gangbewegung zwar zyklisch, aber jeweils nur kurzzeitig benötigt werden, können die definierten Maximalanforderungen im Kurzzeitbereich der Leistungskurve liegen. Nichtsdestotrotz werden für die initiale Auslegung die nominalen Dauerlastkennwerte verwendet, um eine zuverlässige Berechnungsbasis zu erhalten. Um das Zieldrehmoment von 50 Nm zu erreichen muss der Hüftantrieb mit einer Übersetzungsverhältnis von mindestens $i_{M,Hüfte}$ übersetzt werden.

$$i_{M,Hüfte} = \frac{M_{Abtrieb}}{M_{Antrieb}} = \frac{50 \text{ Nm}}{0,73 \text{ Nm}} = 68,5 \quad (6.8)$$

Da bei einer Übersetzung zur Erhöhung des Drehmoments die Abtriebsgeschwindigkeit reduziert wird, muss diese ebenfalls betrachtet werden. Für eine Geschwindigkeit von 210°/s oder 35 Umdrehung pro Minute, darf die Übersetzung $i_{n,Hüfte}$ nicht überschreiten.

$$i_{n,Hüfte} = \frac{n_{Antrieb}}{n_{Abtrieb}} = \frac{2490}{35} = 71,1 \quad (6.9)$$

Aus diesem Grund wird eine Getriebestufe mit einer Übersetzung von 1:70 angestrebt, um das gewünschte Drehmoment zu erreichen und zugleich eine ausreichende Geschwindigkeit sicherzustellen.

Als erstes wird hierfür das Harmonic Drive SHD-25-50-2SH ausgewählt. Dieses Getriebe hat eine Untersetzung von 1:50 (i_{HD}) und hat mit 25 mm nahezu die gleiche Bauhöhe wie der Elektromotor. Durch die integrierte Lagerung ist es zudem geeignet, die Funktion des Hüftgelenklagers des Exoskeletts zu übernehmen. Für die Übertragung des Motormoments

auf das Getriebe mit zusätzlicher Untersetzung kommt ein Zahnriemen mit unterschiedlich großen Riemenscheiben zum Einsatz. Dafür wurde ein 10 mm breiter T5 Riemen und zwei Riemenscheiben mit 15 und 21 Zähnen ausgewählt. Durch die Montage der kleinen Riemenscheibe am Motor und der großen am Getriebe wird eine zusätzliche Untersetzung von 1:1,4 (i_{ZR}) erreicht, womit die Gesamtuntersetzung des Systems bei 1:70 liegt. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass jede Getriebestufe mit Reibungsverlusten einhergeht, die den Wirkungsgrad und damit die abgegebene Systemleistung verringern. Während Zahnriemen in der Regel einen Wirkungsgrad η_{ZR} von ca. 98% besitzen, wird der Wirkungsgrad des ausgewählten Harmonic Drives (η_{HD}) bei Raumtemperatur und geringer Geschwindigkeit mit rund 75% angegeben. Da es sich hierbei grundsätzlich um Reibungsverluste handelt, wirken sie sich in erster Linie auf das maximale Drehmoment und weniger auf die Drehzahl aus, weshalb sie nur für erstere berücksichtigt werden. Damit ergeben sich für den Hüftantrieb die folgenden Dauerbetriebskennzahlen:

$$\begin{aligned} M_{H\ddot{u}fte} &= M_{Motor} \cdot i_{HD} \cdot i_{ZR} \cdot \eta_{HD} \cdot \eta_{ZR} = \\ &= 0,73 \text{ Nm} \cdot 50 \cdot 1,4 \cdot 0,75 \cdot 0,98 = 37,6 \text{ Nm} \end{aligned} \quad (6.10)$$

$$n_{H\ddot{u}fte} = \frac{n_{Motor}}{i_{HD} \cdot i_{ZR}} = \frac{2490}{50 \cdot 1,4} = 35,6 \quad (6.11)$$

Die Berechnung verdeutlicht den starken Einfluss der Effizienz einer Getriebeübersetzung auf die Systemleistung eines Antriebs. Demnach ist der Hüftantrieb nicht in der Lage das gewünschte Drehmoment für die Aufstehbewegung dauerhaft bereitzustellen. Da es sich bei dem betrachteten Lastfall jedoch um eine kurzzeitige Maximalbelastung und keine tatsächliche Dauerbelastung handelt, können diese Verluste durch kurzzeitige Leistungsüberhöhungen der Elektromotoren um rund 33% ausgeglichen werden.

Für den Antrieb des Kniegelenks kommt ein Linearantrieb zum Einsatz. Im Gegensatz zum Hüftantrieb ist es bei elektrischen Linearantrieben sinnvoll eine Systemlösung zu wählen, um die bestmögliche Abstimmung der Komponenten in einer vollintegrierten Einheit zu erhalten. Zugleich muss bei einem Linearantrieb auch der wirkende Hebelarm in Betracht gezogen werden, um das resultierende Gelenkdrehmoment berechnen zu können. Dieser Hebelarm ist dabei von der Geometrie der beteiligten Strukturelemente und der Winkelstellung des Gelenks abhängig. Wie bereits bei der Betrachtung der Lastfälle beschrieben, ist das benötigte Drehmoment in der Sitzposition am höchsten und nimmt mit der Streckung des Beins ab. Der wirkende Hebelarm am Gelenk muss demnach so gestaltet werden, dass er ebenfalls in der Sitzposition groß ist und während der Gangbewegung kleiner wird.

Für die Gebrauchstauglichkeit des Exoskeletts ist grundsätzlich ein kürzerer Hebelarm zu bevorzugen, da die Gelenkkinematik dadurch verkleinert werden kann. Hierfür wird allerdings auch eine höhere Kraft des Aktors benötigt, um das geforderte Drehmoment um das Gelenk erzeugen zu können. Die maximal erzeugbare Kraft wird bei kompakten elektrischen Antriebseinheiten oftmals nicht durch das Drehmoment begrenzt, sondern durch die mechanische Festigkeit der axialen Lagerung. Aus diesem Grund muss für die Erreichung von hohen Drehmomenten oftmals ein größerer Hebelarm gewählt werden.

Basierend hierauf wurde festgelegt, dass der wirkende Hebelarm bei angewinkeltem Kniegelenk 80 mm betragen soll und sich bei durchgestrecktem Bein auf 50 mm verkürzt. Der effektive Hebelarm ist dabei von der Position des Kraftangriffspunkts des Gestänges am Unterschenkel abhängig. Die konkrete Umsetzung wird bei der Konstruktion der

Exoskelettstruktur genauer betrachtet. Mit diesen Maßen lässt sich die benötigte Schubkraft noch mit einer kleinen Antriebseinheit erzeugen und zugleich bleibt die Gelenkkinematik ausreichend kompakt. Bei einem Solldrehmoment von 50 Nm für die Aufstehbewegung errechnet sich die benötigte Schubkraft des Aktors F_{Knie} zu:

$$F_{Knie} = \frac{M_{Gelenk}}{l_{Hebelarm}} = \frac{50 \text{ Nm}}{0,08 \text{ m}} = 625 \text{ N} \quad (6.12)$$

Zugleich muss während der Gangbewegung eine Geschwindigkeit von 150°/s erreicht werden. Wie bereits beschrieben, hängt der effektive Hebelarm bei diesem Gelenk jedoch vom aktuellen Gelenkwinkel ab, weshalb kein allgemeingültiger Zusammenhang zwischen der Lineargeschwindigkeit des Aktors und der Winkelgeschwindigkeit hergestellt werden kann. Stattdessen wird die Trajektorie betrachtet, um herauszulesen, in welchem Winkelbereich die höchsten Geschwindigkeiten erreicht werden müssen. Diese werden gefordert, wenn das Knie in der Schwungphase der Gangbewegung innerhalb von rund 0,4 Sekunden von einer fast vollständigen Streckung bis zu einem Kniewinkel von ca. 60° abgewinkelt werden muss. Unter Annahme der zuvor definierten Maße des Hebelarms entspricht dies bei einem ausreichend langen Gestänge einer Linearbewegung von rund 95 mm. Damit errechnet sich die benötigte Lineargeschwindigkeit v_{Knie} des Antriebs zu:

$$v_{Knie} = \frac{l_{Vorschub}}{t} = \frac{95 \text{ mm}}{0,4 \text{ s}} = 235 \frac{\text{mm}}{\text{s}} \quad (6.13)$$

Wie bei der Aktuierung des Hüftgelenks wurde auch für das Kniegelenk auf Komponenten von Maxon Motor zurückgegriffen, um eine Antriebskombination aus Motor, Getriebe und Gewindespindel zusammenzustellen. Dabei handelt es sich um einen bürstenlosen EC 40 Motor mit 170 Watt und einer Nennspannung von 24 V in Kombination mit dem Kugelgewindetrieb GP 32 S ohne zusätzliche Getriebestufe. Der Motor bietet ein Dauerdrehmoment von 165 mNm und eine Nenndrehzahl von 9120 Umdrehungen pro Minute. Der Kugelgewindetrieb weist eine Steigung p von 2 mm und durch den Verzicht eines zusätzlichen Getriebes einen hohen Wirkungsgrad von 94% auf. Mit diesen Spezifikationen erreicht die Antriebseinheit die folgenden Dauerlastkennzahlen:

$$F_{Antrieb,Knie} = \frac{M_{Motor} \cdot 2\pi \cdot \eta_{KG}}{p} = \frac{0,165 \text{ Nm} \cdot 2\pi \cdot 0,94}{0,002 \text{ m}} = 487,3 \text{ N} \quad (6.14)$$

$$v_{Antrieb,Knie} = n_{Motor} \cdot p = \frac{9120}{60 \text{ s}} \cdot 2 \text{ mm} = 304 \frac{\text{mm}}{\text{s}} \quad (6.15)$$

Analog zum Hüftantrieb ist das ausgewählte System nicht in der Lage, das geforderte maximale Drehmoment dauerhaft aufzubringen. Hierfür muss der Motor kurzzeitig um rund 28% überlastet werden. Die gewünschte Geschwindigkeit wird jedoch mit ausreichender Marge erreicht. Wie bereits beschrieben, ist die wiederholte kurzzeitige Überlastung der Motoren nicht nur grundsätzlich möglich, sondern vom Hersteller explizit für entsprechende Anwendungen vorgesehen. Durch Ausnutzung dieses zusätzlichen Leistungsbereichs für selten auftretende Lastfälle kann die Gesamtleistung des Systems und damit das auf die Aktorik entfallende Gewicht so gering wie möglich gehalten werden, ohne die Funktionalität signifikant einzuschränken. Hinzu kommt, dass bei der Aufstehbewegung, die den hier betrachteten Maximallastfall darstellt, beide Gelenke gleichzeitig aktuiert werden. Sobald sich das insgesamt benötigte Drehmoment auf beide Gelenke verteilt, ist die Bewegung gänzlich ohne Überlastung möglich.

6.7 Entwurf der Elektronik

Für die Versorgung und Steuerung der im letzten Abschnitt ausgewählten Antriebseinheiten muss als nächstes die elektronische Peripherie des Systems entworfen werden. Diese umfasst primär die für die Antriebe benötigten Motorcontroller, die Benutzerschnittstelle, die zentrale Recheneinheit und die Energieversorgung.

6.7.1 Motorsteuerung

Die Kernaufgabe einer Motorsteuerung ist die Umwandlung von digitalen Bewegungskommandos in Motorströme. Die Kommandos bestimmen in der Regel die gewünschte Geschwindigkeit, ein gewünschtes Drehmoment oder eine gewünschte Position. Dieses Exoskelett ist darauf ausgelegt vorgegebene Bewegungsbahnen möglichst präzise abfahren zu können, weshalb die Position der entscheidende Parameter ist.

Um mit einem elektrischen Antrieb präzise Positionen anfahren und diese auch unter Last erreichen und halten zu können, benötigt man eine Positionsregelung mit einem geschlossenen Regelkreis. Hierfür muss ein Sensor zum Einsatz kommen, der die aktuelle Position des Systems, in diesem Fall die Gelenkwinkel des Exoskeletts, bestimmen und dem Regler zurückmelden kann. Dabei können entweder Sensoren in den Gelenken eingesetzt werden, die die tatsächliche Gelenkposition messen, oder es werden Encoder an den Antriebsmotoren verwendet, die über die mechanische Kopplung und bestehende Übersetzungsverhältnisse auf die aktuelle Gelenkposition schließen können. Hier können durch eventuell vorhandenes Spiel im Getriebe Abweichungen entstehen, allerdings ist die Auflösung durch die hohe Übersetzung in der Regel deutlich höher als bei einer direkten Gelenkmessung. Zudem erleichtert der Sensor am Motor die Kabelführung, da die Leitungen für die Stromversorgung des Motors zusammen mit den Sensorsignalleitungen verlegt werden können. Der größte Nachteil dieser Lösung ist, dass aufgrund der vielen Umdrehungen eines stark übersetzten Elektromotors keine absolute Positionsmessung möglich ist, sondern lediglich eine inkrementelle Messung. Aus diesem Grund muss das System bei jeder Inbetriebnahme zunächst eine Referenzfahrt vornehmen, um die aktuelle Motorposition mit der Gelenkposition abzugleichen, da eine Bewegung des Gelenks im stromlosen Zustand nicht erfasst werden kann. Bei Verwendung eines absoluten Sensors direkt im Gelenk ist dies nicht nötig, da die korrekte Gelenkposition zu jedem Zeitpunkt bestimmt werden kann. Trotz dieses Vorteils wird bei diesem Exoskelett auf Basis der einfacheren Integration und höheren Auflösung auf eine antriebsseitige Positionsmessung gesetzt, um die Systemarchitektur und Verkabelung so einfach wie möglich zu halten.

Ein wichtiges Kriterium für die Auswahl eines Motorcontrollers ist die maximale Stromstärke, die der Controller bereitstellen kann. Da die Stromstärke bei einem Elektromotor direkt mit dem erzeugten Drehmoment korreliert, muss der Controller anhand des Strombedarfs des Motors bei einem definierten Lastfall ausgelegt werden. Bei der Auslegung der Antriebe wurde festgelegt, dass die Antriebe des Hüft- und Kniegelenks einer wiederholten, aber kurzzeitigen Belastung von 50 Nm standhalten können sollen. Über die verwendete Übersetzung und die Drehmomentkonstante k_M der Aktoren lässt sich hieraus die Stromstärke berechnen, die durch die Controller fließen muss, um dieses Gelenkmoment zu erzeugen. Dabei müssen auch die Reibungsverluste des Getriebes berücksichtigt werden. Die Drehmomentkonstante entstammt dabei dem Datenblatt der verwendeten Aktoren.

Der benötigte Motorstrom für den Antrieb des Hüftgelenks $I_{H\ddot{u}fte}$ errechnet sich damit nach folgender Formel, wobei i für die Übersetzungen der beiden Getriebestufen und η für ihre jeweiligen Wirkungsgrade steht:

$$\begin{aligned}
 I_{H\ddot{u}fte} &= \frac{M_{H\ddot{u}fte} \cdot \frac{1}{i_{HD} \cdot i_{ZR}} \cdot \frac{1}{\eta_{HD} \cdot \eta_{ZR}}}{k_{M,H\ddot{u}fte}} = \\
 &= \frac{50 \text{ Nm} \cdot \frac{1}{50 \cdot 1,4} \cdot \frac{1}{0,75 \cdot 0,98}}{71,2 \frac{\text{mNm}}{\text{A}}} = 13,6 \text{ A}
 \end{aligned} \tag{6.16}$$

Bei der Berechnung des Stroms für den Kniegelenksantrieb erfolgt die Berechnung anhand der zu erzeugenden Maximalkraft F_{Knie} und der Gewindesteigung p des Kugelgewindetriebs.

$$I_{Knie} = \frac{\frac{F_{Knie} \cdot p}{2\pi \cdot \eta_{KG}}}{k_{M,Knie}} = \frac{\frac{625 \text{ N} \cdot 2 \text{ mm}}{2\pi \cdot 0,94}}{23,2 \frac{\text{mNm}}{\text{A}}} = 9,1 \text{ A} \tag{6.17}$$

Wie auch bei den Motoren wird für hochwertige Motorcontroller in der Regel ein Nennstrom angegeben, der dauerhaft durch die Komponente fließen kann. Zusätzlich dazu wird manchmal ein Maximalstrom angegeben, der kurzzeitig abgegeben werden kann, ohne dass es zu Schäden an Bauteilen kommt. Manche Controller besitzen hierzu noch eine Schutzfunktion, die das Gerät abschaltet, sollte der Maximalstrom überschritten oder zu lange abgerufen werden. Dies führt in der Regel zu einem Fehlerzustand, in dem der betroffene Motor stromlos geschaltet wird.

Das nächste Auswahlkriterium für eine Motorsteuerung sind die Funktionen, die bereits direkt von dem Controller ausgeführt werden können. Während einfache Positionsregler lediglich in der Lage sind diskrete Positionen anzufahren und zu halten, können intelligentere Systeme bereits Positionen mit definierten Geschwindigkeitsprofilen anfahren, Referenzfahrten durchführen oder Notfallprogramme initiieren. Während viele solcher Funktionalitäten auch auf Ebene der zentralen Recheneinheit umgesetzt werden können, wird die Zuverlässigkeit und Reaktionsgeschwindigkeit des Systems erhöht, wenn sie bereits auf der Controllerebene ablaufen.

Eine weitere wichtige Funktionalität von Motorsteuerungen ist die zur Verfügung stehende Kommunikationsschnittstelle. Je nach Einsatzbereich ist es notwendig, Informationen mit einer hohen Bandbreite auszutauschen, wenn Zielpositionen beispielsweise mit hohen Frequenzen angepasst werden müssen oder Sensordaten des Controllers häufig ausgelesen werden sollen. Ebenso hat die Art der Schnittstelle einen Einfluss auf die Systeminfrastruktur, abhängig davon, ob es sich um eine serielle oder eine Bus-fähige Schnittstelle handelt. So besitzen einfachere Controller lediglich serielle Schnittstellen wie USB oder RS232, während besser ausgestattete Modelle bereits Anschlüsse für EtherCAT oder CAN bieten.

Für das hier entwickelte Exoskelett wurden EPOS4 Compact 50/8 CAN Controller von Maxon Motor ausgewählt. Da sie vom gleichen Hersteller wie die Antriebsmotoren stammen, ist optimale Kompatibilität gewährleistet und die Geräte bieten zahlreiche Funktionalitäten, die für die Steuerung des Exoskeletts benötigt werden. Die Controller erlauben einen maximalen Dauerstrom von 8 A, bei einem Maximalstrom von 30 A für bis zu 5 Sekunden, womit sie den

Leistungsanforderungen der Antriebe genügen. Über die CAN-Schnittstelle können sie zudem in ein Bus-Netzwerk des Motion Controllers eingebettet werden, wodurch die Bewegungskommandos für sämtliche Motoren nahezu zeitgleich an alle Antriebe gesendet werden können. Zudem bieten die Controller integrierte Funktionen für Referenzfahrten, Schutzeinrichtungen vor beispielsweise Übertemperatur oder Stromspitzen und eine Safe-Torque-Off Funktion. Dabei lassen sich die Antriebe mittels eines Not-Aus-Schalters oder eines digitalen Signals in einen sicheren Zustand bringen, indem die Energiezufuhr zu den Motoren unterbrochen wird, die Encoder aber weiterhin ausgelesen werden können. Dadurch können die Motoren im Notfall stromlos geschaltet werden, ohne die Information über die aktuelle Pose des Exoskeletts zu verlieren. Somit ist nach dem Wiedereinschalten keine neue Referenzfahrt notwendig.

6.7.2 Benutzerschnittstelle

In Kapitel 6.2 wurde definiert, dass die Steuerung des Exoskeletts auf vordefinierten Bewegungstrajektorien basieren soll, die mittels eines physischen Ein- und Ausgabegeräts ausgewählt werden können. Diese Schnittstelle soll in Form von zwei redundanten Konsolen an den Handgriffen der Krücken umgesetzt werden. Die Konsolen sollen über ein Display, Taster und einen Vibrationsmotor verfügen und kabellos mit dem Exoskelett kommunizieren können.

Für die Eingabe von Benutzerinputs wird ein System auf Basis von zwei Tastern entwickelt. Einer der Taster ist für den Daumen bestimmt und sitzt auf der Innenseite der Konsole, während der zweite Taster ähnlich wie der Abzug einer Schusswaffe gestaltet ist und auf der Unterseite der Einheit angebracht ist. Die Funktion des Daumentasters ist generell „Nächste Option“ oder „Zurück“, während der Abzug als „Bestätigen“ oder „Ausführen“ zu interpretieren ist. Mithilfe dieser beiden Taster ist es damit möglich, durch ein einfach aufgebautes Menü zu navigieren, das auf dem Display angezeigt wird. Der eingebaute Vibrationsmotor erlaubt zusätzliches haptisches Feedback zu Benutzereingaben oder Warnmeldungen des Exoskeletts, indem er den Handgriff der Krücke vibrieren lässt.

In manchen Einsatzsituationen eines Exoskeletts steht für den Benutzer nur eine Krücke zur Verfügung, beispielsweise wenn die andere Hand verwendet wird, um sich an einem Geländer festzuhalten, oder wenn eine Krücke außer Reichweite gerät. Auch in solchen Situationen soll der Benutzer volle Kontrolle über das Gerät besitzen. Aus diesem Grund ist die Benutzerschnittstelle redundant an beiden Krücken ausgeführt. Dabei zeigen beide Displays stets die gleiche Information an und jede Eingabe kann von einer beliebigen Krücke erfolgen. Um das gezielte Ablegen einer Krücke zu erleichtern, sind die Krücken kabellos. Um das zu erreichen, müssen sie über einen robusten Funkstandard mit der zentralen Recheneinheit des Exoskeletts kommunizieren können und einen eigenen Akku für die Energieversorgung besitzen.

Die kritischste Entscheidung bei dem Entwurf des Systems ist die Wahl des verwendeten Funkstandards. Die wichtigsten Kriterien hierfür sind eine robuste und störungsarme Verbindung, ein niedriger Energiebedarf und eine gut zugängliche Programmierschnittstelle. Die geplante Datenrate ist gering, weshalb die Übertragungsbandbreite eine untergeordnete Rolle spielt. Drei der populärsten Kandidaten für diese Aufgabe sind WLAN, Bluetooth und ZigBee. WLAN ist ein sehr leistungsfähiger Standard, der für hohe Datenraten und hohe Flexibilität ausgelegt ist. Dadurch ist das Protokoll komplex und der Energiebedarf pro Bit bei geringer Übertragungsrate hoch. Einer der wichtigsten Anwendungsfälle von Bluetooth ist die

Kommunikation von mobilen batteriebetriebenen Geräten untereinander, weshalb der Energiebedarf sehr gering ist. Allerdings ist der Standard nicht für sicherheitskritische Anwendungen ausgelegt, weshalb die Fehleranfälligkeit im Vergleich mit den Alternativen hoch ist. ZigBee wurde für die Verwendung in industriellen Sensor-, Steuerungs- und Automatisierungsnetzwerken entwickelt. Der Energieverbrauch ist niedrig und das Protokoll einfach zu handhaben. Die Kombination aus verschiedenen Modulations- und Frequenzspreizungsverfahren sorgt für die niedrigste Datenrate der drei betrachteten Standards, aber auch für die höchste Robustheit der Signalübertragung. Aufgrund des niedrigen Energiebedarfs und der hohen Zuverlässigkeit, fiel die Wahl in dieser Arbeit auf den ZigBee Funkstandard. Da dieser Standard im Vergleich zu WLAN oder Bluetooth nicht in verbreitete Mikrocontroller integriert ist, wird hierfür ein separates Modul benötigt. Hierbei kommt das XBee S2C Modul der Firma DIGI (Hopkins, MN, USA) zum Einsatz, das einerseits in den beiden Krücken, als auch im Rucksack des Exoskeletts verbaut wird. Diese Module lassen sich mittels einer seriellen SPI-Schnittstelle direkt von einem geeigneten Microcontroller ansteuern.

Das Display muss in der Lage sein, Text und einfache Grafiken darzustellen, die aus einer Armlänge Entfernung erkennbar sein müssen. Hierfür wird ein Display benötigt, das groß genug ist und eine ausreichende Auflösung besitzt, ohne dabei zu hohe Anforderungen an den Mikrocontroller, der das Display ansteuert, zu stellen. Hierfür wurde ein 1,44" TFT-Farbdisplay mit einer Auflösung von 128x128 Pixeln ausgewählt. Mit einer Kantenlänge von rund 26 mm ist das quadratische Display groß genug, um ohne Probleme gelesen zu werden und zugleich klein genug, um gut in die Konsole am Krückengriff integriert werden zu können. Das Display verfügt über einen integrierten Treiber und eine SPI-Schnittstelle zur vereinfachten Integration. Zur Anzeige von Bildern ist zudem bereits ein MicroSD Kartenleser integriert, sodass anzuzeigende Grafiken als Bitmap Dateien auf einer Speicherkarte direkt am Display gespeichert und mit minimaler Verzögerung angezeigt werden können.

Vibrationsmotoren sind einfache Bauteile, die aus einem DC-Motor mit einer exzentrischen Schwungmasse bestehen. Diese erzeugt bei einer Ansteuerung des Motors eine Unwucht, die auf das System, in dem der Vibrationsmotor verbaut wird, übertragen wird und bei ausreichend hoher Drehzahl eine Vibration erzeugt, die haptisch spürbar ist. Für die Erzeugung von Vibrationen unterschiedlicher Stärke ist grundsätzlich nur eine variable Spannungsquelle nötig, allerdings ist der Informationsgehalt eines solchen haptischen Feedbacks begrenzt. Um die Bestätigung von Benutzerinputs, Systemantworten und Warnmeldungen voneinander unterscheidbar zu machen, wird in diesem Exoskelett ein haptischer Treiber eingesetzt. Das ausgewählte Modell ist der DRV2605L von Texas Instruments, der über I2C angesprochen werden kann und mithilfe der integrierten Wellenformbibliothek in der Lage ist, über 100 unterscheidbare haptische Signale zu erzeugen.

Mit der Auswahl eines Kommunikationsstandards, Displays und haptischen Treibers sind die wichtigsten Anforderungen an den Mikrocontroller für die Benutzerschnittstelle bekannt. Durch die Funkkommunikation über das externe XBee-Modul wird keine Bluetooth- oder WLAN-Funktionalität benötigt, allerdings müssen zwei unabhängige SPI-Schnittstellen, eine I2C Schnittstelle und zwei digitale Inputs für die zwei Taster zur Verfügung stehen. Da eine schnelle Reaktionszeit der Benutzerschnittstelle eine essenzielle Sicherheitsfunktion darstellt, sollte der verwendete Controller zudem über einen ausreichend schnellen Prozessor verfügen, aber klein genug sein, um in das kompakte Gehäuse der Bedienkonsole integriert zu werden. Die Wahl fiel hier auf einen Teensy 3.2, der sich durch einen kompakten Formfaktor bei hoher Leistungsfähigkeit auszeichnet.

6.7.3 Zentrale Recheneinheit

Für die zentrale Recheneinheit des Exoskeletts gibt es zahlreiche Optionen, die von einfachen Mikrocontrollern, über Einplatinencomputer bis zu spezialisierten Hochleistungs-Echtzeitregelungssystemen reichen. Die Auswahl hängt dabei direkt von der Komplexität des Systems und den Anforderungen an die Regelung ab. Für die meisten vergleichbaren Exoskelette stellt ein Einplatinencomputer den richtigen Kompromiss aus Leistung und Größe dar, weshalb ein solches Gerät auch in dem hier entwickelten System zum Einsatz kommt. Innerhalb dieser Kategorie gibt es wiederum zahlreiche unterschiedliche Geräte, wobei die Entscheidung auf Basis der Leistungsfähigkeit, der verfügbaren Ein- und Ausgänge, des Betriebssystems und der bereitgestellten Programmierumgebungen getroffen wird.

In dieser Arbeit wurde ein Beaglebone Black Wireless in Revision C6 verwendet. Dabei handelt es sich um einen Open-Hardware Einplatinencomputer auf Basis einer von Texas Instruments entwickelten Plattform, der mit dem Linux-basierten Betriebssystem Debian ausgestattet ist. Für die Auswahl dieses Rechners gibt es vier primäre Gründe: die Wireless LAN Schnittstelle, die Cloud9 IDE, die Programmable Realtime Units (PRU) und die CAN-Schnittstelle. Die WLAN-Schnittstelle ermöglicht eine kabellose Programmierung des Systems ohne physischen Zugang zu dem verbauten Computer. Die Cloud9 IDE ist eine browserbasierte Programmierumgebung, die es erlaubt den Rechner über diese Verbindung zu programmieren, zu debuggen oder Dateien auszutauschen. Durch diese Funktionalitäten wird die iterative Optimierung der Software des Geräts im voll montierten Zustand deutlich erleichtert. Die PRUs sind zwei Mikrocontroller die zusätzlich zum Hauptprozessor auf der Platine des Beaglebone verbaut sind. Diese zwei Mikrocontroller werden für zeitkritische Aufgaben mit Echtzeitanforderungen eingesetzt, die ansonsten durch das Betriebssystem ausgebremst werden könnten. Die wichtigste dieser Aufgaben ist die Taktung des Motion Controllers, um eine flüssige Kommunikation mit den Motorsteuerungen sicherzustellen. Diese erfolgt über einen CAN-Bus, was bereits bei der Auswahl der Motorcontroller festgelegt wurde. Dabei ist zu beachten, dass der Beaglebone lediglich über eine Software-CAN-Schnittstelle verfügt, die benötigte Hardware zur Kommunikation allerdings über Erweiterungsplatinen, sogenannte Capes, hinzugefügt werden muss. Hier wurde das Comms Cape verwendet, auf dem die Transceiver für eine RS485 und eine CAN-Schnittstelle verbaut sind.

6.7.4 Energieversorgung

Damit das entwickelte Exoskelett mobil ist, muss es eine eigene Stromversorgung besitzen. Diese besteht hauptsächlich aus einem Akku und einem Batterie Management System (BMS), das die korrekte und sichere Funktionsweise des Akkus sicherstellt. Bei der Entwicklung eines solchen Systems muss als erstes die Entscheidung getroffen werden, ob der Akku fest im Gerät verbaut ist und intern von einem separaten BMS geladen wird, oder ob ein wechselbarer Akku verwendet wird, der in einem externen Ladegerät mit integriertem BMS aufgeladen wird.

Ein interner Akku hat drei Vorteile bezüglich der Spezifikation, der Energiedichte und der Flexibilität. Durch die große Anzahl an batteriebetriebenen Geräten in der heutigen Gesellschaft sind Akkus mit nahezu beliebigen Spezifikationen, inklusive verschiedenen chemischen Zusammensetzungen, auf dem Markt erhältlich. Da ein solcher Akku für die Integration in ein System ausgelegt ist, besitzt er kein Gehäuse, um ihn vor Krafteinwirkung oder Umwelteinflüssen zu schützen. Damit ist die Energiedichte des Akkus höher als bei einem externen, wodurch in einem gegebenen Bauraum eine größere Kapazität untergebracht werden kann. Zuletzt schafft die Verwendung eines Batteriemanagementsystems zusätzliche

Funktionalitäten, wie eine integrierte Ladezustandsüberwachung oder eine programmierbare Strombegrenzung, sowie die Möglichkeit das Gerät auch bei leerem Akku mit einem Netzteil zu betreiben.

Die Vorteile eines wechselbaren Akkus liegen hauptsächlich in der einfacheren Integration und der Möglichkeit eines schnellen Austauschs für längeren mobilen Betrieb. Externe Akkus, die für einen Einsatz in Exoskeletten in Frage kommen, werden hauptsächlich in elektrisch unterstützten Fahrrädern und batteriebetriebenen Werkzeugen wie Akkuschaubern eingesetzt. Aus diesem Grund ist die Auswahl bezüglich der Spannung und des Formfaktors hier begrenzt und die Anschaffungskosten oftmals höher. Für einen sicheren Betrieb beinhalten sie in der Regel eine Schutzschaltung, die nur die essenziellen Sicherheitsfunktionen erfüllt und sich nicht individuell programmieren lässt. Zum Aufladen werden die Akkus aus dem Gerät entfernt und in einem separaten, für den speziellen Akkutyp vorgesehenen Ladegerät aufgeladen, das ein entsprechendes BMS an Bord hat.

In dem hier entwickelten Exoskelett kommt ein interner Akku zum Einsatz, um die Energiedichte zu maximieren und über ein programmierbares BMS auf zusätzliche Funktionen des Energiemanagements zugreifen zu können. Für den Akku wurde ein Lithium-Polymer (LiPo) Akku ausgewählt. Diese Akkus sind für mobile Anwendungen prädestiniert, da sie eine hohe Energiedichte und ein verhältnismäßig geringes Gewicht besitzen. Ihr größter Nachteil ist ihre Anfälligkeit, da sie beispielsweise durch inkorrekte Lagerung, Ladung oder Entladung zerstört werden können. Eine mögliche Alternative sind Lithium-Eisenphosphat (LiFePo) Akkus, die etwas robuster sind und eine längere Lebensdauer aufweisen. Zugleich sind diese allerdings auch schwerer und haben eine geringere Energiedichte, weshalb sie weniger weit verbreitet sind und die Auswahl an verschiedenen Modellen begrenzt ist. Der eingesetzte Akku ist ein 7S LiPo Akku mit 16000 mAh. 7S steht dabei für eine Reihenschaltung von 7 Zellen in Serie, wodurch sich bei einer nominalen Spannung von 3,7 V pro Zelle eine Gesamtspannung von 25,9 V ergibt. Damit hat der Akku eine Gesamtkapazität von 414 Wh, die einer maximalen Antriebsleistung von 390 W gegenübersteht. Auf Basis der Annahme, dass die Antriebe während eines normalen Betriebes im Durchschnitt nicht mehr als 25% ihrer Gesamtleistung verbrauchen, ist dieser Akku für die in der Anforderungsdefinition definierten Laufzeit von 4 Stunden ausreichend. Im realen Einsatz bewegt sich die Spannung der Zellen zwischen 3,2 V und 4,2 V, was einer Systemspannung von 22,4 V bis 29,4 V entspricht. Die eingesetzten Maxon Motorcontroller erlauben eine Eingangsspannung zwischen 10 V und 50 V, die dort adaptiv auf die maximale Motorspannung von 24 V geregelt wird. Damit verfügt das Exoskelett auch bei verringertem Akkuladestand über seine maximale Leistung ohne spürbare Limitationen.

Das BMS ist das Tiny BMS s516 – 150A von Energus Power Solutions Ltd. (Vilnius, Litauen). Dieses System ermöglicht das Management von Lithium Batterien mit vier bis 16 Zellen mit einem maximalen Dauerstrom von 50 A und einem kurzzeitigen Maximalstrom von 150 A. Das BMS misst im Betrieb die Spannung jeder einzelnen Zelle und sorgt sowohl bei Ladung als auch Entladung für eine gleichmäßige Spannungsverteilung über alle Zellen, um eine lange Lebensdauer der Batterie sicherzustellen. Zudem enthält es einige Sicherheitsfunktionen, die das System bei Unter- oder Überspannung einzelner Zellen, sowie Übertemperatur an zwei frei wählbaren Messpunkten in einen Ruhezustand versetzt. Die Kommunikation mit dem Gerät erfolgt über eine serielle UART- oder eine CAN-Schnittstelle. Zuletzt bietet das BMS auch eine Zündschlüssel Funktion, mit der die Batterie über einen Schalter vom Rest des Systems entkoppelt werden kann und damit als Hauptschalter des Exoskeletts dient.

Zum Aufladen des Akkus wird das Schaltnetzteil HLG-480H-30A der Firma Meanwell (Neu-Taipeh, Taiwan) eingesetzt. Dies stellt eine maximale Spannung von 30 Volt bei bis zu 16 A zur Verfügung und liefert damit eine Leistung von bis zu 480 W. Zudem beinhaltet das Netzteil einen Konstantspannungsmodus, der dafür sorgt, dass die einstellbare Spannung unabhängig von der Last bereitgestellt wird. Für den Ladebetrieb wird diese Spannung auf 29,5 V eingestellt, sodass der Akku bis zu seiner Maximalspannung von 29,4 V, die sich aus der maximalen zulässigen Spannung pro Zelle und der Anzahl der Zellen ergibt, aufgeladen werden kann.

Mit Akku und BMS wird das Exoskelett nun abhängig vom Ladezustand der Batterie mit einer Spannung zwischen 22,4 V und 29,4 V versorgt. Durch den internen Spannungsregler der Motorcontroller können diese direkt mit der Systemspannung versorgt werden. Da die anderen Komponenten der Bordelektronik, wie der Beaglebone Black oder die Benutzeroberfläche mit einer Spannung von 5 V versorgt werden müssen, kommt hierfür ein Gleichstrom Spannungswandler zum Einsatz. Dieser wandelt Eingangsspannungen zwischen 9 V und 36 V bei einer maximalen Leistung von 20 W in eine konstante Ausgangsspannung von 5 V um. Für eine geordnete Kabelführung wird die Spannung aus der Batterie über das BMS in einen Verteilerblock geleitet, von wo aus die vier Motorsteuerungen direkt mit Strom versorgt werden, und eine Leitung zum Spannungswandler führt, der den Rest der Elektronik versorgt.

6.7.5 Gesamtstruktur

Abb. 6.15 zeigt eine Übersicht über die wichtigsten Komponenten des Systems und ihre Interaktionen miteinander. Dabei wurden einerseits die physisch voneinander getrennten Systeme Exoskelett und Krücken, als auch die funktionalen Baugruppen Energieversorgung, Steuerung und Aktorik voneinander abgegrenzt. Der Fluss von Energie zwischen den Komponenten wird mit einer durchgezogenen Linie symbolisiert, während ein Informationstransfer mit einer gestrichelten Linie dargestellt ist. Die drahtlose Verbindung zwischen dem Exoskelett und den Krücken wurde zusätzlich farblich gekennzeichnet.

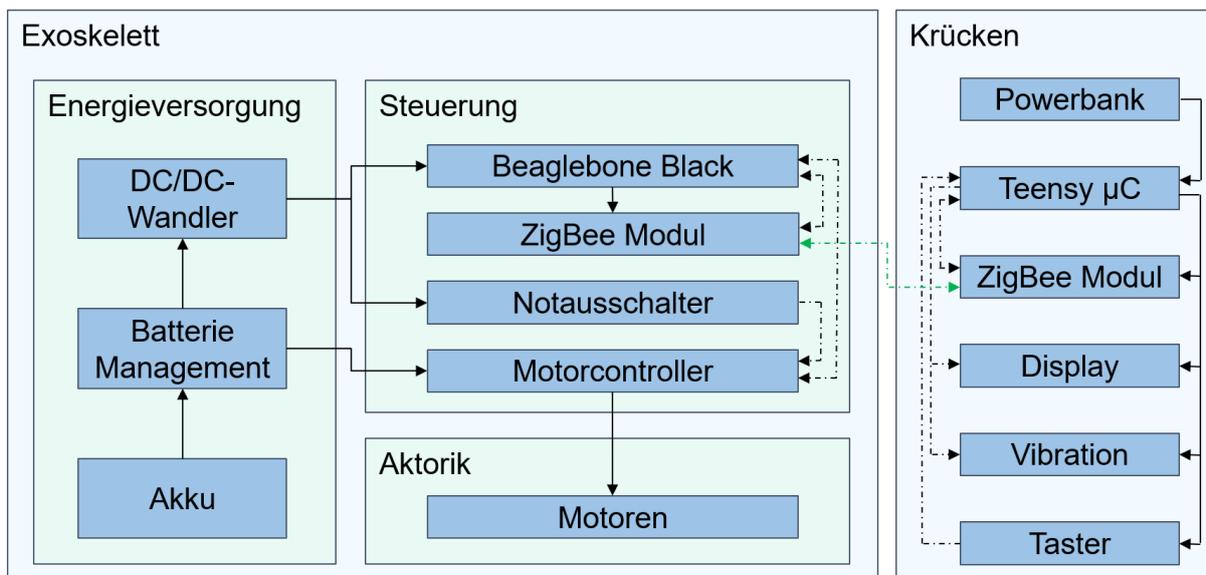


Abb. 6.15: Die elektronische Struktur des Exoskeletts samt Benutzeroberfläche. Durchgezogene Linien entsprechen einem Energietransfer und gestrichelte Linien einem Informationsaustausch.

6.8 Entwurf der Struktur

In diesem Schritt wird die mechanische Struktur des Exoskeletts entworfen, die als Grundlage für die spätere Auskonstruktion dient. Die wichtigsten zuvor ermittelten Anforderungen hierfür sind die Kinematik des Exoskeletts, die verwendeten Aktuierungssysteme und die elektronische Struktur. Neben der Funktion und Leistungsfähigkeit ist ein schlanker Aufbau des Geräts das wichtigste Kriterium bei der Auswahl von Lösungskonzepten.

In Kapitel 6.3 wurde die Struktur des hier entwickelten Exoskeletts in seiner abstraktesten Form als reine Kinematik beschrieben. Hier wurde definiert, dass es sich um ein beidseitiges Exoskelett für die gesamten unteren Extremitäten handelt, das pro Bein drei Freiheitsgrade in der Sagittalebene aufweist. Dabei sollen das Hüft- und das Sprunggelenk als einfache monozentrische Gelenke ausgeführt werden, während für das Knie zur Verbesserung der biomechanischen Kompatibilität ein polyzentrisches Gelenk zum Einsatz kommt. Zudem werden das Hüft- und das Kniegelenk aktuiert, während das Sprunggelenk federvorgespannt umgesetzt wird. Da bei dem Entwurf der Gesamtstruktur viele Einflussfaktoren berücksichtigt und Detailsentscheidungen getroffen werden müssen, ist dies oft ein iterativer Prozess. Dabei werden zunächst die Gelenke und ihre Aktorik entworfen und im Anschluss die dazwischenliegenden strukturellen Verbindungselemente.

Das zentrale Element der Exoskelettstruktur ist der Hüftrahmen, der den Oberkörper des Benutzers stabilisiert und die beiden Beinstrukturen zusammenhält. Dieser Rahmen ist in der Regel c-förmig, sodass die beiden Enden auf Höhe der Hüftgelenke und das Mittelstück im Bereich der Lendenwirbelsäule liegen, um eine Beeinträchtigung der Weichteilbewegung im Bereich des Gesäßes zu vermeiden. Im mittleren Teil geht der Rahmen oftmals in einen Rucksack über, in dem die Stromversorgung und Steuerung des Exoskeletts untergebracht ist. Die seitlichen Strukturen des Hüftbügels laufen von der Lendenwirbelsäule aus schräg nach vorne unten, um den Hüftdrehpunkt zu erreichen. In diesem Bereich wird in vielen Fällen der Antrieb für das Hüftgelenk untergebracht.

Das bereits entwickelte Antriebskonzept des Hüftgelenks sieht vor, dass das Harmonic Drive auch die Lagerungsfunktion des Hüftgelenks übernimmt. Es wird demnach direkt am Hüftdrehpunkt eingesetzt, wo es auf der Antriebsseite mit dem Hüftrahmen und auf der Abtriebsseite mit dem Oberschenkelsegment verbunden wird. Für eine sichere Befestigung des Exoskeletts am Benutzer und eine schlanke Konstruktion sollte die Oberschenkelstruktur möglichst direkt und großflächig am Oberschenkel des Nutzers anliegen. Dementsprechend muss das Harmonic Drive auf der Außenseite der Oberschenkelstruktur befestigt werden, während die Seitenteile des Hüftrahmens um die Höhe des Getriebes nach außen verlagert werden. Diese Seitenteile werden in Form von Platten realisiert, die parallel zur Sagittalebene des Benutzers liegen, um eine korrekte Ausrichtung der Beinstruktur zu garantieren. Die Platten verlaufen gemäß der zuvor beschriebenen Form des Hüftrahmens vom Hüftgelenk aus schräg nach hinten oben, wo sie mit dem Mittelteil des Hüftrahmens verbunden werden. Dieser Form folgend, kann der Antriebsmotor für das Hüftgelenk direkt neben dem Harmonic Drive auf der Innenseite der Platte befestigt werden. Damit ist die parallele Ausrichtung der Achsen des Getriebes und des Motors gesichert und durch die ähnlichen Maße von Getriebe und Motor wird eine schlanke Ausführung der Antriebseinheit erreicht. Die Antriebswelle des Getriebes und die Motorwelle werden durch Bohrungen in der Platte geführt, sodass auf der Außenseite die zwei Riemenscheiben befestigt werden können, die die Kraftübertragung mittels Zahnriemen ermöglichen. Für die Spannung des Riemens ohne einen zusätzlichen Riemenspanner, wird der Motor mithilfe von Langlöchern verschiebbar montiert.

Die Oberschenkelstruktur hat drei Kernaufgaben. Sie dient als zentrales Strukturelement des Exoskelettsbeins, muss die Kraft des Exoskeletts möglichst großflächig auf den Oberschenkel des Benutzers übertragen und eine Montageschnittstelle für die Aktorik des Kniegelenks bieten. Durch die Integration aller dieser Aufgaben soll die Struktur so leicht und steif wie möglich werden. Die Maximierung der Kontaktfläche wird durch eine Beinschale realisiert, die die Unterseite des Oberschenkels bedeckt, wobei durch die dreidimensionale gekrümmte Form zusätzliche Steifigkeit erreicht wird. Analog dazu wird das Element durch die Linearführung des Kniegelenksantriebs verstärkt, die entlang der Längsachse der Struktur verläuft. Durch den individuellen Entwurf der Struktur auf Basis der Benutzermaße müssen keine Verstell- oder Anpassungsmechanismen vorgesehen werden, weshalb das gesamte Oberschenkelsegment als monolithisches Bauteil entworfen werden kann. Die wichtigsten Parameter hierfür sind der Abstand zwischen Hüft- und Kniegelenk, der Umfang des Oberschenkels und die Lage des Oberschenkels relativ zur Verbindungsachse der beiden Gelenke. Damit wird die Gesamtlänge der Struktur und die Positionierung der integrierten Beinschale zur Längsachse definiert. Für die Befestigung am Benutzer kommen zwei Riemen zum Einsatz, die an den Enden der Beinschale ansetzen und eine feste Einspannung des Oberschenkels erreichen. Für das finale Design sollen Methoden des Leichtbaus zum Einsatz kommen, um das Gewicht des Segments so gering wie möglich zu halten.

Für die Aktuierung des Kniegelenks kommt ein Elektromotor mit Kugelgewindtrieb zum Einsatz, der entlang des Oberschenkelsegments positioniert ist. Um die Trägheit durch die Antriebseinheit so gering wie möglich zu halten, wird der Motor am proximalen Ende des Oberschenkels montiert, wodurch auch die Länge der stromführenden Kabel zur Versorgung des Motors minimiert wird. Der Kugelgewindtrieb und die parallel dazu liegende Linearführung des Schlittens verlaufen entlang der Längsachse des Oberschenkelsegments bis zum Kniegelenk, um einen ausreichend langen Verfahrensweg zu ermöglichen. Bezüglich der Positionierung des Kraftangriffspunkts am Unterschenkelsegment für die Aktuierung des Kniegelenks gibt es zwei Varianten. So kann sich der Angriffspunkt am Unterschenkel an einem Hebelarm oberhalb des Kniegelenks befinden, sodass für die Extension des Knies eine Zugkraft aufgebracht werden muss, oder die Kraft wird im Bereich der Wade unterhalb des Kniegelenks eingeleitet, sodass für die Extension eine Druckkraft erforderlich ist (Abb. 6.16). Der Hauptnachteil eines Kraftangriffspunkts oberhalb des Gelenks ist die hierfür benötigte Strukturänderung des Unterschenkelsegments, um den benötigten Hebelarm zu schaffen, die den Platzbedarf der Gelenkmechanik vergrößert. Dem gegenüber steht ein mechanischer Vorteil bei der Drehmomenterzeugung im Gelenk. Bei dem eingesetzten polyzentrischen Gelenk wandert der Momentendrehpol im Laufe der Bewegung in Richtung der Auslenkung. Im Falle des Kniegelenks bedeutet das, dass sich der Drehpunkt während des Anwinkels nach hinten und unten verschiebt, wodurch der Hebelarm eines oberhalb des Kniegelenks angebrachten Gestänges vergrößert. Auf diese Weise ist das erzeugte Drehmoment bei maximaler Beugung am größten, wobei an dieser Stelle auch das höchste Moment benötigt wird. Für den Kraftangriffspunkt unterhalb des Kniegelenks gilt dementsprechend der umgekehrte Fall. Durch die Verlagerung des Drehpunkts des Gelenks verkleinert sich der effektive Hebelarm und das erzeugte Moment wird verringert. Während die Position des Gestänges bei dieser Ausführung platzsparender erscheint, kann es bei einer ungünstigen Positionierung des Kraftangriffspunkts am Unterschenkelsegment zu Kollisionen zwischen Gestänge und Sitzflächen kommen, wenn das Gestänge bei gebeugtem Knie unterhalb der Kniekehle liegt, in der beim Sitzen in der Regel die Vorderkante der Sitzfläche verläuft. Aus diesen Gründen wird bei dem hier präsentierten Exoskelett der Hebelarm oberhalb des Kniegelenks positioniert. Damit werden eventuelle Kollisionen des Mechanismus mit Sitzmöbeln vermieden und die Kraftübertragung wird begünstigt.

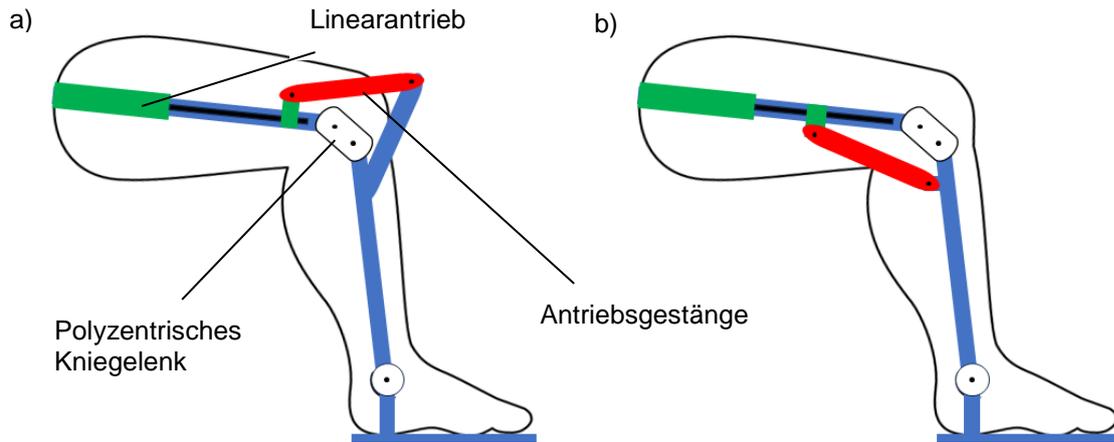


Abb. 6.16: a) Die Positionierung des Gelenkgestänges oberhalb des Kniegelenks benötigt mehr Platz, ist allerdings mechanisch günstiger. b) Beim Gestänge unterhalb des Gelenks besteht die Gefahr der Kollision mit Sitzmöbeln im Bereich der Kniekehle.

Wie bereits bei der Bestimmung der Kinematik beschrieben, kommt in diesem Exoskelett ein polyzentrisches Kniegelenk zum Einsatz, um die biomechanische Kompatibilität zu maximieren. Bei der konstruktiven Umsetzung dieses Gelenks muss in dieser Anwendung primär darauf geachtet werden, dass die Individualisierung der Kinematik einfach durchzuführen ist, um die Anpassung an den Benutzer effizient zu gestalten. Hierfür muss ein parametrisches Design verwendet werden, bei dem der Achsabstand und der Versatz der beiden Gelenksegmente einfach verändert werden kann.

Die Vorgehensweise beim Entwurf des Unterschenkelsegments ist ähnlich zu der des Oberschenkelsegments. Die Struktur muss entlang der Längsachse die Gewichtskraft des Exoskeletts und einen Teil des Benutzergewichts tragen können und zugleich das von der Kniegelenksaktuatorik erzeugte Drehmoment ohne Druckspitzen in den Unterschenkel des Benutzers einleiten. Da die Antriebseinheit der Aktuatorik am Oberschenkel befestigt ist, muss hierfür lediglich der Kraftangriffspunkt des Gestänges vorgesehen werden. Hierfür wurde festgelegt, dass das Gestänge der Aktuatorik an einem Hebelarm angreifen soll, der oberhalb des Kniegelenks sitzt. Für eine optimale Spannungsverteilung wird dieser Hebelarm ebenso wie die Beinschale direkt in die monolithische Struktur des Unterschenkelsegments integriert. Für die Ausführung der Beinschale am Unterschenkel gibt es zwei Ansätze. So kann die Schale vor dem Schienbein oder hinter der Wade um das Bein geführt werden. Bedingt durch die Kinematik der Beine wirkt die größte Kraft, die die Schale aufnehmen muss, nach vorne, da der Unterschenkel bei der externen Bewegung durch das Exoskelett dazu neigt, nach vorne auszuweichen. Aus diesem Grund erscheint es sinnvoll, die Schale auf der Vorderseite verlaufen zu lassen, um diese Kraft direkt aufnehmen zu können. Der Nachteil dabei ist, dass hierdurch das Anlegen des Exoskeletts deutlich erschwert wird, da sich der Benutzer nicht in das sitzende Exoskelett herablassen kann. Um diesem Problem zu begegnen, verwenden manche Exoskelette eine klappbare Schale, die für das Anlegen aus dem Weg geschwenkt werden kann und dann in der richtigen Position fixiert wird. Mit der rückseitigen Montage der Beinschale wird dieses Problem gänzlich umgangen und die nach vorne wirkende Kraft durch einen gepolsterten Riemen aufgenommen. Dies bietet den zusätzlichen Vorteil, dass sich ein solcher Riemen besser an die Form des Schienbeins des Benutzers anpassen kann als ein Polster auf einer festen Schale und damit für eine bessere Druckverteilung sorgt. Aus diesen Gründen wird in dieser Arbeit die rückseitige Beinschale für den Unterschenkel verwendet.

Für das Sprunggelenk des Exoskeletts wurde die Anforderung gestellt, dass es eine Federlagerung besitzt, die die Fußspitze des Benutzers anhebt. Derartige Gelenke sind in der Orthopädietechnik weit verbreitet, um beispielsweise Menschen mit neurologischen Störungen beim Gang zu unterstützen. Aus diesem Grund kann für das Exoskelett hier ein kommerziell erhältliches Gelenk eingesetzt werden. Hierfür wurde das Multifunktions-System-Knöchelgelenk (17B66=A-20) von Ottobock ausgewählt, das stufenlos verstellbare Anschläge und Federsteifigkeiten ermöglicht.

Für die sichere Befestigung des Exoskeletts am Fuß des Benutzers gibt es wiederum zwei verbreitete Ansätze. Zum einen kann eine Einlegesohle verwendet werden, die sich die Befestigung eines Schuhs am Fuß des Benutzers zu Nutze macht, oder die Befestigung erfolgt außerhalb des Schuhwerks und enthält eine eigene Spannvorrichtung. Die Einlegesohle bietet den Vorteil, dass sie von außen sehr unscheinbar ist und die Hafteigenschaften der Sohle des verwendeten Schuhs nicht einschränkt. Nachteilig ist, dass sie nur für niedrige Schuhe geeignet ist, da sonst kein ausreichender Platz für das externe Sprunggelenk vorhanden ist und die Schuhe stets zusammen mit dem Exoskelett angezogen werden müssen, was eine zusätzliche Erschwernis des Anziehvorgangs darstellen kann. Eine externe Befestigung besteht in den meisten Fällen aus einer Platte, die unter der Ferse des Schuhs positioniert ist und durch entsprechende vertikale Halteflächen an der Rückseite daran gehindert wird nach vorne oder seitlich zu verrutschen. Für die Befestigung wird ein Riemen verwendet, der über den Fußrücken gespannt wird und dessen Ansatzpunkte an der Grundplatte knapp vor der dem Knöchel sitzen. Solange die Grundplatte breit genug ist, kann diese externe Befestigung grundsätzlich mit beliebigem Schuhwerk eingesetzt werden, wobei durch die Abdeckung des Schuhsohlenprofils im Fersenbereich die Dämpfungs- und Traktionseigenschaften des Schuhs beeinträchtigt werden. Aufgrund der höheren Flexibilität und dem leichteren Einstieg wurde in dieser Arbeit die externe Befestigung gewählt.

Das Gesamtkonzept für das hier entwickelte Exoskelett für Querschnittsgelähmte ist in Abb. 6.17 dargestellt. Rucksack und Hüftbügel bilden eine Einheit und sind mittels Schultergurten und einem breiten Hüftgurt fest mit dem Oberkörper des Benutzers verbunden. Die Lagerung des Hüftgelenks wird von einem Harmonic Drive Getriebe übernommen, das mittels eines Zahnriemens angetrieben wird. Der dazugehörige Motor sitzt dabei oberhalb des Gelenks und nach hinten versetzt. Die Oberschenkelstruktur besteht aus einem monolithischen Teil, das in Leichtbauweise gestaltet ist. Es vereint dabei die tragende Struktur und die Beinschale für den Oberschenkel in einem Teil und weist zwei Riemen zur festen Befestigung am Benutzer auf. Der Motor für die Aktuierung des Kniegelenks wird mitsamt Getriebe und Kugelgewindetrieb im oberen Bereich des Oberschenkelsegments montiert, während die Linearbewegung durch eine zusätzliche Führung stabilisiert wird. Das Kniegelenk ist polyzentrisch ausgeführt und stellt die Verbindung zwischen Oberschenkel- und Unterschenkelstruktur her. Wie das Oberschenkelsegment ist auch die Struktur am Unterschenkel monolithisch und in Leichtbauweise ausgeführt. Am oberen Ende besitzt es einen Hebelarm, der zur Aktuierung des Kniegelenks mittels des Linearantriebs dient. Knapp unterhalb des Knies greift eine Beinschale von hinten um die Wade des Benutzers herum, sodass das Segment mittels eines Riemens über dem Schienbein befestigt werden kann. Am unteren Ende der Struktur wird das federgelagerte Sprunggelenk montiert, das eine kontrollierte Flexion des Fußes erlaubt, aber die Fußspitze in der Schwungphase anhebt. Am Fuß wird das Exoskelett mittels einer Fußplatte befestigt, die über einen Riemen auf dem Fußrücken und einen festen Bügel um die Ferse verfügt.

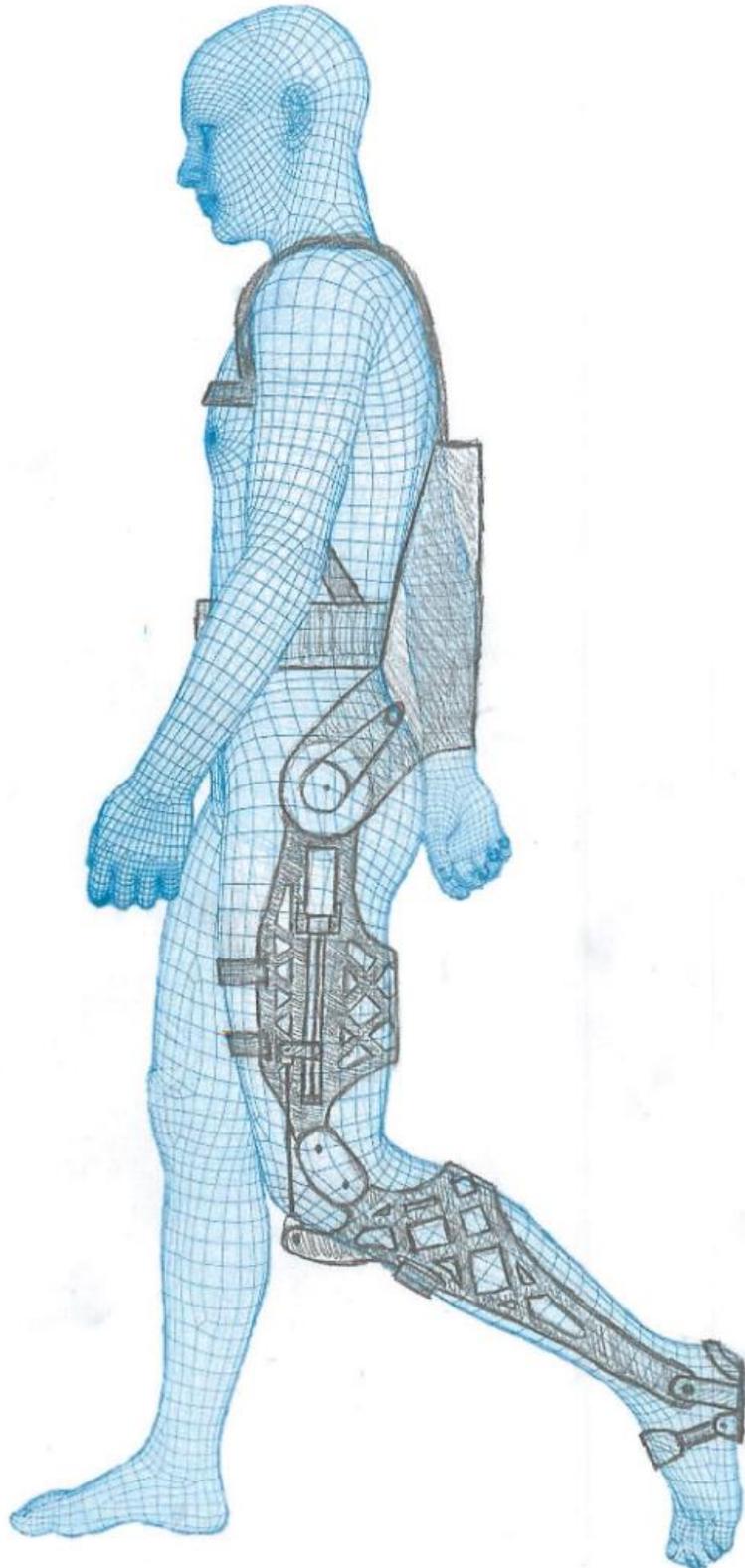


Abb. 6.17: Entwurfsskizze für das individualisierte Exoskelett für Querschnittsgelähmte. Das Konzept zeichnet sich durch die monolithische Beinstruktur aus, die durch die Individualisierung für jeden Benutzer ermöglicht wird und für eine schlanke und leichte Konstruktion sorgt. Der Übersicht halber bedeckt das hier dargestellte Exoskelett lediglich ein Bein.

6.9 Exoskelettkonstruktion

Nach der Auswahl aller elektrischen Komponenten und dem Entwurf der Exoskelettstruktur kann das Exoskelett nun im Detail auskonstruiert werden. Dabei wird besonderes Augenmerk auf die individuelle Anpassung an den Benutzer gelegt, um die Systemkomplexität zu verringern und die biomechanische Kompatibilität zu maximieren. Das Grundproblem einer solchen Individualisierung sind generell signifikant höhere Kosten, die durch die hierfür benötigte Expertise und Arbeitszeit eines Spezialisten entstehen. Um diesem Effekt entgegenzuwirken, wurde in Kapitel 6.4 ein weitgehend automatisierter Messprozess in Matlab entwickelt, der es auch Laien erlaubt die für die Individualisierung relevanten Maße zu ermitteln. Dieser Ansatz wurde auch bei der Konstruktion der Exoskelettstruktur weiterverfolgt, indem Bauteilgeometrien, die von individuellen Benutzermaßen abhängig sind, weitgehend automatisiert erzeugt werden. Diese Bauteile werden in Matlab erzeugt, sodass die im Messprozess ermittelten Parameter direkt übergeben werden können. Auf diese Weise können alle benutzerindividuellen Bauteile direkt im Anschluss an die Vermessung des Benutzers automatisiert generiert werden, um ihre Herstellung zu beschleunigen.

Neben dieser partiellen Automatisierung der Konstruktion wurde auch auf eine Automatisierbarkeit der Fertigungsprozesse für die individualisierten Strukturen geachtet. In Kapitel 5.2.4 wurden bereits einige Fertigungsverfahren präsentiert, die für die Herstellung von Exoskeletten geeignet sind. Die überwiegend manuellen Verfahren der Orthopädietechnik wurden aufgrund ihrer schlechten Skalierbarkeit in dieser Arbeit ausgeschlossen. Stattdessen sollen alle individualisierten Bauteile in industriellen Fertigungsprozessen entstehen, bei denen die Fertigung einer großen Zahl an Einzelstücken wirtschaftlich umsetzbar ist. Die detaillierte Darstellung der verwendeten Fertigungsverfahren folgt in Kapitel 6.11.

6.9.1 Hüftbügel und Rucksack

Der Hüftbügel ist das zentrale Strukturelement des Exoskeletts und verbindet die beiden tragenden Strukturen des linken und rechten Beins miteinander. Zudem beinhaltet er auch den Rucksack, der die elektronischen Komponenten beherbergt und eine sichere Verbindung zwischen dem Exoskelett und dem Oberkörper des Benutzers herstellt. Wie bereits beim Entwurf der Struktur festgelegt, besteht dieser Hüftbügel im Wesentlichen aus dem in der Frontalebene verlaufenden Rahmen und zwei in der Sagittalebene liegenden Platten, die die korrekte Positionierung des Hüftgelenks sicherstellen und dessen Antriebseinheiten beinhalten.

Die Grundstruktur der gesamten Einheit ist aus Aluminiumprofilen aufgebaut und besteht aus einem quaderförmigen Gestell für den Rucksack und einem rechteckigen Rahmen, der die Basis des Hüftbügels bildet (Abb. 6.18). An den äußeren Enden des Rahmens sind die Basisplatten der Hüftantriebseinheit montiert und mittels zusätzlicher Profile und Winkel versteift. Bei dem Design des Hüftbügels kommen anwenderspezifische Maße zum Einsatz, um die maximale biomechanische Kompatibilität des Systems sicherzustellen. Die Breite des Hüftbügels, bestimmt durch die Länge der horizontal verlaufenden Rahmenprofile, wird anhand der Hüftbreite des Benutzers festgelegt, sodass das Exoskelett bequem zu tragen und so schlank wie möglich ist. Weiterhin fließt die horizontale Distanz zwischen Hüftdrehpunkt und Rücken des Benutzers in das Design der Basisplatten der Hüftantriebseinheit ein, um eine perfekte Ausrichtung der Gelenkachsen des Hüftgelenks zu ermöglichen. Diese Anpassung wird durch die Veränderung der Geometrie der Basisplatte im automatisierten Konstruktionsprozess erreicht. Dabei wird der zuvor gemessene Abstand zwischen Rücken

und Hüftdrehpunkt verwendet, um die Position des Hüftgelenks relativ zur hinteren Kante der Basisplatte festzulegen. Dadurch, dass die Platte durch die parallele Anordnung von Getriebe und Motor der Antriebseinheit eine minimale Länge aufweisen muss, ändert sich bei einer Anpassung des Abstands zwischen Hüftgelenk und Rücken auch der Winkel des Hüftbügels. Um die minimale Länge bei einem kurzen Abstand zu erhalten, muss der Bügel weiter nach oben versetzt werden, wodurch der gesamte Rucksack weiter nach oben wandert. Da sich die Befestigungsgurte für den Oberkörper davon unabhängig einstellen lassen, hat dies allerdings keine nachteilige Konsequenz. Abhängig von dem festgelegten Abstand und dem resultierenden Winkel der Platte werden dann alle anderen relevanten Geometrien und Bohrungen zur Befestigung der Antriebseinheiten automatisch positioniert.

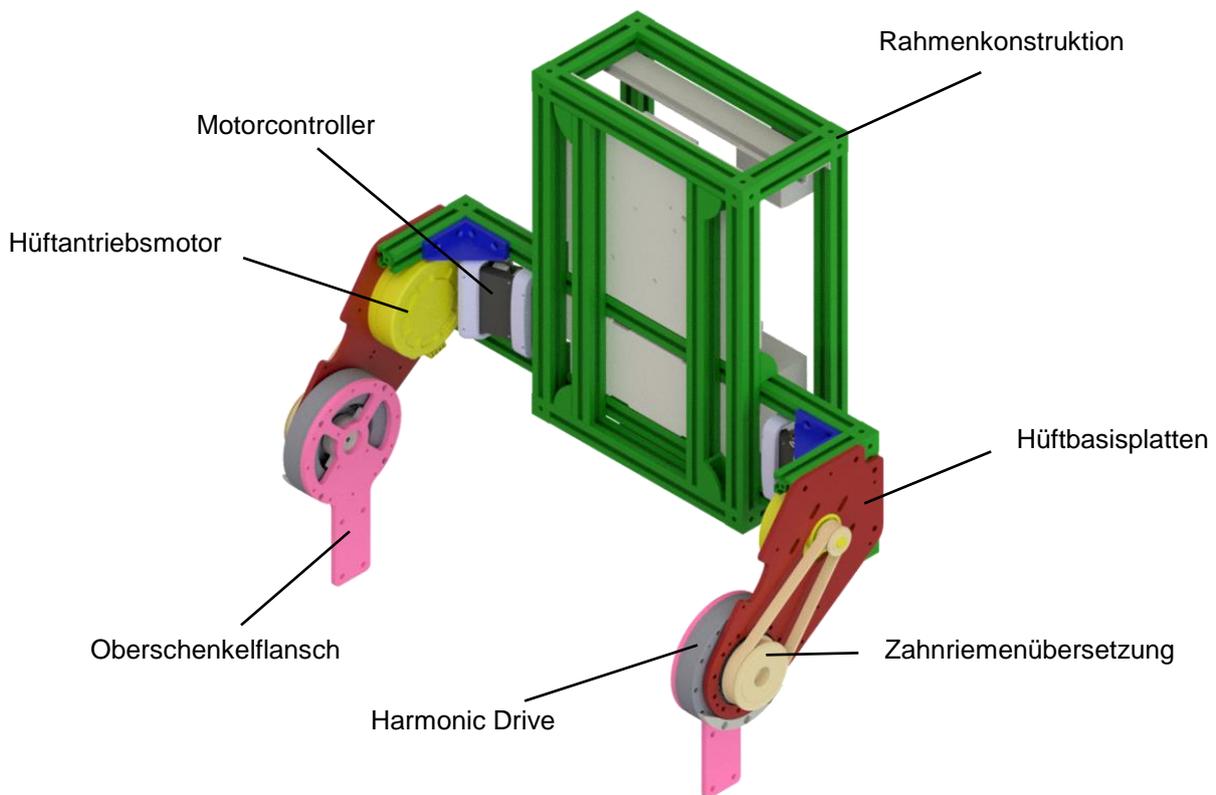


Abb. 6.18: Die CAD Konstruktion des Hüftbügels mit integriertem Rucksack und Hüftantriebseinheiten.

Die Basisplatte der Hüftantriebseinheit ist eine 5 mm starke Stahlplatte, auf deren Innenseite der Hüftmotor montiert wird, sodass seine Welle durch die Platte hindurch nach außen gerichtet ist. Direkt daneben wird das Harmonic Drive befestigt, das auch das Kugellager für das Hüftgelenk beinhaltet. Am Abtrieb des Getriebes ist eine weitere 5 mm starke Stahlplatte befestigt, die als Montageflansch für die Oberschenkelstruktur dient. Auf der Außenseite der Basisplatte werden der Motor und der Antrieb des Getriebes über einen Zahnriemen und zwei Riemenscheiben miteinander verbunden. Die Montage des Motors erfolgt über drei Langlöcher, sodass der Achsabstand der Riemenscheiben zur Spannung des Zahnriemens verändert werden kann. Über die Zahnzahlen der beiden Riemenscheiben wird eine zusätzliche Übersetzung erzeugt, die das Drehmoment der Hüfteinheit erhöht. Der Ausschnitt in der Vorderkante der Basisplatte dient zur Montage eines Not-Aus-Schalters. Dieser wird in dem Gehäuse verschraubt, das die gesamte Antriebseinheit umschließt und mittels der vorgesehenen Montagebohrungen befestigt wird. Zwischen der Basisplatte des Hüftantriebs

und dem Rucksackgestell ist der Motorcontroller des Kniemotors platziert. Dieser wird mittels einer Kunststoffhalterung zwischen den horizontalen Streben des Hüftbügels befestigt, um den Rahmen weiter zu versteifen. Die restliche Elektronik wird innerhalb des Rucksackgestells untergebracht und in Kapitel 6.7 im Detail beschrieben.

Zum Schutz der elektronischen Komponenten und des Benutzers werden Hüftbügel und Rucksack von einem Gehäuse umgeben. An die quaderförmige Rucksackeinheit werden Paneele aus Plexiglas geschraubt, die für den Zugang zu einzelnen Komponenten separat voneinander entfernt werden können. Der Hüftrahmen wird von einem Kunststoffgehäuse umschlossen, das das Eindringen von Verunreinigungen oder Körperteilen in die bewegten Teile des Antriebssystems verhindert. Dieses Gehäuse enthält zudem einen Notausschalter auf jeder Seite, die mit der Hand oder dem Ellbogen leicht erreichbar sind, sodass sie auch betätigt werden können, wenn der Benutzer zwei Krücken hält.

Auf der Vorderseite des Rucksacks werden Gurte befestigt, mit denen das Exoskelett sicher mit dem Oberkörper des Benutzers verbunden wird. Das Gurtsystem stammt von einem Treckingrucksack und ist auf hohen Tragekomfort bei gleichzeitig festem Sitz ausgelegt. Hierfür enthält es zwei Schultergurte, die vor der Brust miteinander verbunden werden können. Zusätzlich kommt ein gepolsterter und steifer Hüftgurt zum Einsatz, der für eine Stabilisierung des Rumpfs und eine feste Verbindung des Beckens mit dem Hüftbügel sorgt. Die Länge aller Gurte, der Abstand zwischen Schulter- und Hüftgurt, sowie die Höhe des Hüftgurts relativ zum Exoskelett sind einstellbar, um den bestmöglichen Sitz des Systems zu ermöglichen.

6.9.2 Oberschenkelstruktur

Die Hauptaufgabe der Oberschenkelstruktur ist die steife Verbindung von Hüft- und Kniegelenk und die Befestigung des Linearantriebs für das Kniegelenk. Zugleich ist in die Struktur eine Beinschale integriert, die unter den Oberschenkel des Benutzers greift und eine große Kontaktfläche zur Übertragung von Kräften zwischen Exoskelett und Benutzer bietet.

Bevor die Oberschenkelstruktur konstruiert werden kann, muss die Aktuierung des Kniegelenks entworfen werden, um die davon ausgehenden Anforderungen an die Struktur zu ermitteln. Die Antriebseinheit besteht aus einer Motor-Getriebe-Kombination mit einem Kugelgewindetrieb auf der Abtriebswelle und einem Encoder auf der Rückseite des Motors. Für die Befestigung der Einheit ist am Getriebe ein Montageflansch mit vier Bohrungen in axialer Richtung vorgesehen. Da der Antrieb parallel zur Oberschenkelstruktur liegen soll, wird hier ein zweiteiliger Montageblock verwendet, der das Getriebe komplett umschließt und mit dem Flansch verschraubt wird. Dieser Block wird dann mit vier Schrauben am Oberschenkelsegment befestigt. Dabei wird die Einheit am proximalen Ende des Segments montiert, um die Masse des Antriebs so nahe wie möglich am Hüftgelenk zu platzieren und damit die Trägheit zu verringern. Zudem erlaubt diese Anordnung den maximalen Verfahrweg der Kugelgewindetriebs, der bis zum Kniegelenk reicht. Parallel zum Gewindetrieb verläuft eine Linearführung, die sich ebenfalls über die maximale Strecke erstreckt, sodass das Gelenk als Endanschlag der Führung dient. Auf dieser gleitet ein Schlitten, der fest mit der Nuss des Gewindetriebs verschraubt wird und der den antriebsseitigen Kraftangriffspunkt des Linearantriebs aufweist. Dabei handelt es sich um eine nach oben gerichtete Lasche, die eine Durchgangsbohrung mit einem Gleitlager enthält, an der das Gestänge zur Aktuierung des Unterschenkels mittels eines Bolzens befestigt wird. Das Gestänge besteht aus zwei Flachprofilen, die beidseitig der Lasche montiert werden und parallel bis zum Kraftangriffspunkt am Hebelarm des Unterschenkelsegments verlaufen.

Mit dem Entwurf der Antriebsmechanik können nun die mechanischen Schnittstellen für die Antriebseinheit, als auch für die Anbindung an das Hüftgelenk und das Kniegelenk festgelegt werden. Zur Befestigung der Antriebseinheit muss am Oberschenkelsegment eine ausreichend große plane Fläche mit vier Bohrungen für den Montageblock vorgesehen werden, in die Gewinde geschnitten werden. Die Linearführung wird mittels Schrauben in einem gleichmäßigen Intervall direkt mit der darunterliegenden Oberschenkelstruktur verschraubt. Die Schnittstelle an das Hüftgelenk ist durch den Abtrieb des Hüftgelenks definiert, in dem bereits ein Montagefläche festgelegt wurde. Dabei handelt es sich um eine Stahlplatte mit vier Bohrungen, an der das Oberschenkelsegment festgeschraubt wird. Analog dazu besitzt das deutlich schmalere Kniegelenk eine Platte mit zwei Bohrungen, für die eine Verschraubung vorgesehen werden muss. Bei allen Bohrungen in den Gelenken handelt es sich um Durchgangslöcher, sodass in die Oberschenkelstruktur entsprechende Gewinde geschnitten werden müssen.

Die mechanischen Schnittstellen befinden sich alle auf der zentralen Verbindungsachse zwischen Hüft- und Kniegelenk. In diesem Bereich liegt das Rückgrat des Oberschenkelsegments, das die meiste mechanische Belastung trägt. Als nächstes muss die Beinschale, die die großflächige Verbindung mit dem Benutzer herstellt, in die Struktur integriert werden. Die Beinschale soll ober- und unterhalb der zentralen Achse gekrümmt werden, um sich an den Oberschenkel des Benutzers anzuschmiegen. Dabei ist vor allem der untere Bereich relevant, da dieser die stützende Wirkung der Beinschale erfüllt und daher weit unter den Oberschenkel reichen soll. Der obere Bereich der Schale darf wiederum nicht zu groß werden, da er sonst den Einstieg in das Exoskelett erschweren würde. Zur Befestigung am Benutzer müssen zudem insgesamt vier Schlitze vorgesehen werden, durch die die zwei Riemen zur sicheren Befestigung am Benutzer hindurchgeführt werden.

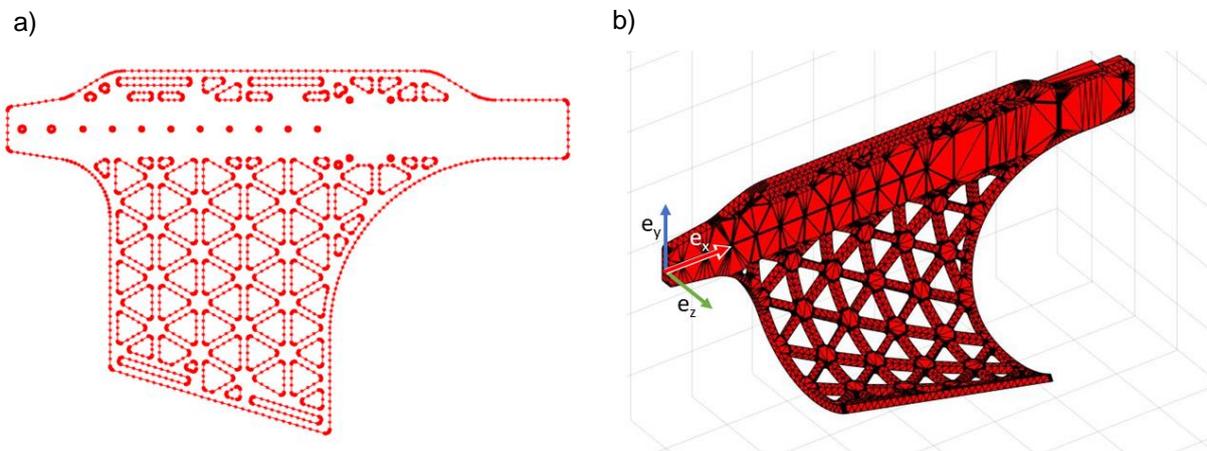


Abb. 6.19: a) Die zweidimensionale Kontur der Oberschenkelstruktur mit den für die Montage des Kniegelenksantriebs benötigten Bohrungen. b) Das finale Oberschenkelsegment nach der automatisierten Konstruktion in Matlab enthält zusätzliche Versteifungen in stark belasteten Bereichen.

Die Konstruktion des Oberschenkelements in Matlab erfolgt in vier Schritten. Zunächst wird die Kontur des abgerollten Bauteils in 2D entworfen, inklusive aller Aussparungen und Bohrungen (Abb. 6.19a). Hierbei werden bereits alle benutzerindividuellen Maße wie die Länge des Oberschenkelsegments, die Umfänge des Oberschenkels und die relative Lage der Beinschale zur zentralen Achse berücksichtigt. Im Bereich der Beinschale wird nun eine Leichtbaustruktur integriert, um das Gewicht des finalen Bauteils zu reduzieren. Die Gesamtkontur wird dann mit variabler Dicke extrudiert, um einen dreidimensionalen Körper zu erzeugen. Dabei hat der Körper im Bereich der zentralen Achse die höchste Dicke, die im

Bereich der Beinschale linear abnimmt. Auf diese Weise ist im zentralen Bereich genug Material, um die Last zu tragen und die Integration von Gewinden zu ermöglichen, während die Materialstärke der Beinschale zusammen mit der mechanischen Belastung nach außen hin abnimmt. Als nächstes werden die Bereiche der Beinschale um einen virtuellen Konus gebogen, um die natürliche Form des Oberschenkels anzunähern und die Stützwirkung von unten zu realisieren. Zuletzt wird das Bauteil in relevanten Bereichen mit Verstärkungen versehen, um eine ausreichende Steifigkeit zu gewährleisten (Abb. 6.19b). Dabei handelt es sich primär um die Aufnahme des Hüftgelenks, da hier das Biegemoment durch laterale Kräfte am Fuß am größten ist.

6.9.3 Kniegelenk

Das polyzentrische Kniegelenk verbindet die Oberschenkelstruktur mit der Unterschenkelstruktur und nähert dabei die natürliche Bewegung des menschlichen Kniegelenks an. Im Gegensatz zu einem einfachen Scharniergelenk verfügt das polzentrische Gelenk über zwei Achsen, die mittels einer Verzahnung miteinander gekoppelt sind. Dadurch ergibt sich eine definierte Abrollbewegung mit einem Freiheitsgrad, bei der sich der Drehpunkt des Gelenks auf einer Kurvenbahn befindet. Die Relativbewegung zweier Körper, die mit einem solchen Gelenk miteinander verbunden sind, hängt maßgeblich von zwei Faktoren ab: dem Achsabstand und dem Versatz. Der Achsabstand beschreibt lediglich den Abstand der beiden Wellen des Gelenks und damit den Teilkreisdurchmesser der Verzahnung. Der Versatz oder Offset, beschreibt die Lage der Achsen relativ zu den beiden Körpern und beeinflusst damit ebenfalls ihre Bewegungsbahn. In der Orthopädietechnik, in der die Verwendung von polyzentrischen Kniegelenken weit verbreitet ist, wird der Offset oft verwendet, um den Drehpunkt des Gelenks nach hinten zu verlegen. Damit wird der Stand bei durchgestrecktem Bein stabilisiert, da zum Abknicken ein initialer Widerstand überwunden werden muss.

Die optimalen Werte für den Achsabstand und den Versatz des Kniegelenks wurden im Rahmen der automatisierten Vermessung ermittelt. Diese werden nun verwendet, um ein parametrisiertes Modell des Gelenks zu erzeugen, das der Kniekinematik des Benutzers bestmöglich folgt. Die Kernkomponenten des Gelenks sind dabei die zwei Aufnahmen, die auf der einen Seite eine Achslagerung und eine dazu konzentrische Verzahnung aufweisen und auf der anderen Seite Bohrungen zur Montage an den Strukturelementen des Exoskeletts besitzen. Unabhängig von der Parametrisierung des Gelenks bleibt die mechanische Schnittstelle zum Ober- und Unterschenkel identisch. Die Anpassung erfolgt bei der Position des Lagers und dem Radius der Verzahnung. Der Versatz des Gelenks beschreibt die laterale Auslenkung der beiden Achsen relativ zur Längsachse des Gelenks bei getrecktem Bein, während der Radius der Verzahnung direkt vom Achsabstand abhängt. Die geführte Abrollbewegung dieses Gelenktyps ist ähnlich zu der, die im Kniegelenk abläuft. Dementsprechend wird der Achsabstand von der Größe der Kondylen im Gelenk und der Versatz von der Position der Kondylen relativ zum Rest des Femurs beeinflusst. Für die mechanische Festlegung des Achsabstands und die Führung des Gelenks kommen zwei Deckel zum Einsatz, die durch zwei Schulterschrauben, die als Achsen fungieren, zusammengehalten werden. Damit es dabei zu keinem signifikanten Druck auf die Aufnahmen kommt, der zu Reibungsverlusten führen würde, werden Abstandshalter aus Kunststoff eingesetzt. Diese sind geringfügig dicker als die Aufnahmen, um das nötige Spiel zu erzeugen und dienen zudem als Schmutzbarrieren, um die Verunreinigung der Verzahnung zu verlangsamen. Der größere der beiden Abstandshalter an der Vorderseite des Gelenks dient zudem als Anschlag, sodass das Gelenk im ausgestreckten Zustand einen Öffnungswinkel von 180° nicht überschreitet. Für die Lagerung der Aufnahmen auf den Achsen werden primär

Kugellager verwendet, um die Reibung zu minimieren. Bei Achsabständen unter 16 mm kommen stattdessen Gleitlager zum Einsatz, da diese einen deutlich geringeren Außendurchmesser besitzen. Dies ist notwendig, um bei kleinen Achsabständen ausreichend Material unter der Verzahnung zu erhalten, um den mechanischen Belastungen standzuhalten.

Um die Stabilität des Kniegelenks des Exoskeletts zu erhöhen, kommen an jedem Bein zwei baugleiche polyzentrische Gelenke zum Einsatz, die koaxial zueinander montiert werden. Neben der erhöhten Steifigkeit der Gesamtstruktur dient dies auch dazu, der natürlichen Form des menschlichen Beins zu folgen. Bei vielen Menschen sind die Beine bei parallelen Oberschenkelaußenseiten unterhalb der Knie breiter als oberhalb, weshalb ein schlankes Exoskelett unterhalb des Kniegelenks zusätzlichen Platz bereitstellen muss. Dies wird dadurch erreicht, dass die zwei Kniegelenke des Exoskeletts am Unterschenkelsegment beidseitig, am Oberschenkelsegment aber ausschließlich auf der Außenseite montiert werden. Dadurch liegt das Unterschenkelsegment weiter außen, wobei das benötigte Maß über Abstandshalter bei der Gelenkmontage eingestellt werden kann. Diese Anordnung hat den zusätzlichen Vorteil, dass der Hebelarm des Unterschenkelsegments dadurch in derselben Ebene wie der Schlitten der Linearführung positioniert werden kann, damit bei der Aktuierung des Kniegelenks keine Biegemomente entstehen.

6.9.4 Unterschenkelstruktur

Das Unterschenkelsegment verbindet das Kniegelenk mit dem Sprunggelenk und wird ähnlich wie das Oberschenkelsegment generiert. Wie bei der Oberschenkelstruktur hat auch die Unterschenkelstruktur eine integrierte Schale, um eine sichere Verbindung zwischen dem Benutzer und dem Exoskelett herzustellen.

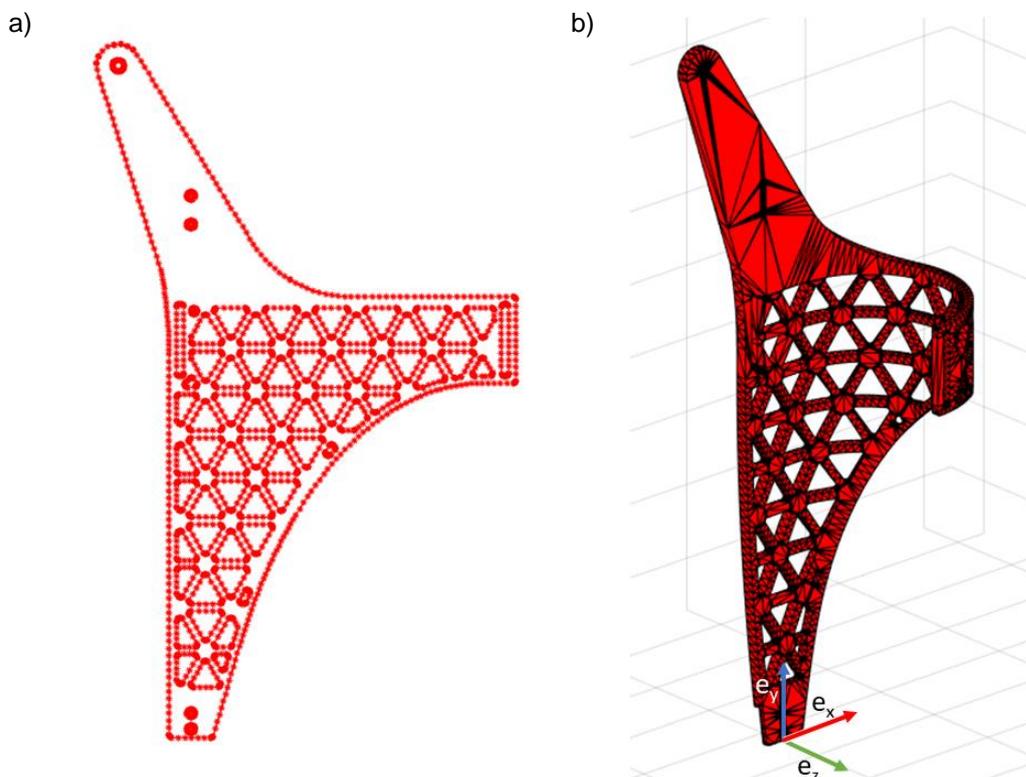


Abb. 6.20: a) Die zweidimensionale Kontur der Unterschenkelstruktur. b) Das finale Unterschenkelsegment nach der automatisierten Konstruktion in Matlab.

Dadurch, dass am Unterschenkelsegment kein Aktor befestigt wird, sind beim Entwurf weniger mechanische Schnittstellen zu berücksichtigen. Für die Befestigung des Kniegelenks werden zwei Bohrungen im oberen Bereich vorgesehen, wobei im Gegensatz zum Oberschenkel hier ein Durchgangsloch verwendet wird, da die beiden Kniegelenke mittels Schrauben und Muttern verschraubt werden. Für das Sprunggelenk muss eine Aufnahme vorgesehen werden, die einen Formschluss für die Kraftübertragung und zwei Durchganglöcher zur Sicherung mittels Schrauben enthält. Für die Aktuierung des Kniegelenks muss der Hebelarm vorgesehen werden, dessen Kraftangriffspunkt vor und oberhalb des Kniegelenks liegt. Dieser Kraftangriffspunkt wird durch eine Durchgangsbohrung mit einem Gleitlager realisiert, dessen exakte Position relativ zur Gelenkaufnahme anhand des benötigten Drehmoments im Knie und der verfügbaren Kraft des Linearantriebs bestimmt wurde.

Wie beim Oberschenkelsegment startet der Entwurf des Bauteils mit einer zweidimensionalen Kontur, die gemäß der benutzerspezifischen Maße automatisiert generiert wird (Abb. 6.20a). Diese wird dann zu einem dreidimensionalen Körper extrudiert, wobei die Dicke entlang der Längsachse und im Bereich des Hebelarms höher ist und entlang der Beinschale geringer wird. Danach erfolgen zwei partielle Biegungen, um die korrekte Geometrie zu erzeugen. Im oberen Bereich wird die Beinschale geformt, deren Radius auf Basis des Unterschenkelumfangs des Benutzers definiert wird. Unterhalb der Beinschale erfolgt eine zweite Biegung nach innen, um der natürlichen Krümmung des menschlichen Unterschenkels zu folgen (Abb. 6.20b). Für die formschlüssige Schnittstelle zum Sprunggelenk muss nun noch gezielt Material am unteren Ende der Struktur entfernt werden, um ein Aufschieben des Gelenks zu ermöglichen.

6.9.5 Sprunggelenk und Fußplatte

Um das Gewicht und die Kraft des Exoskeletts auf dem Boden abzustützen, besitzt das System ein Sprunggelenk und eine Fußplatte. Das Sprunggelenk wurde als ein federvorgespanntes nachgiebiges Gelenk festgelegt, um eine natürliche Abrollbewegung zu ermöglichen und zugleich ein Absinken der Fußspitze in der Schwungphase zu verhindern. Hierfür kommt ein kommerziell erhältliches Bauteil der Firma Ottobock zum Einsatz, das für diese Anwendung entwickelt wurde. Es erlaubt die unabhängige Einstellung von Federsteifigkeit und Anschlag für Flexion und Extension und ist für die auftretenden Kräfte ausgelegt.

Die Fußplatte ist ein Biegeteil, das wie die anderen relevanten Strukturelemente an den Benutzer angepasst wird und automatisiert in Matlab entworfen wird. Die mechanischen Schnittstellen sind die Aufnahme des Sprunggelenks und die Aufhängungen des Riemens zur Befestigung am Fuß. Für die Befestigung des Gelenks wird eine senkrechte Lasche mit zwei Bohrungen benötigt, an der das Gelenk mittels zweier Schrauben befestigt wird. Als Riemen kommt der Spannriemen einer Snowboardbindung zum Einsatz, da sich diese einfach bedienen lassen und hohe Kräfte halten können. Durch den Ratschenmechanismus können sie sicher an Füßen und Schuhen unterschiedlicher Größe befestigt werden und zugleich mit einer Hand und in einer Bewegung wieder geöffnet werden. Für die Montage des Riemens wird auf beiden Seiten des Schuhs eine Lasche mit einer Bohrung benötigt.

Das zentrale Element der Fußplatte ist der Teil, der unter der Ferse des Benutzers liegt. Dessen Breite wird abhängig von der Schuhgröße des Benutzers festgelegt, um genug Platz für die meisten Schuhe zu bieten, aber nicht zu breit zu werden. Die Länge der Platte und die Größe des Fersenanslaufs werden automatisiert an die Breite angepasst, da Schuhe

unterschiedlicher Größen in der Regel vergleichbare Proportionen aufweisen. Die Position der Gelenkaufnahme hängt von der Position des Sprunggelenks des Benutzers ab. Diese wurde im Rahmen des Messprozesses ermittelt und wird anhand seiner Höhe und seinem horizontalen Abstand von der Ferse definiert. Auf Basis dieser Maße kann die Lasche zur Befestigung des Gelenks entworfen werden. Die Aufnahmen für den Spanriemen werden automatisch direkt davor positioniert.

6.9.6 Benutzerschnittstelle

Die letzte essenzielle Baugruppe des Exoskeletts ist die Benutzerschnittstelle, die in die Krücken integriert wird. Die in diesem Modul enthaltenen Elektronikbauteile wurden bereits in Kapitel 6.7.2 beschrieben. Dabei handelt es sich um einen Mikrocontroller, ein ZigBee Modul, ein TFT-Display, zwei Drucktaster, einen Vibrationsmotor und einen externen Akku. Diese Bauteile müssen nun in einem kompakten Gehäuse angeordnet und am Griff der Krücken montiert werden. Dabei ist zu beachten, dass das Display für den Benutzer gut lesbar ist und die beiden Taster gut mit Daumen und Zeigefinger zu erreichen sind.

Um dies zu erreichen, besteht die Benutzerschnittstelle aus einem kleinen Gehäuse, das an der Vorderseite des Handgriffs montiert wird. Für die Montage besitzt das Bauteil einen zylindrischen Fortsatz, der von vorne in den Griff eingeschoben werden kann. Der abzugförmige Taster für den Zeigefinger ragt an der Unterseite des Gehäuses hervor und verläuft knapp unterhalb des Griffes, sodass er bei normaler Benutzung der Krücke direkt über der Zeigefingerspitze liegt. Der Daumentaster ist ein Druckknopf, der mittels Festkörpergelenken direkt in das Gehäuse integriert wurde und sich am hinteren Ende des Gehäuses befindet. An dieser Stelle ist er mit einer geringfügigen Streckung des Daumens problemlos zu erreichen. Das Display nimmt den Großteil der Oberseite des Gehäuses ein, sodass es bei einem Blick nach unten direkt im Sichtfeld des Benutzers liegt.

Für eine platzsparende Montage der Elektronikkomponenten wurde eine Platine entworfen, die Steckerleisten für Mikrocontroller, ZigBee Modul und Display aufweist, den Treiber für den Vibrationsmotor enthält und einen Mikro-USB-Stecker zur Stromversorgung besitzt. Als Akku wird eine kompakte Powerbank verwendet, die auf der Rückseite der Krücke mit einem Spanngummi befestigt ist, sodass sie leicht ausgebaut und aufgeladen werden kann. Das Kabel zwischen Akku und Platine verläuft durch den Handgriff der Krücke. Der Vibrationsmotor wurde in eine Bohrung in der Mitte des Handgriffs eingeklebt, um ein gleichmäßiges haptisches Feedback zu ermöglichen.

6.10 Implementierung der Steuerung

Die Steuerung des Exoskeletts lässt sich in vier diskrete Systeme einteilen. Auf der obersten Ebene steht der Zustandsautomat des Exoskeletts, der alle Subsysteme überwacht und unterschiedliche Programme ausführt. Zur Steuerung des Zustandsautomaten kommt die Benutzerschnittstelle zum Einsatz, deren Implementierung auf einem separaten Mikrocontroller in der Konsole an den Krückengriffen läuft. Um die Bewegungsbefehle des Zustandsautomaten in Motorkommandos umzuwandeln und diese synchron an alle vier Motoren zu senden, wird ein Motion Controller benötigt. Der Motion Controller generiert mit hoher Frequenz Positionsbefehle, und sendet sie mit hoher Takttreue an die vier Motorcontroller der Antriebe. Hier findet die präzise Positionsregelung der Motoren statt, bei der die erhaltenen Positionsbefehle mit der aktuellen Position abgeglichen werden und entsprechende Motorströme zur Erreichung der Zielposition generiert werden.

6.10.1 Zustandsautomat

Der Zustandsautomat ist die oberste Steuerungsebene des Exoskeletts und ist verantwortlich für die Ausführung und Überwachung aller Systemfunktionen und Programme. Dabei besteht das Programm aus den vier grundlegenden Komponenten Initialisierung, Selektion, Aktion und Überwachung.

Die Initialisierung startet unmittelbar nach dem Einschalten des Geräts, sobald die zentrale Recheneinheit hochgefahren ist und bereitet das System auf den Einsatz vor. Im ersten Schritt wird die serielle Schnittstelle zur Kommunikation mit der Benutzerschnittstelle initialisiert. Neben der Festlegung der Baudrate wird auch der Übertragungsstandard definiert. Dabei werden alle Nachrichten zwischen den Krücken und dem Beaglebone Black als Bytes codiert, um die benötigte Bandbreite so gering wie möglich zu halten. So wird beispielsweise ein Drücken des Tasters für den Zeigefinger durch ein den Buchstaben „C“ in ASCII repräsentiert. Nach Einrichtung der Schnittstelle wird die fehlerfreie Drahtlosverbindung zwischen Recheneinheit und Krücke überprüft. Durch Drücken des unteren Tasters wird ein Testsignal ausgetauscht. Empfängt die Recheneinheit das Signal der Gehhilfe, sendet sie eine Erfolgsmeldung zurück. Dort wiederum wird die erfolgreiche Überprüfung an den Nutzer weitergegeben. So werden sowohl Sende- als auch Empfangsfunktion beider Kommunikationspartner überprüft. Danach werden die Antriebsmotoren in den Bereitschaftsmodus versetzt, in dem sie ihre aktuelle Position halten und damit eine Bewegung der Gelenke blockieren. So kann ein sicherer Stand im weiteren Verlauf gewährleistet werden. Anschließend erfolgt eine Referenzfahrt der Antriebe, um eine absolute Position für alle Gelenke zu ermitteln und die korrekte Ausführung der Bewegungstrajektorien sicherzustellen. Dabei werden Hüft- und Kniegelenke gebeugt, bis sie ihre Hardwareanschlüsse erreichen. Dies wird von den Motorcontrollern durch einen schlagartig höheren Strombedarf registriert und als Referenzposition erkannt. Die Kalibrierfahrt endet in einer sitzenden Position und muss durch den Nutzer bestätigt werden. Sollte die Kalibrierung beispielsweise durch ein Hindernis beeinträchtigt worden sein, das zu einer fehlerhaften Erkennung des Anschlags geführt hat, kann sie durch Drücken des seitlichen Tasters verworfen und anschließend wiederholt werden. Zur Überprüfung der Kalibrierung genügt eine Sichtkontrolle, bei der primär auf eine parallele Stellung der Beine und eine natürliche Sitzposition zu achten ist.

Nach der Initialisierung ist das Exoskelett einsatzbereit, sodass als nächstes ein Bewegungsmodus oder eine Systemfunktion ausgewählt werden kann. Hierfür kommt die Selektionsebene des Zustandsautomaten zum Einsatz. Dabei wird der seitliche Daumentaster verwendet, um durch die verschiedenen Optionen zu blättern, während der untere Zeigefingertaster zur Auswahl einer Funktion oder zum Öffnen eines Untermenüs dient. Um einen Bewegungsmodus zu verlassen und in das Auswahlmenü zurückzukehren kommt ebenfalls der Daumentaster zum Einsatz. Die zur Verfügung stehenden Funktionen und Modi sind dabei von der aktuellen Pose des Exoskeletts abhängig. In der sitzenden Position sind lediglich die zwei Modi Aufstehen und Wartung auswählbar. Aufstehen ist hierbei das einzige mögliche Bewegungsprofil, da eine Gangbewegung nur aus einer stehenden Position gestartet werden kann. Das Wartungsmenü enthält Funktionen, die zur Behebung von Fehlerzuständen dienen können. Hier kann beispielsweise die Referenzfahrt wiederholt, die Antriebsmotoren deaktiviert oder ein Neustart durchgeführt werden. Die Neustartfunktion erlaubt es die zentrale Recheneinheit neu zu starten, um Fehler auf der Ebene des Betriebssystems zu beheben. Im Stand stehen die zwei Bewegungsmodi Hinsetzen und Gehen zur Auswahl, sowie ein weiterer Wartungsmodus. Dieser enthält andere Funktionen als der im Sitzen, da im Stand beispielsweise keine Referenzfahrt oder ein Neustart durchgeführt werden kann, ohne die

Stabilität und damit die Sicherheit des Benutzers zu gefährden. Stattdessen werden hier Optionen bereitgestellt um Bewegungsfehlerzustände, wie einen Bewegungsabbruch zu korrigieren. Dabei können beispielsweise die Motorcontroller zurückgesetzt, oder der Parallelstand aus beliebigen Startpositionen angefahren werden.

Die Aktionsebene dient der tatsächlichen Ausführung von Bewegungen. Dabei stehen die Sicherheit des Benutzers und die Berechenbarkeit des Systems an erster Stelle. Aus diesem Grund müssen alle Bewegungen vom Benutzer zweimal bestätigt werden, um eine ungewollte Bewegungsausführung zu verhindern. So wird im ersten Schritt der Bewegungsmodus ausgewählt, die tatsächliche Bewegung aber erst bei einer nochmaligen Bestätigung ausgeführt. Hier wird dann der Befehl für die ausgewählte Bewegung an den Motion Controller gesendet, der die vordefinierten Trajektorien abfährt. Anschließend erfolgt eine Rückmeldung an die Zustandsregelung, wobei die reguläre Nutzung des Geräts nur bei explizit erfolgreich ausgeführter Bewegung fortgesetzt wird. Meldet der Motion Controller einen Fehler zurück, wird der Nutzer über das Display informiert und die passenden Fehlerbehebungsmaßnahmen im Wartungsmenü werden zur Verfügung gestellt. Bei der Aufsteh- und Hinsetzbewegung handelt es sich um einfache Bewegungen, die mit einer einzigen Trajektorie abgebildet werden können, die nach der Bestätigung der Bewegungsintention abgefahren wird. Anders verhält es sich bei der Gangbewegung, die aus mehreren Teilschritten besteht. Wie bereits bei der Erstellung der zugehörigen Trajektorien erläutert, werden hierfür sechs Einzelschritte definiert: Parallelstand zu rechtes Bein vorne, Parallelstand zu linkes Bein vorne, rechtes Bein vorne zu linkes Bein vorne, linkes Bein vorne zu rechtes Bein vorne, rechtes Bein vorne zu Parallelstand und linkes Bein vorne zu Parallelstand. Um das Verhalten des Exoskeletts für den Benutzer jederzeit vorhersehbar zu gestalten, wird die Schrittbewegung aus dem Stand immer mit dem rechten Bein zuerst ausgeführt. Wird nun mittels des Zeigefingertasters ein weiterer Schritt ausgelöst, wird ein vollwertiger Schritt mit dem linken Bein durchgeführt und dieses nach vorne gestellt. Wird stattdessen der Daumentaster betätigt, wird das linke Bein lediglich nachgezogen, um wieder in den Parallelstand zu gelangen. Um eine flüssige Gangbewegung zu erzeugen kann der Benutzer schon während eines Schrittes den nächsten Schritt initiieren, ohne auf das Ende der aktuellen Bewegung warten zu müssen. Die Schrittsystematik des Zustandsautomaten sorgt dabei dafür, dass auf einen rechten Schritt immer ein linker Schritt folgt und umgekehrt, sodass es zu keinen unerwarteten Bewegungen kommen kann. Nach jedem Einzelschritt wird zudem die erfolgreiche Ausführung der Trajektorie durch den Motion Controller an die Zustandsregelung zurückgegeben.

Die Überwachungsfunktion dient dazu, den aktuellen Systemzustand in regelmäßigen Intervallen zu prüfen, um eine korrekte Funktionsweise sicherzustellen. Dafür werden kritische Parameter wie die Anzahl der aktiven Motoren, die kabellose Verbindung zwischen Krücken und Exoskelett oder der Ladezustand der Batterie vor jeder Bewegungsausführung abgefragt. Dadurch wird ein Fehlerzustand in einem Motorcontroller oder eine niedrige Batteriespannung erkannt, bevor es zu einer inkorrekten Bewegung kommt, die eine Verletzungsgefahr für den Benutzer darstellen könnte. Da die Überwachungsfunktion im Hintergrund läuft, bekommt der Benutzer von diesen Prozessen nichts mit, solange keine Fehler auftreten. Wird ein Problem identifiziert, wird der Benutzer über die Konsole darüber informiert und die Bewegungsausführung zunächst verhindert. Je nach Art des Fehlers kann der Benutzer die Warnung ignorieren, beispielsweise bei einer geringen verbleibenden Akkulebensdauer, oder entsprechende Maßnahmen ergreifen.

6.10.2 Benutzerschnittstelle

Die Benutzerschnittstelle erlaubt es dem Träger des Exoskeletts mit dem Zustandsautomaten zu interagieren. Sie besteht aus zwei redundanten Konsolen die in die beiden Krückengriffe integriert sind und jeweils über einen Mikrocontroller, ein ZigBee Modul, ein Display, zwei Taster und einen Vibrationsmotor verfügen. Für eine echte Redundanz der Krücken, müssen beide Displays stets die gleiche Information anzeigen und jedes Kommando muss zu jedem Zeitpunkt von beiden Krücken ausgehen können.

Um dies zu ermöglichen wurde eine Master-Slave-Netzwerkstruktur geschaffen, in der der Zustandsautomat (Master) alle Ausgaben der Displays und der Vibrationsmotoren steuert, während die Mikrocontroller (Slave) an Bord der Krücken lediglich als Interpreten dienen. Die Mikrocontroller senden die Benutzereingaben, also die Betätigung eines Tasters, kabellos an den Beaglebone und empfangen von diesem die Befehle zur Ausgabe über das Display und den Vibrationsmotor. Dadurch ist es unerheblich von welcher Krücke die Eingabe stammt und beide Displays zeigen stets dieselbe Information an. Dabei werden, wie bereits im vorigen Abschnitt beschrieben, sämtliche zu übertragenden Informationen als Bytes codiert, um die benötigte Übertragungsbandbreite zu minimieren.

6.10.3 Motion Controller

Der Motion Controller ist die Mid-Level Steuerung des Exoskeletts und agiert als Schnittstelle zwischen dem Zustandsautomaten und der Positionsregelung. Damit ist es seine Aufgabe, die abstrakten Bewegungsaufgaben in getaktete Positionssignale für alle vier Motorcontroller umzuwandeln. Neben aktiven Bewegungen werden auch alle anderen Aktionen der Motorsteuerungen, wie das Blockieren der Antriebe oder die Fehlerdiagnose über den Motion Controller ausgeführt.

Für die Kommunikation zwischen dem Beaglebone Black, auf dem der Motion Controller läuft, und den Motorsteuerungen wird der CANopen Standard verwendet. Dabei handelt es sich um ein Kommunikationsprotokoll auf CAN-Basis, das vor allem bei der Steuerung komplexer eingebetteter Systeme und in der Automatisierung eingesetzt wird. Ein Grundprinzip des CAN-Busses ist, dass alle Netzwerkteilnehmer über zwei durchgängige Datenleitungen miteinander verbunden sind. Somit können Nachrichten an alle Teilnehmer gleichzeitig verschickt werden, wobei durch eine Adressierung zu Beginn der Nachricht definiert wird, für welche Teilnehmer sie bestimmt ist. Auf diese Weise kann nicht nur die benötigte Verkabelung minimiert werden, sondern auch zeitkritische Signale synchron verteilt werden. Für die Kommunikation zwischen Teilnehmern kommen bei CANopen vor allem drei Nachrichtentypen zum Einsatz: Servicedatenobjekte (SDO), Prozessdatenobjekte (PDO) und Netzwerkmanagementobjekte (NMT). SDOs werden zur Bearbeitung von Parametern verwendet und müssen grundsätzlich bestätigt werden. Wird im Zustandsautomaten beispielsweise die Aktivierung eines Motors gewünscht, schickt der Beaglebone Black ein SDO an den betreffenden Controller und erhält bei erfolgter Aktivierung eine Bestätigung. PDOs sind für den Datenaustausch in Echtzeit konzipiert. Die Nachrichten sind daher kürzer und warten nicht auf eine Antwort des Empfängers, weshalb sie für hochfrequente Kommunikation, wie die Übermittlung von Zielpositionen, geeignet sind. NMTs dienen zur Konfiguration des Netzwerks und werden beispielsweise eingesetzt, um die Sendeberechtigung von Teilnehmern zu bearbeiten. Damit spielen sie besonders bei der Initialisierung der CAN-Kommunikation eine wichtige Rolle.

Durch die große Auswahl an Funktionen, die bereits auf den Motorcontrollern implementiert sind, lassen sich viele kritische Aufgaben des Motion Controllers in wenigen Schritten erledigen. So können die Motoren mittels eines SDOs aktiviert und ihre erfolgreiche Aktivierung automatisch geprüft werden. Ebenso können die meisten Überwachungs- und Diagnosefunktionen, wie das Aufheben von Fehlerzuständen, durch einzelne Nachrichten im CAN-Netzwerk umgesetzt werden. Zur Behebung von kritischen Situationen ist auch das Anfahren einer Zielposition aus beliebigen Startpositionen wichtig. So kann beispielsweise zu jeder Zeit ein stabiler Parallelstand wiederhergestellt werden, auch wenn es mitten in der Bewegungsausführung eines Schritts zu einem Problem und einem daraus folgenden Stillstand kam. Hierfür kommt der Profilpositionsmodus zum Einsatz, bei dem eine Zielposition mit einem trapezförmigen Geschwindigkeitsprofil, bei dem maximale Beschleunigung, Geschwindigkeit und Verzögerung parametrisierbar sind, angefahren wird. Auch diese Funktion steht bereits auf den Motorsteuerungen zur Verfügung und kann mittels weniger Nachrichten initiiert werden.

Die Referenzfahrt vor dem Einsatz des Exoskeletts ist komplexer. Damit die Motoren die Ausgangsposition der ersten Bewegungstrajektorie zum Aufstehen erreichen, wird eine Kombination aus dem Profilpositionsmodus und verschiedenen Arten von Referenzfahrtmodi verwendet. Im ersten Schritt wird die aktuelle Position aller Motoren auf null gesetzt. Anschließend werden alle Softwareanschlüsse deaktiviert, die im normalen Betrieb die Kollision mit den Hardwareanschlüssen unterbinden. Dies ist notwendig, um Fehler bezüglich des erlaubten Positionsfensters während der Referenzfahrt zu vermeiden. Danach werden die beiden Motoren eines Beins angesteuert und eine Referenzfahrt mit geringer Geschwindigkeit in Richtung der Sitzposition initiiert. Diese Bewegung endet, sobald die Hardwareanschlüsse in beiden Gelenken erreicht sind, was einem Gelenkwinkel von jeweils ca. 95° entspricht. Nachdem die Bewegung gestoppt wurde, wird der Profilpositionsmodus verwendet, um die Standardsitzposition mit Gelenkwinkeln von 90° in beiden Gelenken zu erreichen, die als Ausgangsposition für die Aufstehbewegung dient. Wenn auch diese Bewegung abgeschlossen ist, wird das von der Software zugelassene Positionsfenster definiert, dessen Grenzen knapp vor den Hardwareanschlüssen liegen. Wenn eine Position außerhalb dieses Fensters erkannt wird, geht der Motorregler in den Fehlerzustand über und schaltet die Antriebsfunktion ab. Dadurch wird ein maximaler Bewegungsraum erlaubt, aber eine Kollision mit den Anschlüssen, die zu mechanischen Schäden am Gerät führen könnte, vermieden. Wurden die neuen Softwarelimits von den Motorcontrollern bestätigt, wird der gleiche Prozess für das rechte Bein durchgeführt. Durch die zeitliche Trennung der beiden Referenzfahrten wird es dem Benutzer erleichtert während dieses Vorgangs die Kontrolle über seine Haltung zu bewahren, da mindestens ein Bein stets Bodenkontakt hat.

Nach Abschluss der Referenzfahrten ist das Exoskelett vollständig initialisiert und die wichtigste Funktion des Motion Controllers, das Abfahren von vordefinierten Bewegungstrajektorien, kann eingesetzt werden. Basierend auf dem Kommando des Zustandsautomaten wird hierfür zunächst die Trajektorie ausgewählt, die vom Exoskelett durchgeführt werden soll. Die Trajektorien wurden bereits in Kapitel 6.5 definiert und sind in Form von Textdateien auf dem Beaglebone Black abgelegt. Dabei wird eine Trajektorie als eine Tabelle mit den definierten Inkrementen aller Antriebe in spezifizierten Zeitintervallen gespeichert. Für diese Art der Bewegungsaufgabe besitzen die Motorcontroller einen zyklisch synchronen Positionsmodus mit linearer Interpolation zwischen aufeinanderfolgenden Signalen. Dabei müssen die aktuellen Zielpositionen in exakt eingehaltenen Zeitintervallen an die Motorcontroller übermittelt werden, die dann zwischen den Positionen interpolieren, um eine ruckfreie Bewegung zu generieren. Wird das Zeitintervall nicht eingehalten, kommt es zu

ungewollten Beschleunigungen im Verlauf der Bewegung, die zu starken Vibrationen des gesamten Systems führen. Für diese schnelle Kommunikation werden PDOs verwendet, die für die hochfrequente Datenübertragung geeignet sind und keine Empfangsbestätigung beinhalten. Die PDO-Kommunikation muss dafür zunächst mittels eines NMT-Dienstes auf allen Motorcontrollern aktiviert werden. Anschließend kann die zyklische Ansteuerung der Motoren auf Basis der Trajektorien beginnen. Hierfür werden in jedem Zyklus vier Nachrichten gesendet, die an jeweils einen Antrieb adressiert sind und die aktuelle Zielposition dieses Antriebs beinhalten. Dabei sollte die Zykluszeit so gering wie möglich sein, um eine gleichmäßige Bewegung zu ermöglichen, wobei die maximale Taktfrequenz von der verwendeten Hardware limitiert wird. In dem hier entwickelten System wird die Frequenz auf 200 Hz und die Zykluslänge damit auf 5 ms festgelegt, da dies die höchste Frequenz ist, die sich ohne Probleme auf der verfügbaren Hardware realisieren lässt. Diese Frequenz muss bereits bei der Erstellung der Trajektorien berücksichtigt werden, um eine Durchführung der Bewegung in der gewünschten Geschwindigkeit sicherzustellen. Um die exakte Einhaltung der Frequenz zu ermöglichen, kommen die Programmable Realtime Units (PRU) des Beaglebone Black zum Einsatz, da der Hauptprozessor durch Hintergrundprozesse des Betriebssystems nicht in der Lage ist, eine konstante Taktfrequenz sicherzustellen. Hierfür wird ein Timer-Interrupt verwendet, wobei die Anzahl der benötigten Interrupts durch die Anzahl der Positionen in der jeweiligen Trajektorie bestimmt wird. Ist das Ende der Trajektorie erreicht, wird die PDO-Kommunikation wieder beendet und eine Bestätigung der erfolgreichen Bewegungsausführung an den Zustandsautomaten gesendet. Kommt es während der Bewegung zu Problemen, wie beispielsweise einem inaktiven Motorcontroller, wird die Bewegung abgebrochen und eine Fehlermeldung ausgegeben.

6.10.4 Positionsregelung

Auf der untersten Steuerungsebene stehen die Motorcontroller, die die Positionsregelung der vier Motoren umsetzen. Während Exoskelette für dynamische Anwendungen oft auf Impedanzregelungen setzen, ist für die Steuerung eines langsam agierenden Exoskeletts mit vollständiger Bewegungskontrolle eine Positionssteuerung in der Regel ausreichend. Hierfür kommt die bereits auf den Motorcontrollern implementierte Regelung zum Einsatz, die nicht nur mit der definierten Frequenz von 200 Hz neue Positionen anfährt, sondern auch zwischen den Positionen interpoliert, um eine geschmeidige und ruckfreie Bewegung zu ermöglichen. Da sowohl die Motorcontroller als auch die verwendeten Motoren von Maxon stammen, sind die Komponenten zudem gut aufeinander abgestimmt und benötigen nur geringe Kalibrierung für eine zufriedenstellende Funktion. Hierfür kommt ein sogenanntes Autotuning zum Einsatz, bei dem der Controller das physische System charakterisiert und die Regelparameter entsprechend anpasst. Dabei werden die Motoren mit unterschiedlichen Sprungsignalen und Oszillationen angesteuert und die Reaktion des Systems gemessen, um optimale Regelparameter zu identifizieren. Hierfür muss das Exoskelett bereits von einer Testperson getragen werden, um das Verhalten des gesamten Mensch-Maschine-Systems im realen Einsatzszenario zu simulieren. Dies erfolgt unter sicheren Bedingungen mit einer gesunden Testperson, um das Verletzungsrisiko zu minimieren. Zudem wird diese Kalibrierung nur bei einem Bein durchgeführt und die ermittelten Regelparameter anschließend auf die Motorsteuerungen des zweiten Beins übertragen. Zuletzt wird der maximal zulässige Folgefehler definiert. Dabei handelt es sich um ein Toleranzfenster, das definiert, wie weit die Ist- und Soll-Positionen voneinander abweichen dürfen, bevor die Motorsteuerung in einen Fehlerzustand geht. Während dieser Fehler für eine präzise Bewegungsabbildung so klein wie möglich sein sollte, ist es wichtiger zu gewährleisten, dass die Bewegung sicher abgeschlossen werden kann und nicht frühzeitig unterbrochen wird.

6.11 Fertigung und Montage

Nach der detaillierten Auskonstruktion des Exoskeletts kann es in diesem Schritt gefertigt und montiert werden. Dabei kommen verschiedene Fertigungsverfahren zum Einsatz, abhängig von der mechanischen Belastung, der Komplexität der Geometrie und der verwendeten Werkstoffe. Grundsätzlich wurde das gesamte Exoskelett so konstruiert, dass alle benutzerindividuellen Bauteile mittels Herstellungsverfahren hergestellt werden können, bei denen die Herstellungskosten von Einzelstücken nicht signifikant über den Kosten von Serienteilen liegen. Ebenso wurde der automatisierte Konstruktionsprozess dieser Bauteile bereits so implementiert, dass das korrekte Dateiformat für das gewünschte Fertigungsverfahren ausgegeben wird. Die wichtigsten Fertigungsverfahren, die für die Herstellung dieses Exoskeletts zum Einsatz kommen sind das selektive Lasersintern mit Polyamid-Kunststoff, das Laserschneiden von Plexiglas und Stahl und der Aluminiumguss mittels additiv gefertigter Sandformen und Feinguss.

Das selektive Lasersintern (SLS) von Kunststoff ist eines der etabliertesten Verfahren der additiven Fertigung. Hierbei wird ein Kunststoffpulver, in diesem Fall Polyamid 12, schichtweise mittels eines Lasers in den Bereichen des Bauteils verschmolzen. Nach jeder Schicht wird der Bauraum um eine Schichthöhe abgesenkt und eine neue Schicht Pulver aufgetragen. Das nicht verschmolzene Pulver dient dabei als Stütze für die folgenden Schichten, sodass für die Herstellung von Hohlräumen und Überhängen keine festen Stützstrukturen benötigt werden. Hierdurch werden besonders komplexe Geometrien ermöglicht, die selbst mit vielen anderen additiven Verfahren nicht herstellbar wären. Durch die geringen Schichthöhen und hohe Auflösung des Lasers gehört das SLS-Verfahren zudem zu den präzisesten Verfahren des 3D-Drucks, wobei das Polyamid zugleich eine hohe mechanische Festigkeit aufweist. Zur Herstellung von Bauteilen mittels SLS müssen diese im STL-Format vorliegen, einer Oberflächenbeschreibung, die aus allen gängigen CAD-Programmen exportiert, oder in Matlab direkt generiert werden kann.

Für flache Bauteile, die aus plattenförmigem Halbzeug hergestellt werden, kommt das Laserstrahlschneiden zum Einsatz. Hierbei wird ein leistungsstarker Laser verwendet, um das zu schneidende Material lokal aufzuschmelzen und durch eine präzise Steuerung des Lasers maßhaltige Bauteile herzustellen. Übliche Materialien im Prototypenbau sind Holz und Plexiglas, wobei mit ausreichend starken Lasern auch Metalle wie Aluminium und Stahl mit mehreren Zentimetern Dicke geschnitten werden können. Das Eingangsformat für dieses Verfahren sind je nach Maschine SVG- oder DXF-Dateien, die eine zweidimensionale Beschreibung der Bauteilgeometrie darstellen. Die notwendige Nacharbeitung beläuft sich im Wesentlichen auf das Aufbohren von Bohrungen mit kleinen Toleranzen und das Schneiden von eventuell notwendigen Gewinden.

Für den Aluminiumguss von Einzelstücken werden hier zwei verschiedene Verfahren betrachtet. Beim Feinguss wird das Bauteil zunächst in einem beliebigen additiven Fertigungsverfahren aus Kunststoff hergestellt. Dieses Kunststoffteil wird dann zur Herstellung einer Gussform verwendet, die in der Regel aus Keramik, Gips oder Sand besteht. Hierfür wird das Kunststoffteil mit einem Angusssystem aus Wachs versehen und in das entsprechende Medium eingebettet. Anschließend wird das Positivmodell bei hohen Temperaturen ausgebrannt und die Form ausgehärtet. Nach dem Einfüllen und Erstarren des flüssigen Aluminiums wird die Form zerschlagen, das Aluminiumbauteil entnommen und das Angusssystem entfernt, um das fertige Bauteil zu erhalten. Beim Sandguss mittels additiv hergestellter Sandform wird hingegen kein zerstörtes Positivmodell benötigt, da die Gussform

selbst direkt auf Basis des digitalen Modells mittels eines Binder-Jetting-Verfahrens hergestellt wird. Dabei kann das Angusssystem nicht händisch aus Wachs angefügt werden, sondern muss digital modelliert und eingefügt werden. Wie bei dem zuvor beschriebenen SLS-Verfahren handelt es sich um ein pulverbasiertes Verfahren, bei dem statt eines Lasers zum Verschmelzen des Pulvers ein Binder zum selektiven Verkleben des Gussands in jeder Schicht eingesetzt wird. Dabei dient der ungebundene Sand ebenfalls als Stützmaterial für Überhänge und Hohlräume, der vor dem Füllen entfernt werden muss, um Platz für das Bauteil zu schaffen. Da auch dieser ungebundene Sand eine hohe Anhaftung an angrenzende Wände hat, muss er in der Regel mit Druckluft und Pinseln entfernt werden. Für diesen Schritt muss es möglich sein die Form großflächig zu öffnen, um den unmittelbaren physischen Zugang zur Entfernung des losen Sands zu bieten. Dabei hängt die Lage der Formspaltung in zwei oder mehr Formteile unmittelbar von der Geometrie des Bauteils ab. Aufgrund der Notwendigkeit der Formspaltung wird die Gussform nicht in einem Stück hergestellt, sondern jedes Formteil einzeln. Nach der Entfernung des ungebundenen Sands werden die Teile mit einem weiteren Bindematerial infiltriert, um eine Beschädigung der Form bei der Handhabung zu vermeiden. Anschließend kann die Form zusammengesetzt und mit Metall gefüllt werden. Wie beim Feinguss wird die Form nach dem Erstarren des Metalls zerstört und das Angusssystem entfernt. Obwohl Bohrungen im Feingussverfahren nahezu maßhaltig abgebildet werden können, ist es bei beiden Verfahren empfohlen Bohrungen kleiner auszulegen und im Nachhinein aufzubohren und gegebenenfalls Gewinde hineinzuschneiden.

Im Folgenden werden die einzelnen Baugruppen des Exoskeletts in Bezug auf die Fertigung ihrer Komponenten betrachtet. Die Grundstruktur des Hüftbügels und der Rucksackeinheit besteht aus Konstruktionsprofilen aus Aluminium, die bereits in den richtigen Längen zugeschnitten und mit Gewinden an den Stirnseiten bestellt werden. Für die Verbindung kommen Standardbauteile wie Nutensteine, sowie Eck- und Winkelverbinder zum Einsatz.



Abb. 6.21: Der Hüftbügel und die Rucksackeinheit werden primär aus Aluminiumprofilen zusammengesetzt. Für die Hüftgehäuseteile und zur Verblendung der Kanten kommt lasergesintertes PA12 zum Einsatz. Die Paneele werden aus lasergeschnittenem Plexiglas hergestellt.

Für die Montageflächen innerhalb der Rucksackeinheit kommen 3 mm dicke Plexiglasplatten zum Einsatz, die mittels eines Lasercutters zurechtgeschnitten und mit Bohrungen versehen werden. Diese Platten werden auch für die Verkleidung der Rucksackeinheit verwendet, wobei für die präzise Platzierung ein zusätzlicher Kantenschutz verbaut wird, der mittels selektivem Lasersintern (SLS) aus Polyamid-Kunststoff hergestellt wird. Dieses Verfahren wird ebenso für das Gehäuse der Hüftantriebseinheiten verwendet, um eine möglichst platzsparende Einhausung der bewegten Komponenten ohne scharfe Kanten zu erreichen (Abb. 6.21).

Die Basisplatten der Hüftantriebseinheiten sind 5 mm starke Stahlplatten, die ebenso wie der Montageflansch des Oberschenkelsegments mittels Laserstrahlschneiden hergestellt werden. Da die Basisplatten des Hüftantriebs benutzerspezifisch entworfen werden, erfolgt der Export der hierfür benötigten DXF-Datei als Teil des automatisierten Entwurfsprozesses. Abb. 6.22 zeigt drei lasergeschnittene Varianten von Basisplatten mit unterschiedlichen Hüftgelenkspositionen. Dabei ist im linken Teil der Platte der Montageflansch für das Harmonic Drive zu sehen, während rechts davon die Langlöcher zur Befestigung des Motors und zur Spannung des Zahnriemens liegen. Da der Abstand zwischen Motor und Getriebe stets identisch sein muss, verändert sich bei einer Verringerung des Abstands zwischen Hüftgelenksdrehpunkt und Rücken des Benutzers die Geometrie der gesamten Platte.

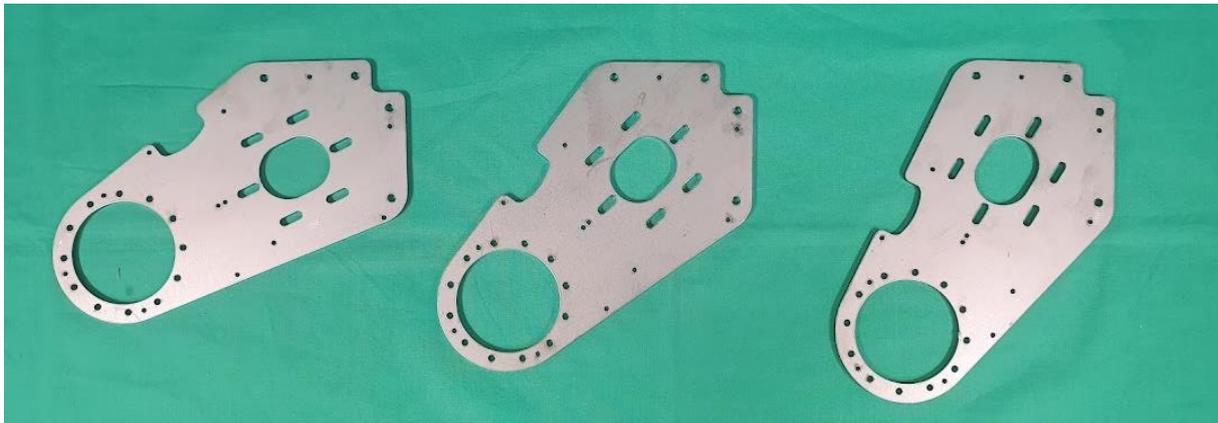


Abb. 6.22: Drei Hüftantriebsplatten mit unterschiedlichen Abständen zwischen Rücken und Hüftgelenk. Hergestellt aus 5 mm Stahlplatten mittels Laserstrahlschneiden.

Die Ober- und Unterschenkelstrukturen wurden im Aluminiumgussverfahren hergestellt, wobei zum Vergleich der beiden Alternativen das linke Bein im Feinguss und das rechte Bein im Sandguss gefertigt wurden (Abb. 6.23). Für den Feinguss wurden die in Matlab automatisiert konstruierten Bauteile direkt als STL-Dateien exportiert. Für die Fertigung mittels Sandguss wurde eine Funktion geschrieben, die aus den Bauteilgeometrien automatisiert Gussformen mit Formtrennung herstellt, um Arbeitszeit zu sparen und den Prozess kosteneffizienter zu gestalten. Hierfür wird ein quaderförmiges Volumen um das Bauteil generiert, von dem das Bauteil abgezogen wird, um eine Negativform zu erhalten. Daraufhin wird eine Trennfläche erstellt, die durch die Oberfläche des Bauteils definiert wird und es erlaubt die Form in zwei Hälften zu zerlegen. Auf diese Weise können die beiden Formhälften unabhängig voneinander hergestellt, sämtlicher loser Gussand aus der Form entfernt und die Form mit den nötigen Angüssen und Entlüftungsöffnungen zusammengesetzt werden. Die hierfür benötigten STL-Dateien werden am Ende des Konstruktionsprozesses der Strukturelemente automatisch generiert und abgespeichert. Diese beinhalten sowohl das Bauteil selbst, als auch die dazugehörigen Gussformen als STL-Dateien für jeweils das linke und das rechte Bein.

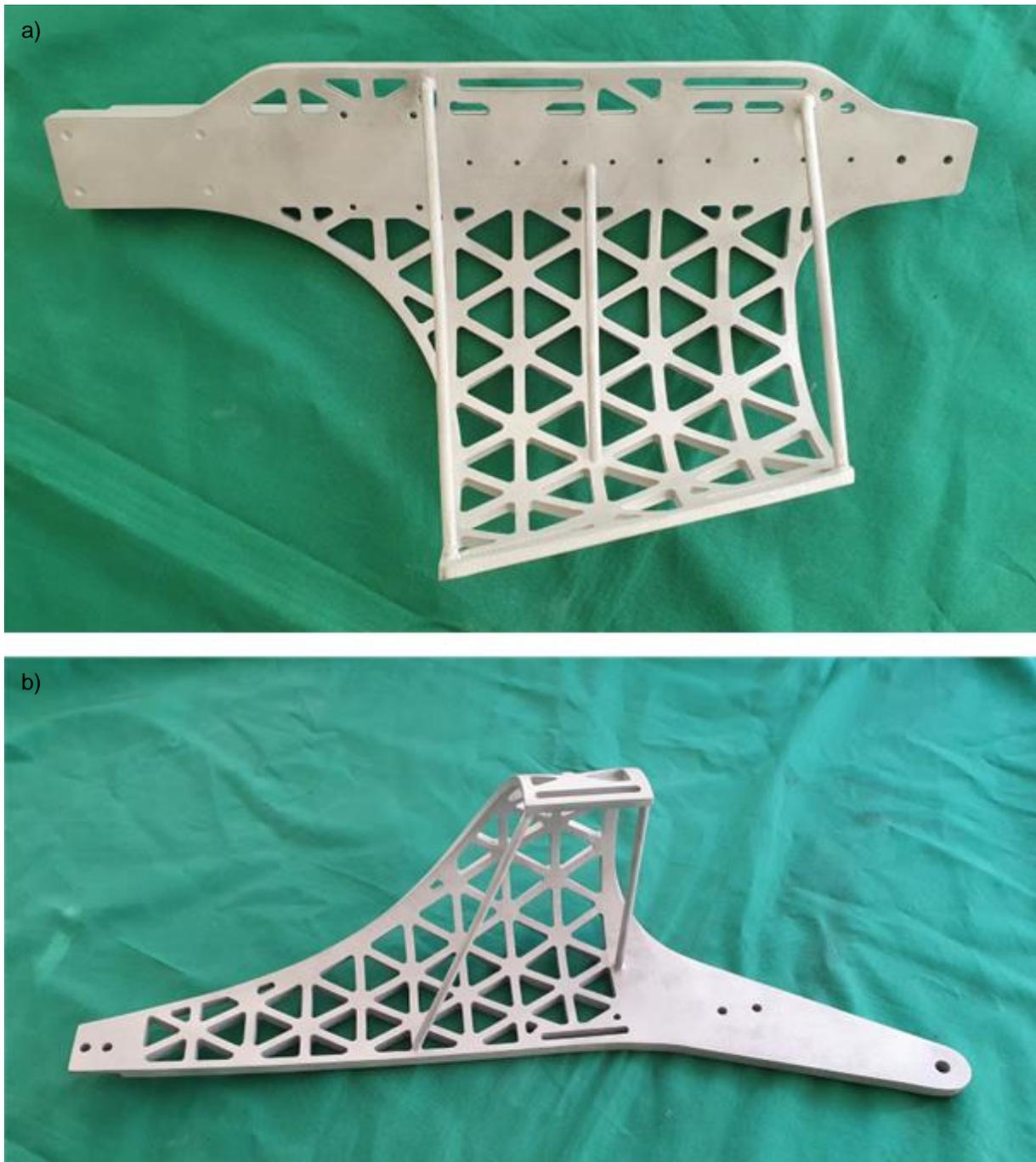


Abb. 6.23: Das Oberschenkelsegment (a) und das Unterschenkelsegment (b) des linken Beins des Exoskeletts. Gefertigt im Feingussverfahren auf Basis eines additiv gefertigten Positivmodells aus PMMA. Die zusätzlichen Streben dienen zur Minimierung der Verformung während des Abkühlens.

Analog zu den Basisplatten der Hüftantriebseinheiten werden die Komponenten des Kniegelenks mittels Laserstrahlschneiden aus Stahl gefertigt. Dabei werden die Aufnahmen des Kniegelenks aus 5 mm Stahl hergestellt, während für die Deckel des Gelenks 2,5 mm dicker Stahl verwendet wird. Da es sich hierbei um benutzerspezifische Bauteile handelt, werden die zur Fertigung benötigten DXF-Dateien wie zuvor bereits im automatisierten Konstruktionsprozess generiert und ausgegeben. Abb. 6.24 zeigt drei Varianten von gefertigten Gelenken mit jeweils unterschiedlichen Achsabständen und Versatzwerten.

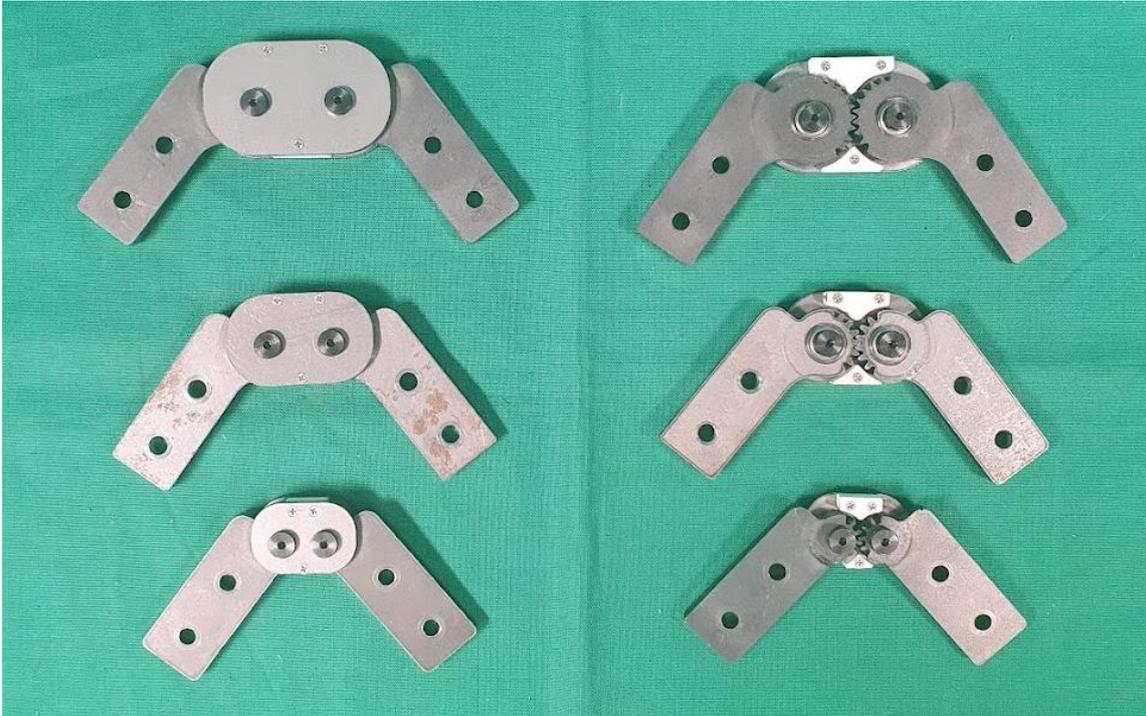


Abb. 6.24: Polyzentrische Gelenke mit unterschiedlichen Achsabständen und Versatzwerten. Mittels Laserstrahlschneiden lassen sich auch die Verzahnungsgeometrien fertigen.

Ebenso verhält es sich mit den Fußplatten des Exoskeletts. Wie die restlichen Elemente der Beinstruktur werden die Fußplatten benutzerindividuell hergestellt, um verschiedene Schuhgrößen und Sprunggelenkspositionen zu berücksichtigen. Die automatisch generierte zweidimensionale Kontur der Fußplatte wird auch hier als DXF exportiert und aus 2,5 mm dickem Stahl lasergeschnitten. Am Anschluss müssen die seitlichen Laschen zur Befestigung des Riemens und des Gelenks, sowie der Fersenbügel gebogen werden. Abb. 6.25 zeigt drei Paare von Fußplatten in unterschiedlichen Größen.

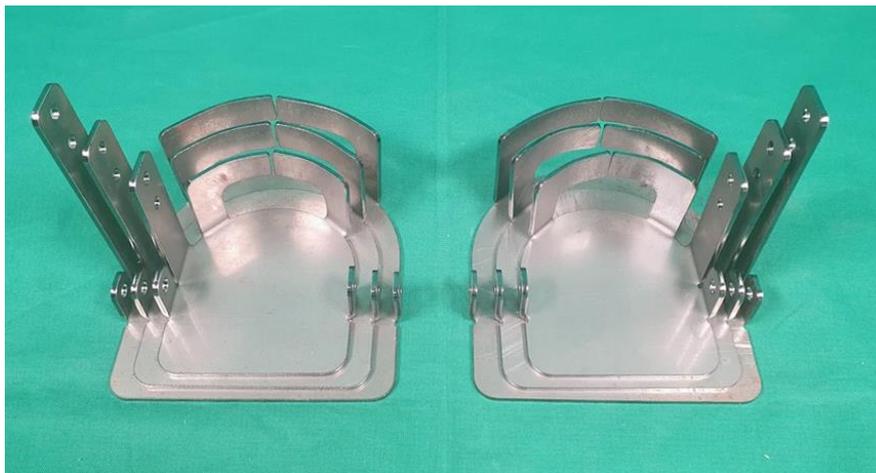


Abb. 6.25: Fußplattenpaare in drei verschiedenen Größen für unterschiedliche Schuhgrößen und Sprunggelenkspositionen. Hergestellt aus 2,5 mm Stahlbleck mittels Laserstrahlschneiden.

Neben den beschriebenen individualisierten Komponenten wurden einige Bauteile des Exoskeletts mit klassischen spanenden Fertigungsverfahren aus Stahl oder Aluminium hergestellt. Dies betrifft primär die Komponenten der Antriebssysteme für Hüfte und Kniegelenk, deren Geometrie weitgehend unabhängig von den Maßen des Benutzers ist.

Nach der Herstellung und Beschaffung aller Einzelteile kann das gesamte Exoskelett montiert werden, wobei als Verbinder ausschließlich Schrauben verwendet werden, um eine einfache Demontage zu ermöglichen. Dabei kommen soweit möglich ausschließlich M5 Schrauben mit Innensechskant oder Torx-Flachkopfschrauben zum Einsatz. Abb. 6.26 zeigt den finalen Prototypen des individualisierten Exoskeletts für Querschnittsgelähmte. Dabei wurden alle strukturellen Elemente der Beinstruktur, die Fußplatten, die Unter- und Oberschenkelsegmente, die Basisplatten des Hüftantriebs und die Parameter des Kniegelenks auf den Träger des Exoskeletts zugeschnitten. Die dadurch ermöglichte monolithische Bauweise der Strukturelemente sorgt für eine schlanke Bauweise, die durch die Herstellung mittels Aluminiumguss eine hohe Steifigkeit aufweist. Durch die Verlagerung des Knieantriebs ans proximale Ende des Oberschenkelsegments besteht der Großteil der Beinstruktur zudem aus passiven strukturellen Elementen, was zu dem schlanken Erscheinungsbild beiträgt.



Abb. 6.26: Der Prototyp des Exoskeletts nach der vollen Integration aller Komponenten.

Sämtliche elektronische Komponenten sind in der Rucksackeinheit und dem Hüftbügel untergebracht (Abb. 6.27). Um den Schwerpunkt des Rucksacks niedrig zu halten, wird der Akku weit unten im Rucksack montiert. Die Befestigung erfolgt dabei mittels zweier Klettbänder, um einen schnellen Tausch des Akkus zu erlauben. Die Größe des Akkus ist hierbei der maßgebende Faktor für die Breite und Tiefe des Rucksackgestells. Noch unterhalb des Akkus, am Boden des Rucksacks, wird das BMS montiert, von wo aus die Leitungen für den Ladeanschluss und den Ein/Aus-Schalter des Exoskeletts zur Seitenwand des Rucksacks führen. Oberhalb des Akkus sind die beiden Motorcontroller für die Hüftmotoren befestigt, während sich die Controller für die Antriebe der Kniegelenke in den seitlichen Flügeln des Hüftbügels befinden. Oberhalb der Hüftmotorcontroller ist ein Kabelterminal für den Safe-Torque-Off-Stromkreis der Motoren montiert. Auf der rechten Seite des Rucksacks ist das Zig-Bee-Modul verbaut, das die kabellose Verbindung zwischen den Benutzerschnittstellen an den Krücken und dem Beaglebone herstellt. Für eine bessere Signalqualität ist das Modul mit einer Antenne verbunden, die auf der Außenseite des Gehäuses montiert ist. In der oberen linken Ecke des Rucksacks sind der 24 V Verteiler und der DC-DC-Wandler, der die 5 V Versorgungsspannung für den Beaglebone und die Not-Aus-Schaltung bereitstellt, verbaut. Der Verteiler wird von einem Kabelpaar direkt vom Batteriemanagementsystem gespeist und versorgt die vier Motorcontroller. Zentral im oberen Bereich ist der Beaglebone Black Wireless montiert, der das Gehirn des gesamten Systems darstellt. Er wird von dem DC-DC-Wandler mit Energie versorgt und ist über eine serielle Schnittstelle mit dem ZigBee-Modul verbunden. Zudem kommuniziert er über eine CAN-Leitung mit allen vier Motorcontrollern.

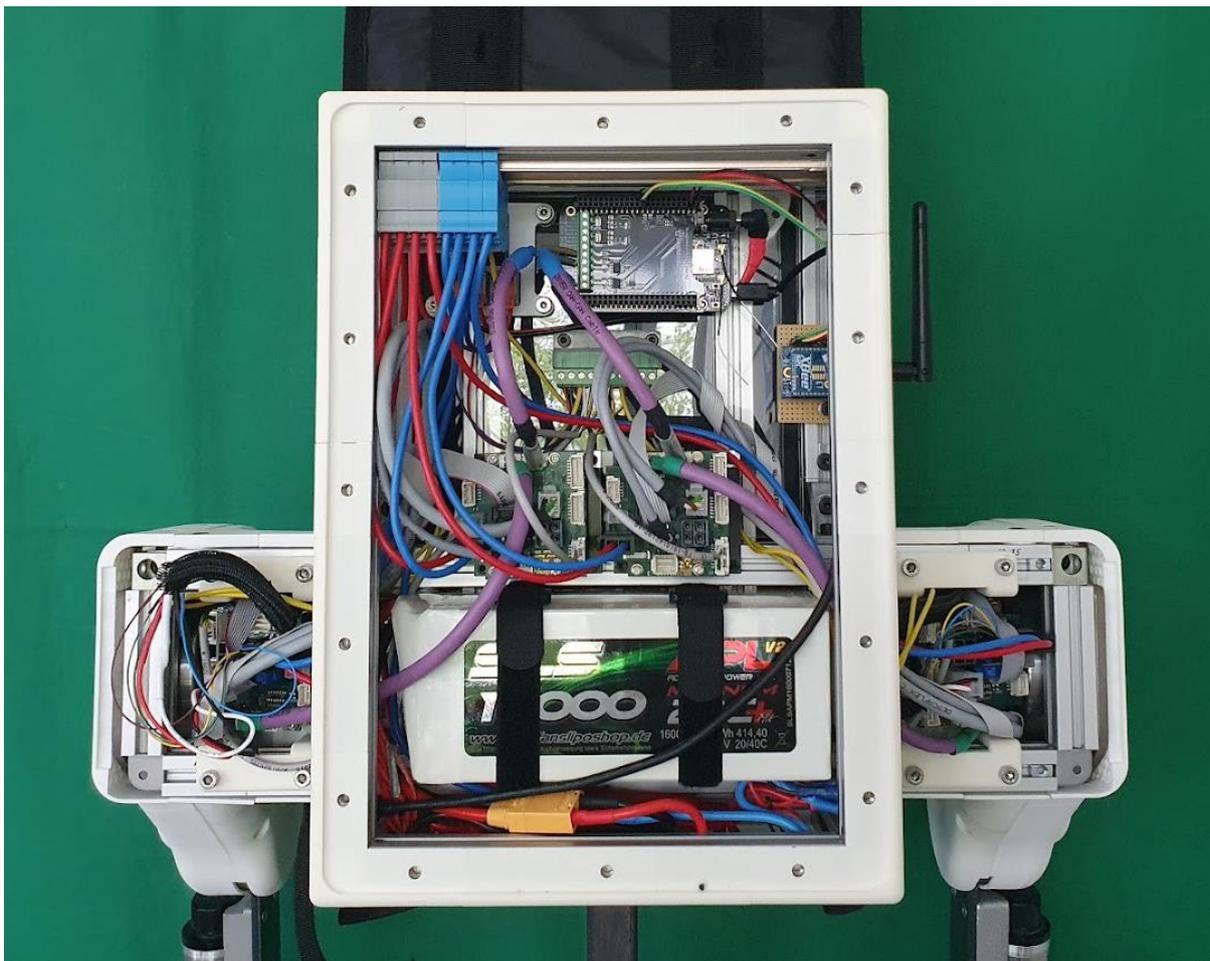


Abb. 6.27: Der Hüftbügel und die Rucksackeinheit des Exoskeletts enthalten alle für den mobilen Betrieb benötigten elektronischen Komponenten.

Durch die redundanten Benutzerschnittstellen in beiden Krückengriffen (Abb. 6.28) und die kabellose Kommunikation ist die Bedienung des Systems intuitiv und in den meisten erwarteten Einsatzszenarien ohne Einschränkungen möglich. Die Menüführung der Schnittstelle erlaubt die Steuerung des gesamten Systems mittels der zwei Tasten an der Krücke, wobei jede Eingabe mittels einer Vibration des Krückengriffs quittiert wird und das Display stets den aktuellen Systemzustand anzeigt. Auf der Rückseite der Krücke ist der Akku befestigt, der die Bedienkonsole mit Energie versorgt und sich durch die Befestigung mittels Gummiriemen mit einem Handgriff zum Aufladen entfernen lässt.

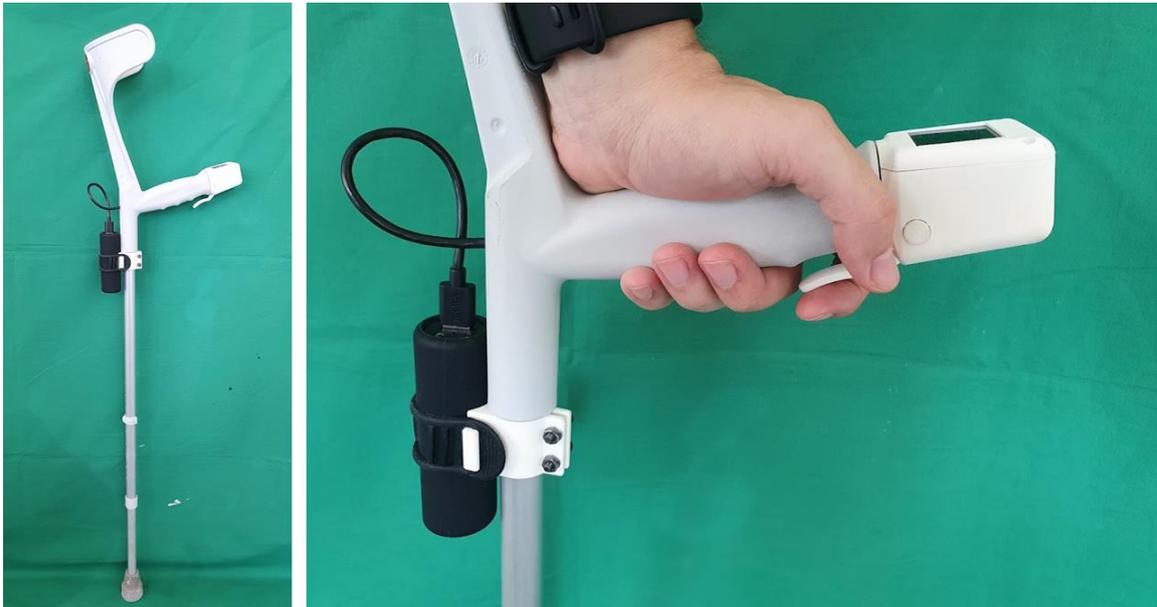


Abb. 6.28: Die Benutzerkonsole am Handgriff der Krücke. Über den Daumentaster, den Abzug und das Display lässt sich das gesamte System steuern.

Der Hauptschalter des Exoskeletts befindet sich im unteren Bereich der rechten Seite des Rucksacks. Dieser Schalter aktiviert das Batteriemanagementsystem, das daraufhin alle elektronischen Komponenten mit Energie versorgt und damit auch den Hauptrechner startet. Neben dem Hauptschalter befindet sich der Ladeanschluss, über den die verbaute Lithium-Polymer-Batterie mit dem dafür ausgewählten Ladegerät aufgeladen werden kann. Hierbei sorgt das Batteriemanagementsystem für eine gleichmäßige Aufladung aller Zellen der Batterie und eine Beendigung des Ladevorgangs bei voller Batteriespannung, sodass eine Beschädigung durch Über- oder Unterspannung verhindert wird. Auf der anderen Seite des Rucksacks befindet sich ein Micro-USB Anschluss, der direkt mit dem verbauten Beaglebone Black verbunden ist. Durch diese Schnittstelle ist die Fehlerdiagnose und -behebung auf Softwareseite ohne eine Öffnung des Gehäuses möglich. Ebenso kann auf diese Weise der Beaglebone mit Strom versorgt und hochgefahren werden, ohne dass die Batterie und damit die Motorcontroller aktiviert werden.

Auf beiden Seiten des Hüftbügels befinden sich Notausschalter, die selbst bei der Verwendung von zwei Krücken gut mit dem Unterarm erreicht werden können. Diese Schalter aktivieren den Safe-Torque-Off Modus aller Motorcontroller, der die Motoren deaktiviert, aber die Encoderpositionen weiter ausliest. Durch das Lösen des betätigten Schalters und die Wiederherstellung der Motorcontroller kann das System unmittelbar weiterverwendet werden, ohne dass eine erneute Referenzfahrt notwendig ist.

6.12 Funktionstests

Nach der vollständigen Montage des Systems werden umfangreiche Testreihen durchgeführt. Zunächst werden die elementaren Systemfunktionen, wie die korrekte Stromversorgung aller Komponenten, die Ladefunktion und die Kommunikation zwischen den Bauteilen untersucht. Anschließend wird die Steuerung und das Trajektorienfolgeverhalten ohne einen Benutzer getestet. Zuletzt wird das Gerät von einer gesunden Testperson erprobt, um die Kraft des Exoskeletts und seine mechanischen Eigenschaften zu evaluieren.

Die grundlegenden Systemtests bestätigen, dass der Prototyp sicher für den Benutzer ist und die Funktionsfähigkeit aller Einzelkomponenten gewährleistet ist. Hierfür wird zunächst die Stromversorgung durch die verbaute Batterie getestet, sowie die Funktion des Spannungswandlers, der für die Versorgung der Mikroelektronik zuständig ist. Dabei werden die zur Verfügung gestellten Spannungen gemessen und die Ladefunktion des Geräts getestet, bei der die auftretenden Ströme und Temperaturen überwacht werden. Sind die Komponenten auf Hardwareebene einsatzbereit, wird die Systemintegration auf Softwareebene überprüft. Hierfür werden alle Kommunikationswege zwischen der zentralen Recheneinheit, den Motorsteuerungen, der Benutzerschnittstelle, dem Batteriemanagementsystem und der Notausschaltung getestet. Sind alle Komponenten in der Lage fehlerfrei miteinander zu kommunizieren, kann die Evaluation der Steuerung beginnen.

Für die Steuerungstests ohne Benutzer wird das Exoskelett auf einem Ständer fixiert, sodass die Fußplatten den Boden nicht berühren und die Beinstrukturen nicht in ihrer Bewegungsfreiheit eingeschränkt werden. In diesem Zustand können die Steuerung und die Bewegungsprogramme des Exoskeletts umfangreich getestet werden, ohne dass eine Verletzungsgefahr für einen Anwender besteht. In diesem Zustand werden alle Bewegungsprogramme und alle möglichen Benutzereingaben durchgeführt, um Fehler in der Menüführung und der Steuerung zu identifizieren. Das Ziel hierbei ist es, alle theoretisch möglichen Einsatzszenarien und Anwenderfehler zu simulieren und dabei den Zustandsautomat und die Benutzerschnittstelle auf Schwachstellen zu prüfen. Kommt es hierbei zu Systemabstürzen, Bewegungsunterbrechungen oder Sackgassen in der Benutzerführung, müssen diese Fehler korrigiert werden. Funktioniert die Steuerung des Exoskeletts problemlos, werden im nächsten Schritt der Motion Controller und die Positionsregelung geprüft. Hierfür werden die Bewegungen des Exoskeletts bewusst behindert, um die Reaktion des Regelsystems auf äußere Störgrößen zu beobachten. Hierfür werden zunächst Gewichte direkt an der Beinstruktur befestigt, die eine konstante Last darstellen und damit die Regelungscharakteristik des Systems verändern. Als nächstes werden die Gewichte nicht direkt an die Struktur geschraubt, sondern an Stahlseilen befestigt, sodass sie für Teile der Bewegung auf dem Boden aufliegen und den Rest der Zeit vom Exoskelett gehoben werden. Auf diese Weise können plötzliche Lastfalländerungen getestet werden, die durch das Schaukeln des Gewichts am Seil zusätzliche Änderungen der Lastrichtung erlauben. Ist das Exoskelett auch bei veränderlichen Lastbedingungen in der Lage die definierten Trajektorien ohne signifikante Abweichungen abzufahren, sind die Regelparameter der Positionsregelung korrekt eingestellt und die Kommunikation des Motion Controllers intakt.

Nach der erfolgreichen Evaluation aller Funktionen des Exoskeletts wird es mit einer gesunden Testperson getestet. Hierbei steht die Sicherheit des Probanden an erster Stelle, weshalb ein solcher Test nur unter Aufsicht durchgeführt wird und sowohl der Proband als auch die Aufsichtsperson direkten Zugriff auf einen Notaus-Schalter haben. Die wichtigste Funktion der

Tests mit einer Testperson ist die Evaluation des Systemverhaltens unter realen Lastbedingungen. Hierfür versucht der Träger die Bewegungen des Exoskeletts möglichst nicht durch eigene Muskelkraft zu unterstützen, um die Kraftentwicklung des Geräts zu beurteilen. Trotz der schwer zu vermeidenden Muskelkraftunterstützung einer gesunden Testperson ist dieser Test eine angemessene Annäherung des realen Einsatzfalls mit einem gelähmten Träger.



Abb. 6.29: Test der Aufstehbewegung aus einem Stuhl. Die Abstützung mit den Krücken ist notwendig, um den Schwerpunkt im Laufe der Bewegung über die Füße zu verlagern.

Nachdem die Steuerung des Exoskeletts bereits ohne Träger validiert wurde, werden in diesen Tests lediglich die ausführbaren Bewegungen des Exoskeletts mit einer Testperson mehrmals wiederholt. Die Aufsteh- und Hinsetzbewegung kann wiederholt durchgeführt werden, ohne dass es zu Problemen kommt (Abb. 6.29). Das von den Antrieben bereitgestellte Drehmoment ist ausreichend, um die Testperson ohne dessen Mithilfe aus dem Stuhl zu heben und die Hinsetzbewegung läuft langsam und kontrolliert ab, ohne ein Gefühl von Instabilität zu vermitteln. Die Gangbewegung ist kontinuierlich möglich und die von den Antrieben bereitgestellte Kraft ausreichend für eine problemlose Bewegung der Beine (Abb. 6.30). Neben der Aktorik wird bei diesem Test auch die Steifigkeit des Systems evaluiert. So wird überprüft, ob die Last des Trägers zu einer Verformung der Beinstruktur führt oder es in manchen Bewegungsszenarien zu Instabilitäten kommt. Die gegossene Aluminiumstruktur des entwickelten Systems erweist sich hierbei als steif genug, sodass keine signifikante

Verformung festgestellt werden konnte. Auch der Hüftrahmen, der bei einbeinigem Stand, wie er während der Schrittdurchführung auftritt, hohen Torsionsmomenten ausgesetzt ist, zeigt keine bemerkenswerte Formänderung.



Abb. 6.30: Test der Gangfunktion des Exoskeletts. Die beidseitig positionierten Not-Aus-Schalter können selbst bei der Benutzung von Krücken jederzeit mit dem Ellenbogen erreicht werden.

Eine intensive Testphase ist eine zwingende Voraussetzung für den Einsatz eines neuen Produktprototyps und stellt den letzten Schritt der aktiven Produktentwicklung dar. Der hier entwickelte Prototyp wurde intensiv getestet und seine Funktionsfähigkeit in Bezug auf die zu Beginn definierten Anforderungen validiert. Der nächste Schritt wäre der Einsatz des Systems mit einem querschnittsgelähmten Benutzer, um den Nutzen des Exoskeletts in realen Einsatzsituationen zu verifizieren. Aufgrund von rechtlichen und ethischen Problemstellungen bei der ersten Erprobung von Forschungsprototypen wie dem hier entwickelten Gerät wurde auf diesen Schritt allerdings verzichtet.

7. Experimentelle Validierung der Benutzervermessung

Der in dieser Arbeit vorgestellte Prozess zur Entwicklung von anwendungs- und nutzerspezifischen Exoskeletten wurde durch die Realisierung eines Exosketts für Querschnittsgelähmte exemplarisch validiert. Der Prozess wurde dabei Schritt für Schritt durchlaufen und der entstandene Exoskelettprototyp hat sich in den abschließenden Funktionstests als einsatzbereit erwiesen. Während mit diesem Demonstrator die Umsetzung der Anwendungsspezifikation gezeigt werden kann, wurde die korrekte Anpassung an den Benutzer nicht validiert. Aus diesem Grund wird in diesem Abschnitt die Genauigkeit der Benutzervermessung experimentell untersucht.

Die präzise und automatisierte Vermessung des Benutzers ist eine essenzielle Voraussetzung für die Herstellung von benutzerindividuellen Exoskeletten. Dadurch, dass das entwickelte System auf nachträgliche Einstellmöglichkeiten verzichtet, muss die Erfassung der Bein kinematik des Benutzers ausreichend genau sein, um die biomechanische Kompatibilität zwischen Benutzer und Exoskelett sicherzustellen. Der in dieser Arbeit entwickelte Prozess extrahiert die wichtigsten Dimensionen der Beinstruktur des Exosketts aus Bewegungsaufnahmen der Beine des Benutzers, die mittels eines optischen Trackingsystems erfasst werden. Zur Validierung der Benutzerindividualisierung wird hier untersucht, ob die von dem Messalgorithmus ermittelten Maße tatsächlich der optimalen Exoskelettkinematik für eine gegebene Person entsprechen. Dabei werden in zwei Experimenten zunächst die Wiederholgenauigkeit des Messalgorithmus und anschließend seine absolute Messgenauigkeit evaluiert.

7.1 Materialien und Versuchsaufbau

Für die Validierung eines Messprozesses müssen Messobjekte vorliegen, bei denen die relevante Messgröße bekannt ist. Hierfür kommen in der Regel Objekte zum Einsatz, die mit einem kalibrierten Messinstrument vermessen wurden. Da es keine Messinstrumente gibt, mit denen die Bein kinematik eines Menschen von außen exakt bestimmt werden kann, ist eine Messreihe mit menschlichen Probanden für dieses Experiment keine zielführende Option. Stattdessen wird zur Simulation des Messprozess mit einem Benutzer eine Teststruktur verwendet, die die Kinematik des menschlichen Beins nachbildet, aber deren Abmessungen präzise einstellbar sind.

Die Teststruktur ist aus Aluminiumprofilen aufgebaut, die mit Gelenken miteinander verbunden sind. Das Hüftsegment dient als Ankerpunkt der Struktur, an dem sie für die Testreihen aufgehängt werden kann (Abb. 7.1a). Die Ober- und Unterschenkelsegmente sind mit einem Teleskopmechanismus ausgestattet, um eine stufenlose Verstellung ihrer Länge zu ermöglichen und damit unterschiedliche menschliche Bein kinematiken zu simulieren. Das letzte Glied in der kinematischen Kette ist das Fußelement, das mit dem Unterschenkelsegment verbunden ist. Für das Hüft- und das Sprunggelenk kommen Gelenklager zum Einsatz, die kinematisch einem Kugelgelenk entsprechen. Obwohl das Bein des Probanden bei einer Messung im besten Fall nur in der Sagittalebene bewegt wird, kommt es hierbei in der Regel zu geringen Abweichungen, die durch den Einsatz der Kugelgelenke nachgebildet werden. Für das Kniegelenk kommen polyzentrische Gelenke mit drei unterschiedlichen Achsabständen und Versätzen zum Einsatz, die je nach gewünschter Kinematik ausgetauscht werden. Hiermit wird die natürliche Kniebewegung idealisiert angenähert, um eine eindeutig richtige Lösung des Vermessungsalgorithmus zu schaffen, anhand der er validiert werden kann.

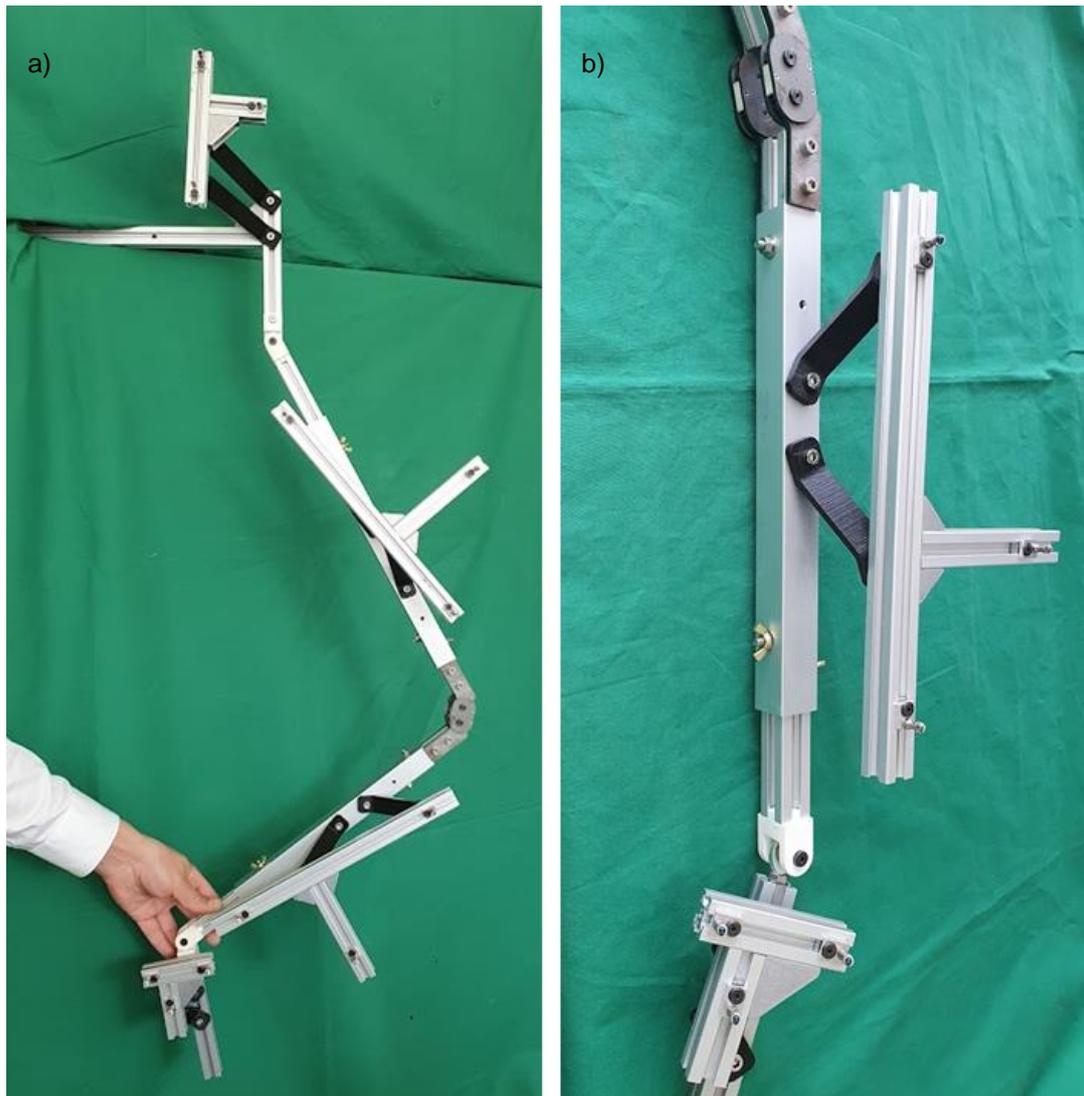


Abb. 7.1: a) Die Testkinematik für die Evaluation des Messsystems. Durch Teleskopmechanismen lassen sich die Länge des Ober- und Unterschenkelsegments präzise einstellen. b) Die modulare Befestigung der Tracker erlaubt eine variable Positionierung der Tracker relativ zum Gestell.

Für die Vermessung der Bewegung der Teststruktur werden die gleichen Infrarottracker verwendet, die auch für die Vermessung von Menschen zum Einsatz kommen. Sie bestehen aus Konstruktionsprofilen, an denen drei gläserne Infrarotreflektorkugeln befestigt wurden, wobei alle vier Tracker unterschiedliche Kugelanordnungen aufweisen, um eine eindeutige Zuordnung zu erlauben. Die Montage der Tracker an der Teststruktur erfolgt mithilfe von unterschiedlichen Abstandshaltern. Diese besitzen eine schräge Stufenform mit verschiedenen horizontalen und vertikalen Versatzmaßen (Abb. 7.1b). Dabei werden zwei Abstandshalter pro Tracker eingesetzt, um eine stabile Verbindung zu gewährleisten. Durch die Verschiebbarkeit der zur Befestigung eingesetzten Nutensteine und der Rotationsfreiheit der Abstandshalter bei gelockerten Schrauben können die Tracker in eine Vielzahl unterschiedlicher Konfigurationen gebracht werden. Durch den Austausch der Abstandshalter ergeben sich zusätzliche Varianten, wobei die Flexibilität des Kunststoffes, der für die Abstandshalter verwendet wurde, auch die Kombination unterschiedlich hoher Abstandshalter erlaubt. Auf diese Weise lassen sich unterschiedliche Oberschenkelumfänge und Muskelverteilungen von Benutzern simulieren, die die relative Position zwischen Tracker und Skelett des Probanden bestimmen.

Der Versuchsaufbau besteht aus der Teststruktur, vier Infrarottrackern, einem Set von Abstandshaltern, einer NDI Polaris Vicra Stereokamera und einem Computer. Die Teststruktur wird mittels des Hüftsegments an einem höhenverstellbaren Tisch befestigt, sodass der Rest der Struktur frei in der Luft hängt. Die variable Befestigung der Tracker wird nach dem beschriebenen Prinzip mithilfe der austauschbaren Abstandshalter erreicht. Die Aufnahme der Tracker erfolgt mittels der Stereokamera, die auch für die Benutzervermessung zum Einsatz kommt. Für die Ansteuerung der Kamera und die Speicherung der erfassten Daten wird ein Computer eingesetzt, der mittels einer USB-Schnittstelle mit der Kamera verbunden ist. Auf diesem läuft der entwickelte Algorithmus, der in Matlab implementiert wurde.

7.2 Wiederholgenauigkeit des Messprozesses

Im ersten Experiment wird die Wiederholgenauigkeit des Prozesses bei unterschiedlichen Trackerorientierungen untersucht. Hierfür werden drei unterschiedliche Kinematiken der Teststruktur verwendet, die jeweils zehnmal vermessen werden. Bei jeder Messung wird die Befestigung der Tracker zufällig variiert, sodass sich die aufgenommenen Bewegungsdaten bei jedem Durchlauf unterscheiden. Im Rahmen der Auswertung werden die vier Parameter betrachtet, die zur Beschreibung der Kinematik verwendet werden. Dabei handelt es sich um die Längen von Ober- und Unterschenkelsegment, sowie Achsabstand und Versatz des polyzentrischen Kniegelenks. Da es die Aufgabe des Algorithmus ist, die zugrundeliegende Kinematik unabhängig von der Trackeranordnung zu erfassen, wird erwartet, dass sich die ermittelten Werte bei gleicher Kinematik nicht signifikant voneinander unterscheiden.

Als Metrik für die Wiederholgenauigkeit der Messung wird die Streuung der Messwerte betrachtet, die hier in Form der Standardabweichung der Stichprobe quantifiziert wird. Damit soll festgestellt werden, ob die Schwankungen der Messergebnisse in einem akzeptablen Bereich liegen. Die Größe dieses akzeptablen Bereichs hängt grundlegend von der Anwendung ab, weshalb es hier keine allgemein gültigen Richtwerte gibt. Für die vorliegende Problemstellung wird festgelegt, dass für die Längen der Ober- und Unterschenkelsegmente 99% aller Messwerte innerhalb eines Wertebereichs von 5 mm liegen sollten, um das Kriterium der Reproduzierbarkeit zu erfüllen. Für die Parameter des Kniegelenks sollten 99% aller Messergebnisse in einem Wertebereich von 1 mm liegen. Diese Grenzwerte basieren darauf, dass sich die meisten Exoskelette des Stands der Technik nur in diskreten Schritten von mindestens 5 mm einstellen lassen. Solange der hier beschriebene Messprozess die definierte Wiederholgenauigkeit aufweist, passt ein darauf basierendes individualisiertes Exoskelett mindestens so gut, wie ein optimal eingestelltes kommerzielles System. Da es bisher keine Exoskelette mit einstellbarer Kniekinematik gibt, sind hierfür keine Referenzwerte vorhanden. Selbst die in der Orthetik eingesetzten polyzentrischen Gelenke werden lediglich in einer standardisierten Größe verkauft. Der Grenzwert von 1 mm basiert darauf, dass die absolute Auswirkung auf die Bewegungsbahn der Bein kinematik unterhalb dieses Werts gering ausfällt.

Neben dem Einfluss der Trackerorientierung wird in diesem Experiment auch der Einfluss der Körpergröße auf die Wiederholgenauigkeit des Vermessungsprozesses untersucht. Aus diesem Grund orientieren sich die vermessenen Kinematiken in Bezug auf die Länge der Ober- und Unterschenkelsegmente an den durchschnittlichen Maßen von Menschen mit einer Körpergröße von 160 cm, 180 cm und 200 cm. Entsprechend der Größenverteilung wurden den getesteten Kinematiken auch polyzentrische Kniegelenke in drei Größen zugeordnet. Die gewählte Länge von Ober- und Unterschenkelsegment basiert dabei auf Winter (2009), der durchschnittliche menschliche Proportionen definiert hat. Die hieraus entstandenen Kinematiken sind in Tabelle 4 zusammengefasst.

Tabelle 4: Parameter der getesteten Kinematiken zur Validierung der Wiederholgenauigkeit.

Kinematik	Körpergröße	Oberschenkel- länge	Unterschenkel- länge	Achsabstand Kniegelenk	Versatz Kniegelenk
1	160 cm	45,4 cm	39,4 cm	12 mm	6 mm
2	180 cm	51,1 cm	44,3 cm	18 mm	10 mm
3	200 cm	56,8 cm	49,2 cm	24 mm	14 mm

Der Ablauf der Messung ist analog zu der Vermessung eines Benutzers, mit dem Unterschied, dass ein Mensch während der Vermessung auf dem Rücken liegt, während die Teststruktur aufrecht hängt. Da bei der Messung lediglich die relative Bewegung der Tracker zueinander betrachtet wird, ergibt sich aus dieser anderen Orientierung kein Unterschied. Grundsätzlich besteht jeder Messdurchlauf aus drei Wiederholungen, wobei die drei Gelenke bei jeder Wiederholung einzeln aufgenommen werden. Die Messung beginnt mit dem Hüftgelenk, das in der Ausgangslage ausgestreckt oder geringfügig nach hinten ausgelenkt wird. Dieses wird nun um 75° nach vorne angewinkelt, wobei versucht wird, während der Bewegung so wenig wie möglich von der Sagittalebene abzuweichen. Als nächstes wird das Kniegelenk vermessen, wobei die Bewegung bei maximaler Streckung startet und bis zu einem Kniewinkel von 90° gebeugt wird. Da zu jedem Zeitpunkt nur ein Gelenk betrachtet wird, ist die Stellung des Hüftgelenks bei der Vermessung des Knies unerheblich. Zuletzt folgt das Sprunggelenk, dessen Messung in der ausgestreckten Lage, also bei abgesenkten Zehen erfolgt, die im Laufe der Bewegung um 30° angehoben werden. Wie bei der Hüfte ist auch hier ein Kugelgelenk verbaut, um eine Abweichung aus der Sagittalebene wie bei einem realen Benutzer zu ermöglichen, wobei auch hier versucht wird, diese Abweichung während der Bewegungsdurchführung zu minimieren.

Nach jeder vollständigen Aufnahme wird eine Veränderung der Trackerorientierung durch einen Wechsel der Abstandshalter sichergestellt. Durch die Kombination von zufällig ausgewählten Abstandshaltern und einer willkürlichen Winkelstellung relativ zur Teststruktur sind keine zwei Messungen identisch. Durch diese Variation der Trackerbefestigung und den Einsatz der Kugelgelenke wird sichergestellt, dass sich die zehn Datensätze von jeder der drei getesteten Kinematiken signifikant voneinander unterscheiden, da sich nicht nur die relative Bewegung der Tracker zur Teststruktur ändert, sondern auch die Bewegung der Teststruktur selbst bei allen Aufnahmen geringfügig voneinander abweicht.

Zur Beurteilung der Wiederholgenauigkeit des Messverfahrens wird die Streuung der erhaltenen Werte betrachtet. Ein verbreitetes Maß für die Streuung von Messwerten ist die Standardabweichung der Stichprobe, da diese ein Gefühl dafür vermittelt, wie groß die zu erwartenden Schwankungen der Messergebnisse sind. Tabelle 5 zeigt die Mittelwerte und Standardabweichungen der vier ermittelten Parameter für die drei getesteten Kinematiken.

Die Ergebnisse zeigen deutlich, dass die Varianz der Messergebnisse bei der Oberschenkel­länge am größten, bei der Unterschenkel­länge deutlich geringer und bei den Kniegelenk­parametern nahezu nicht existent ist. Zudem scheint der Prozess bei steigender Größe der Kinematik an Wiederholgenauigkeit zu gewinnen. Dieses Phänomen lässt sich dadurch erklären, dass Messfehler bei der Positionsermittlung einzelner Trackerkugeln bei größeren Bewegungen weniger ins Gewicht fallen als bei kleineren Bewegungen.

Unterschenkel, eine mit einem verhältnismäßig langen Oberschenkel und kurzem Unterschenkel, sowie eine mit einem kurzen Oberschenkel und einem langen Unterschenkel. Die Gesamtlänge der Kinematik ist bei allen drei Varianten identisch. Wie zuvor wurden die drei zur Auswahl stehenden polyzentrischen Kniegelenke ihren Größenverhältnissen entsprechend den Kinematiken zugeordnet. In Tabelle 6 sind alle getesteten Kinematiken aufgeführt.

Tabelle 6: Parameter der Kinematiken zur Evaluation der absoluten Messgenauigkeit.

Kinematik	Körpergröße	Oberschenkel-länge	Unterschenkel-länge	Achsabstand Kniegelenk	Versatz Kniegelenk
1	160 cm	43,4 cm	41,4 cm	12 mm	6 mm
2	160 cm	45,4 cm	39,4 cm	12 mm	6 mm
3	160 cm	47,4 cm	37,4 cm	12 mm	6 mm
4	165 cm	44,9 cm	42,6 cm	12 mm	6 mm
5	165 cm	46,9 cm	40,6 cm	12 mm	6 mm
6	165 cm	48,9 cm	38,6 cm	12 mm	6 mm
7	170 cm	46,3 cm	43,8 cm	12 mm	6 mm
8	170 cm	48,3 cm	41,8 cm	12 mm	6 mm
9	170 cm	50,3 cm	39,8 cm	12 mm	6 mm
10	175 cm	47,7 cm	45,1 cm	18 mm	10 mm
11	175 cm	49,7 cm	43,1 cm	18 mm	10 mm
12	175 cm	51,7 cm	41,1 cm	18 mm	10 mm
13	180 cm	49,1 cm	46,3 cm	18 mm	10 mm
14	180 cm	51,1 cm	44,3 cm	18 mm	10 mm
15	180 cm	53,1 cm	42,3 cm	18 mm	10 mm
16	185 cm	50,5 cm	47,5 cm	18 mm	10 mm
17	185 cm	52,5 cm	45,5 cm	18 mm	10 mm
18	185 cm	54,5 cm	43,5 cm	18 mm	10 mm
19	190 cm	52,0 cm	48,7 cm	18 mm	10 mm
20	190 cm	54,0 cm	46,7 cm	18 mm	10 mm
21	190 cm	56,0 cm	44,7 cm	18 mm	10 mm
22	195 cm	53,4 cm	50,0 cm	24 mm	14 mm
23	195 cm	55,4 cm	48,0 cm	24 mm	14 mm
24	195 cm	57,4 cm	46,0 cm	24 mm	14 mm
25	200 cm	54,8 cm	51,2 cm	24 mm	14 mm
26	200 cm	56,8 cm	49,2 cm	24 mm	14 mm
27	200 cm	58,8 cm	47,2 cm	24 mm	14 mm
28	205 cm	56,2 cm	52,4 cm	24 mm	14 mm
29	205 cm	58,2 cm	50,4 cm	24 mm	14 mm
30	205 cm	60,2 cm	48,4 cm	24 mm	14 mm

Im Gegensatz zu dem vorherigen Experiment wurde die Orientierung der Tracker relativ zur Teststruktur konstant gehalten. Diese wurden dabei mittels paarweise identischen Abstandshaltern parallel zur Struktur befestigt. Um zu bewerten, ob die Messgenauigkeit die Anforderungen erfüllt, wird die absolute Abweichung der Messergebnisse von der Realität betrachtet. Diese soll mit einer Sicherheit von 99% unter dem Grenzwert von 2,5 mm für Ober- und Unterschenkelsegmentlänge und 0,5 mm für die Kniegelenksparameter liegen. Hierfür wird ein einseitiger T-Test mit einem Signifikanzniveau von 1% durchgeführt, dessen Ergebnisse in Tabelle 7 dargestellt werden.

Tabelle 7: Mittelwert und Standardfehler der absoluten Abweichung des Messprozesses und die Ergebnisse des T-Tests zur Bewertung der Messgenauigkeit

	Oberschenkel- länge	Unterschenkel- länge	Achsabstand Kniegelenk	Versatz Kniegelenk
Mittelwert der Abweichung	0,1 cm	0,1 cm	0,2 mm	0,1 mm
Standardfehler der Abweichung	0,02 cm	0,02 cm	0,03 mm	0,02 mm
Kritischer T-Wert	2,46	2,46	2,46	2,46
T-Wert	6,78	5,63	10,34	17,08

Der T-Test zeigt eindeutig die Erfüllung der Anforderung für alle vier Parameter. Damit kann mit einer Sicherheit von 99% davon ausgegangen werden, dass sich die ermittelten Längen für Ober- und Unterschenkelsegmente in einem Intervall von 5 mm um den realen Wert befinden, während die Parameter des Kniegelenks in einem Intervall von 1 mm um den optimalen Wert liegen.

7.4 Diskussion

In den beiden durchgeführten Experimenten wurden die Wiederholgenauigkeit und die Messgenauigkeit des entwickelten Messprozesses für die menschliche Bein kinematik untersucht. Dabei wurde festgestellt, dass die vier ermittelten Parameter unterschiedlich genau gemessen werden können. Während die optimalen Parameter des Kniegelenks mit hoher Wiederholgenauigkeit und Richtigkeit bestimmt werden können, sind die Abweichungen bei der Berechnung der Länge des Ober- und Unterschenkelsegments höher. Hierbei zeigt sich, dass die Wiederholgenauigkeit mit steigender Größe der Kinematik zunimmt. Dies basiert wahrscheinlich darauf, dass Messfehler des verwendeten Kamerasystems bei größeren Systemen einen geringeren relativen Einfluss auf das Messergebnis des Algorithmus haben. Trotz dessen konnte die optimale Länge des Unterschenkelsegments mit zufriedenstellender Wiederholgenauigkeit und Richtigkeit bei allen Teststrukturgrößen ermittelt werden. Die Wiederholgenauigkeit der Messung der Oberschenkel länge hingegen wurde bei zwei von drei getesteten Kinematiken als ungenügend eingestuft.

Die hohe Genauigkeit im zweiten Experiment trotz der ungenügenden Wiederholgenauigkeit weist deutlich auf den Einfluss der Trackeranordnung hin. So sorgt eine günstige Orientierung der Tracker relativ zur Teststruktur für eine hohe Genauigkeit der Ergebnisse, während eine willkürliche Anordnung einen signifikanten negativen Einfluss auf die Wiederholgenauigkeit hat. Für den praktischen Einsatz bedeutet das, dass bei der Befestigung der Tracker am Benutzer bereits versucht werden sollte, die Tracker möglichst parallel zur darunterliegenden Knochenstruktur auszurichten, um eine präzise Messung zu erhalten.

8. Zusammenfassung und Ausblick

In dieser Arbeit wurde eine Entwicklungsmethodik für anwendungs- und benutzerspezifische Exoskelette für die unteren Extremitäten entwickelt und anhand eines Exoskeletts für Querschnittsgelähmte validiert.

Robotische Exoskelette für die unteren Extremitäten haben großes Potential in Medizin, Industrie und Militär, jedoch wird ihre Verbreitung unter anderem durch die große anthropometrische Varianz der Nutzer gehemmt. Um Bewegungen der Beine effektiv zu unterstützen und längerfristig komfortabel tragbar zu sein, muss das Exoskelett biomechanisch mit dem Benutzer kompatibel sein. Dies setzt voraus, dass das System die nötigen Freiheitsgrade besitzt und die Gelenkachsen optimal zu denen des Benutzers ausgerichtet sind. Hierfür setzen aktuell verfügbare Systeme auf eine weitreichende Anpassungsfähigkeit der Exoskelettstruktur, die eine zeitaufwändige Anpassung durch einen Experten bedingt und das Gerät signifikant komplexer und schwerer macht.

Als ein alternativer Ansatz wurde in dieser Arbeit eine Entwicklungsmethodik für benutzerspezifische Exoskelette für unterschiedliche Anwendungen entwickelt. Dabei war es das Ziel, die Entwicklung solcher Geräte klar zu strukturieren und den Entwickler durch alle relevanten Designentscheidungen zu führen, ohne dabei die Anwendbarkeit des Systems einzuschränken. Die Individualisierung des Geräts erlaubt dabei eine Maximierung der biomechanischen Kompatibilität und die Reduzierung der Systemkomplexität.

Der beschriebene Entwicklungsprozess besteht aus zwölf diskreten Schritten, die nacheinander durchlaufen werden. Er beginnt mit der Definition der Anwendung, wobei die grundlegenden Randbedingungen und Anforderungen für den Einsatz des Geräts festgelegt werden. Damit wird auch bereits ein Steuerungskonzept definiert, anhand dessen entschieden wird, welche Arten von Benutzerschnittstellen und Sensoren in das System integriert werden müssen. Basierend auf der Anwendung wird daraufhin die Kinematik des Exoskeletts bestimmt, die definiert, welche Freiheitsgrade in den einzelnen Gelenken vorliegen und welche davon aktuiert werden müssen. Als nächstes wird der Benutzer vermessen, um alle notwendigen Maße für die Individualisierung des Systems zu erfassen und eine Berechnung der auftretenden Kräfte und Momente zu ermöglichen. Abhängig von der Anwendung werden dann die grundlegenden Bewegungstrajektorien definiert, um die Anforderungen an die Antriebe bezüglich Bewegungsraum und Geschwindigkeit zu ermitteln. Auf dieser Basis können nun auch die Lastfälle betrachtet und für die Ermittlung der benötigten Drehmomente herangezogen werden. Sind alle quantitativen Anforderungen an die Aktorik bekannt, können als nächstes die Aktuierungsprinzipien festgelegt und die hierfür benötigten Antriebe ausgelegt werden. Nach der Auswahl der Antriebskomponenten wird die gesamte elektronische Struktur des Exoskeletts entworfen, die alle Komponenten für Motorsteuerung, Benutzerschnittstelle und Energieversorgung enthält. Anschließend kann auch die eigentliche Exoskelettstruktur entworfen werden, wobei die abstrakte kinematische Beschreibung in eine grobe Skizze der tatsächlichen Bauteilgeometrien überführt wird. Wurden alle kommerziell erhältlichen Zukaufteile ausgewählt, kann das Exoskelett im Detail auskonstruiert werden. Parallel dazu wird die Steuerung und sämtliche zum Betrieb des Geräts benötigte Software entwickelt. Der letzte Schritt auf Hardwareseite ist die Fertigung aller Bauteile und Montage des Systems, wobei hier auf die besonderen Anforderungen bei der Herstellung von individuellen Bauteilen zu achten ist. Ist der Aufbau der gesamten Exoskelettstruktur abgeschlossen können Hard- und Software im Rahmen der Integration zusammengeführt werden. Diese ist geprägt von umfangreichen Funktionstests, um das Zusammenspiel der einzelnen Komponenten

sicherzustellen. Zuletzt wird das Gesamtsystem getestet und bezüglich der definierten Anwendung evaluiert, wobei die Sicherheit von Testpersonen an oberster Stelle steht.

Der beschriebene Prozess wurde in dieser Arbeit anhand eines Exoskeletts für Querschnittsgelähmte umgesetzt. Das Ziel eines solchen Geräts ist es, einem gelähmten Benutzer ohne motorische oder sensorische Funktion der Beine die Fähigkeit zu geben, aufzustehen und auf ebenem Untergrund zu gehen. Während die Anforderungen an Bewegungsfreiheit und Steuerung bei diesem Einsatzfall geringer sind als bei Geräten für gesunde Benutzer, ist er prädestiniert für individualisierte Geräte mit maximaler biomechanischer Kompatibilität, da die Benutzer das System ausschließlich selbst und über viele Jahre hinweg nutzen. Im Rahmen dieser Individualisierung wurde in dieser Arbeit ein Algorithmus entwickelt, der in der Lage ist, die optimale Exoskelettkinematik auf Basis von optischen Bewegungsaufnahmen der Beine zu bestimmen. Dabei werden einerseits die grundlegenden Gelenkpositionen und andererseits die bestmögliche Gelenkinematik zur Abbildung der individuellen Kniegelenksbewegung des Benutzers bestimmt. Die ermittelten Maße werden im Anschluss in einem automatisierten Entwurfsprozess in benutzerspezifische Strukturelemente überführt.

Der nach Durchlaufen des kompletten Entwicklungsprozesses entstandene Exoskelett-Prototyp wurde gemäß der eingangs definierten Anforderungen evaluiert und seine Funktionsfähigkeit bestätigt. Der Demonstrator weist eine außergewöhnlich schlanke Struktur entlang der Beine auf, ist mit einem Gewicht von 21 kg jedoch ähnlich schwer wie nicht individualisierte Geräte des Stands der Technik. Dies ist in erster Linie darauf zurückzuführen, dass die automatisiert entworfenen Strukturelemente nur in geringem Umfang auf Leichtigkeit optimiert wurden. Hier birgt eine dedizierte Topologieoptimierung der Struktur Potential für signifikante Gewichtseinsparungen.

Zusätzlich zu dieser Validierung des anwendungsspezifischen Entwurfs wurde der entwickelte Vermessungsprozess für die Benutzerindividualisierung in einem zweiteiligen Experiment untersucht. Hierbei wurde der Algorithmus zur Bestimmung der optimalen Exoskelettkinematik anhand einer verstellbaren Messkinematik auf seine Wiederholgenauigkeit und Richtigkeit untersucht. Hierbei zeigte sich, dass der Algorithmus in der Lage ist, die Bein kinematik des Benutzers auf wenige Millimeter genau zu bestimmen, wobei eine ungünstige Befestigung der Tracker am Bein des Benutzers einen signifikanten negativen Einfluss auf die Messgenauigkeit hat. Die realen Auswirkungen der Individualisierung der Exoskelettstruktur konnten in dieser Arbeit nicht evaluiert werden. Hierfür wäre eine Betrachtung der Relativbewegung und Kontaktkräfte zwischen Exoskelett und Benutzer nötig, die nicht umgesetzt werden konnte. Somit konnte bisher kein abschließender Beweis für den Vorteil einer Individualisierung geschaffen werden.

Der in dieser Arbeit vorgestellte Entwicklungsprozess für robotische Exoskelette für die unteren Extremitäten erwies sich in der Umsetzung als sinnvoller Leitfaden. Gleichzeitig muss berücksichtigt werden, dass unterschiedliche Anwendungen drastisch unterschiedliche Anforderungen an das System mit sich bringen. So sind Geräte für die Kraftunterstützung von gesunden Benutzern in der Industrie deutlich anderen Bedingungen unterworfen als Geräte für den medizinischen Einsatz, besonders in Bezug auf die verfügbaren Freiheitsgrade, die Geschwindigkeit der Aktorik und die Komplexität der Benutzerschnittstelle. Auch wenn der präsentierte Entwicklungsprozess solche unterschiedlichen Randbedingungen grundsätzlich vorsieht, sollte er für eine abschließende Evaluation seiner Einsetzbarkeit für weitere Anwendungsbereiche eingesetzt werden.

9. Literaturverzeichnis

- Al-Shuka, Hayder F. N; Rahman, Mohammad H; Leonhardt, Steffen; Ciobanu, Ileana; Berteanu, Mihai (2019). Biomechanics, actuation, and multi-level control strategies of power-augmentation lower extremity exoskeletons: An overview. *International Journal of Dynamics and Control* 7, 1462–1488.
- Anam, Khairul; Al-Jumaily, Adel Ali (2012). Active exoskeleton control systems: State of the art. *Procedia Engineering* 41, 988–994.
- Asbeck, Alan Thomas; Bujanda, Ignacio Galiana; Ding, Ye; Dyer, Robert Joseph; Larusson, Arnar Freyr; Quinlivan, Brendan Thomas; Schmidt, Kai; Wagner, Diana; Walsh, Conor J; Wehner, Michael. Soft exosuit for assistance with human motion, Patent, US10427293B2, USA.
- Awad, Louis N; Esquenazi, Alberto; Francisco, Gerard E; Nolan, Karen J; Jayaraman, Arun (2020). The ReWalk ReStore™ soft robotic exosuit: a multi-site clinical trial of the safety, reliability, and feasibility of exosuit-augmented post-stroke gait rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 17, 1–11.
- Bach Baunsgaard, Carsten; Vig Nissen, Ulla; Katrin Brust, Anne; Frotzler, Angela; Ribeill, Cornelia; Kalke, Yorck-Bernhard; León, Natacha; Gómez, Belén; Samuelsson, Kersti; Antepohl, Wolfram; others (2018). Gait training after spinal cord injury: safety, feasibility and gait function following 8 weeks of training with the exoskeletons from Ekso Bionics. *Spinal cord* 56 (2), 106–116.
- Bogue, Robert (2009). Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments. *Industrial Robot: An International Journal* 36 (5), 421–427.
- Bogue, Robert (2015). Robotic exoskeletons: a review of recent progress. *Industrial Robot: An International Journal* 42 (1), 5–10.
- Bogue, Robert (2022). Exoskeletons: a review of recent progress. *Industrial Robot: the international journal of robotics research and application* 49 (5), 813–818.
- Cenciarini, Massimo; Dollar, Aaron M. (2011). Biomechanical considerations in the design of lower limb exoskeletons. In: 2011 IEEE International conference on rehabilitation robotics, 1–6.
- Chen, Gong; Chan, Chow Khuen; Guo, Zhao; Yu, Haoyong (2013). A review of lower extremity assistive robotic exoskeletons in rehabilitation therapy. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering* 41 (4-5).
- Collins, Steven H; Wiggin, M. Bruce; Sawicki, Gregory S. (2015). Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton. *Nature* 522 (7555), 212–215.
- Crea, Simona; Beckerle, Philipp; Looze, Michiel de; Pauw, Kevin de; Grazi, Lorenzo; Kermavnar, Tjaša; Masood, Jawad; O'Sullivan, Leonard W; Pacifico, Ilaria; Rodriguez-Guerrero, Carlos; others (2021). Occupational exoskeletons: A roadmap toward large-scale adoption. Methodology and challenges of bringing exoskeletons to workplaces. *Wearable Technologies* 2, e11.
- Deutsches Institut für Normung e.V., DIN 33411. Körperkräfte des Menschen, September 1982. Berlin.
- Ding, Ye; Galiana, Ignacio; Asbeck, Alan; Quinlivan, Brendan; De Rossi, Stefano Marco Maria; Walsh, Conor (2014). Multi-joint actuation platform for lower extremity soft exosuits. In: 2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 1327–1334.
- Dollar, Aaron M; Herr, Hugh (2008). Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art. *IEEE Transactions on Robotics* 24 (1), 144–158.

- Earls, James (2020). *Born to walk: Myofascial efficiency and the body in movement*. North Atlantic Books.
- Esquenazi, Alberto; Talaty, Mukul; Packel, Andrew; Saulino, Michael (2012). The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *American journal of physical medicine & rehabilitation* 91 (11), 911–921.
- German Bionic Systems GmbH. Exoskeleton with contactless tracking of a limb, Patent, DE202021102627U1, Deutschland.
- Gurriet, Thomas; Finet, Sylvain; Boeris, Guilhem; Duburcq, Alexis; Hereid, Ayonga; Harib, Omar; Masselin, Matthieu; Grizzle, Jessy; Ames, Aaron D. (2018). Towards restoring locomotion for paraplegics: Realizing dynamically stable walking on exoskeletons. In: 2018 IEEE international conference on robotics and automation (ICRA), 2804–2811.
- Hara, Hiromasa; Sankai, Yoshiyuki (2010). Development of HAL for lumbar support. In: SCIS & ISIS SCIS & ISIS 2010, 416–421.
- Hohmann, Dietrich; Uhlig, Ralf; Mannerfelt, Lennart; Biedermann, Lutz (1990). *Orthopädische Technik*. Enke.
- Hyun, Dong Jin; Lim, HyunSeop; Park, SangIn; Nam, Seungkyu (2020). Singular wire-driven series elastic actuation with force control for a waist assistive exoskeleton, H-WEXv2. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 25 (2), 1026–1035.
- Jarrassé, Nathanaël; Morel, Guillaume (2010). A formal method for avoiding hyperstaticity when connecting an exoskeleton to a human member. In: 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 1188–1195.
- Jarrassé, Nathanaël; Morel, Guillaume (2011). Connecting a human limb to an exoskeleton. *IEEE Transactions on Robotics* 28 (3), 697–709.
- Jezernik, Sašo; Colombo, Gery; Keller, Thierry; Frueh, Hansruedi; Morari, Manfred (2003). Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool. *Neuromodulation: Technology at the neural interface* 6 (2), 108–115.
- Jimenez-Fabian, René; Verlinden, Olivier (2012). Review of control algorithms for robotic ankle systems in lower-limb orthoses, prostheses, and exoskeletons. *Medical engineering & physics* 34 (4), 397–408.
- Jin, Xin; Cai, Yusheng; Prado, Antonio; Agrawal, Sunil K. (2017). Effects of exoskeleton weight and inertia on human walking. In: 2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 1772–1777.
- Kainz, Hans; Carty, Christopher P; Modenese, Luca; Boyd, Roslyn N; Lloyd, David G. (2015). Estimation of the hip joint centre in human motion analysis: a systematic review. *Clinical biomechanics* 30 (4), 319–329.
- Kandilakis, Casey; Sasso-Lance, Elizabeth (2021). Exoskeletons for personal use after spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 102 (2), 331–337.
- Kazerooni, Homayoon (1990). Human-robot interaction via the transfer of power and information signals. *IEEE Transactions on systems, Man, and Cybernetics* 20 (2), 450–463.
- Laschowski, Brock; McNally, William; Wong, Alexander; McPhee, John (2020). Comparative analysis of environment recognition systems for control of lower-limb exoskeletons and prostheses. In: 2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 581–586.
- Lee, Hwang-Jae; Lee, Suhyun; Chang, Won Hyuk; Seo, Keehong; Shim, Youngbo; Choi, Byung-Ok; Ryu, Gyu-Ha; Kim, Yun-Hee (2017). A wearable hip assist robot can

- improve gait function and cardiopulmonary metabolic efficiency in elderly adults. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering* 25 (9), 1549–1557.
- Lennon, Olive; Tonellato, Michele; Del Felice, Alessandra; Di Marco, Roberto; Fingleton, Cairtriona; Korik, Attila; Guanziroli, Eleonora; Molteni, Franco; Guger, Christoph; Othner, Rupert; others (2020). A systematic review establishing the current state-of-the-art, the limitations, and the DESIRED checklist in studies of direct neural interfacing with robotic gait devices in stroke rehabilitation. *Frontiers in Neuroscience* 14, 578.
- Ma, Yue; Wu, Xinyu; Yi, Jingang; Wang, Can; Chen, Chunjie (2019). A review on human-exoskeleton coordination towards lower limb robotic exoskeleton systems. *Int. J. Robot. Autom* 34 (4), 431–451.
- McFarland, Tasha; Fischer, Steven (2019). Considerations for industrial use: a systematic review of the impact of active and passive upper limb exoskeletons on physical exposures. *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors* 7 (3-4), 322–347.
- McGibbon, Chris A; Sexton, Andrew; Jayaraman, Arun; Deems-Dluhy, Susan; Gryfe, Pearl; Novak, Alison; Dutta, Tilak; Fabara, Eric; Adans-Dester, Catherine; Bonato, Paolo (2018). Evaluation of the Keeogo exoskeleton for assisting ambulatory activities in people with multiple sclerosis: an open-label, randomized, cross-over trial. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 15, 1–14.
- Näf, Matthias B; Junius, Karen; Rossini, Marco; Rodriguez-Guerrero, Carlos; Vanderborght, Bram; Lefeber, Dirk (2018). Misalignment compensation for full human-exoskeleton kinematic compatibility: State of the art and evaluation. *Applied Mechanics Reviews* 70 (5), 50802.
- Nguiadem, Clautilde; Raison, Maxime; Achiche, Sofiane (2020). Motion planning of upper-limb exoskeleton robots: a review. *Applied Sciences* 10 (21), 7626.
- Nuckols, Richard W; Lee, Sangjun; Swaminathan, Krithika; Orzel, Dorothy; Howe, Robert D; Walsh, Conor J. (2021). Individualization of exosuit assistance based on measured muscle dynamics during versatile walking. *Science robotics* 6 (60).
- Pais-Vieira, Carla; Allahdad, Mehrab; Neves-Amado, João; Perrotta, André; Morya, Edgard; Moiola, Renan; Shapkova, Elena; Pais-Vieira, Miguel (2020). Method for positioning and rehabilitation training with the ExoAtlet powered exoskeleton. *MethodsX* 7, 100849.
- Peterson, Brandon; Daniel, Mark; Subra Mani, Vishnu; Arnold, Brooke; Craig, Travis; Gines, Jeremy; Gonzalez, Carlos; Howell, William; Shrewsbury, Brandon; Bellman, Matthew; others (2022). Team IHMC at the 2020 Cybathlon: a user-centered approach towards personal mobility exoskeletons. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 19 (1), 1–12.
- Piazza, Stephen J; Okita, Noriaki; Cavanagh, Peter R. (2001). Accuracy of the functional method of hip joint center location: effects of limited motion and varied implementation. *Journal of biomechanics* 34 (7), 967–973.
- Pons, Jose L. (Hg.) (2008). *Wearable robots: biomechatronic exoskeletons*. John Wiley & Sons.
- Quintero, Hugo; Farris, Ryan; Hartigan, Clare; Clesson, Ismari; Goldfarb, Michael (2011). A powered lower limb orthosis for providing legged mobility in paraplegic individuals. *Topics in spinal cord injury rehabilitation* 17 (1), 25–33.
- Reuleaux, Franz (1875). *Lehrbuch der Kinematik*. Vieweg.
- Rosen, Jacob (2019). *Wearable robotics: Systems and applications*. Academic Press.
- Rupal, Baltej Singh; Rafique, Sajid; Singla, Ashish; Singla, Ekta; Isaksson, Magnus; Virk, Gurvinder Singh (2017). *Lower-limb exoskeletons: Research trends and regulatory*

- guidelines in medical and non-medical applications. *International Journal of Advanced Robotic Systems* 14 (6).
- Sankai, Yoshiyuki (2011). HAL: Hybrid assistive limb based on cybernetics. In: *Robotics Research: The 13th International Symposium ISRR*, 25–34.
- Satoh, Yoshinao; Yamada, Takumi; Arai, Yasuhisa; Shimamura, Ryota; Hirosawa, Masaki; Yamakawa, Ryota; Takagi, Shota (2020). The immediate effect of the Honda Walking Assist Device on foot and ankle function in hemiplegic stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science* 32 (6), 405–409.
- Schmalz, Thomas; Schändlinger, Jasmin; Schuler, Marvin; Bornmann, Jonas; Schirrmeister, Benjamin; Kannenberg, Andreas; Ernst, Michael (2019). Biomechanical and metabolic effectiveness of an industrial exoskeleton for overhead work. *International journal of environmental research and public health* 16 (23), 4792.
- Schmidt, Kai; Duarte, Jaime E; Grimmer, Martin; Sancho-Puchades, Alejandro; Wei, Haiqi; Easthope, Chris S; Riener, Robert (2017). The myosuit: Bi-articular anti-gravity exosuit that reduces hip extensor activity in sitting transfers. *Frontiers in neurorobotics* 11, 57.
- Schrade, Stefan O; Dätwyler, Katrin; Stücheli, Marius; Studer, Kathrin; Türk, Daniel-Alexander; Meboldt, Mirko; Gassert, Roger; Lamercy, Olivier (2018). Development of Vari-Leg, an exoskeleton with variable stiffness actuation: first results and user evaluation from the CYBATHLON 2016. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 15, 1–18.
- Schwartz, M; Desbrosses, K; Theurel, J; Mornieux, G. (2022). Using passive or active back-support exoskeletons during a repetitive lifting task: influence on cardiorespiratory parameters. *European Journal of Applied Physiology* 122 (12), 2575–2583.
- Schwegler, Johann S; Lucius, Runhild (2016). *Der Mensch-Anatomie und Physiologie. Endo-Praxis* 32 (02), 85.
- Smith, Fraser M; Olivier, Marc X. Method for Redundant Control Policies for Safe Operation of an Exoskeleton, Patent, US20220176559A1, USA.
- Sun, Yuanxi; Tang, Yuntao; Zheng, Jia; Dong, Dianbiao; Chen, Xiaohong; Bai, Long (2022). From sensing to control of lower limb exoskeleton: A systematic review. *Annual Reviews in Control* 53, 83–96.
- Talaty, Mukul; Esquenazi, Alberto; Briceno, Jorge E. (2013). Differentiating ability in users of the ReWalk powered exoskeleton: An analysis of walking kinematics. In: *2013 IEEE 13th international conference on rehabilitation robotics (ICORR)*, 1–5.
- Tefertiller, Candy; Hays, Kaitlin; Jones, Janell; Jayaraman, Arun; Hartigan, Clare; Bushnik, Tamara; Forrest, Gail F. (2018). Initial outcomes from a multicenter study utilizing the indego powered exoskeleton in spinal cord injury. *Topics in spinal cord injury rehabilitation* 24 (1), 78–85.
- Vouga, Tristan; Baud, Romain; Fasola, Jemina; Bouri, Mohamed; Bleuler, Hannes (2017). TWIICE—A lightweight lower-limb exoskeleton for complete paraplegics. In: *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 1639–1645.
- Vukobratovic, Miomir; Hristic, D; Stojiljkovic, Z. (1974). Development of active anthropomorphic exoskeletons. *Medical and biological engineering* 12, 66–80.
- Walsh, Conor James; Endo, Ken; Herr, Hugh (2007). A quasi-passive leg exoskeleton for load-carrying augmentation. *International Journal of Humanoid Robotics* 4 (03), 487–506.
- Werner, Frederick W; An, Kai-Nan (1994). Biomechanics of the elbow and forearm. *Hand clinics* 10 (3), 357–373.

- Winter, David A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons.
- Wu, Ge; Siegler, Sorin; Allard, Paul; Kirtley, Chris; Leardini, Alberto; Rosenbaum, Dieter; Whittle, Mike; D D'Lima, Darryl; Cristofolini, Luca; Witte, Hartmut; others (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* 35 (4), 543–548.
- Wu, Shang-Li; Kazerooni, Homayoon (2017). Design of a passive exoskeleton knee to assist toe clearance. In: *Dynamic Systems and Control Conference*, V001T38A003.
- Yan, Tingfang; Cempini, Marco; Oddo, Calogero Maria; Vitiello, Nicola (2015). Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons. *Robotics and Autonomous Systems* 64, 120–136.
- Young, Aaron J; Ferris, Daniel P. (2016). State of the art and future directions for lower limb robotic exoskeletons. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering* 25 (2), 171–182.
- Yuan, Peijiang; Wang, Tianmiao; Ma, Fucun; Gong, Maozhen (2014). Key technologies and prospects of individual combat exoskeleton. In: *Knowledge Engineering and Management: Proceedings of the Seventh International Conference on Intelligent Systems and Knowledge Engineering*, Beijing, China, Dec 2012 (ISKE 2012), 305–316.
- Zhang, Lingjie; Lin, Fabin; Sun, Lei; Chen, Chunmei (2022). Comparison of efficacy of Lokomat and wearable exoskeleton-assisted gait training in people with spinal cord injury: a systematic review and network meta-analysis. *Frontiers in Neurology* 13, 772660.
- Zhou, Jia-Yong; Liu, Ye; Mo, Xin-Min; Han, Chong-Wei; Meng, Xiao-Jing; Li, Qiang; Wang, Yue-Jin; Zhang, Ang (2020). A preliminary study of the military applications and future of individual exoskeletons. *Journal of Physics: Conference Series* 1507 (10), 102044.
- Zilles, Karl; Tillmann, Bernhard (2011). *Anatomie*. Springer-Verlag.
- Zoss, Adam; Kazerooni, Hami; Chu, Andrew (2005). On the mechanical design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). In: *2005 IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems*, 3465–3472.

Anhang

Ergebnistabelle Experiment 1: Wiederholgenauigkeit des Messprozesses

Messung	Oberschenkel -länge	Unterschenkel -länge	Achsabstand Kniegelenk	Versatz Kniegelenk
1	45,0 cm	39,2 cm	12,0 mm	6,0 mm
2	45,0 cm	39,3 cm	12,0 mm	5,8 mm
3	45,2 cm	39,2 cm	12,0 mm	5,9 mm
4	46,0 cm	39,2 cm	12,0 mm	5,9 mm
5	45,4 cm	39,4 cm	12,0 mm	6,0 mm
6	45,4 cm	39,3 cm	12,0 mm	5,8 mm
7	45,4 cm	39,2 cm	12,1 mm	5,8 mm
8	45,4 cm	39,2 cm	12,0 mm	5,8 mm
9	45,4 cm	39,2 cm	12,0 mm	5,9 mm
10	45,5 cm	39,1 cm	12,1 mm	5,7 mm
11	50,9 cm	44,1 cm	17,8 mm	10,0 mm
12	51,2 cm	44,2 cm	17,9 mm	9,9 mm
13	51,3 cm	44,1 cm	17,9 mm	9,8 mm
14	51,1 cm	44,1 cm	17,8 mm	9,9 mm
15	51,1 cm	44,1 cm	17,8 mm	9,9 mm
16	51,1 cm	44,1 cm	17,8 mm	9,9 mm
17	51,2 cm	44,1 cm	17,9 mm	9,9 mm
18	51,1 cm	44,1 cm	17,8 mm	9,9 mm
19	51,4 cm	44,1 cm	17,8 mm	10,0 mm
20	51,1 cm	44,1 cm	17,8 mm	10,0 mm
21	58,1 cm	50,3 cm	23,6 mm	13,8 mm
22	58,1 cm	50,3 cm	23,6 mm	13,9 mm
23	57,9 cm	50,3 cm	23,7 mm	13,9 mm
24	58,1 cm	50,3 cm	23,7 mm	13,8 mm
25	57,9 cm	50,3 cm	23,7 mm	13,9 mm
26	58,2 cm	50,3 cm	23,7 mm	13,9 mm
27	58,1 cm	50,3 cm	23,7 mm	13,8 mm
28	58,1 cm	50,3 cm	23,6 mm	13,9 mm
29	58,1 cm	50,3 cm	23,7 mm	13,9 mm
30	58,1 cm	50,3 cm	23,6 mm	13,9 mm

Ergebnistabelle Experiment 2: Absolute Messgenauigkeit des Messprozesses

Kinematik	Oberschenkel -länge	Unterschenkel -länge	Achsabstand Kniegelenk	Versatz Kniegelenk
1	43,4 cm	41,3 cm	12,0 mm	6,2 mm
2	45,4 cm	39,3 cm	12,0 mm	5,7 mm
3	47,4 cm	37,1 cm	11,9 mm	5,9 mm
4	45,0 cm	42,4 cm	12,0 mm	5,7 mm
5	46,9 cm	40,5 cm	12,0 mm	5,9 mm
6	48,9 cm	38,6 cm	12,0 mm	6,0 mm
7	46,3 cm	43,6 cm	12,0 mm	5,6 mm
8	48,2 cm	41,6 cm	12,1 mm	5,7 mm
9	50,4 cm	39,6 cm	12,0 mm	5,9 mm
10	47,7 cm	44,9 cm	17,8 mm	9,9 mm
11	49,8 cm	42,9 cm	17,8 mm	9,9 mm
12	51,7 cm	41,0 cm	17,8 mm	9,8 mm
13	49,3 cm	46,3 cm	17,8 mm	10,0 mm
14	51,3 cm	44,1 cm	17,9 mm	9,9 mm
15	53,4 cm	42,1 cm	17,9 mm	9,9 mm
16	50,6 cm	47,4 cm	17,9 mm	9,8 mm
17	52,7 cm	45,7 cm	17,8 mm	9,9 mm
18	54,7 cm	43,4 cm	17,8 mm	9,8 mm
19	52,2 cm	48,6 cm	17,9 mm	9,8 mm
20	54,2 cm	46,7 cm	17,8 mm	9,9 mm
21	56,1 cm	44,7 cm	17,8 mm	9,9 mm
22	53,3 cm	50,1 cm	23,7 mm	13,8 mm
23	55,3 cm	48,1 cm	23,5 mm	14,0 mm
24	57,5 cm	46,1 cm	23,6 mm	13,9 mm
25	55,0 cm	51,2 cm	23,7 mm	13,8 mm
26	56,9 cm	49,2 cm	23,5 mm	13,9 mm
27	58,9 cm	47,3 cm	23,6 mm	13,9 mm
28	56,3 cm	52,3 cm	23,6 mm	14,0 mm
29	58,1 cm	50,5 cm	23,7 mm	14,0 mm
30	59,9 cm	48,5 cm	23,6 mm	13,9 mm