

**Untersuchungen zur Biomechanik und
seniorengerechten Gestaltung von exoskelettalen
Bewegungsunterstützungssystemen
zur Überwindung von Treppen**

vorgelegt von

M. Eng.

Max Böhme

ORCID: 0000-0002-5014-8631

an der Fakultät V - Verkehrs- und Maschinensysteme
der Technischen Universität Berlin
zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Ingenieurwissenschaften
- Dr.-Ing. -

genehmigte Dissertation

Promotionsausschuss:

Vorsitzender: Prof. Dr. rer. nat. Tobias Schöffter

Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Marc Kraft

Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Johannes Zentner

Tag der wissenschaftlichen Aussprache: 11. März 2022

Berlin 2022

Vorwort

Die vorliegende Dissertation entstand in den Jahren 2016 bis 2021 während meiner Beschäftigung als wissenschaftlicher Mitarbeiter und Promotionsstipendiat im Fachgebiet Konstruktion der Fakultät für Ingenieurwissenschaften an der Hochschule für Technik, Wirtschaft und Kultur Leipzig in Kooperation mit der Technischen Universität Berlin. Während dieser Zeit arbeitete ich in einem vom Europäischen Sozialfond geförderten Projekt, bei dem Systemlösungen für den demografischen Wandel entwickelt wurden. Ein Ergebnis dieses Projektes wird in der hier vorliegenden Arbeit abgehandelt.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr.-Ing. Johannes Zentner für die Betreuung meiner Arbeit, das kontinuierliche Interesse an diesem Thema sowie die Möglichkeit, selbstständig und frei an der Dissertation zu arbeiten.

Herrn Prof. Dr.-Ing. Marc Kraft, welcher als Fachgebietsleiter der Medizintechnik an der Technischen Universität Berlin fungiert, danke ich für die Förderung dieser Arbeit und der bereitwilligen Übernahme der wissenschaftlichen Begutachtung.

Mein Dank geht ebenfalls an die gesamte Abteilung Biomechanik der sportwissenschaftlichen Fakultät der Universität Leipzig. Ohne die Unterstützung von Frau Prof. Dr. Maren Witt wären die tiefen Einblicke in die Biomechanik und die für diese Arbeit notwendigen biomechanischen Erkenntnisse nicht erlangt worden. Vielen Dank auch an alle Probanden.

Ein besonderer Dank geht auch an die im Projekt involvierten Studierenden sowie die Mitarbeitenden an der Fakultät Ingenieurwissenschaften der HTWK Leipzig, die das Vorhaben auf vielseitigen Wegen unterstützt haben. Insbesondere möchte ich den Kollegen M.Sc. Felix Weiske hier erwähnen, der nicht nur für die dedizierte Entwicklung der Regelung des Systems verantwortlich ist, sondern auch wesentliche Erkenntnisse über die gesamte Projektlaufzeit beigetragen hat. Ohne den kontinuierlichen Austausch und die vielen konstruktiven Diskussionen hätte das Vorhaben so nicht realisiert werden können. An dieser Stelle möchte ich mich auch bei Prof. Dr.-Ing. Jens Jäkel für die vielseitige und kontinuierliche Unterstützung bedanken.

Des Weiteren bedanke ich mich bei Divyaksh Subhash Chander, der zu jener Zeit an der Politecnico di Torino beschäftigt war. Gemeinsam konnten so die Modelle für den Funktionsnachweis in stets engem Austausch erstellt und auch wesentliche Erkenntnisse zur Modellierung von Schnittstellen gewonnen werden.

An dieser Stelle sei auch erwähnt, dass aus Gründen der Lesbarkeit in dieser Arbeit nur das generische Maskulinum verwendet wird.

Kurzfassung

In dieser Arbeit wird ein Beitrag zur Biomechanik und seniorengerechten Gestaltung von exoskelettalen Bewegungsunterstützungssystemen (eBUS) geleistet, welche insbesondere für die Überwindung von Treppen geeignet sind. Bei der Gestaltung liegt der Fokus auf der Strategie eines minimalen Systemaufbaus, indem alleinig der Aufstieg und Abstieg von Senioren unterstützt wird.

Technische Systeme wie Aufzüge oder Treppenlifte adressieren nicht die Restmobilität von Senioren, wodurch eine Rückbildung der Muskulatur eher begünstigt wird. Exoskelettale Systeme sind hingegen am Körper zu tragen und können die Bewegung aktiv unterstützen, was eine aktivierende Wirkung zur Folge haben kann und zur Erhalt der muskuloskelettalen Funktion beitragen könnte. Allerdings sind die eBUS des Standes der Technik und Forschung einerseits nicht explizit für Senioren und andererseits oft für die Unterstützung mehrerer Bewegungen konzipiert. Infolgedessen werden die Maximalanforderungen, die an das Gesamtsystem und dessen einzelnen Komponenten gestellt werden, von der jeweiligen zu unterstützenden Bewegung vorgegeben. Ein eBUS, welches insbesondere auf die Spezifik der Treppenüberwindung ausgelegt und nur für Senioren konzipiert ist, muss folglich durch eine andere Systemstruktur mit einer minimaleren Aktuierung geprägt sein.

Um dieses Ziel zu erreichen wurde eingangs der Stand der Technik und Forschung analysiert sowie die Forschungs- und Entwicklungsziele abgeleitet. Durch Anwendung einer partizipativen Entwicklungsmethode konnten Senioren bereits in einer frühen Entwicklungsphase eingebunden werden, indem dessen Anforderungen ermittelt wurden. Anschließend wurde der biomechanische Unterstützungsbedarf von Senioren quantifiziert, prinzipielle Unterstützungsmöglichkeiten simulativ untersucht und konzeptionelle eBUS synthetisiert. Abschließend wurde die Funktionsweise eines physischen Aufbaus experimentell getestet.

Im Ergebnis konnte gezeigt werden, dass ein für die Treppenüberwindung konzipiertes eBUS junge Menschen unterstützt und die geforderten Funktionen grundsätzlich erfüllt werden. Durch den experimentellen Funktionsnachweis konnten auch Optimierungspotentiale des eBUS identifiziert werden, welche in nachfolgenden oder äquivalenten Entwicklungen berücksichtigt werden sollten.

Abstract

This thesis is about the biomechanics and elderly-friendly design of exoskeletal movement assisting systems (eBUS) that are particularly suitable for climbing stairs. During a dedicated development, the strategy of a minimal system structure was pursued, where only the ascent and descent of elderly people are assisted.

Technical systems such as lifts or stair lifts do not address the residual mobility of elderly people, which tends to favour a regression of the muscles. Whereas exoskeleton systems can be attached to the body and actively assist movement, which can have an activating effect and might contribute to maintaining musculoskeletal function. However, prior art and research eBUS are not explicitly designed for elderly on the one hand and are often designed to support multiple movements on the other. As a result, the maximum requirements for the entire system and its individual components are determined by the movement that needs to be assisted. An eBUS that is designed in particular for the specific purpose of climbing stairs and is only designed for elderly people must therefore be characterised by a different system structure with a minimized actuation.

To achieve this goal, the state of the art was analysed and the research and development goals were defined. By applying a participation development method, it was possible to involve elderly people in an early development phase by determining their requirements. Subsequently, the biomechanical assistance needs of elderly people were quantified, principle assistance possibilities were simulated and conceptual eBUS were synthesised. Finally, the functionality of the physical structure was tested experimentally.

As a result, it could be shown that a developed eBUS assists young people during stair climbing and that the required functions are basically fulfilled. Through the experimental proof of function, it was also possible to identify optimization potentials of the eBUS, which should be exploited in subsequent developments.

Inhaltsverzeichnis

Vorwort.....	I
Kurzfassung.....	III
Abstract.....	IV
Abbildungsverzeichnis.....	IX
Tabellenverzeichnis.....	XI
Abkürzungsverzeichnis.....	XII
Symbolverzeichnis	XIV
1 Einleitung	1
2 Grundlagen und Forschungsstand zu exoskelettalen BUS	3
2.1 Relevante Begriffe und deren Definition.....	3
2.2 Einteilung von exoskelettalen Bewegungsunterstützungssystemen	5
2.3 Übersicht des relevanten Standes der Technik und Forschung	7
2.3.1 Stand der Technik von kommerziell erhältlichen Systemen	7
2.3.2 Stand der Forschung von relevanten eBUS.....	11
2.3.3 Stand der Patente.....	20
2.4 Analyse des Forschungsstandes	23
3 Forschungs- und Entwicklungsziele	25
4 Entwicklungsmethodische Vorgehensweise	27
4.1 Partizipative Entwicklungsmethode.....	28
4.2 Vorgesehene Zweckbestimmung.....	33
4.3 Relevante Normen und Richtlinien.....	33
4.4 Präzisierung von Forderungen und Wünschen	35
4.4.1 Anforderungen aus Normen und Richtlinien	35
4.4.2 Subjektive Forderungen und Wünsche	37
5 Ermittlung des Unterstützungsbedarfes	41
5.1 Unterer Stütz- und Bewegungsapparat	41
5.1.1 Strukturelle Einteilung des menschlichen Körpers	41
5.1.2 Passiver unterer Stützapparat	42

5.1.3 Aktiver Bewegungsapparat.....	45
5.1.4 Funktion menschlicher Bewegung	46
5.2 Darstellung der Treppe als Systemumgebung	47
5.3 Biomechanik der Treppenüberwindung.....	49
5.3.1 Forschungsstand.....	49
5.3.2 Methode zur biomechanischen Ermittlung des Auf- und Abstieges.....	50
5.3.3 Aufstieg	52
5.3.4 Abstieg	54
5.4 Ermittlung des Leistungsdefizites.....	56
5.4.1 Forschungsstand und -interesse.....	56
5.4.2 Methode zur Ermittlung des Leistungsdefizits	57
5.4.3 Maximale ROM und Maximalmomente	58
5.4.4 Ergebnisse der Leistungsdefizite für Auf- und Abstieg	58
5.4.5 Diskussion der Leistungsdefizite für Auf- und Abstieg.....	60
5.5 Biomechanische Anforderungen für die Entwicklung von eBUS.....	62
5.5.1 Kinematische Anforderungen.....	62
5.5.2 Kinetische Anforderungen	63
5.5.3 Resultierende biomechanische Anforderungsliste	64
6 Analyse prinzipieller Unterstützungsmöglichkeiten	65
6.1 Möglichkeiten der Bewegungsunterstützung.....	65
6.1.1 Erläuterungen zur Bewegungsunterstützung	65
6.1.2 Schwerkraftkompensation	66
6.1.3 Zusätzliche Drehmomente (für ein Gelenk).....	68
6.2 Methodisches Vorgehen	69
6.2.1 Verwendung von kinematischen und kinetischen Daten des Aufstieges	70
6.2.2 Erstellung des Simulationsmodells	70
6.2.3 Implementierung der passiven und aktiven Unterstützung.....	71
6.2.4 Darstellung der kinematischen und kinetischen Daten.....	72
6.2.5 Berechnung der Unterstützungsmomente.....	73

6.3 Simulationsergebnis	73
6.3.1 Ergebnis für die Knieextension	73
6.3.2 Ergebnis für die Plantarflexion	75
6.4 Diskussion der Ergebnisse	75
6.5 Schlussfolgerung	77
7 Synthese prinzipieller eBUS zur Unterstützung der Treppenüberwindung	78
7.1 Methode zur Generierung abstrakter prinzipieller eBUS	79
7.1.1 Modell des unteren Bewegungsapparates	79
7.1.2 Anordnung der Antriebe am Bewegungsapparat	79
7.1.3 Anforderungen an ein konkretisiertes prinzipielles eBUS	80
7.1.4 Auswahl und Kombination der geeigneten Anordnungen der Antriebe	81
7.1.5 Eingrenzung geeigneter Lösungen	82
7.1.6 Konkretisierung der favorisierten Lösung	82
7.2 Ergebnisse für die prinzipiellen eBUS zur Treppenüberwindung	87
7.2.1 Ausgewählte Antriebsanordnungen	87
7.2.2 Geeignete kombinierte Antriebsanordnungen	88
7.2.3 Eingegrenzte geeignete Lösungen	88
7.2.4 Konkretisierte favorisierte Lösung	89
7.3 Diskussion des generierten technischen Prinzips	91
8 Komponenten und physischer Aufbau von eBUS	93
8.1 Demonstrator 1.0	93
8.1.1 Physischer Aufbau	93
8.1.2 Nutzerfeedback	95
8.1.3 Abgeleitete Anforderungen an den Demonstrator 2.0	95
8.2 Demonstrator 2.0	96
8.2.1 Physischer Aufbau	96
8.2.2 Dimensionierung einzelner Komponente	97
8.2.3 Massenverteilung	101
8.2.4 Funktionsweise, Befestigung am Menschen, Einstellmöglichkeiten und ROM	101

8.2.5 Fehlermöglichkeits- und Einflussanalyse	104
9 Experimenteller Funktionsnachweis	106
9.1 Forschungsinteresse	106
9.2 Methodisches Vorgehen	106
9.2.1 Verwendeter Demonstrator.....	106
9.2.2 Probanden, Testsetup und Versuchsablauf	107
9.2.3 Datenaufbereitung, Modellierung und Berechnung	109
9.3 Ergebnisse.....	114
9.3.1 Kinematik und Kinetik	114
9.3.2 Schnittstellenkräfte und Fehlausrichtungen	120
9.3.3 Subjektive Empfindungen	122
9.4 Diskussion der Ergebnisse	123
10 Zusammenfassung und Ausblick	129
10.1 Zusammenfassung	129
10.2 Ausblick	130
Literaturverzeichnis.....	XV
Anhangsverzeichnis	XXXVI
Eidesstattliche Erklärung nach §5 der Promotionsordnung	LXIV

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2.1: Kommerziell erhältliche eBUS zur Treppenüberwindung (1).....	8
Abbildung 2.2: Kommerziell erhältliche eBUS zur Treppenüberwindung (2).....	10
Abbildung 2.3: Experimentierorthese der TU Berlin	12
Abbildung 2.4: Exoskelette und aktive Orthesen für ein Bein	13
Abbildung 2.5: Aktive Systeme zur Unterstützung beider Beine (1).....	14
Abbildung 2.6: Aktive Systeme zur Unterstützung beider Beine (2).....	16
Abbildung 2.7: Exoskelette zur Unterstützung der Treppenüberwindung des HIT	17
Abbildung 2.8: Exoskelette für Querschnittsgelähmte	19
Abbildung 2.9: Mechanische Struktur des PKAExo	20
Abbildung 2.10: Systeme aus Patentschriften zur Unterstützung des Kniegelenks	21
Abbildung 2.11: Systeme aus Patentschriften zur Unterstützung der Treppenüberwindung	22
Abbildung 4.1: Schematische Darstellung der eBUS-Entwicklung in Ebenen.....	27
Abbildung 4.2: V-Modell als Makrozyklus für die Entwicklung mechatronischer Systeme	29
Abbildung 4.3: Produktentwicklungsprozess für Exoskelette mit aktuellen Methoden	30
Abbildung 4.4: Abgeleitete und in dieser Arbeit angewendete Entwicklungsmethode	31
Abbildung 5.1: Strukturelle Einteilung des menschlichen Körpers.....	41
Abbildung 5.2: Passiver Stützapparat des menschlichen Körpers.....	42
Abbildung 5.3: Anatomie der menschlichen Gelenke	43
Abbildung 5.4: Mechanisches Ersatzmodell des Bewegungsapparates	44
Abbildung 5.5: Gelenkdrehmoment M_{bio} und Bewegung φ	46
Abbildung 5.6: Spezifikation von Treppen	48
Abbildung 5.7: Setup zur biomechanischen Ermittlung des Auf- und Abstieges.....	51
Abbildung 5.8: Differenzen der Leistungsverläufe als Leistungsdefizit P_{def}	59
Abbildung 5.9: Kinetischer Unterstützungsbedarf von Senioren	63
Abbildung 6.1: Bewegungsunterstützung durch Schwerkraftkompensation.....	67
Abbildung 6.2: Allgemeine technische Prinzipien zur Schwerkraftkompensation.....	67
Abbildung 6.3: Zusätzliche Drehmomenterzeugung im Drehpunkt (pp) für ein Gelenk.....	69
Abbildung 6.4: Methode zur simulativen Untersuchung der Unterstützungsmöglichkeiten ...	69
Abbildung 6.5: Simulationsmodell in AMS.....	70
Abbildung 6.6: Unterstützungselemente im Knie- und Fußgelenk	71
Abbildung 6.7: Kräfteverlauf in den passiven und aktiven Unterstützungselementen	72
Abbildung 6.8: Verläufe der Gelenkwinkel und der Bodenreaktionskraft	72
Abbildung 6.9: Simulationsmodelle bei der Berechnung der erforderlichen Drehmomente ..	73
Abbildung 6.10: Unterstützungsmomente M_{exo} im Kniegelenk beim Treppenaufstieg.....	74
Abbildung 6.11: Unterstützungsmomente M_{exo} im Fußgelenk beim Treppenaufstieg	75

Abbildung 7.1: Günstige (blau) und ungünstige (rot) Anbindungsstellen	85
Abbildung 7.2: Konkretisierte favorisierte Lösung als technisches Prinzip.....	89
Abbildung 8.1: Demonstrator 1.0	94
Abbildung 8.2: Demonstrator 2.0	97
Abbildung 8.3: Darstellung der berechneten Spannungsverläufe	100
Abbildung 8.4: Demonstrator 2.0 ohne trennende Schutzeinrichtungen	102
Abbildung 8.5: Einstellmöglichkeiten am Demonstrator 2.0	103
Abbildung 9.1: Versuche für den experimentellen Funktionsnachweis	108
Abbildung 9.2: Mensch-eBUS-Modell in AMS	111
Abbildung 9.3: Validierung des muskuloskelettalen Menschmodells	113
Abbildung 9.4: Winkelverläufe in der Sagittalebene für den Treppenauf- und -abstieg.....	115
Abbildung 9.5: Winkelverläufe in der Frontalebene für den Treppenauf- und -abstieg.....	117
Abbildung 9.6: Verlauf des externen eBUS-Momentes	118
Abbildung 9.7: Verlauf der Hüftmomente für den Treppenauf- und -abstieg	118
Abbildung 9.8: Gelenkreaktionskräfte im Knie	119
Abbildung 9.9: Zweidimensionale Fehlausrichtung des eBUS.....	121

Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1: Generelle Einteilungsmöglichkeiten von eBUS	5
Tabelle 4.1: Abgeleitete Anforderungen aus DIN EN ISO 13482	36
Tabelle 4.2: Abgeleitete Anforderungen aus DIN EN ISO 22523	37
Tabelle 4.3: Dokumentierte Probleme der Senioren beim Treppenauf- und -abstieg	38
Tabelle 4.4: Anforderungsliste mit subjektiven Forderungen (F) und Wünschen (W)	39
Tabelle 5.1: Relevante anthropometrische Daten	45
Tabelle 5.2: Literaturübersicht des Treppenaufstieges.....	53
Tabelle 5.3: Literaturübersicht des Treppenabstieges.....	55
Tabelle 5.4: Maximale passive Bewegungsbereiche	58
Tabelle 5.5: Leistungsdefizite und Drehmomentenbedarfe in zu unterstützenden Phasen...	60
Tabelle 5.6: Biomechanische Anforderungen an ein eBUS zur Treppenüberwindung	64
Tabelle 6.1: Simulationsergebnisse der aktiven und passiven Unterstützungselemente	76
Tabelle 7.1: Anordnungen der Antriebe zur Unterstützung von einer Bewegung.....	80
Tabelle 7.2: Anordnungen der Antriebe zur Unterstützung von zwei Bewegungen	80
Tabelle 7.3: Anordnungen der Antriebe zur Unterstützung von drei Bewegungen.....	80
Tabelle 7.4: Vorzusehende Einstellmöglichkeiten am eBUS	81
Tabelle 7.5: Vor- und Nachteile von weichen und rigiden Strukturen	83
Tabelle 7.6: Massenverteilung des menschlichen Beines	87
Tabelle 7.7: Resultierende Antriebsanordnungen für eBUS zur Treppenüberwindung	88
Tabelle 8.1: Öffentliche Präsentationen des Demonstrator 1.0	95
Tabelle 9.1: Eingestellte Distanzen der eBUS beim Funktionsnachweis	107
Tabelle 9.2: Relevante anthropometrische Daten der Probanden	107
Tabelle 9.3: Durch Simulation ermittelte Schnittstellenkräfte am Ober- und Unterschenkel	120

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Bedeutung
AFO	Ankle-Foot Orthosis (Knöchel-Fuß-Orthese)
AIDER	Assistive device for paralyzed patients (Exoskelett für gelähmte Patienten)
AMMR	AnyBody Managed Model Repository (Modellbibliothek von AMS)
AMS	AnyBody Modeling System™ (Mehrkörpersimulationsprogramm)
ASTM	American Society for Testing and Materials
BLDC	brushless direct current (bürstenloser Gleichstrommotor)
BUS	Bewegungsunterstützungssystem
CAD	computer-aided design (rechnergestütztes Konstruieren)
CAST	Calibrated Anatomical System Technique (Kalibrierte anatomische Systemtechnik)
COG	Center of gravity (Körperschwerpunkt)
COP	Center of pressure (Angriffspunkt des Bodenreaktionskraftvektors)
DC	Direct current (Gleichstrom)
DGUV	Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung
DIN	Deutsches Institut für Normung
DOF	Degree of Freedom (Freiheitsgrad)
DSP	Double stance phase (doppelte Standphase)
DTW	Dynamic Time Warping (Dynamische Zeitverzerrung)
eBUS	exoskelettales Bewegungsunterstützungssystem
EG	Europäische Gemeinschaft
EMG	Elektromyografie
EN	Europäische Norm
EN AW-7019	Werkstoffnummer der Legierung AlZn4Mg2
EN AW-7075	Werkstoffnummer der Legierung AlZnMgCu1,5
EPDM	Ethylen-Propylen-Dien-Kautschuk
EPFL	École polytechnique fédérale de Lausanne (Eidgenössische Technische Hochschule Lausanne)
ETH	Eidgenössische Technische Hochschule
EU	Europäische Union
fbp	Projektivische Fußbreite
FDM	Fused Deposition Modeling (Schmelzschiichtung)
FEM	Finite-Elemente-Methode
FES	funktionelle Elektrostimulation
fh	Fußhöhe
fl	Fußlänge
FMEA	Fehlermöglichkeits- und -einflussanalyse
HAL®	Hybrid Assistive Limb (Exoskelett der Fa. Cyberdyne)
HiBSO	Hip ball-screw orthosis (Exoskelett der EPFL)
HIT	Harbin Institute of Technology (Polytechnische Universität Harbin)
HTWK	Hochschule für Technik, Wirtschaft und Kultur
HUMA	Hyundai Universal Medical Assist (Exoskelett der Fa. Hyundai)

IMU	Inertial measurement unit (inertiale Messeinheit)
ISO	International Organization for Standardization (Internationale Organisation für Normung)
KAFO	Knee-Ankle-Foot Orthosis (Knie-Knöchel-Fuß-Orthese)
km	Körpergewicht
kph	Körperhöhe
LLE	Lower limb exoskeleton (Exoskelett der unteren Extremitäten)
LLEX	Lightweight lower limb exoskeleton (Exoskelett der Chinese Academy of Science)
MDR	Medical Device Regulation (Medizinprodukteverordnung)
MG	Musculus gastrocnemius (Zwillingswadenmuskel)
MRF	Musculus rectus femoris (gerader Muskel des Oberschenkels)
oslm	Morphologische Oberschenkellänge
osu	Oberschenkelumfang
P	Patella (Kniescheibe)
PC-ABS	Polycarbonate-Acrylnitril Butadien Styrol
PCG	Preconditioned conjugate gradient (Verfahren der konjugierten Gradienten mit symmetrischer Vorkonditionierung)
PPT	Pressure pain threshold (Druckschmerzschwelle)
PSA	Persönliche Schutzausrüstung
PTSA	Parallel twisted string actuator (paralleler Verdrillantrieb)
REX	Robotic exoskeleton (Exoskelett der Fa. REX Bionics)
RL	Richtlinie
ROM	Range of Motion (Bewegungsbereich)
RPZ	Risikoprioritätszahl
SD	Standard deviation (Standardabweichung)
SENIAM	Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles
sEMG	surface electromyography (Oberflächenelektromyografie)
SP	Swing phase (Schwungphase)
SPM	Statistical Parametric Mapping (Statistisch-parametrische Auswertung)
SSP	Single stance phase (einzelne Standphase)
T	Tibia (Schienbein bzw. Unterschenkel)
THKAFO	Trunk-Hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis (Rumpf-Becken-Knie-Knöchel-Fuß-Orthese)
TOTE	Test-Operate-Test-Exit
TP	Technisches Prinzip
TSA	Twisted string actuator (Verdrillantrieb)
TU	Technische Universität
USA	United States of America (Vereinigte Staaten von Amerika)
usl	Unterschenkellänge
usu	Unterschenkelumfang
UTAUT	Unified theory of acceptance and use of technology (Technikakzeptanzmodell)
VDI	Verein Deutscher Ingenieure
WIPO	World Intellectual Property Organization (Weltorganisation für geistiges Eigentum)

Symbolverzeichnis

Formelzeichen	Bedeutung	Einheit
a	Index für ältere Menschen	-
Anz_{Stufen}	Anzahl der zu überwindenden Stufen	-
b	Beweglichkeit eines einzelnen Gelenks	-
$C^{(M)}$	Koeffizientenmatrix der Muskelkraftvektoren	-
$C^{(R)}$	Koeffizientenmatrix der Gelenkreaktionskraftvektoren	-
$f^{(M)}$	Muskelkraft	N
$f^{(R)}$	Gelenkreaktionskraft	N
$\vec{F}_{bio}$	durch Muskeln erzeugter Kraftvektor	N
$\vec{F}_c$	Compression force (Druckkraft)	N
$\vec{F}_p$	Pulling force (Zugkraft)	N
$\vec{F}_{Seil}$	Seilkraft	N
g	Anzahl der Gelenke	-
j	Index für junge Menschen	-
$\vec{M}_{Bedarf}$	Bedarfsdrehmoment (nach Bedarfsermittlung)	Nm
$\vec{M}_{bio}$	durch Muskeln erzeugtes Drehmoment	Nm
$\vec{M}_{coax}$	Drehmoment, das koaxial zu M_{bio} ist	Nm
$\vec{M}_{exo}$	zusätzliches Drehmoment (durch das eBUS)	Nm
$\vec{M}_{req}$	für Bewegungsaufgabe erforderliches Drehmoment	Nm
$m_{Körper}$	Körpermasse	kg
n	Anzahl der Glieder	-
$n^{(M)}$	Anzahl der Muskeln	-
N_i	Maximalkraft des Muskels	N
pp	Pivot point (Drehpunkt)	-
r	Vektor der bekannten externen Kräfte und Trägheitskräfte	m
$\vec{r}_c$	Ortsvektor vom Drehpunkt zum Angriffspunkt der Druckkraft	m
$\vec{r}_p$	Ortsvektor vom Drehpunkt zum Angriffspunkt der Zugkraft	m
t	time (Zeit)	s
φ	Bewegung bzw. Drehwinkel	° rad
P_{defAb}	Leistungsdefizit beim Abstieg	W
P_{defAuf}	Leistungsdefizit beim Aufstieg	W
P_{defMax}	maximales Leistungsdefizit	W
P_{defMW}	mittleres Leistungsdefizit	W
μ_G	Getriebewirkungsgrad	-
μ_M	Motorwirkungsgrad	-
W_{Gesamt}	Gesamtenergiebedarf	Wh

1 Einleitung

Die vorliegende Arbeit ist der Biomechanik und seniorengerechten Gestaltung von exoskelettalen Systemen gewidmet, welche insbesondere Senioren bei der Überwindung von Treppen unterstützen sollen.

Laut dem statistischen Bundesamt (2016, S. 10ff.) leben in Deutschland etwa anderthalb Millionen gesundheitlich eingeschränkte Menschen in Ein- oder Zweifamilienhäusern, dessen Etagen in der Regel durch Treppen verbunden sind. Durch diverse altersbedingte Änderungen des menschlichen Körpers, wie Muskelkraftverlust oder Gelenkverschleiß, wird die Überwindung von Treppen zu einer täglichen Hürde für die Betroffenen. Infolgedessen treten Veränderungen im Gangbild, Balanceprobleme und eine erhöhte Angst vor dem Stürzen auf (Verghese u. a. 2008; Reeves u. a. 2009). Um diesen Problemen zu begegnen werden einfache Gehstützen verwendet, Treppenlifte installiert, die Treppenüberwindung weitestgehend gemieden oder, im kritischsten Fall, das vertraute Wohnumfeld verlassen. Wenn Installationen aus technischen Gründen erschwert oder nicht möglich sind, kann ein am Körper zu tragendes Bewegungsunterstützungssystem eine sinnvolle und effiziente Alternative sein.

Ziel dieser Arbeit ist es demnach, die Biomechanik und seniorengerechte Gestaltung von exoskelettalen Bewegungsunterstützungssystemen (eBUS) zu untersuchen, welche Senioren sowohl beim Treppenaufstieg als auch beim -abstieg unterstützen. Einige Systeme, die den Stand der Technik bestimmen, haben die Tendenz die menschliche Bewegung vollständig zu substituieren. Andere, insbesondere weit entwickelte Exoskelette, könnten die Bewegungen auch nur teilweise unterstützen, haben aber eine andere Zielgruppe und sind funktionell viel breiter ausgestattet, als es für das Treppensteigen erforderlich ist. Generell ist es wünschenswert, wenn die Treppen ohne jegliche Hilfssysteme überwunden werden können und die Muskelkraft auf natürlichem Wege gesteigert beziehungsweise erhalten wird. Aus diesem Grund sollte bei der Entwicklung der Ansatz verfolgt werden, dass das eBUS die menschliche Bewegung lediglich unterstützt und nicht ersetzt, um eine Rückbildung der Muskulatur zu verhindern und eine für den Anwender aktivierende Wirkung zu erzielen. Ein weiterer Ansatz betrifft die minimale Aktuierung, die nur an den Stellen unterstützt, an denen ein Unterstützungsbedarf ermittelt werden konnte.

Der Fokus dieser Arbeit liegt auf der (bio)mechanischen Entwicklung von Unterstützungssystemen. Auf die dedizierte Entwicklung einer Regelung wird hier nicht eingegangen. Um alle Aspekte des Menschen bei der Entwicklung eines Systems zu berücksichtigen, wurde eine partizipative Entwicklungsmethode angewendet. Somit konnten zukünftige Anwender in den Entwicklungsprozess eingebunden werden, um insbesondere dessen Anforderungen an derartige eBUS zu bestimmen. Um einen minimalen Systemaufbau zu realisieren, müssen die

biomechanischen Anforderungen und der Unterstützungsbedarf der Senioren bei der Überwindung von Treppen ermittelt werden. Des Weiteren muss untersucht werden, an welchen Stellen eine passive Unterstützung ausreichend ist und wo eine aktive Unterstützung erforderlich wird. Durch einen physischen Aufbau von mehreren Demonstratoren kann untersucht werden, ob die gestellten Anforderungen erfüllt werden. Abschließend soll der Frage nachgegangen werden, ob der Demonstrator seine vorher definierten Funktionen erfüllt und die gewünschte Unterstützung leistet.

Der erwartete Nutzen der gesamten Arbeit betrifft einerseits die gewonnenen Erkenntnisse während der Entwicklung, wie beispielsweise die subjektiven Anforderungen, die erforderliche biomechanische Unterstützung sowie die Systemstruktur des eBUS inklusive dessen physischer Aufbau. Zum anderen kann das hier entwickelte eBUS als Ausgangspunkt für die Weiterentwicklung zu einem Prototyp dienen.

Zu Beginn dieser Arbeit erfolgt eine Einführung in das Thema „Bewegungsunterstützungssysteme“, indem relevante Begriffe definiert und der Stand der Technik und Forschung dargestellt werden. Anschließend werden die Forschungs- und Entwicklungsziele definiert und das entwicklungsmethodische Vorgehen erläutert. Hier werden relevante Normen analysiert und Anforderungen abgeleitet, die mit den subjektiven Anforderungen der potentiellen Anwender ergänzt werden. Im darauffolgenden Kapitel 5 werden die Bewegungen des Treppenauf- und -abstiegs untersucht und der biomechanische Unterstützungsbedarf der Senioren quantifiziert. In Kapitel 6 werden aktive und passive Unterstützungselemente untersucht. Dies geschieht anhand von biomechanischen Simulationen, die eine vergleichende Analyse ermöglichen. Bei diesen Analysen wurden die Unterstützungselemente des eBUS generiert und gemeinsam mit einem Menschmodell im Mehrkörpersimulationsprogramm AnyBody Modeling System™ (AMS) simuliert, um auch entwicklungsbegleitende Absicherungen vorzunehmen. Durch die Anwendung einer abstrakten Konstruktionsmethode in Kapitel 7, die insbesondere an die Entwicklung von am Bewegungsapparat getragener Systeme angepasst wurde, konnten unterschiedlichste prinzipielle Lösungen synthetisiert werden. In Kapitel 8 werden die Komponenten und der physische Aufbau von zwei Demonstratoren beschrieben. Abschließend erfolgt die Beschreibung des experimentellen Funktionsnachweises des zweiten Demonstrators in Kapitel 9.

2 Grundlagen und Forschungsstand zu exoskelettalen BUS

In diesem Kapitel werden die relevantesten Begriffe und deren Definition erläutert, wodurch gleichermaßen in das Themengebiet eingeführt wird. Durch die Einführung einer Klassifikation wird ein Überblick über bereits bestehende Systeme gegeben und das zu entwickelnde System in diese Klassifikation eingeordnet. Die Darstellung von Lösungssystemen, welche die Treppenüberwindung unterstützen, vervollständigt anschließend den Stand der Technik und Forschung. Abschließend wird in diesem Kapitel der dargestellte Stand analysiert, um den Forschungsbedarf zu präzisieren und den Rahmen dieser Arbeit abzustecken.

2.1 Relevante Begriffe und deren Definition

Unter *körperlicher Aktivität* eines Menschen wird jede Bewegung der Skelettmuskulatur verstanden, welche zu einer Erhöhung des Ruheenergieaufwandes führt (Beunen 1994). Diese Bewegung der Skelettmuskulatur hat in den meisten Fällen eine Bewegung des Menschen zur Folge. Daher wird unter *Aktivität* auch die physische Bewegung eines Menschen verstanden, die er selbst ausführt (Oehler 2015, S. 207). Grundvoraussetzung für Aktivität ist *Mobilität*, welche die Fähigkeit zur aktiven Eigenbewegung bezeichnet (Oehler 2015, S. 206f.). Der Mensch wird durch seinen passiven Stützapparat und aktiven Bewegungsapparat mobil. Auf diese beiden Apparate wird in Kapitel 5.1 näher eingegangen.

Die Bewegung eines Menschen kann auf unterschiedlichste Weisen unterstützt werden. Eine Definition für *Bewegungsunterstützung* kann in Anlehnung an die Norm für Roboter und Robotikgeräte (DIN EN ISO 13482) erfolgen. Demnach wird mit *Bewegungsunterstützung* die physische Unterstützung des Menschen verstanden, indem seine Fähigkeiten verstärkt oder ergänzt werden. In der DIN EN ISO 13482 erfolgt dies beispielsweise durch einen am Körper fixierten bewegungsunterstützenden Roboter. In dieser Dissertation wird bewusst der Begriff *Bewegungsunterstützungssystem*, kurz BUS, verwendet, da im Vorfeld einer Entwicklung nicht klar sein kann, ob die Überwindung von Treppen durch einen Roboter erfolgt. Ein Roboter ist per Definition in mehr als einer Achse programmierbar. Ein Bewegungsunterstützungssystem kann aber auch ein passiver Mechanismus sein, welcher nicht zwangsläufig zu programmieren ist.

Analog zur DIN EN ISO 13482 sind Beispiele für BUS somit auch tragbare Anzüge (Exosuits) und Exoskelette aus dem nichtmedizinischen Bereich. Die Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV 2018, S. 8) versteht unter einem *Exoskelett* ein am Körper getragenes Assistenzsystem, welches mechanisch auf diesen einwirkt. Eine präzisere Definition wird von der internationalen Standardorganisation ASTM vorgenommen (ASTM F48 Committee. F3323-20, S. 2). Wörtlich übersetzt ist ein Exoskelett ein tragbares Gerät, das die körperliche Aktivität

durch mechanische Interaktion mit dem Körper unterstützt, ermöglicht, fördert und/oder verbessert. Unterschieden wird in *aktive* und *passive* Exoskelette. In dieser Arbeit werden diese wie folgt definiert:

Ein *aktives Exoskelett* ist ein am Körper getragenes Assistenzsystem gemäß der Definition von ASTM, welches aber nicht ohne eine eigene Energieversorgung auskommt. Demgegenüber muss ein *passives Exoskelett* nicht auf eine eigene Energieversorgung angewiesen sein. Die Unterstützung kann somit definitionsgemäß durch passive Elemente, wie Federn oder Dämpfer, erfolgen, die beispielsweise die vom Menschen aufgebrachte Energie nutzen.

Ein *exoskelettale Bewegungsunterstützungssystem* (eBUS) ist folglich ein am Körper getragenes System, welches den Menschen in seiner physischen Bewegung unterstützt. Eine Unterstützung erfolgt dann, wenn die körperliche Aktivität des Menschen bei der Ausführung einer Bewegungsaufgabe durch das eBUS messbar reduziert wird. Eine Bewegung kann also nur dann unterstützt werden, wenn der Mensch noch selbstständig fähig ist, diese zu unterstützende Bewegung auszuführen.

An dieser Stelle sollen auch die artverwandten *Orthesen* erwähnt werden. Diese sind ebenfalls extern angewandte Hilfsmittel, die auf das neuromuskuläre und skelettale System einwirken und dessen strukturelle und funktionelle Eigenschaften ändern (Kraft 2018). Orthesen werden als funktionssichernde, körperumschließende oder körperanliegende Hilfsmittel beschrieben, die von ihrer mechanischen Wirkung her konstruktiv stabilisieren, immobilisieren, mobilisieren, entlasten, korrigieren, zurückhalten, fixieren, redressieren (quengelnd, wachstumslenkend, fehlerstellungsumlenkend) und/oder ausgefallene Körperfunktionen ersetzen (GKV-Spitzenverband 2021). Aufgrund der teilweisen Überschneidung der Definitionen von Orthesen und Exoskeletten könnten bei bestimmten erfüllten Bedingungen beide Begriffe als Synonyme verstanden werden.

Laut der Norm für Gebäudetreppen DIN 18065 ist eine *Treppe* ein „fest mit dem Bauwerk verbundenes, unbewegbares Bauteil, bestehend aus mindestens einem Treppenlauf zum Überwinden von Höhenunterschieden zwischen mindestens zwei unterschiedlichen Ebenen durch stufenweises Steigen.“ Demnach erfolgt das *Überwinden von Treppen* stets durch stufenweises Steigen. Mit dieser Beschreibung ist sowohl stufenweises Aufsteigen, wodurch potentielle Energie gewonnen wird, als auch das stufenweise Absteigen gemeint. Die Beschreibung dieser beiden biomechanisch verschiedenen Bewegungsabläufe erfolgt in Kapitel 5.3.3 und 5.3.4. Auf die einzelnen Bestandteile von Treppen wird in Kapitel 5.2 gesondert eingegangen.

Gemäß der Standardterminologie für Exoskelette und Exosuits (ASTM F48 Committee. F3323-20, S. 2) wird unter *Nutzer* oder *Anwender* der Träger des Exoskelettes oder eBUS

verstanden. Die zukünftigen Anwender der hier behandelten eBUS sollen vorrangig *Senioren* sein. Ab welchem Alter ein Mensch als *Senior* bezeichnet werden kann, hängt hauptsächlich vom Kontext ab. In dieser Arbeit werden *Senioren* als Menschen im Rentenalter definiert, die gegenwärtig älter als 67 Jahre sind.

2.2 Einteilung von exoskelettalen Bewegungsunterstützungssystemen

Die meisten eBUS sind mobil, da sie laut Definition am menschlichen Körper befestigt sind und die Eigenschaft besitzen, bewegt werden zu können. Die für diese Arbeit notwendige und in Tabelle 2.1 dargestellte Einteilung exoskelettaler BUS geht von einem Menschen aus, der einen vollständigen und intakten Stütz- und Bewegungsapparat besitzt und somit mobil ist. Exoskelettale Systeme, die beispielsweise Menschen mit einer Querschnittslähmung unterstützen, können dennoch in dieser Einteilung verortet werden, da gesunde Menschen das identische System zur Bewegungsunterstützung nutzen könnten. Beispiele dafür folgen in Kapitel 2.3.

Tabelle 2.1: Generelle Einteilungsmöglichkeiten von eBUS

Zweckbestimmung	Struktureller Aufbau	Energieversorgung
zu unterstützende Bewegung(en)	rigide eBUS	aktive eBUS
Anwender (gesund,...)	weiche eBUS	passive eBUS

Die Einteilung nach der Zweckbestimmung beinhaltet zum einen die Definition der zu unterstützenden Bewegung oder Bewegungen. Wird der gesunde menschliche Körper mit seinen vollständig vorhandenen und funktionsfähigen Komponenten betrachtet, ergibt sich eine maximale Bandbreite an Bewegungen, die der Mensch ausführen kann und die folglich auch unterstützt werden könnten. Die Einteilung der zu unterstützenden Bewegung ist deshalb erforderlich, weil diese den strukturellen Aufbau des Systems direkt beeinflussen. Ein System, das dem Anwender das Überwinden von Treppen erleichtern soll, muss nicht zwangsläufig auch das ebene Gehen unterstützen, da sich diese beiden Bewegungsaufgaben bereits biomechanisch signifikant unterscheiden. Somit sind die kinematischen und kinetischen Bedingungen der zu unterstützenden Bewegung(en) für das Prinzip und die Gestalt eines eBUS maßgeblich. Zum anderen kann eine Einteilung hinsichtlich der Anwender vorgenommen werden (siehe Tabelle 2.1), was Einfluss auf die notwendigen Regularien hat. Wenn ein Anwender nach Zweckbestimmung des eBUS nicht gesund ist, handelt es sich um ein medizinisches Exoskelett (vgl. Kapitel 4.3). Wenn gesunde Arbeitnehmende das eBUS im Arbeitsalltag anwenden sollen, damit sie durch dieses vor Schäden bewahrt werden, ist das eBUS unter Umständen als persönliche Schutzausrüstung (vgl. Kapitel 4.3) zu betrachten. Andererseits ist auch die Verwendung des eBUS als technisches Hilfsmittel denkbar. Maßgeblich wird dies jedoch durch die Definition der Zweckbestimmung vorgegeben (Kapitel 4.2).

Eine Einteilung hinsichtlich des strukturellen Aufbaus ist deshalb sinnvoll, weil bei einer gleichen definierten Zweckbestimmung und der gleichen Energieversorgung die Struktur des eBUS grundlegend verschieden sein kann. Rigide Exoskelette haben die Eigenschaft, Kräfte über feste Strukturen aufzunehmen, zu übertragen und eventuell sogar abzuleiten. Weiche Exoskelette (Exosuits), wie sie beispielsweise durch Zhao (2019a), Asbeck (2014) oder Bartenbach (2015) vorgestellt werden, haben diese Eigenschaft nicht, weisen jedoch durch das Fehlen fester Strukturen tendenziell eine geringere Eigenmasse auf (vgl. Tabelle 7.5). Aliman u. a. (2017) beschreiben, dass das Drehmoment und die Kraft, die ein Exosuit erzeugt, auf den Körper des Trägers übertragen werden und darüber hinaus die Effizienz der Drehmomentübertragung schlechter als die von rigiden Exoskeletten ist. Diese Nachteile machen den Exosuit ungeeignet für den Einsatz als Gerät zur Wiederherstellung des Gehvermögens oder der muskulären Schwäche und Rehabilitation. Er kann jedoch potenziell von gesunden Menschen zu Unterstützungszwecken verwendet werden (Aliman, Ramli, Haris 2017, S. 112). Weitere Vor- und Nachteile bezüglich des strukturellen Aufbaus werden in Kapitel 7.1.6 erläutert.

Hinsichtlich der Energieversorgung kann ein eBUS entweder passiv oder aktiv sein. Ob eine Energieversorgung erforderlich ist, hängt im Wesentlichen vom Unterstützungsbedarf sowie der Eignung von passiven Unterstützungselementen ab.

Auf weitere Einteilungsmöglichkeiten von eBUS soll hier aus verschiedenen Gründen verzichtet werden. Dies betrifft beispielsweise die Einteilung nach Körperregionen. Bei dem Einsatzbereich des eBUS am menschlichen Körper wird oft zwischen oberer und unterer Extremität unterschieden, da eBUS oft ausschließlich nur einen dieser beiden Bereiche unterstützen. Werden dennoch beide Bereiche unterstützt, wird von einem Einsatzbereich am gesamten menschlichen Körper gesprochen. Es ist allerdings auch möglich, dass sich das System lediglich an einzelnen Gliedmaßen des menschlichen Körpers befindet. In dieser Arbeit wird jedoch der Fokus auf die zu unterstützende Bewegung gelegt und nicht auf die zu unterstützende Körperregion. Die zu unterstützenden Körperregionen sind erst nach einer umfangreichen biomechanischen Bewegungs- oder Ergonomieanalyse festzulegen (vgl. Kapitel 5.4). Demnach erfolgt hier auch keine Einteilung nach der Art der Unterstützung, welche in Kapitel 6.1 näher erläutert werden. Der Grad der Unterstützung ist ebenfalls keine nützliche Einteilungsgröße, da dieser wiederum vom Anwender abhängt. Eine Verringerung der körperlichen Aktivität auf den Ruheenergieaufwand bei der Ausführung einer Bewegungsaufgabe ist gleichzusetzen mit einer 100 prozentigen Unterstützung. Bei der gleichen absoluten Unterstützung durch das eBUS können jedoch, bezogen auf unterschiedliche Anwender, verschiedene relative Unterstützungsgrade resultieren. Ebenfalls wird auf eine Einteilung nach dem Steuerungssystem verzichtet, da nicht jedes eBUS eine Steuerung besitzen muss, wie es bei passiven Systemen der Fall ist.

2.3 Übersicht des relevanten Standes der Technik und Forschung

Der für diese Arbeit relevante Stand der Technik und Forschung bezieht sich auf eBUS, welche die Mobilität des Menschen adressieren. Stationäre Systeme wie Aufzüge, Treppenlifte oder energiespeichernde Treppen (Song u. a. 2017) gehören demnach nicht dazu, da zum einen nicht die Mobilität des Menschen adressiert wird und zum anderen die Treppen nicht durch ein stufenweises Steigen überwunden werden. Ein weiteres Kriterium für die Relevanz betrifft die Bewegungsunterstützung bei der Treppenüberwindung selbst. Es ist jedes eBUS relevant, welches mindestens die Treppenüberwindung und deswegen den unteren Bewegungsapparat des Menschen unterstützt. Andere exoskelettale Lösungen, die beispielsweise zur Unterstützung der oberen Extremitäten dienen, sollen hier nicht aufgeführt werden. Exoskelettale Systeme für den unteren Bewegungsapparat wurden bereits ausführlich in diversen Studien zusammengefasst (Aliman, Ramli, Haris 2017; Chen u. a. 2016; Dollar, Herr 2008; Huo u. a. 2016; Herr 2009; Yang u. a. 2008; Young, Ferris 2017). Der „Exoskeleton Report“ ist nach eigenen Angaben eine unabhängige Informationsquelle, die insbesondere über Exoskelette, Exosuits und tragbare Roboter informiert (Exoskeleton Report LLC 2021a).

Auf den folgenden Seiten werden die relevanten Systeme und die jeweils unterstützte Bewegung erläutert. Die Termini der biomechanischen Bewegungen der unteren Extremitäten können bei Bedarf zum besseren Verständnis in Abbildung 5.2 b) eingesehen werden.

2.3.1 Stand der Technik von kommerziell erhältlichen Systemen

Es existieren bereits kommerziell erhältliche eBUS, die den Menschen bei der Treppenüberwindung unterstützen können. Eine tabellarische Übersicht zu den nachfolgend beschriebenen Systemen findet sich in Anhang 1.

Das im Jahr 2008 von der Fa. Honda vorgestellte System (Walking Assist Device with Bodyweight Support System) wurde für die Unterstützung von älteren Menschen konzipiert sowie für Menschen, welche in der Produktion tätig sind und einer hohen körperlichen Belastung ausgesetzt sind (Ikeuchi u. a. 2009). Wie in Abbildung 2.1 a) dargestellt sitzt der Anwender auf einer Schale. Der Sitz ist auf der Innenseite der Beine über rigide Elemente mit den Schuhen verbunden. Das An- und Ablegen des Systems ist somit sehr nutzerfreundlich. Zwei in Oberschenkelnähe befindliche Aktuatoren stellen eine Unterstützungskraft bereit, welche stets als Vektor vom Druckpunkt der Bodenreaktionskraft (COP) zum Körperschwerpunkt (COG) verläuft (vgl. Kapitel 6.1.2). Die auf die Beine wirkende Last kann somit in verschiedenen Bewegungen und Körperhaltungen reduziert werden. Es konnte gezeigt werden, dass das 6,5 kg schwere System zu einer Verringerung der Muskelaktivität bei der Treppenüberwindung und bei Kniebeugen führt (Ikeuchi u. a. 2009, S. 4079).

Das ebenfalls von der Fa. Honda erhältliche „Honda Walking Assist Device“ ist hingegen als Trainingsgerät für das Gehen gedacht und dafür seit 2018 in der EU als Medizinprodukt zugelassen (Honda Motor Co., Ltd. 2021). Unterstützt werden lediglich die beiden Hüftgelenke durch Aktuatoren, wodurch das Überwinden von Treppen mit diesem Gerät möglich ist, jedoch nicht zwangsläufig unterstützt wird.

Das von ReWalk Robotics angebotene System „ReWalk Personal 6.0“ ersetzt die nicht mehr vorhandene biomechanische Fähigkeit des unteren Bewegungsapparates des Menschen. Die Zielgruppe dieses Systems sind Querschnittsgelähmte (Esquenazi u. a. 2012), welche durch dieses System wieder sitzen, stehen, gehen, sich drehen und auch Treppen durch stufenweises steigen überwinden können (ReWalk Robotics 2021). Die Aktuierung erfolgt durch Motoren an den Knie- und Hüftgelenken, um Flexion und Extension zu ermöglichen (Aliman, Ramli, Haris 2017, S. 104). Die Fußgelenke beider Beine werden durch einen passiven Federmechanismus unterstützt. Das System ist in Abbildung 2.1 b) dargestellt.

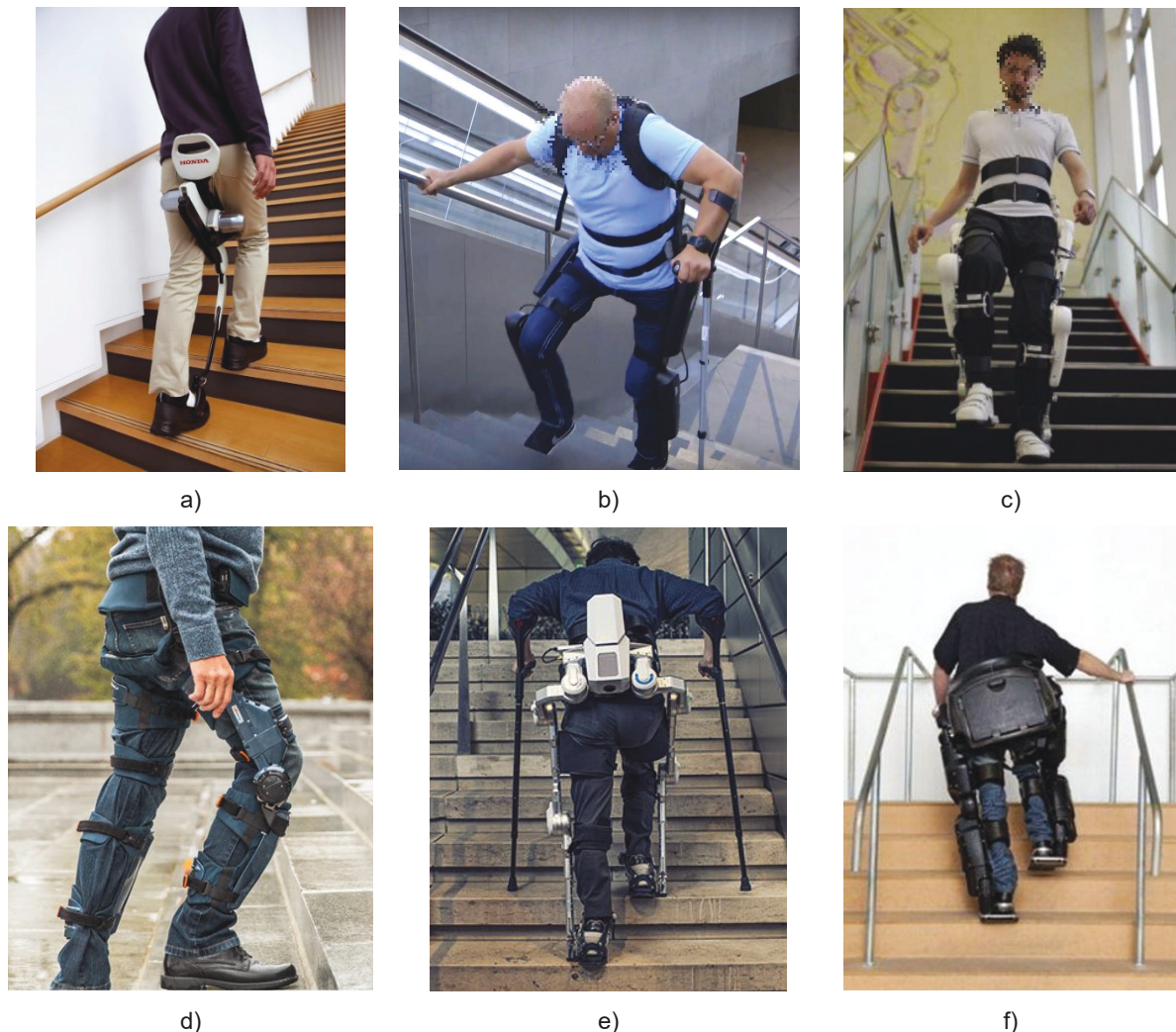


Abbildung 2.1: Kommerziell erhältliche eBUS zur Treppenüberwindung (1): a) Walking Assist Device with Body-weight Support System (robotalks.com 2015); b) ReWalk Personal 6.0 (film-connexion 2014); c) Hybrid Assistive Limb (HAL 5) (Woollaston 2013); d) Keeego™ (B-TEMIA INC. 2021a), e) HUMA (Hyundai Motor Europe GmbH 2017); f) REX (Woods, Callagher, Jaffray 2018, S. 3)

Das HAL® (Hybrid Assistive Limb) der Fa. Cyberdyne (CYBERDYNE, INC 2021) ist ein aktives Exoskelett zur Kraftunterstützung bei alltäglichen Bewegungsaufgaben und für den Einsatz in der medizinischen Rehabilitation (Aliman, Ramli, Haris 2017, S. 104). Bei diesem System (Abbildung 2.1 c)) greifen sEMG-Sensoren die noch vorhandenen Nervensignale zur Ansteuerung der Muskeln ab und erkennen die Bewegungsintention des Anwenders (CYBERDYNE, INC 2021). Motoren aktivieren Knie- und Hüftgelenke und sorgen somit für die erforderliche Unterstützung der Bewegung (Sankai 2011), wobei das Fußgelenk passiv unterstützt wird (Aliman, Ramli, Haris 2017, S. 104). Somit können Bewegungen wie das Treppen steigen unterstützt werden (Taketomi, Sankai 2012), aber auch das Gehen, Kniebeuge und das Heben von Lasten sind möglich.

Das in Kanada erhältliche Keeogo™ der Fa. b-temia findet als Medizinprodukt in der Rehabilitation so wie im Alltag als Gangunterstützung Anwendung (B-TEMIA INC. 2021b). Konzipiert wurde das in Abbildung 2.1 d) dargestellte System für Menschen mit eingeschränkter Mobilität, beispielsweise aufgrund von Krankheiten wie Multiple Sklerose (McGibbon u. a. 2018). Ein pro Bein am Knie befindlicher Motor erzeugt ein zusätzliches Drehmoment, welches über rigide Strukturen und Anbindungsstellen am Ober- und Unterschenkel auf den Körper übertragen wird (McGibbon u. a. 2018, S. 5). Die linke und rechte Seite sind über einen Hüftgurt miteinander verbunden, der aber die Freiheitsgrade der Hüftgelenke nicht einschränkt.

Die Fa. Hyundai veröffentlichte im Jahre 2017 unter dem Namen HUMA (Hyundai Universal Medical Assist) ein exoskelettale Unterstützungssystem für Senioren und Querschnittsgelähmte (Hyundai Motor Europe GmbH 2017). Jeweils zwei Motoren pro Hüftgelenk und ein Motor pro Kniegelenk leiten ein unterstützendes Drehmoment auf die Strukturen des Körpers ein, was dem Anwender Bewegungen wie Gehen, Laufen, Treppensteigen oder dem Tragen von schweren Lasten erleichtern soll. Dabei können laut Herstellerangaben bis zu 40 kg des Anwendergewichtes kompensiert und eine Laufgeschwindigkeit von 12 km/h erreicht werden (Exoskeleton Report LLC 2021b). Dargestellt wird das System in Abbildung 2.1 e).

Das REX Exoskelett (Abbildung 2.1 f)) der Fa. Rex Bionics wurde seit 2013 erforscht und ist für den Einsatz an Querschnittsgelähmten vorgesehen, damit diese wieder alltäglichen Aufgaben im häuslichen oder betrieblichen Umfeld selbstständig nachgehen können (Rex Bionics Ltd 2021). Aktuiert werden neben den Hüftgelenken in Extension und Flexion sowie Abduktion und Adduktion auch die Kniegelenke in beiden Drehrichtungen sowie die Dorsalextension, Plantarflexion, Abduktion und Adduktion der Fußgelenke durch entsprechend platzierte Motoren (Aliman, Ramli, Haris 2017, S. 107). Durch das REX sind neben dem Stehen auch Bewegungen wie das vorwärts und rückwärts Gehen sowie das Überwinden von Treppen möglich (Woods, Callagher, Jaffray 2018, S. 3).

Das eBUS ExoAtlet I der Fa. ExoAtlet ist dem ReWalk Personal 6.0 ähnlich, da dieses System ebenfalls für Querschnittsgelähmte entwickelt wurde und das Gehen, Überwinden von Treppen und Rampen, aber auch das Aufstehen und Hinsetzen aktiv unterstützt (Pais-Vieira u. a. 2020). Dem erteilten Patent (Berezij u. a. 7/18/2016) zufolge werden die Hüft- und Kniegelenke in Extension und Flexion aktiv unterstützt, die Füße werden allerdings nicht aktuiert.

Der Myosuit der Fa. Myoswiss ist ein von der ETH Zürich entwickelter Exosuit, welcher Menschen mit schwacher Muskulatur oder nach einem Schlaganfall beim Gehen, Hinsetzen, Aufstehen und Treppensteigen unterstützt (Riener, Duarte, Schmidt 12/21/2017, S. 26). Seilzüge verlaufen vom Rücken ausgehend über das Hüft- und Kniegelenk beider Beine bis zu dem Unterschenkelement rigider Knieorthesen, um die Hüft- und Knieextension aktiv zu unterstützen. Dafür erzeugen die auf dem Rücken befindlichen Motoren Kräfte von bis zu 400 N in den Seilzügen beim Aufstehen, was zu Unterstützungsmomenten von 15 Nm im Knie und 22 Nm im Hüftgelenk führt (Haufe u. a. 2020, S. 5). Die Hüftflexion wird passiv durch eine Feder unterstützt. Das System ist in Abbildung 2.2 a) dargestellt.

Ein weiteres kommerziell erhältliches System ist das von der Vanderbilt University entwickelte Indego® Personal (Abbildung 2.2 b)) der Fa. Parker Hannifin Corporation mit Sitz in den USA (Parker Hannifin Corporation 2021). Obwohl das System für Querschnittsgelähmte entwickelt wurde und explizit nicht für die Überwindung von Treppen geeignet ist, soll es hier aufgrund der einzigartigen modularen Bauweise mit aufgeführt werden. Das 13 kg schwere System unterstützt den Anwender durch Aktuatoren in den Hüft- und Kniegelenken. Das An- und Ablegen der fünf Komponenten, die mit selbstausrichtenden Verbindungen versehen sind, soll sehr einfach und intuitiv geschehen (Parker Hannifin Corporation 2020).

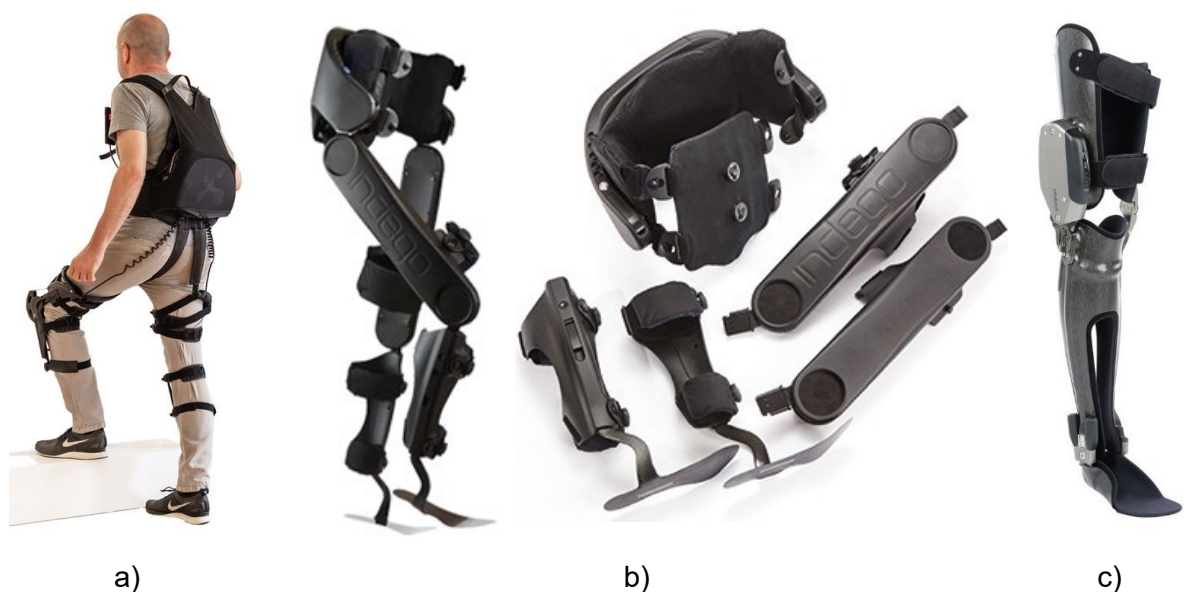


Abbildung 2.2: Kommerziell erhältliche eBUS zur Treppenüberwindung (2): a) Myosuit (MyoSwiss AG 2021); b) Indego® Personal in zusammengebauter Form (links, (Parker Hannifin Corporation 2021)) und in Modulen zerlegt (rechts, (Parker Hannifin Corporation 2020)); c) C-Brace (Otto Bock HealthCare Deutschland GmbH 2021)

Die von der Fa. Otto Bock HealthCare Deutschland GmbH erhältliche C-Brace® (Otto Bock HealthCare Deutschland GmbH 2021) ist eine individuell zu fertigende mikroprozessorgesteuerte Knie-Knöchel-Fuß-Orthese (KAFO), welche beispielsweise für teilweise gelähmte Menschen geeignet ist. Das in Abbildung 2.2 c) dargestellte System kann die Bewegungswiderstände des Kniegelenks abhängig von dessen Geschwindigkeit anpassen und somit die Knieflexion unter Belastung individuell optimieren sowie die Schwungphase steuern (Schmalz, Pröbsting 2014). Dass das System die Bewegung bei der Überwindung von Treppen optimiert, konnten Pröbsting u. a. (2017) zeigen.

2.3.2 Stand der Forschung von relevanten eBUS

Der Stand der Forschung von relevanten eBUS besteht insgesamt aus 18 aktiven Systemen, welche tabellarisch in Anhang 2 wiederzufinden sind. Zuerst werden die aktiven Systeme beschrieben, welche zur Unterstützung von einem Bein aufgebaut wurden, gefolgt von den Systemen für beide Beine. Für Systeme zur Unterstützung von querschnittsgelähmten Menschen oder Schlaganfallpatienten gelten zwar andere Anforderungen, die Treppenüberwindung kann aber durch diese Systeme ebenfalls unterstützt werden. Deshalb werden diese in einem eigenen Abschnitt erläutert. Abschließend folgt ein passives System.

Aktive Systeme zur Unterstützung für ein Bein

Im Jahr 2007 hat sich Fleischer in seiner Dissertation an der TU Berlin mit einem EMG-basierten Steuerungssystem für Exoskelette beschäftigt (Fleischer 2007). Dabei nutzte er eine von Otto Bock HealthCare GmbH gefertigte Experimentierorthese (Abbildung 2.3). Das System wurde für die Unterstützung von Bewegungen des alltäglichen Lebens, wie Gehen, Aufstehen, Hinsetzen und Treppensteigen, konzipiert (Fleischer 2007, S. 65). Die Unterstützung erfolgt durch einen 2,5 kg schweren Aktuator mit einer Leistung von 90 W, welcher durch einen linearen Verfahrweg von 130 mm eine maximale Kraft von 1700 N aufbringen kann (Fleischer 2007, S. 69). Da der Aktuator am Ober- und Unterschenkel angebracht ist, resultiert die erzeugte Kraft in einem Drehmoment im Knie. Das Fußgelenk wird nicht aktuiert. Die Steuerung erfolgt über sechs EMG-Sensoren, welche am Oberschenkel platziert werden müssen. Die Anbindung an den Menschen erfolgt am Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß, wodurch die Gewichtskraft des Systems während der Standphase direkt in den Boden eingeleitet werden kann (Fleischer 2007, S. 67). Die Knie- und Fußgelenke der Orthese besitzen jeweils einen Freiheitsgrad in der Sagittalebene mit einem Bewegungsbereich von 110° für die Knieflexion und 0° für die Knieextension. Das System selbst ist vollständig mobil (Fleischer 2007, S. 77).

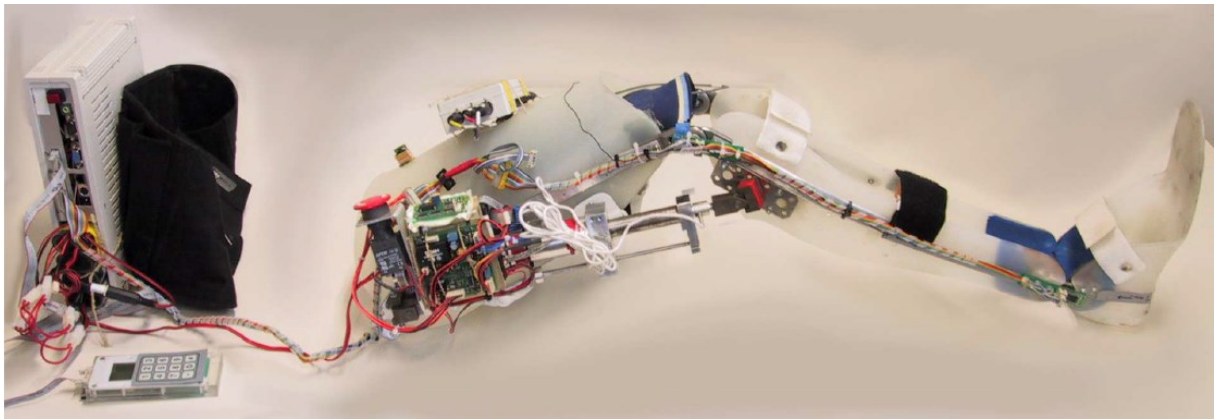


Abbildung 2.3: Experimentierorthese der TU Berlin zur Unterstützung beim Gehen, Aufstehen, Hinsetzen und Treppensteigen, mit an der Hüfte zu tragender Energieversorgung (links) (Fleischer 2007, S. 67)

Eine reine Unterstützung des Kniegelenks ist auch durch das RoboKnee (Abbildung 2.4 a)), möglich, welches ebenfalls die Treppenüberwindung sowie Kniebeuge aktiv unterstützen kann (Pratt u. a. 2004). Ein seriell elastischer Aktuator zwischen Ober- und Unterschenkel kann hierbei eine maximale Kraft von 1330 N erzeugen. Die Anbindung an den Menschen findet nur am Ober- und Unterschenkel statt. Das System besitzt demzufolge nur einen Freiheitsgrad im Kniegelenk. Die 4 kg schwere Energieversorgung wird gemeinsam mit der Steuerung in einem Rucksack getragen, was für einen 30-60-minütigen Einsatz im Jahr 2004 gereicht hat.

An der University of Alabama wurde bereits im Jahr 2011 eine aktive Orthese auf Basis einer KAFO mit pneumatischen Aktuatoren ausgestattet, um Senioren oder Menschen mit erkranktem Bewegungsapparat bei Bewegungen wie dem Gehen oder der Treppenüberwindung zu unterstützen (Wu, Jordan, Shen 2011). Um der Anforderung eines schnellen An- und Ablegens in Sitzposition gerecht zu werden, wurde der Knieaktuator lateral und der Fußgelenksaktuator posterior angeordnet (Wu, Jordan, Shen 2011, S. 8127). Die Aktuatoren sollen einen 75 kg schweren Anwender zu 100 % unterstützen, basierend auf den für das Gehen und Überwinden von Treppen erforderlichen Drehmomenten. Das System wird in Abbildung 2.4 b) gezeigt.

Ein ähnliches System wurde bereits 2007 in Japan entwickelt und erforscht, mit dem gleichen Ziel bewegungseingeschränkte Menschen beim Gehen und Überwinden von Treppen zu unterstützen (Morichika u. a. 2007). Das bilaterale System wird am Ober- und Unterschenkel befestigt. Ein am Kniegelenk angebrachter pneumatischer Aktuator unterstützt aktiv die Extension und Flexion des Knies. Das Fußgelenk wird durch die Orthese nicht aktuiert und ermöglicht nur Bewegungen in der Sagittalebene.

Der an der University of Canterbury in Neuseeland entwickelte Prototyp eines Exoskelettes, dargestellt in Abbildung 2.4 c), soll den Anwender bei alltäglichen Bewegungsaufgaben durch zusätzliche Momente im Kniegelenk unterstützen. Chandrapal u. a. (2013) untersuchten das als medizinische Exoskelett klassifizierte eBUS für ein Bein beim Treppensteigen. Das System

wird nachfolgend beschrieben (Chandrapal, Chen, Wang 2013, S. 1459): Die Anbindungsstellen des bilateralen Systems bestehen aus Kohlefasern, um eine hohe Passgenauigkeit mit dem Anwender zu gewährleisten. Unterstützt wird lediglich das Extensions- und Flexionsmoment des Kniegelenkes durch jeweils zwei pneumatische Aktuatoren mit einer Länge von entsprechend 400 mm respektive 300 mm, welche als künstliche Muskeln fungieren sollen. Jeder Aktuator kann eine maximale Zugkraft von 150 N erzeugen, was zu einem maximalen Flexionsmoment von 15 Nm und Extensionsmoment von 35 Nm führt. Die Ansteuerung der Aktuatoren erfolgt durch fünf nicht-invasive sEMG. Diese müssen im Vorfeld an den Oberschenkelmuskeln des Anwenders platziert werden. Das Exoskelett besitzt im Knie- und Fußgelenk jeweils einen Freiheitsgrad. Die möglichen Bewegungsbereiche sind für die Knieflexion 110° , die Knieextension 0° , die Plantarflexion 50° und Dorsalextension 20° .

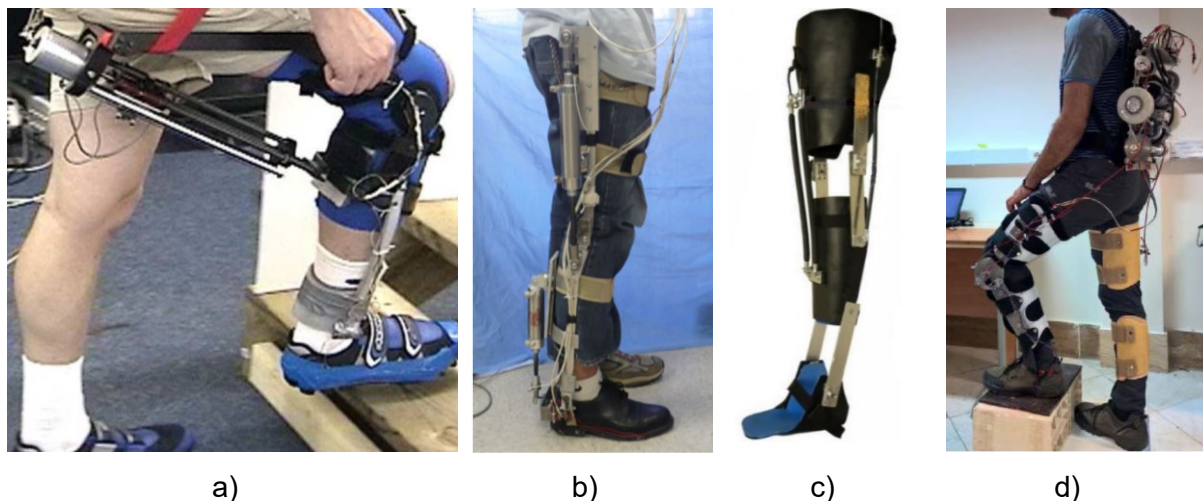


Abbildung 2.4: Exoskelette und aktive Orthesen für ein Bein, die unter anderem zur Unterstützung der Treppenüberwindung geeignet sind: a) RoboKnee am rechten Bein bei der Unterstützung eines Treppenaufstieges (Fleischer 2007, S. 14); b) aktive Orthese mit pneumatischen Aktuatoren (Wu, Jordan, Shen 2011, S. 8127); c) „LLE Stair Climbing“ Exoskelett als Prototyp mit pneumatischen Aktuatoren (modifizierte Darstellung nach (Chandrapal, Chen, Wang 2013, S. 1460)); d) seilzugbetriebenes Exoskelett mit Aktuierungseinheit auf dem Rücken (Joudzadeh u. a. 2018, S. 81)

Ein weiteres Konzept zur Unterstützung von Senioren beim Treppen steigen durch ein Exoskelett stammt von der University of Theran (Joudzadeh u. a. 2018). Bei diesem System werden zusätzliche Drehmomente in den Knie- und Fußgelenken beider Beine durch Zugmittel aufgebracht, welche durch zwei am Rücken befindliche DC-Motoren mit einer Leistung von jeweils 140 W aktuiert werden (Joudzadeh u. a. 2018, S. 79). Das System ist in fünf Teile zerlegbar: zwei Knieorthesen bestehend aus jeweils einem Kniegelenk mit integriertem Winkelsensor sowie Oberschenkel- und Unterschenkelsegment, zwei Schuhen mit integriertem Taster an der Fußsohle und einer Rucksackeinheit mit Getriebemotoren. Das in Abbildung 2.4 d) dargestellte System wiegt 13,5 kg (Joudzadeh u. a. 2018, S. 80). Der 10,5 kg schwere Rucksack ist möglichst nahe des Körperschwerpunktes zu tragen. Ein Anlegen des gesamten Systems soll in weniger als fünf Minuten erfolgen.

Aktive Systeme zur Unterstützung beider Beine

Die an der TU Darmstadt entwickelte aktive Knieorthese soll der Mobilitätsunterstützung älterer Menschen dienen (Müller 2017, S. 2). Der Anwender soll mit 30 % des eigenen Knie Drehmomentes unterstützt werden, damit eine vollständige Ersetzung der biomechanischen Fähigkeiten verhindert wird und die eigenen Muskeln genutzt werden müssen. Unterstützt werden Bewegungen wie das Gehen, Aufstehen und das Überwinden von Treppen. Das in Abbildung 2.5 a) dargestellte System ist durch einen bilateralen Aufbau gekennzeichnet, um ein Verwinden der Orthese zu verhindern. Im Kniegelenk ist ein Bewegungsbereich von -10° bis 115° möglich (Müller 2017, S. 57–58). Zur Erforschung von geeigneten Antrieben ist neben der ersten Experimentierplattform (Müller 2017, S. 3) eine weitere realisiert worden. Die Aktuierung erfolgt durch Verdrillantriebe (TSA oder PTSA), welche wiederum Bowdenzüge antreiben. Beide in Abbildung 2.5 a) dargestellten Systeme sind für eine maximale Kraft von etwa 630 N in den Bowdenzügen ausgelegt. Der Antrieb erfolgt jeweils durch einen BLDC-Motor mit einer Leistung von 150 W (Müller 2017, S. 119). Eine weitere Besonderheit betrifft die Gelenkinematik, die bereits in der ersten Experimentierplattform eingesetzt wurde. Um die auf den Oberschenkel wirkenden Scherkräfte zu reduzieren, wurde eine passive Gelenkinematik eingesetzt, welche die Parallelführung des Oberschenkelelementes entlang der Oberschenkel-längsachse ermöglicht (Müller 2017, S. 124).

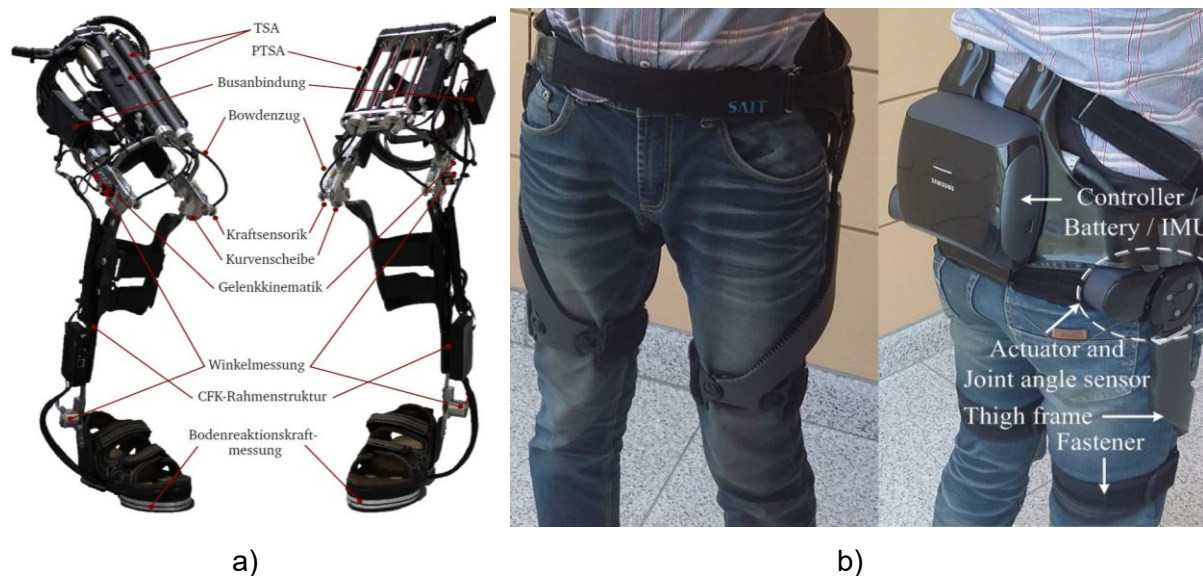


Abbildung 2.5: Aktive Systeme zur Unterstützung beider Beine (1): a) Aktive Knieorthese der TU Darmstadt in zwei verschiedenen Ausführungen mit einem TSA in geschlossener Bauweise (links) und mit einem PTSA in halboffener Bauweise (rechts) (Müller 2017, S. 126); b) Hüftexoskelett zur Unterstützung von Senioren beim Treppenaufstieg des Samsung Advanced Institute of Technology (Jang u. a. 2016, S. 5659)

Die Forscher des Samsung Advanced Institute of Technology verfolgten ebenfalls den hiesigen Ansatz, dass ein eBUS nur für spezifische Bewegungen entwickelt werden sollte (Jang u. a. 2016, S. 5658). Um Senioren beim Treppenaufstieg zu unterstützen, wurde ein robotisches Exoskelett ausschließlich für die Hüfte entwickelt. So konnten zusätzliche Trägheiten an Knie-

und Fußgelenken vermieden werden. Zusätzliche Drehmomente zur Unterstützung der Hüftextension und -flexion werden durch zwei BLDC-Motoren mit einer Leistung von jeweils 70 W generiert und über rigide Strukturen auf den Menschen übertragen. Das in Abbildung 2.5 b) dargestellte System besteht außerdem aus einer um die Taille gelegten Hüftmanschette. Das 2,8 kg schwere System lässt einen Bewegungsbereich von 45° für die Hüftextension und 120° für die Flexion zu. Passive Gelenke ermöglichen außerdem jeweils 20° für Adduktion und Abduktion.

An der EPFL (École polytechnique fédérale de Lausanne) wird ebenfalls Forschung zu Exoskeletten betrieben. Das dort entwickelte Hüftexoskelett HiBSO ist für die Unterstützung von Senioren beim Gehen, Überwinden von Treppen und beim Aufstehen vorgesehen (Baud u. a. 2018). Der Aufbau ist dem eben erwähnten System aus Abbildung 2.5 b) ähnlich, jedoch wird ein Linearaktuator verwendet, der beim Treppenaufstieg jeweils ein Drehmoment von 25 Nm auf die Hüftgelenke übertragen kann (Baud u. a. 2018, S. 186).

Das zum Patent angemeldete Exoskelett Autonomyo ist dagegen eher für Rehabilitationszwecke entwickelt worden und unterstützt das Gehen, Aufstehen und den Treppenaufstieg (Ortlieb, Bouri 10/4/2017). Die exoskelettalen Gelenke werden durch ein integriertes Kabelsystem betätigt, um die Hüftgelenke in Flexion, Extension, Abduktion und Adduktion sowie die Knieextension und -flexion zu aktuierten. Die Motoren können in Kombination mit den Seilzügen jeweils Drehmomente von 40 Nm in den Knie- und Hüftgelenken für Extension sowie Flexion erzeugen (Ortlieb, Bouri 10/4/2017, S. 18).

Ein ebenfalls zu erwähnender Ansatz zur Bewegungsunterstützung bei der Überwindung von Treppen betrifft das Exoskelett „MoonWalker“ (Krut u. a. 2010). Bei diesem System wird, vergleichbar mit dem Walking Assist Device von der Fa. Honda, die Schwerkraft des Anwenders über rigide Strukturen in den Boden eingeleitet. Das führt zu einer Verminderung der auf den Bewegungsapparat wirkenden Kraft, was in einem verminderten Kraftaufwand des Anwenders bei Bewegungen wie dem Gehen, dem Überwinden von Treppen oder Rampen sowie beim Tragen von Lasten führt. Das System besteht aus einem aktiven Kraftverteiler, einem passiven Kraftkompensator, zwei gebogenen Stangen und zwei Schuhen. Sowohl der Kraftverteiler als auch der Kraftkompensator befinden sich am unteren Rücken des Anwenders. Der Kraftverteiler ist in der Lage, die vom Kompensator ausgeübte Kraft zwischen den beiden Stangen kontinuierlich zu verteilen (Krut u. a. 2010, S. 2217), um den unterschiedlichen Lastverteilung bei Stand- und Schwungphase gerecht zu werden. Der MoonWalker kann mit einer Kompensationskraft von etwa 320 N die Hälfte des gesamten Körpergewichtes kompensieren (Krut u.

a. 2010, S. 2219). Da der Nutzer nur an der Hüfte und den Füßen mit dem Exoskelett verbunden ist, wird seine Bewegungsfreiheit im Vergleich zu bisher vorgestellten rigiden Systemen weniger eingeschränkt. Das System wird in Abbildung 2.6 a) gezeigt.

Weitaus jüngere Forschungen aus dem Jahr 2017 wurden an der ETH Zürich zu den Beeinträchtigungen bei Exoskeletten für die unteren Extremitäten durchgeführt (Bartenbach 2017). In der Dissertation von Volker Bartenbach wird ein Konzept eines weichen Exoskettes (Exosuit) vorgestellt (Bartenbach u. a. 2015; Bartenbach 2017, S. 77–88), welches mobilitätseingeschränkte Nutzer beim Gehen helfen soll. Zudem werden die Bewegungen des Aufstehens und des Treppenaufstieges durch zusätzliche Drehmomente für die Hüft- und Knieextension unterstützt (Bartenbach 2017, S. 87). Zwei Verankerungen sind an der Hüfte und am Unterschenkel durch Gurtbänder miteinander verbunden. Ein Zugseil verläuft von einem Aktuator ausgehend über das Hüft- und Kniegelenk (Abbildung 2.6 b)). Bei einer auf das Seil aufgebrachten Zugkraft werden die Gurtbänder zusammengezogen, wodurch zusätzliche Drehmomente im Hüft- und Kniegelenk zeitgleich erzeugt werden (Bartenbach 2017, S. 85). Durch das Fehlen rigider Strukturen werden die Bewegungsfreiheiten des Nutzers nicht eingeschränkt. Dies könnte zu einer erhöhten Nutzerakzeptanz führen. Das Konzept wurde bereits in einem Prototyp umgesetzt, jedoch sind experimentelle Ergebnisse bis zum Zeitpunkt der Erstellung dieser Schrift nicht durchgeführt oder publiziert worden.



Abbildung 2.6: Aktive Systeme zur Unterstützung beider Beine (2): a) MoonWalker (Krut u. a. 2010); b) Prototyp zur Realisierung des Konzeptes aus (Bartenbach 2017, S. 87)

Am Harbin Institute of Technology in China wird an mehrere Exoskeletten geforscht (Zhang u. a. 2018; Zhao u. a. 2019a):

Der Hiteexosuit aus Abbildung 2.7 a) ist ein System mit weichen Strukturen, welches Senioren beim Treppenaufstieg unterstützen soll (Zhao u. a. 2019a). Die Unterstützung erfolgt durch Bowdenzüge, die jeweils anterior über die Kniegelenke gespannt sind und Fixpunkte am Ober- und Unterschenkel besitzen. Aktuiert werden die Bowdenzüge durch einen Verdrillantrieb

(TSA). Die Antriebseinheit, bestehend aus einem BLDC-Motor mit einer Leistung von 200 W, dem 0,39 kg schweren TSA und der 0,75 kg schweren Energieversorgung, wird in einem Rucksack getragen (Zhao u. a. 2019a, S. 2543). Das Gesamtgewicht des Hiteexosuit beträgt lediglich 3,5 kg. Durch das Fehlen rigider Strukturen werden keine Freiheitsgrade des menschlichen Körpers eingeschränkt (Zhao u. a. 2019a, S. 2544). Die Steuerung des Systems erfolgt durch inertielle Messeinheiten (IMU), die an den Körpersegmenten angebracht sind.

Ein rigides Exoskelett für die unteren Extremitäten wird von Zhang u. a. (2018) beschrieben und in Abbildung 2.7 b) dargestellt. Die rigiden unilateralen Strukturen sind fest mit dem Anwender am Rücken sowie an den Oberschenkeln und Füßen verbunden. Die Energieversorgung und die Steuerungseinheit befinden sich wie beim Hiteexosuit auf dem Rücken. Ein ebenfalls am Rücken befindlicher Federmechanismus unterstützt die Hüftgelenke in Extension und Flexion, indem die Federkraft über Bowdenzüge und einen Flaschenzug in die Hüftgelenke transferiert werden (Zhang u. a. 2018, S. 765). Die Freiheitsgrade für Abduktion und Adduktion der Hüftgelenke sowie die Dorsalextension und Plantarflexion der Fußgelenke werden hierbei zugelassen, jedoch nicht aktuiert. Somit werden die Kniegelenke in Extension und Flexion aktiv unterstützt. Dies wird durch Motoren mit Kugelumlaufspindeln realisiert, die sich in den Oberschenkelsegmenten des Exoskelettes befinden (Zhang u. a. 2018, S. 764).

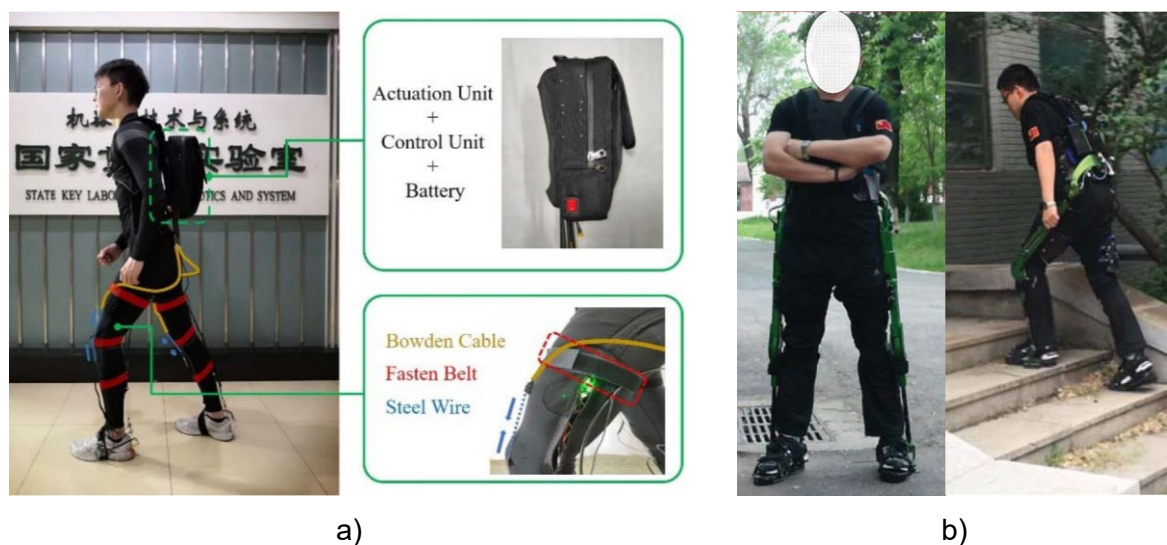


Abbildung 2.7: Exoskelette zur Unterstützung der Treppenüberwindung des HIT (Harbin Institute of Technology): a) Hiteexosuit (Zhao u. a. 2019a, S. 2544); b) rigides Exoskelett für die unteren Extremitäten (Zhang u. a. 2018, S. 762)

Für die Synthese von Gangarten für Exoskelette der unteren Extremitäten wurde der Ansatz auf Basis einer Tiefenkamera erforscht (Zhao u. a. 2019b). Dabei wurde der Prototyp eines aktiven und rigiden Exoskelettes für stufenweise Treppenaufstiege eingesetzt, welches Patienten mit einer Funktionsstörung des Bewegungsablaufes unterstützen soll. Das System besteht aus einem Rucksack mit Steuereinheit und einer Energieversorgung. Zudem befinden

sich rigide Strukturen lateral auf beiden Seiten, die von den Hüftgelenken bis zu den Fußsegmenten reichen. Fixiert wird der Prototyp durch Anbindungen an der Hüfte, den Ober- und Unterschenkeln sowie Fußsegmenten. Koaxial zu den Hüft- und Kniegelenken befinden sich Motoren, welche die zusätzlichen Drehmomente generieren (Zhao u. a. 2019b, S. 7).

Systeme für querschnittsgelähmte Menschen und Schlaganfallpatienten

Das Louis Stokes Cleveland Department of Veterans Affairs Medical Center publizierte im Jahr 2009 die Entwicklung einer hybriden Orthese für Querschnittsgelähmte, um das Stehen, Gehen und Überwinden von Treppen wieder zu ermöglichen (Kobetic u. a. 2009). Dafür wurde eine THKAFO entwickelt, welche als hybrides System aus exoskelettalen Verstrebungen und mehrkanaliger funktioneller Elektrostimulation (FES) besteht. Die orthopädischen Komponenten bestehen aus elektromechanischen Gelenken, die sich automatisch ver- und entriegeln. So kann eine aufrechte Stabilität und freie Bewegung ermöglicht werden, angetrieben durch FES. Die Hüftgelenke werden durch rotatorische Antriebe in einem geschlossenen hydraulischen Kreislauf aktuiert. Die Kniegelenke können im Stand verriegelt werden, währenddessen sind die Fußgelenke in der Sagittalebene ständig frei beweglich. Der Rumpf des Menschen wird in einem starren Korsett fixiert. Eine weitere Anbindung befindet sich dann lediglich an den Unterschenkeln. Untersuchungen haben gezeigt, dass ein maximales Unterstützungsmoment von 42 Nm in den Hüftgelenken aufgebracht werden konnte (Kobetic u. a. 2009).

Das aktive Exoskelett AIDER (Assltive DEvice for paRalyzed patients) wurde für querschnittsgelähmte Menschen entwickelt, damit diese wieder Gehen und Treppensteigen können (Xu u. a. 2020; Xu u. a. 2017). Das System besteht aus jeweils zwei Fuß-, Unterschenkel- und Oberschenkelsegmenten sowie einer am Rücken befindlichen Energieversorgung inklusive Steuerung (Xu u. a. 2020, S. 285). Die aktive Unterstützung erfolgt in den Hüft- und Kniegelenken durch DC-Motoren in den Gelenken selbst. Xu u. a. konnten 2017 an vier querschnittsgelähmten Patienten zeigen, dass das Exoskelett den Treppenauf- und -abstieg ermöglicht.

Um Schlaganfallpatienten beim Gehen sowie Treppen auf- und absteigen zu unterstützen, wurde eine aktive Knöchel-Fuß-Orthese (AFO) entwickelt, die als „Ankle Robot“ bezeichnet wird (Yeung u. a. 2017). Die AFO besitzt einen Freiheitsgrad (DOF) und erlaubt Bewegungen von 20° Dorsalextension und 30° Plantarflexion, welche durch mechanische Anschläge begrenzt sind (Yeung u. a. 2017, S. 212). Am Unterschenkel ist anterior ein BLDC-Motor als Antrieb platziert. Durch ein nachgelagertes Getriebe kann die AFO ein maximales Drehmoment von 16,7 Nm erzeugen (Yeung u. a. 2017, S. 212). Die Energieversorgung und Steuerung der beiden AFO ist an der Hüfte platziert. Die Steuerung erfolgt durch in der Fußsohle integrierte Kraftsensoren und IMU. Das Gewicht des gesamten Systems ist mit 1,5 kg vergleichsweise gering (0,5 kg pro AFO; 0,5 kg für Steuerung und Energieversorgung).

Die Vanderbilt University untersuchte eines ihrer Exoskelette für querschnittsgelähmte Menschen, um auftretende Gelenkwinkel, -momente und -leistungen bei der Überwindung von Treppen zu ermitteln (Farris 2012, S. 74–92). Das bei diesen Versuchen verwendete Exoskelett aus Abbildung 2.8 a) unterstützt beidseitig aktiv die Hüft- und Kniegelenke durch integrierte BLDC-Motoren, wodurch das Gehen, Aufstehen, Hinsetzen und Überwinden von Treppen wieder ermöglicht werden soll (Farris 2012, S. 77–78). Das 12,3 kg schwere System besteht aus einem Hüftsegment mit integriertem Akkumulator und jeweils zwei Ober- und Unterschenkelsegmenten.

Das LLEX (lightweight lower limb exoskeleton), dargestellt in Abbildung 2.8 b), ist ein für Querschnittsgelähmte entwickeltes Exoskelett zur Ermöglichung des Gehens, Aufstehens, Hinsetzens und zur Überwindung von Treppen (Yan u. a. 2018). Unterstützt werden Hüft- und Kniegelenke beider Beine mittels an den Gelenken angebrachter BLDC-Motoren mit einer Leistung von jeweils 90 W (Yan u. a. 2018, S. 156). Die Fußgelenke werden passiv durch Federn unterstützt. Das Anlegen erfolgt durch Anbindungsstellen an der Hüfte, den Oberschenkeln, am Unterschenkel sowie an den Füßen. Die Funktionsweise des Systems konnte für den Treppenauf- und -abstieg erfolgreich getestet werden (Yan u. a. 2018).

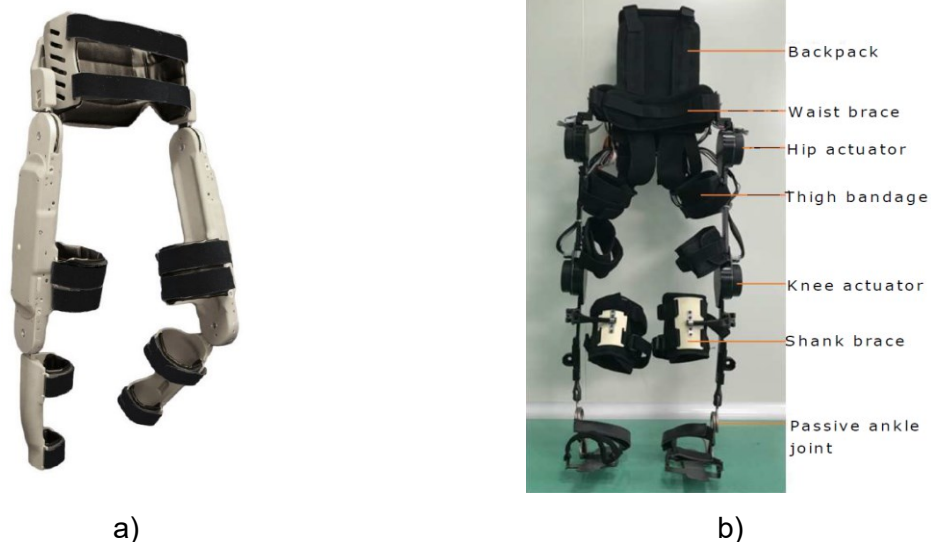


Abbildung 2.8: Exoskelette für Querschnittsgelähmte: a) der Vanderbilt University (Farris 2012, S. 57) und b) das LLEX der Chinese Academy of Science (Yan u. a. 2018, S. 156)

Passive Systeme

Als einziges passives System zur Unterstützung des Treppenaufstieges konnte das PKAExo der Army Logistics University of PLA in China gesichtet werden (Li u. a. 2018). Das von Yuan u. a. beschriebene System ist in Abbildung 2.9 dargestellt. Die Unterstützung erfolgt durch eine Druckfeder, die sich innerhalb des rigiden Oberschenkelelementes befindet. Bei der Knieflexion wird auf einen Bowdenzug, welcher am Unterschenkelelement verankert ist, eine Zugkraft beaufschlagt. Das führt zur Verringerung der Federelongation, wodurch Energie in

der Feder gespeichert wird. Diese Energie wird bei der Extension freigesetzt, was in einem unterstützenden Kniemoment resultiert. Dieses resultierende Moment ist jedoch abhängig von der Federsteifigkeit und der Vorspannung der Feder sowie von dem Flexionswinkel (Li u. a. 2018, S. 442). Mit den gewählten Parametern konnte ein maximales Moment von 18 Nm bei einem Flexionswinkel von 160° erreicht werden (Li u. a. 2018, S. 443).

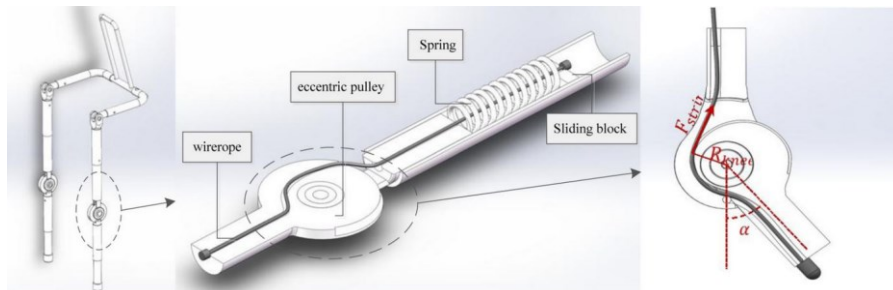


Abbildung 2.9: Mechanische Struktur des PKAExo (Li u. a. 2018, S. 443)

2.3.3 Stand der Patente

Eine Patentrecherche erfolgte auf nationaler Ebene mit der Datenbank des deutschen Patent- und Markenamtes (DEPATISnet, Version 5.2.0-0400), auf europäischer Ebene mittels der Datenbank des Europäischen Patentamtes (Patent information services for experts, Version 2.7.0) und global über die Datenbank der WIPO (Patentscope, Version 1.3.4). Im Vorfeld definierte relevante Schlagwörter und Synonyme wurden mittels Boolescher Operatoren verknüpft, um die Suchanfragen zu präzisieren und die Ergebnisse einzugrenzen. Die Suche erfolgte in deutscher und englischer Sprache.

Für die im Kapitel 2.3.1 erwähnten kommerziellen Systeme sind allesamt Patente angemeldet oder erteilt wurden. Die Quellenangaben der Patentschriften finden sich im Anhang 1 wieder. Alle nachfolgenden Patentschriften finden sich in Anhang 3 wieder.

In einer Offenlegungsschrift (2018/12/27) wird von Hohenwarter eine Knieorthese für ein menschliches Kniegelenk beschrieben. Diese besteht aus einem Ober- und Unterschenkelement sowie einer posterior oder anterior angeordneten Blattfeder. Diese Feder verbindet die beiden Elemente miteinander (Abbildung 2.10 a)). Unterstützt wird hierbei die Knieextension, was analog zu dem passiven System PKAExo den Treppenaufstieg erleichtern könnte.

Ein ähnliches bilaterales System beschreibt Stranz (2/9/2018). Hier sind die Ober- und Unterschenkelemente mit einem Rotationsgelenk verbunden. Die passiven Unterstützungselemente bestehen aus mindestens einer Zugfeder (Abbildung 2.10 b)).

In einer weiteren Offenlegungsschrift (Fleischer, Wege 2007/07/26) wird die Anordnung für ein Exoskelett beschrieben, bei dem ein Seilzugsystem an einem Kreisbogengelenk befestigt ist

und von einem Aktuator mit einer Zugkraft beaufschlagt wird. Diese in Abbildung 2.10 c) dargestellte allgemeine Anordnung könnte laut Fleischer (2007/07/26) auch für Knieexoskelette zum Einsatz kommen, um beispielsweise die Extension zu unterstützen.

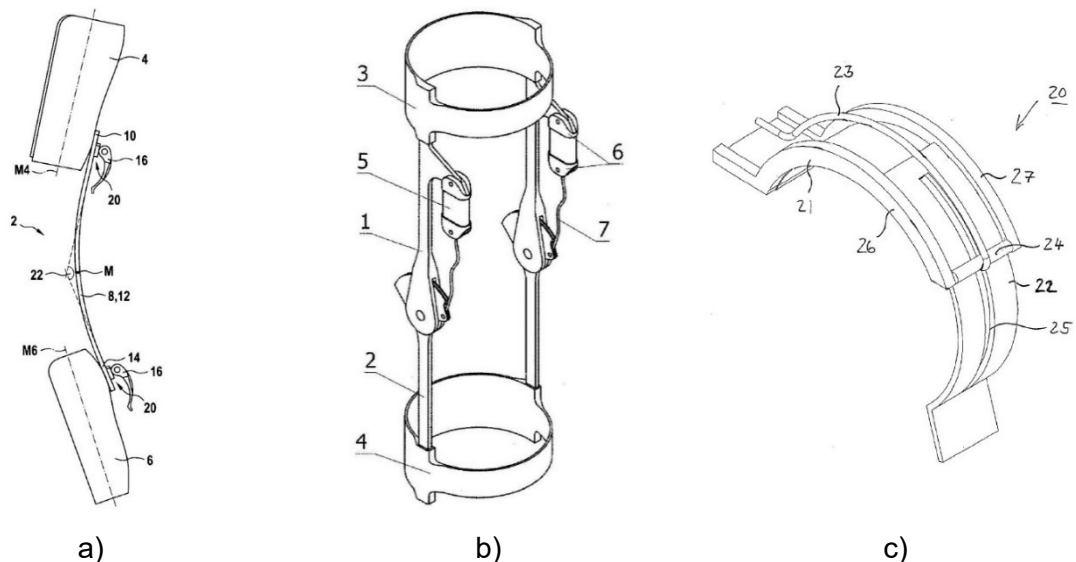


Abbildung 2.10: Systeme aus Patentschriften zur Unterstützung des Kniegelenks: a) Orthese mit Federelement (Hohenwarter 2018/12/27, S. 11); b) Passives Exoskelett eines Kniegelenkes (Stranz 2/9/2018, S. 6); c) Anordnung für ein Exoskelett (Fleischer, Wege 2007/07/26, S. 9)

Patentschriften mit explizitem Verweis auf die Unterstützung der Treppenüberwindung werden nachfolgend beschrieben und in Abbildung 2.11 dargestellt:

Ein aktuiertes Koppelgetriebe wurde im Jahr 2015 von der Fa. Sarcos zum Patent angemeldet (Smith 5/6/2015). Das laterale Koppelgetriebe ist für die Unterstützung von diversen Bewegungen, wie beispielsweise dem Gehen oder Überwinden von Treppen und Rampen, geeignet. Ein primärer Rotationsaktuator an der Hüfte aktuiert Extension und Flexion. Zusätzliche, nicht weiter spezifizierte Aktuatoren könnten das Knie- und/oder Fußgelenk unterstützen (Smith 5/6/2015, S. 3).

Ein Exoskelett für die unteren Extremitäten, welches die Treppenüberwindung aktiv unterstützt, wurde von der University of California (Berkeley) zum Patent angemeldet (Angold, Harding, Kazerooni 4/13/2006). Das System besteht aus rigiden Elementen die lateral an beiden Oberschenkeln, Unterschenkeln und den Füßen angebracht sind. Linearaktuatoren befinden sich jeweils posterior zwischen Ober- und Unterschenkeln und unterstützen die Knieextension- und -flexion aktiv. Die linke und rechte Seite sind über ein weiteres rigides Element oberhalb der Hüfte, welches am Rumpf des Anwenders befestigt wird, miteinander verbunden.

Die Fa. Other Lab mit Sitz in den USA hat ein Beinexoskelett zum Patent angemeldet. Dieses unterstützt die Knieextension mittels pneumatischem Aktuator, der an rigiden Elementen

posterior das Kniegelenk überspannt (Lamb u. a. 4/13/2018). Somit können alle Bewegungen unterstützt werden, die ein hohes Drehmoment bei der Knieextension erfordern.

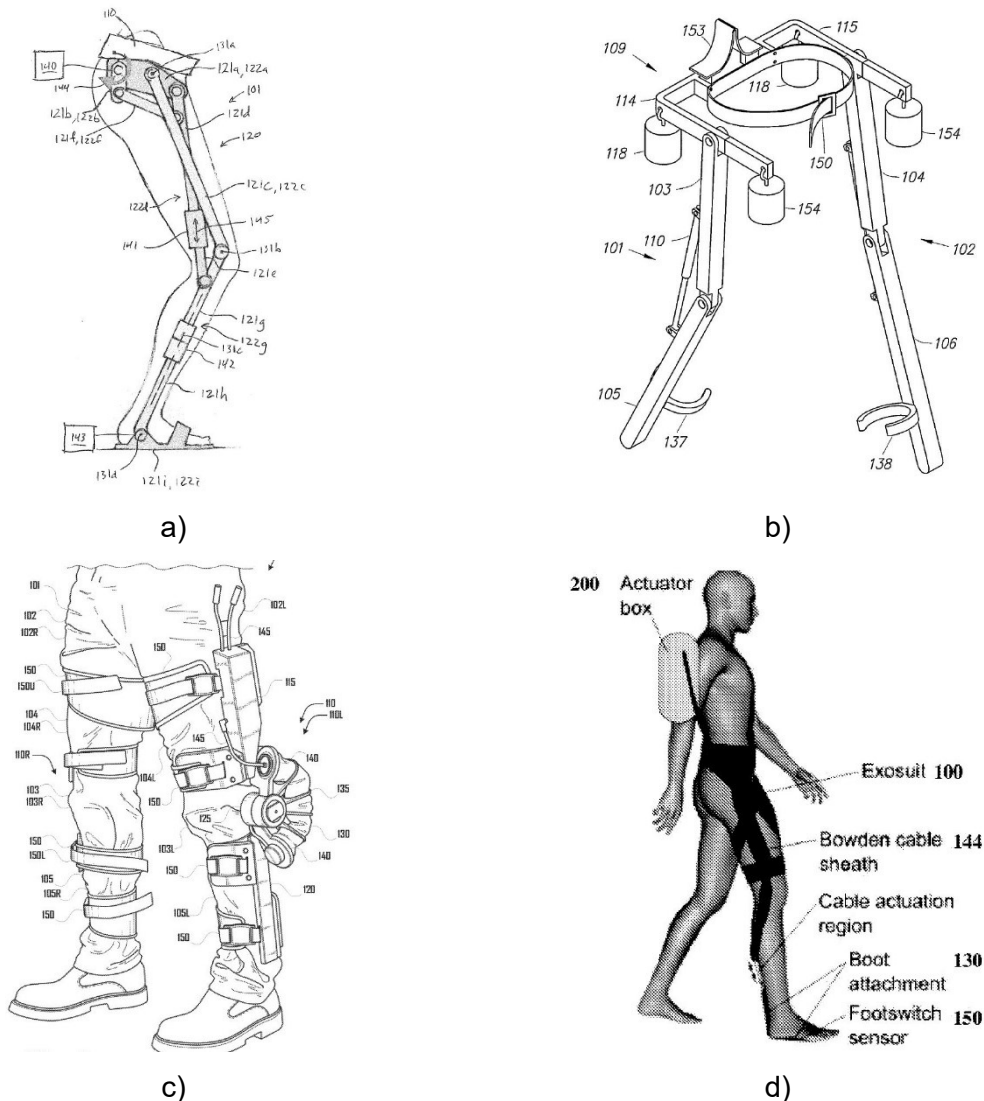


Abbildung 2.11: Systeme aus Patentschriften zur Unterstützung der Treppenüberwindung: a) legged robotic device (Smith 5/6/2015, S. 12); b) semi-powered lower extremity exoskeleton (Angold, Harding, Kazerooni 4/13/2006, S. 39); c) leg exoskeleton system (Lamb u. a. 4/13/2018, S. 31); d) soft exosuit (Walsh u. a. 5/30/2014, S. 99)

Vom Harvard College der USA wurde bereits 2014 eine Methode für aktive Exosuits zum Patent angemeldet (Walsh u. a. 5/30/2014). Die Erteilung auf europäischer Ebene erfolgte dann 2019. Die Bewegungen des Benutzers werden durch ein weiches Exoskelett unterstützt. Dafür werden Zugkräfte auf flexible Verbindungselemente, wie Kabel oder Seilzüge, durch ein oder mehrere Aktuatoren aufgebracht. Da die Verbindungselemente zwischen einer Vielzahl von Verankerungspunkten, die sich beispielsweise am Oberschenkel, Unterschenkel oder Knöchel befinden könnten, angeordnet sind, können spezifische Gliedmaßen oder Körperteile unterstützt werden.

2.4 Analyse des Forschungsstandes

Die relevanten eBUS sind im Wesentlichen durch die zu unterstützenden Bewegungen und den vorgesehenen Anwender geprägt. Somit ist auch deren strukturelle Gestalt sowie die Anzahl und Leistungsfähigkeit der Aktuatoren von diesen übergeordneten Zweckbestimmungen abhängig. Die meisten vorgestellten Systeme sind für das Gehen auf ebener Fläche, dem Überwinden von Treppen und Rampen, Heben von Lasten, Aufstehen oder Hinsetzen geeignet (siehe Anhang 1 bis Anhang 3). Sobald mehrere Bewegungen unterstützt werden sollen, muss das System die Maximalanforderung für jede zu unterstützende Bewegung im entsprechenden Merkmal erfüllen. Beispielsweise müssen eBUS, die für das Gehen und Überwinden von Treppen konzipiert wurden, zum einen die hohen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten beim Gehen und zum anderen die hohen erforderlichen Gelenkmomente beim Überwinden von Treppen berücksichtigen. Da die relevanten Systeme des Standes der Forschung und Technik in der Regel für mehrere Bewegungsvorgänge konstruiert wurden, sind diese nicht optimal auf die Spezifik der Treppenüberwindung (siehe Kapitel 5.3) ausgelegt.

Nur die von Angold u. a. (4/13/2006), Chandrapal u. a. (2013) und Joudzadeh u. a. (2018) beschriebenen Systeme sind ausschließlich für die Unterstützung der Treppenüberwindung vorgesehen und auch alle für Senioren oder Menschen mit schwacher Muskulatur konzipiert. Übereinstimmend bei diesen Systemen ist die aktive Unterstützung der Knieextension. Jedoch wird bei Joudzadeh u. a. die Plantarflexion zusätzlich aktiv unterstützt und bei Chandrapal u. a. sowie Angold u. a. die Knieflexion. Auffallend ist auch, dass sich alle drei Systeme in ihrem strukturellen Aufbau unterscheiden (vgl. Anhang 2 und Anhang 3). Für die Unterstützung des Treppenaufstieges sind die Systeme von Jang u. a. (2016), Zhang u. a. (2018), Zhao u. a. (2019a) und Zhao u. a. (2019b) geeignet. Auch diese eBUS unterscheiden sich im Merkmal der aktuierten Bewegungen. Ursache dessen ist der unterschiedliche Unterstützungsbedarf, der von den Entwicklern aus nur bedingt geeigneten Literaturdaten abgeleitet wurde. Beispielsweise wählten Joudzadeh u. a. (2018) einen Unterstützungsprozentsatz von 50 % auf der Grundlage der von Riener u. a. (2002) angegebenen Durchschnittswerte für die beim Treppensteigen erforderlichen Gelenkleistungen. Das von Zhao u. a. (2019a) angenommene mittlere Unterstützungsmoment für die Kniegelenkextension basiert auf biomechanischen Erkenntnissen von Nadeau u. a. (2003). Zhang u. a. (2018) schlossen jedoch aus derselben Quelle, dass das Hüftgelenk in der Frontalebene und das Kniegelenk in der Sagittalebene unterstützt werden sollten.

Eine weitere Ursache für die Mannigfaltigkeit der bisherigen Systeme könnte auf die Anforderungen zurückzuführen sein, die seitens der potentiellen Anwender vorgegeben werden. Ein gesunder Mensch benötigt beispielsweise, wenn er beim Treppenaufstieg und dem Tragen

von Lasten unterstützt werden soll, einen geringeren Betrag an Unterstützung als querschnittsgelähmte Menschen. Somit sind auch passive Systeme, wie in Abschnitt 2.3.3 beschrieben oder das PKAExo (Li u. a. 2018), für derartige Anforderungen prinzipiell geeignet. Querschnittsgelähmte Menschen benötigen hingegen in allen relevanten Gelenken Unterstützung, da unter Umständen keine eigene Kraft zum Halten von Positionen oder zur Ausführung von Bewegung vorhanden ist. Dies führt tendenziell zu einer erhöhten Anzahl von leistungsfähigeren Aktuatoren am eBUS.

Die Gestalt sowie die Steuerung von eBUS werden weiterhin durch Anforderungen geprägt, die von der Zweckbestimmung abhängen. So ist beispielsweise eine sEMG-basierte Steuerung, wie sie im System von Chandrapal u. a. (2013) verwendet wird, für einen schnellen An- und Ablegeprozess hinderlich, da die Elektroden korrekt auf der Hautoberfläche platziert werden müssen. Somit könnte das System eine geringere Nutzerakzeptanz erfahren, da das An- und Ablegen tendenziell weniger intuitiv und zeitintensiver ist. Bei dem aus fünf Baugruppen bestehenden System von Joudzadeh u. a. (2018) ist dieser Prozess im Vergleich vermutlich einfacher. Allerdings muss auch hier die Gebrauchstauglichkeit für eine reine Unterstützung bei der Treppenüberwindung in Frage gestellt werden, da das Anlegen und Verbinden der einzelnen Komponenten mit fünf Minuten zu viel Zeit in Anspruch nehmen wird.

Es ist festzuhalten, dass es keine universell einsetzbaren eBUS gibt, da:

- aus verschiedenen Bewegungen unterschiedliche physische Belastungen für den Körper resultieren
- eBUS oft nur einzelne Körperregionen unterstützen
- die (erforderliche) Unterstützungsleistung variieren kann
- das eBUS auf den Nutzer und dessen Leistungsfähigkeit angepasst werden muss.

Durch diese Analyse der bereits bestehenden Systeme lassen sich nachfolgend Entwicklungsziele definieren, um exoskelettale BUS zu entwickeln, welche insbesondere Senioren bei der Treppenüberwindung unterstützen. Die Entwicklung und Erforschung von eBUS für Treppenüberwindungsvorgänge ist daher relevant, um den im hohen Alter auftretenden Leistungs-mangel mit dem entwickelten System kompensieren zu können.

3 Forschungs- und Entwicklungsziele

In dieser Arbeit soll die Biomechanik und seniorengerechte Gestaltung von eBUS untersucht werden, welche Menschen mit altersbedingtem muskulärem Defizit bei der Überwindung von Treppen unterstützen. Ziel ist es, ein System zu entwickeln, welches insbesondere und ausschließlich für den Auf- und Abstieg geeignet ist, indem die für diese Bewegungen charakteristische Kinematik beibehalten werden soll und die Mensch-Technik-Interaktion auf das erforderliche Minimum herabgesetzt wird. Ein System zur Treppenüberwindung würde den Vorteil haben, dass die vorhandene natürliche biomechanische Fähigkeit des Menschen beibehalten und lediglich verstärkt wird. Da die Mobilität des Menschen adressiert wird, könnte der Rückbildung von Muskeln entgegengewirkt werden. Des Weiteren sollte ein zu entwickelndes exoskelettales BUS folgende Eigenschaften besitzen:

- auf Treppenüberwindung optimiert
- minimal aktuiert
- mobil und anpassbar
- schnell an- und ablegbar
- einfach und intuitiv zu bedienen
- möglichst ergonomisch
- möglichst energieeffizient
- möglichst leicht
- soll ohne Eingriff in die Infrastruktur des Wohnumfeldes funktionieren

Eine minimale Aktuierung führt tendenziell zu einer geringeren Anzahl an Bauteilen, was wiederum zu einer geringeren Eigenmasse des eBUS führt. Das eBUS soll nur für die Überwindung von Treppen im häuslichen Bereich eingesetzt werden. Dafür ist es vor der zu überwindenden Treppe anzulegen und nach erfolgter Bewegungsunterstützung wieder abzulegen. Demnach muss ein schneller und einfacher An- und Ablegeprozess berücksichtigt werden, ohne die Sicherheit zu vernachlässigen. Da jeder Mensch in seiner Anthropometrie individuell ist, sollten eBUS für jeden Menschen anpassbar sein. Eine hohe Nutzerakzeptanz kann nur erreicht werden, wenn die zukünftigen Anwender das technische System intuitiv sowie mit einfachen und wenigen Handgriffen bedienen können.

Diesem Entwicklungsziel gehen mehrere Forschungsziele voraus. Ein erstes Forschungsziel besteht in der Ermittlung der subjektiven Anforderungen, welche die Senioren an ein derartiges eBUS stellen, um Nutzerbedürfnisse bereits in der Entwurfsphase von eBUS zu berücksichtigen (Kapitel 4.4.2). Außerdem ist es erforderlich, den biomechanischen Unterstützungsbedarf von Senioren bei der Überwindung von Treppen zu ermitteln (Kapitel 5.4). Erst dann kann

untersucht werden, welche Unterstützungsmöglichkeiten prinzipiell geeignet sind und ob sich hierfür passive Unterstützungselemente, aktive oder eine Kombination beider eignen (Kapitel 6). Das vierte Forschungsziel betrifft den strukturellen Aufbau und die Gestalt geeigneter eBUS (Kapitel 7 und 8). Es wird angenommen, dass sich durch die vorher präzisierten Anforderungen und Restriktionen eine optimale Gestalt finden lässt, die alle Bedarfe berücksichtigt, durch eine minimale Aktuierung geprägt ist und sich auch deshalb von den Systemen des Forschungsstandes in wesentlichen Merkmalen unterscheidet. Das abschließende Forschungsziel betrifft den biomechanischen Nachweis, dass das entwickelte System mit seinem prinzipiellen Aufbau bei der Überwindung von Treppen funktioniert und die vorher definierten Anforderungen erfüllt werden (Kapitel 9). Die Hauptforschungsfrage ist demnach wie folgt zusammengefasst:

„Wie muss ein exoskelettales Bewegungsunterstützungssystem für Senioren konzipiert sein, welches ausschließlich für die Überwindung von Treppen geeignet sein soll und die oben benannten Eigenschaften besitzt?“

Ziel dieser Arbeit ist es nicht, die für dieses eBUS eventuell notwendige Steuerung oder Regelung im Detail zu erforschen und entwickeln, da der Fokus vorwiegend auf den (bio)mechanischen Aspekten und der Gestalt des eBUS selbst liegen soll.

4 Entwicklungsmethodische Vorgehensweise

Bei der Entwicklung von Technik, die direkt von anderen Menschen genutzt werden soll, ist es erstrebenswert, deren Bedürfnisse während des Entwicklungsprozesses einzubeziehen. Nur so kann mit einer hohen Wahrscheinlichkeit ein Produkt entwickelt werden, welches eine hohe Nutzerakzeptanz erfährt und den ermittelten Bedürfnissen seitens der Anwender gerecht wird. Somit sollten eBUS partizipativ, also unter Beteiligung der potentiellen Anwender, entwickelt werden. Eine nutzerzentrierte Vorgehensweise bei der Produktentwicklung, beispielsweise durch Nutzerintegration und Befragungen der Zielgruppe, stellt grundsätzlich eine Bereicherung für den Produktentwicklungsprozess dar (Sankowski, Krause 2018, S. 327). Analog zur Arbeit von Reinicke (2004, S. 22) wird unter Nutzerintegration die Einbindung von potentiellen Anwendern in verschiedenen Phasen des Produktentwicklungsprozesses verstanden. Eine aktive Einbindung ist die direkte Mitwirkung des potentiellen Anwenders durch Teilnahme an Versuchen zur Bedarfsermittlung, an Befragungen und dem Einbringen von Verbesserungsvorschlägen. Die passive Nutzerintegration kann hingegen durch Simulationen oder Anwendung von Normen zur Anthropometrie stattfinden.

Eine eBUS-Entwicklung ist durch diverse Randbedingungen auf verschiedenen Ebenen geprägt. Die Betrachtungsebenen für dieses Vorhaben sind in Abbildung 4.1 dargestellt.

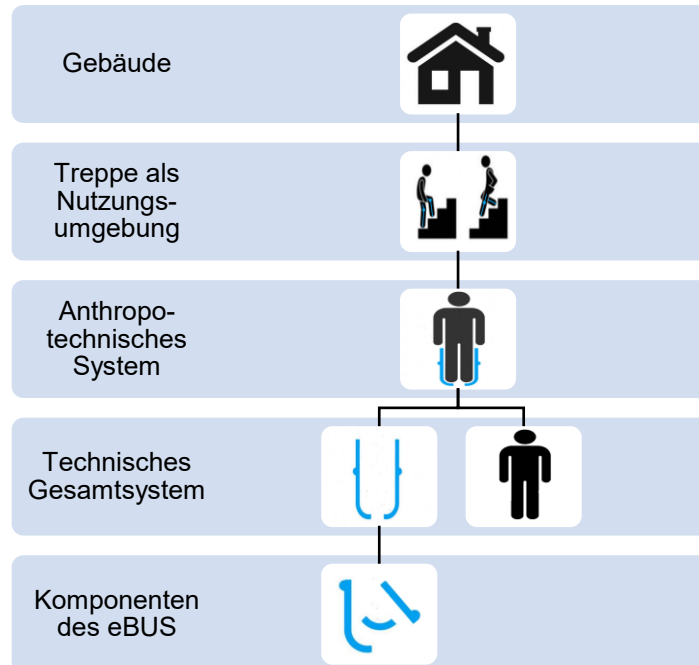


Abbildung 4.1: Schematische Darstellung der eBUS-Entwicklung in Ebenen in Anlehnung an (Weidner u. a. 2016, S. 519; Wiendahl 2005, S. 22)

Ein zu entwickelndes System ist in erster Ebene durch die Lage der Nutzungsumgebung geprägt. Bei diesem Vorhaben soll das System ausschließlich innerhalb von Gebäuden genutzt

werden. Dies beeinflusst die an das zu entwickelnde eBUS zu stellenden Anforderungen maßgeblich, da beispielsweise das Raumklima hier im Vergleich zu einer Nutzungsumgebung außerhalb von Gebäuden geringeren Schwankungen ausgesetzt ist. Folglich kann bei der Festlegung der Eigenschaften der Komponenten des eBUS der Witterungszustand unbeachtet bleiben. Die darunterliegende Ebene betrifft die Nutzungsumgebung selbst. Die zu unterstützende Bewegung wird im Wesentlichen durch die Nutzungsumgebung, wie in Kapitel 2.2 und 2.4 bereits angedeutet, beeinflusst. Bei der Entwicklung von eBUS zur ausschließlichen Unterstützung der Treppenüberwindung sind Treppen die alleinige Nutzungsumgebung. Da Treppen in diversen Formen mit unterschiedlichen Abmessungen existieren, wird eine Beschreibung und eine weitere Eingrenzung dieser Nutzungsumgebung in Kapitel 5.2 vorgenommen. Die dritte Entwicklungsebene betrifft das anthropotechnische System mit der Schnittstelle zwischen Mensch und System sowie deren gemeinsame Interaktion. Die Schnittstelle sollte so gestaltet sein, dass Mensch und eBUS bestmöglich zusammenwirken. Wenn der Mensch und das eBUS in Interaktion betrachtet werden, können die Wechselwirkungen untersucht und für die Entwicklung wesentliche Erkenntnisse abgeleitet werden (vgl. Kapitel 8.1.3 und 9). Dies beeinflusst die vierte Entwicklungsebene, die das zu entwickelnde technische Gesamtsystem sowie den Menschen beinhaltet. Um das technische Gesamtsystem entwickeln zu können, sollte parallel dazu der Mensch ganzheitlich als zukünftiger Nutzer mit betrachtet werden (vgl. Kapitel 5.1). Somit können in der fünften und letzten Ebene die einzelnen Komponenten des technischen Gesamtsystems generiert und dessen Zusammenwirken definiert werden (vgl. Kapitel 8). Alle fünf Ebenen der Entwicklung können auch über andere Ebenen hinweg in Wechselwirkung stehen und sich gegenseitig beeinflussen.

Nachfolgend wird das entwicklungsmethodische Vorgehen in dieser Arbeit im Detail beschrieben, ausgehend von etablierten Entwicklungsmethoden (Kapitel 4.1). Die Formulierung einer vorgesehenen Zweckbestimmung von zu entwickelnden eBUS erfolgt ebenfalls in Kapitel 4.2. Abschließend wird teilweise die erste Phase der partizipativen Entwicklungsmethode angewendet, indem Anforderungen und Wünsche präzisiert werden. Diese ergeben sich zum einen aus Normen und Richtlinien (Kapitel 4.4.1) und zum anderen aus einer praktischen Bedarfsanalyse (Kapitel 4.4.2).

4.1 Partizipative Entwicklungsmethode

Etablierte Entwicklungsmethoden

An dieser Stelle werden etablierte Entwicklungsmethoden des Vereins Deutscher Ingenieure (VDI) und eine auf die Entwicklung exoskelettaler BUS zugeschnittene Methode nach Weidner u. a. beschrieben und analysiert:

Etablierte Entwicklungsmethoden für Produkte sind in VDI 2221 Blatt 1 und VDI 2221 Blatt 2 beschrieben. Das allgemeine Modell der Produktentwicklung aus VDI 2221 Blatt 1 befindet sich in Anhang 4 und kann in mehrere Aktivitäten untergliedert werden, aus denen erforderliche Arbeitsergebnisse hervorgehen (VDI 2221 Blatt 1, S. 30). Nach dieser allgemeinen Vorgehensweise werden die gewonnen Ergebnisse jeweils mit den sich weiterentwickelnden Anforderungen abgeglichen. Zur Absicherung können virtuelle und/oder reale Methoden eingesetzt werden (VDI 2221 Blatt 1, S. 30). Für die Entwicklung von mechatronischen Systemen, wie beispielsweise auch aktiver eBUS, kann die Richtlinie VDI 2206 zum Einsatz kommen. Die branchenspezifische Entwicklungsmethode wird durch das in Abbildung 4.2 dargestellte V-Modell beschrieben. Ausgangspunkt bei dieser Vorgehensweise sind die Anforderungen, die durch die Präzisierung der Aufgabenstellung definiert werden. Ziel des Systementwurfs ist die Festlegung eines domänenübergreifenden Lösungskonzeptes (VDI 2206, S. 29f.), welches dann in den beteiligten Domänen getrennt konkretisiert werden kann. Anschließend werden die Ergebnisse aus den einzelnen Domänen zu einem Gesamtsystem integriert. Dies kann virtuell oder real durch den Aufbau von Prototypen erfolgen. Parallel zu den Schritten des Systementwurfs, domänenspezifischen Entwurfs und der Systemintegration können die Systemeigenschaften mit Hilfe von Modellen und Simulationen untersucht und abgesichert werden (VDI 2206, S. 30). Im Ergebnis ist nach Durchlauf eines Entwicklungszykluses ein Produkt entstanden, worunter eher ein real existierendes Erzeugnis zu verstehen ist (VDI 2206, S. 30), was nicht zwangsläufig marktreif sein muss. Im Nachfolgenden soll hier der Begriff „Demonstrator“ verwendet werden, da in dieser Arbeit der Nachweis der Funktionsfähigkeit des Konzeptes im Vordergrund steht (VDI 2206, S. 69).

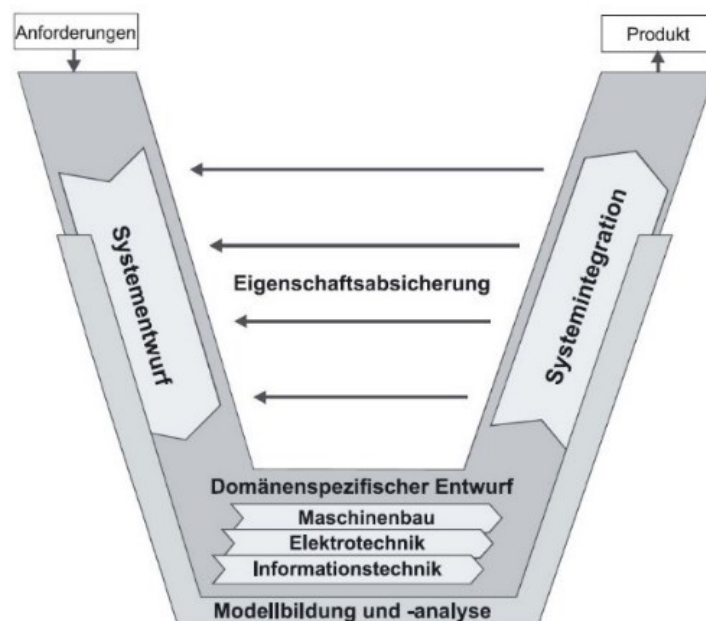


Abbildung 4.2: V-Modell als Makrozyklus für die Entwicklung mechatronischer Systeme (VDI 2206, S. 29)

Kritisch bei dieser Vorgehensweise ist die nicht kontinuierliche Integration des potentiellen Anwenders im Entwicklungsprozess. Dieser kann sich bei der Anforderungsdefinition beteiligen, als Modell in den Prozess integriert werden und insbesondere bei der Eigenschaftsabsicherung partizipieren, in welcher Form das erfolgen soll wird allerdings nicht präzisiert. Folglich besteht die erhöhte Wahrscheinlichkeit, dass die Eigenschaften und Bedürfnisse des Menschen bei Anwendung dieser Entwicklungsmethode zu stark abstrahiert werden.

Die auf die Entwicklung exoskelettaler BUS zugeschnittene Methode nach Weidner u. a. wird in Abbildung 4.3 dargestellt. Hier werden folgende Entwicklungsphasen eingeführt: Ideenfindung, Konzeption, Konstruktion, Simulation, Aufbau von Prototypen und Erprobung.

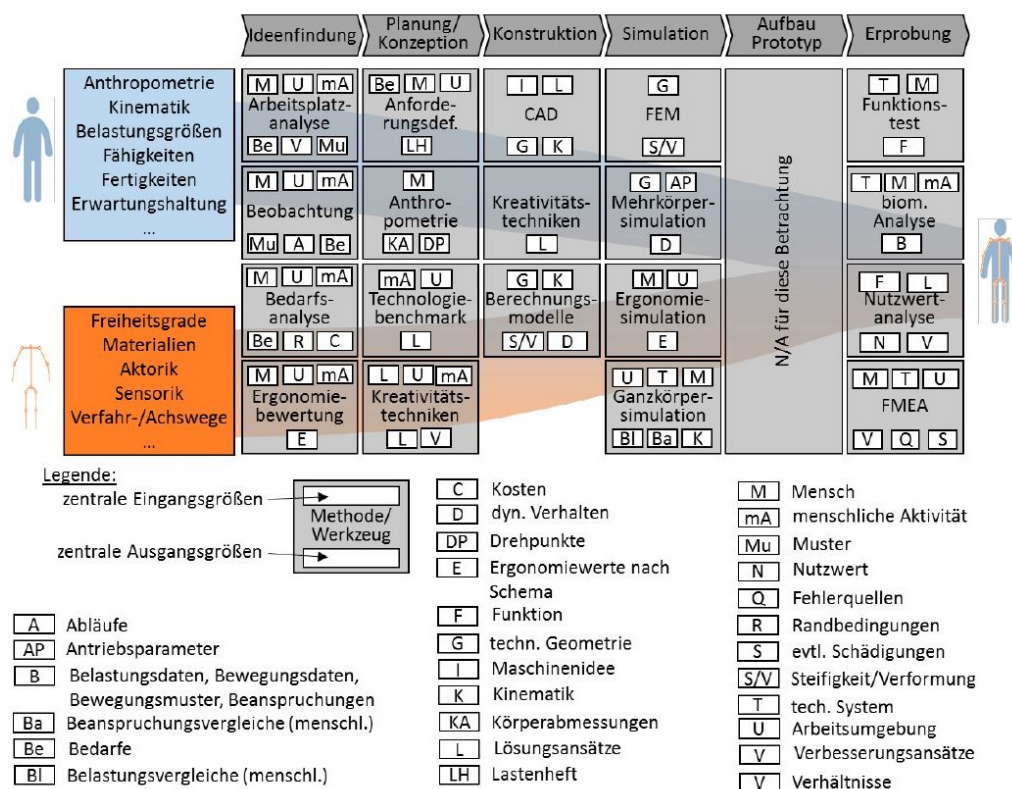


Abbildung 4.3: Produktentwicklungsprozess für Exoskelette mit aktuellen Methoden (Weidner u. a. 2016, S. 521)

In der Phase der Ideenfindung kann beispielsweise eine Bedarfsanalyse durchgeführt werden, die den Menschen hinsichtlich seiner Aktivität bei der Ausführung von Aufgaben und dessen Nutzungsumgebung berücksichtigt. So können Randbedingungen und Bedarfe ermittelt werden (Weidner u. a. 2016, S. 521). Diese werden dann wiederum in der Phase der Konzeption bei der Anforderungsdefinition als Eingangsgrößen verwendet. Bereits hier kann die Anthropometrie des Anwenders berücksichtigt werden. Ziel der Konzeption ist analog zum V-Modell die Festlegung eines domänenübergreifenden Lösungskonzeptes. In der Phase des Konstruierens kann dies durch rechnergestützte Methoden (CAD) konkretisiert werden (vgl. Abbildung 4.3). Anschließend folgt die Phase der Simulation, die allerdings hier nicht parallel zu anderen

Phasen ausgeführt wird. In dieser Phase werden beispielsweise durch Anwendung der Finite-Elemente-Methode (FEM) oder Mehrkörpersimulationen Systemeigenschaften untersucht (Weidner u. a. 2016, S. 521). Erst danach erfolgt der Aufbau der Prototypen in einer separaten Phase. Die Eigenschaftsabsicherung erfolgt in der letzten Phase der Erprobung. Bei der Entwicklung von Exoskeletten eignen sich biomechanische Analysen, da hier direkt Belastungs- und Bewegungsdaten des anthropotechnischen Systems ermittelt werden können und die Wechselwirkung zwischen Mensch und Technik untersucht werden kann.

Bei dieser Methode werden zwar die von Bornmann u. a. (2020) empfohlenen wichtigsten Punkte beachtet, wie die Berücksichtigung biomechanischer Aspekte oder das Einbeziehen des Nutzers in allen Entwicklungsphasen, allerdings gibt es auch einige Kritikpunkte. Diese betreffen die zeitaufwändigen Iterationszyklen über entfernte Entwicklungsphasen hinweg (Weidner u. a. 2016, S. 523). Des Weiteren fehlt eine Parallelisierung der einzelnen Phasen beziehungsweise Methoden im Entwicklungsprozess (Weidner u. a. 2016, S. 525).

Abgeleitete und hier angewendete partizipative Entwicklungsmethode

In Anlehnung an die beiden eben beschriebenen Methoden und der allgemeinen Vorgehensweise nach VDI 2221 Blatt 1 und VDI 2221 Blatt 2 wird ein für diese Arbeit spezifisches entwicklungsmethodisches Vorgehen abgeleitet. Dabei sollen die Kritikpunkte an den eben beschriebenen Methoden berücksichtigt werden. Die in Abbildung 4.4 dargestellte Methode besteht aus fünf übergeordneten Phasen mit einer phasenübergreifenden Iterationsschleife.

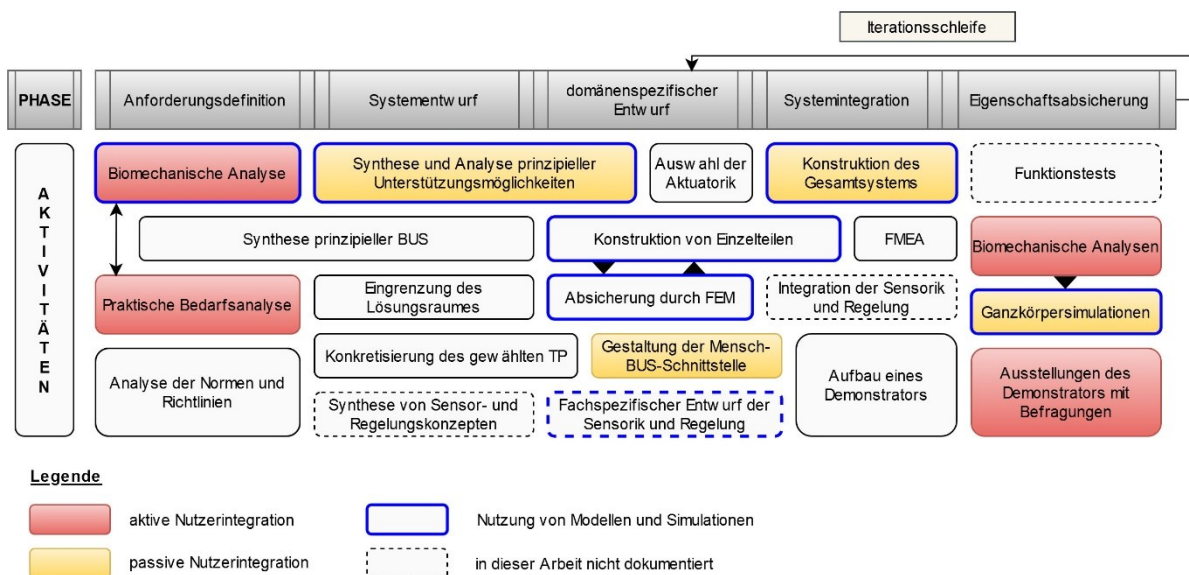


Abbildung 4.4: Abgeleitete und in dieser Arbeit angewendete Entwicklungsmethode; BUS=Bewegungsunterstützungssystem, TP=Technisches Prinzip, FEM=Finite Elemente Methode, FMEA=Fehlermöglichkeits- und -einflussanalyse

Das Entwicklungsvorhaben beginnt mit der Anforderungsdefinition bestehend aus drei Aktivitäten: der biomechanischen Analyse zur Ermittlung des Unterstützungsbedarfes (vgl. Kapitel 5), einer praktischen Bedarfsanalyse (vgl. Kapitel 4.4.2 beziehungsweise (Böhme u. a. 2018)) sowie einer Analyse von relevanten Normen und Richtlinien (vgl. Kapitel 4.4.1). Die praktische Bedarfsanalyse wird parallel zur biomechanischen Analyse mit der Zielgruppe durchgeführt, weshalb bereits hier eine aktive Nutzerintegration im Entwicklungsprozess stattfindet. Die Synthese prinzipieller eBUS kann bereits in dieser Phase starten, um einen möglichst großen Lösungsraum aufzuspannen. Dies wird zusammen mit der Eingrenzung des Lösungsraumes und der Konkretisierung des gewählten technischen Prinzips in Kapitel 7 beschrieben. In der Phase des Systementwurfs werden prinzipielle Unterstützungsmöglichkeiten synthetisiert und unter Nutzung der Mehrkörpersimulationssoftware AnyBody Modeling System™ (AMS) analysiert (vgl. Kapitel 6 beziehungsweise (Böhme, Zentner September 2020)). Nach Erhalt dieser Ergebnisse kann in der Phase des domänenspezifischen Entwurfs zum einen die Auswahl der Aktuatorik erfolgen und zum anderen die Mensch-eBUS-Schnittstelle (vgl. Kapitel 7.1.6 und 7.2.4) gestaltet werden. Bei der Konstruktion von Einzelteilen ist der Einsatz von CAD-Systemen mittlerweile Standard. Mittels FEM sollten die Bauteile bezüglich der gestellten Anforderungen in kleinen Iterationsschritten abgesichert werden (Kapitel 8.2.2). In der Phase der Systemintegration wird das Gesamtsystem konstruiert (mittels CAD). Durch Einsatz von virtuellen Menschmodellen oder individuellen 3D-Scans kann eine passive Nutzerintegration erfolgen. Die Durchführung einer Fehlermöglichkeits- und -einflussanalyse (FMEA), wie in Kapitel 8.2.5 beschrieben, ermöglicht frühzeitig die Identifikation von Fehlern, die noch vor dem Aufbau eines Demonstrators minimiert werden können. Der Aufbau eines ersten Demonstrators wird in Kapitel 8.1 beschrieben. In der finalen Phase erfolgt die Eigenschaftsabsicherung anhand von Funktionstests und biomechanischer Analysen. Die im Bewegungslabor gewonnenen Daten werden mittels AMS analysiert. So kann die Wirkung des eBUS auf die menschlichen Strukturen detaillierter untersucht werden, um beispielsweise auch Tendenzen potentieller Folgeschäden durch das eBUS frühzeitig abzuschätzen. Durch Ausstellungen des Demonstrators und paralleler Befragungen der Zielgruppe kann ein erster Demonstrator hinsichtlich der gestellten Anforderungen abgesichert und Optimierungspotentiale identifiziert werden (Kapitel 8.1.2). Mittels Iterationsschleifen können die Phasen des domänenspezifischen Entwurfs, der Systemintegration und der Eigenschaftsabsicherung mit den verfeinerten und ergänzten Anforderungen (vgl. Anhang 4) erneut durchlaufen werden. Folglich konnte in dieser Arbeit ein zweiter, verbesserter Demonstrator realisiert werden, welcher in Kapitel 8.2 beschrieben wird. Die finale Eigenschaftsabsicherung wird in Kapitel 9 beschrieben. Auf die Sensorik und Regelung wird nicht im Detail eingegangen.

4.2 Vorgesehene Zweckbestimmung

Um eine Entwicklung von Beginn an zielgerichtet zu gestalten, wird nachfolgend eine Zweckbestimmung formuliert. Die verwendeten Verbformen entsprechen der Definition aus der Norm für Roboter und Robotikgeräte (DIN EN ISO 13482, S. 5):

„Das eBUS ist für die Personengruppe der Senioren vorgesehen. Der Anwender darf ein maximales Körpergewicht von 100 kg aufweisen. Er sollte einen gesunden, vollständigen und intakten unteren Bewegungsapparat besitzen, um mobil zu sein (vgl. Kapitel 2.1). Aufgrund der altersbedingten natürlichen Abnahme der Muskelkraft kann der Anwender Probleme bei der selbstständigen und hilfsmittelfreien Überwindung von Treppen haben. Das eBUS muss vor dem bestimmungsgemäßen Gebrauch vor einem Treppenlauf (vgl. Kapitel 5.2) am Körper des Anwenders fixiert werden. Nach dem sicheren Anlegen des eBUS initiiert der Anwender selbstständig die Bewegung des Treppenaufstiegs oder Treppenabstiegs. Der Treppenlauf (vgl. Kapitel 5.2) ist dann durch stufenweises Steigen zu überwinden. Nach dem bestimmungsgemäßen Gebrauch sind die Fixierungen zu lösen und das eBUS vom menschlichen Körper zu trennen. Die Anwendungsdauer für einen Unterstützungsvorgang mit einem angelegten eBUS soll weniger als 60 Minuten betragen. Das eBUS unterstützt den Anwender bei der Ausführung der Bewegungsaufgabe durch Bereitstellung von zusätzlichen Kraftvektoren, die durch das eBUS auf den Anwender einwirken. Mit dem eBUS sollten mindestens 30 Auf- und Abstiege von Treppenläufen möglich sein, die aus bis zu 13 Stufen bestehen, ohne dem eBUS zwischenzeitlich elektrische Energie zuführen zu müssen. Das eBUS muss Treppen innerhalb von Gebäuden genutzt werden, die nach DIN 18065 genormt sind. Diese sollten frei von Unfallgefahren, wie beispielsweise abgestellten Gegenständen, sein (vgl. DGUV 2010, S. 10). Eine Nutzung außerhalb von Gebäuden und an nicht genormten Treppen ist nicht vorgesehen. Das eBUS ist außerdem nicht für die Unterstützung von anderen Bewegungen, außer dem Treppenauf- und -abstieg im stufenweisen Steigen, bestimmt.“

Die vorgesehene Zweckbestimmung ist als Rahmenvorgabe für die Entwicklung von eBUS zu verstehen und nicht für eine technische Dokumentation. Die Angaben und Formulierungen können im Laufe der weiteren Forschung und Entwicklung präzisiert und ergänzt werden, auch im Hinblick auf eine nachgelagerte Prüfung und Zulassung von eBUS.

4.3 Relevante Normen und Richtlinien

Die relevanten Normen und Richtlinien sind im Wesentlichen von der vorgesehenen Zweckbestimmung abhängig (DGUV 2019; Hensel u. a. 2018). Allerdings ist die Zuordnung von Exoskeletten zum Geltungsbereich einer EU-Richtlinie zum Zeitpunkt der Erstellung dieser Dissertation noch in der Diskussion (DGUV 2019, S. 4). Generell sind für Exoskelette drei verschiedene Zuordnungen als

- technisches Hilfsmittel (RL 2006/42/EG (Maschinenrichtlinie)),
- persönliche Schutzausrüstung (PSA-Verordnung (EU) 2016/425) oder
- Medizinprodukt (Verordnung über Medizinprodukte (EU) 2017/745 (MDR))

denkbar. Erst auf Grund der Zweckbestimmung und der daraus resultierenden Zuordnung sind die anzuwendenden Normen und Richtlinien festzulegen. Das Problem der aktuellen Regulierungsproblematik thematisieren Massardi u. a. (2022) sowie Vertreter der deutschen Normungsroadmap (DIN, DKE 03/2020). Nach Massardi u. a. (2022) kommt für die Entwicklung von Exoskeletten für erkrankte oder beeinträchtigte Menschen die Norm für medizinische elektrische Geräte (DIN EN 80601-2-78) zur Anwendung. Die bereits in Kapitel 2.1 erwähnte Norm DIN EN ISO 13482 wird wiederum bei Exoskeletten für Senioren oder für in der Industrie Arbeitende angewendet. Dabei könnten zusätzlich die Sicherheitsanforderungen für Exoskelette in Industrieanwendung der DIN EN ISO 10218-1:2011 entnommen werden. Allerdings ist für Exoskelette für Senioren unter Umständen die DIN EN 80601-2-78 anzuwenden. Die DIN EN ISO 13482 und die DIN EN ISO 10218-1:2011 sind mit der Norm zur Risikobeurteilung und Risikominderung (DIN EN ISO 12100) harmonisiert, die DIN EN 80601-2-78 laut Massardi u. a. (2022) allerdings noch nicht. In der deutschen Normungsroadmap (DIN, DKE 03/2020, S. 19) wird aufgezeigt, dass aus arbeitswissenschaftlicher und systemergonomischer Sicht für Exoskelette aktuell konkrete Normungsbedarfe bestehen.

Für die Verortung von zu entwickelnden eBUS in Produktkategorien kann die in Kapitel 4.2 formulierte Zweckbestimmung dienen. Da das eBUS nach Zweckbestimmung nicht als personengebundene Maßnahme zum Schutz vor Überlastung oder Tätigkeiten mit Zwangshaltung angesehen werden soll (vgl. DGUV 2019, S. 4), ist eine Zuordnung als persönliche Schutzausrüstung auszuschließen.

Laut Kapitel 1 Artikel 2 der Verordnung über Medizinprodukte (Europäische Union 25.05.2017, S. 17) ist ein Medizinprodukt „[...] ein Gerät [...], das dem Hersteller zufolge für Menschen bestimmt ist und allein oder in Kombination einen oder mehrere der folgenden spezifischen medizinischen Zwecke erfüllen soll:

- Diagnose, Verhütung, Überwachung, Vorhersage, Prognose, Behandlung oder Linderung von Krankheiten,
- Diagnose, Überwachung, Behandlung, Linderung von oder Kompensierung von Verletzungen oder Behinderungen,
- Untersuchung, Ersatz oder Veränderung der Anatomie oder eines physiologischen oder pathologischen Vorgangs oder Zustands,

[...] und dessen bestimmungsgemäße Hauptwirkung im oder am menschlichen Körper [...] erreicht wird [...].“ Da der Anwender laut vorgesehener Zweckbestimmung einen gesunden Bewegungsapparat besitzen muss (vgl. Kapitel 4.2), sollen Krankheiten, Verletzungen oder Behinderungen nicht durch das eBUS adressiert werden. Jedoch könnte der als Sarkopenie bezeichnete Verlust von Muskelmasse und Muskelkraft als Muskelerkrankung aufgefasst werden (Masiero, Carraro 2018, S. 27–33). Laut Masiero u. a. (2018, S. 31) tritt Sarkopenie bei 5 % bis 13 % der 60 bis 70-Jährigen und sogar bei 11 % bis 50 % der über 80-Jährigen auf. Demnach ist der potentielle Anwender mit erhöhter Wahrscheinlichkeit an Sarkopenie „erkrankt“, was eine Zuordnung des eBUS als Medizinprodukt zur Folge hätte. Demnach könnte auch eine Einteilung als Hilfsmittel für Menschen mit Behinderungen nach DIN EN ISO 9999 erfolgen. Da eine Zuordnung aber eher für nachgelagerte Zulassungsverfahren beziehungsweise das Inverkehrbringen des eBUS relevant ist, soll für diese Arbeit keine Festlegung getroffen werden.

In jedem Fall sollte die Typ-C-Norm DIN EN ISO 13482 für eine Entwicklung beachtet werden, da sie einschlägige Anforderungen der EU-Maschinenrichtlinie 2006/42/EG (Europäische Union 29.06.2006) konkretisiert. Dort sind auch weitere normative Verweise zu finden und bei Bedarf anzuwenden (DIN EN ISO 13482, S. 8f.). Des Weiteren wurden konkrete anzuwendende Normen für die Entwicklung von eBUS von Polunin u. a. (2016) beschrieben und in Anlehnung daran in Anhang 5 aufgelistet und ergänzt. Da Exoskelette strukturell viele Gemeinsamkeiten mit Orthesen aufweisen, kann ebenfalls die Norm für externe Gliedmaßenprothesen und externe Orthesen (DIN EN ISO 22523) beachtet werden. Um eine ergonomische Gestaltung von eBUS zu realisieren und auf die unterschiedliche Anthropometrie von Menschen zu achten, können die Körpermaße nach DIN 33402-2 verwendet werden. Um die Nutzungsumgebung zu berücksichtigen kann auf die Norm zu Gebäudetreppen zurückgegriffen werden (DIN 18065).

4.4 Präzisierung von Forderungen und Wünschen

4.4.1 Anforderungen aus Normen und Richtlinien

Den Normen und Richtlinien sind im Wesentlichen Sicherheitsanforderungen zu entnehmen, falls das zu entwickelnde eBUS ein aktiver bewegungsunterstützender Roboter sein soll. Hierbei muss das eBUS für alle im Hinblick auf seine Anwendung identifizierten Gefährdungen entsprechend den Grundsätzen nach DIN EN ISO 12100 konstruiert sein (DIN EN ISO 13482, S. 17). Dies betrifft im Allgemeinen eine inhärent sichere Konstruktion, anzubringende Schutzmaßnahmen und eine Bereitstellung von Benutzerinformationen. Die Anforderungen an die sicherheitsbezogenen Teile der Steuerung sollen hier nicht erwähnt werden, können aber bei Bedarf der Norm für Roboter und Robotikgeräte (DIN EN ISO 13482, S. 49–66) entnommen werden. Des Weiteren soll nicht explizit auf die Anforderungen eingegangen werden, die sich

aus den Gefährdungen im Zusammenhang mit dem Laden einer Batterie, der Energiespeicherung und -versorgung, dem Einschalten des eBUS und der Wiederaufnahme des normalen Betriebs, dem elektrostatischen Potential sowie durch elektromagnetische Störung ergeben. Aus DIN EN ISO 13482 ergeben sich die in Tabelle 4.1 formulierten Anforderungen.

Tabelle 4.1: Abgeleitete Anforderungen aus DIN EN ISO 13482 mit Forderungen (F) und Wünschen (W)

Anforderung	F W
Ergonomie	
das eBUS muss für die Anthropometrie von Senioren geeignet sein	F
das eBUS soll einstellbar sein, um das 95. Perzentil der Anwender geschlechtsneutral abzudecken	W
eine unbequeme Körperhaltung durch das eBUS muss vermieden werden	F
vom eBUS zu tragende Last ist auf Objekte zu begrenzen, die nicht scharf oder spitz sind	F
Vermeidung scharfer Kanten und Spitzen am eBUS	F
während der taktilen Interaktion muss die Kontaktkraft des eBUS auf den Menschen so gering wie praktisch umsetzbar sein	F
taktile Interaktion soll nur an definierten, am eBUS vorgesehenen Kontaktflächen erfolgen	F
Allgemeine Gestalt	
Massen der beweglichen Teile sind so gering wie möglich auszulegen	W
zugängliche bewegliche Bauteile am eBUS sollen minimal sein	W
Sicherheit	
Quetschungen, Schnittwunden oder Abschneidungen am menschlichen Körper müssen verhindert werden	F
Einschränkung der Gelenkgrenzen am eBUS zur Vermeidung von Schäden am Körper	F
gefährdende Vibrationen durch das eBUS müssen ausgeschlossen werden	F
am eBUS dürfen sich keine Teile lösen oder abbrechen	F
beim An- und Ablegen muss die Stabilität des Anwenders sichergestellt werden	F
nicht eingeschaltete aktive eBUS müssen einfach An- und Abzulegen sein und ein unerwartetes Starten muss verhindert werden	F
eine ordnungsgemäße Fixierung des eBUS am Anwender muss zu jedem Zeitpunkt der Nutzung sichergestellt sein	F
eine unzureichende Haltbarkeit des eBUS muss ausgeschlossen werden	F
Emissionen	
Oberflächentemperaturen am eBUS sollen bei Nutzung zwischen 10 °C und 43 °C betragen	F
Geräuschemissionen durch das eBUS sind so gering wie möglich zu halten	W

Des Weiteren sollen nachfolgend die Anforderungen aus der in Kapitel 4.3 identifizierten relevanten Norm zu externen Gliedmaßenprothesen und externe Orthesen (DIN EN ISO 22523)

abgeleitet werden. Die Anforderungen werden in Tabelle 4.2 aufgelistet, wobei zu Tabelle 4.1 redundante Anforderungen nicht aufgelistet werden. Anforderungen zur elektromagnetischen Verträglichkeit und zur elektrischen Sicherheit werden ebenso nicht mit aufgeführt.

Tabelle 4.2: Abgeleitete Anforderungen aus DIN EN ISO 22523 mit Forderungen (F) und Wünschen (W)

Anforderung	F W
<i>Werkstoffe</i>	
Einsatz von flammhemmenden Werkstoffen	W
Einsatz von bioverträglichen Werkstoffen an den Stellen der taktilen Interaktion	F
<i>Sicherheit</i>	
das Erfassen von Körperteilen oder Bekleidung des Anwenders oder anderer Personen durch bewegliche Teile mit darauffolgender Verletzung oder Beschädigung muss vermieden werden	F
unzulässiger Druck auf die Körpergewebe und ein unzulässiger Grad an Belastungen des Körpergewebes müssen vermieden werden	F
Steuer- oder Betätigungsmechanismen sind mit mindestens 5 N oder 0,1 Nm zu bedienen, um eine versehentliche Bedienung zu vermeiden	F

4.4.2 Subjektive Forderungen und Wünsche

Praktische Bedarfsanalyse

Der potentielle Anwender kann subjektive Forderungen und Wünsche an das zu entwickelnde eBUS haben, welche hier im Sinne einer aktiven Nutzerintegration (vgl. S. 27) mittels praktischer Bedarfsanalyse ermittelt wurden (Böhme u. a. 2018). Somit konnten bereits in einer frühen Entwicklungsphase, im direkten Kontakt mit den potentiellen Anwendern, wertvolle und für die Definition einer Systemarchitektur relevante Erkenntnisse erzielt werden. Die Systemarchitektur eines minimal aktuierten eBUS unterliegt dem biomechanischen und dem subjektiv empfundenen Bedarf der potentiellen Anwender. Der subjektiv empfundene Bedarf kann wiederum indirekt durch Befragung oder auch direkte Beobachtungen in der Problemsituation ermittelt werden. Bei der praktischen Bedarfsanalyse werden die Perspektiven mit Fokus auf Gebrauchstauglichkeit, Problemkontext sowie Akzeptanz untersucht. Für die Akzeptanzbewertung spielt das UTAUT-Modell nach Venkatesh u. a. (2003) eine wesentliche Rolle. Somit lässt sich nicht nur der Bedarf spezifizieren, sondern auch die Akzeptanz der imaginierten technischen Lösung hinreichend überprüfen (Böhme u. a. 2018, S. 287). Dabei werden die unterschiedlichen Perspektiven nicht in vollem Umfang aber gleichzeitig erhoben. So kann ein grobes aber umfassendes Bild des Systemkonzeptes erhalten und bereits frühzeitig bedingt werden, dass das angestrebte Konzept auch wirklich akzeptiert und im Problemkontext (gerne) genutzt wird (Böhme u. a. 2018, S. 280).

Methode der praktischen Bedarfsanalyse

Die praktische Bedarfsanalyse wurde an 13 Probanden (sechs männlich, sieben weiblich) im Alter von 22 bis 28 Jahren sowie zwölf Probanden (fünf männlich, sieben weiblich) im Alter von 69 bis 77 Jahren durchgeführt. Die jungen Probanden bilden hierbei die Referenzgruppe und die Senioren die potentiellen Anwender des zu entwickelnden eBUS. Der im Vorfeld entwickelte Fragebogen wurde parallel und nach den biomechanischen Versuchen mit den Probanden im Dialog ausgefüllt. Die biomechanischen Versuche sind in Kapitel 5.3.2 beschrieben und wurden für die praktische Bedarfsanalyse mit der Überwindung einer zwölfstufigen Treppe erweitert.

Erkenntnisse

Ergebnisse der Untersuchung zeigten, dass 70 % der befragten Senioren den Abstieg im Vergleich zum Aufstieg als die anspruchsvollere Aufgabe empfanden (Böhme u. a. 2018, S. 281f.). Demnach sollte bei der Wahl der Systemarchitektur besonders auf die Charakteristik und den biomechanischen Unterstützungsbedarf bei diesem Bewegungsvorgang geachtet werden. Im Vergleich dazu empfanden 83 % der jungen Personen den Aufstieg anspruchsvoller. Die von den Senioren angegebenen Ursachen dafür und die Herausforderungen bei den Bewegungsaufgaben sind in Tabelle 4.3 aufgelistet.

Tabelle 4.3: Dokumentierte Probleme der Senioren beim Treppenauf- und -abstieg (Böhme u. a. 2018, S. 282)

Aufstieg	Arbeit gegen die Schwerkraft	
	Kraftverlust bei längeren Treppen	
Abstieg	Balanceprobleme	
	Stufen sind nicht gut sichtbar	
	Blickrichtung nach unten	
	Bein nach vorn/unten bewegen	
		Angst vor dem Stürzen
		Verringerte Sehfähigkeit

Die Ergebnisse zum konkreten Unterstützungsbedarf bezüglich des Hüft-, Knie- und Fußgelenkes hat gezeigt, dass das Kniegelenk bei zwei Dritteln der befragten Senioren den höchsten Unterstützungsbedarf hat. Ein Drittel der Senioren äußerte hingegen einen Bedarf an Unterstützung im Fußgelenk. Das Hüftgelenk wurde von keinem der Senioren als zu unterstützen- des Gelenk angegeben. Da im Allgemeinen nicht davon auszugehen ist, dass ein Proband immer fähig ist seine Einschränkungen exakt zu lokalisieren, sollten diese Erkenntnisse mit der Ermittlung des biomechanischen Unterstützungsbedarfes aus Kapitel 5.5 abgeglichen werden (Böhme u. a. 2018, S. 285).

Bezüglich der zukünftigen Eigenschaften des zu entwickelnden eBUS wurden darüber hinaus die Forderungen und Wünsche der Senioren ermittelt. Forderungen sind zwingend nötige Eigenschaften des Systems und Wünsche für die Hauptfunktion nicht essentiell. Allerdings würden diese das System hinsichtlich späterer Anwendungserfahrung aufwerten. Unwichtige Eigenschaften sollten in der Systemarchitektur unberücksichtigt bleiben. Bezugnehmend auf die von Böhme u. a. (2018) ermittelten Ergebnisse werden die daraus resultierenden subjektiven Forderungen und Wünsche in Tabelle 4.4 aufgelistet.

Tabelle 4.4: Anforderungsliste mit subjektiven Forderungen (F) und Wünschen (W) ermittelt nach praktischer Bedarfsanalyse

Anforderung	F W
Das eBUS ist schnell an- und ablegbar	F
Ergonomisches Tragegefühl mit eBUS	F
Einfache Bedienung des eBUS	F
Vom Bekleidungszustand unabhängige Funktionsweise des eBUS	F
Gehen ist mit eBUS uneingeschränkt möglich	F
Gehen sollte durch das eBUS auch unterstützt werden	W
eBUS ist auch außerhalb des Treppenbereiches tragbar	W
Unterstützung beim Aufstieg bei der Arbeit gegen die Schwerkraft	F
eBUS unterstützt das Kniegelenk	F
eBUS unterstützt das Fußgelenk	F

Das schnelle An- und Ablegen des Systems sowie die einfache Bedienung prägen vor allem die Gestalt der Fixierung des Systems am menschlichen Körper. Das System muss folglich mit wenigen und intuitiven Handgriffen am Körper anlegbar und funktionsfähig sein, was eine sEMG-basierte Steuerung ausschließt. Weiterhin wird angenommen, dass ein Anlegeprozess intuitiver und schneller erfolgt, wenn sich das eBUS im Sichtfeld des Anwenders befindet und folglich von vorn angelegt werden kann. Das ergonomische Tragegefühl wird zum einen durch die Schnittstelle zwischen Mensch und exoskelettalem BUS bestimmt und zum anderen durch die Wahl der Freiheitsgrade des Systems. Hier ergibt sich ein Zielkonflikt, da eine Einschränkung der Freiheitsgrade das in Tabelle 4.3 dokumentierte Balanceproblem beim Abstieg lösen könnte, was wiederum einem ergonomischen Tragegefühl entgegensteht. Dass das System auch außerhalb des Treppenbereiches tragbar sein sollte, hat eine eher geringere Bedeutung. Neben den Ermittlungen der subjektiven Forderungen und Wünsche konnte auch gezeigt werden, dass Senioren bezüglich eBUS aufgeschlossen sind und diese Lösungen zur Unterstützung bei Bewegungsaufgaben, wie dem Überwinden von Treppen, akzeptiert werden (Böhme

u. a. 2018). Die aufgestellten Anforderungen sind gemäß Anhang 4 über die darauffolgenden Entwicklungsphasen weiter zu präzisieren.

5 Ermittlung des Unterstützungsbedarfes

„Die Biomechanik wird verstanden als die Anwendung mechanischer Prinzipien auf biologische Systeme, biologisches Gewebe und medizinische Probleme“ (Richard, Kullmer 2013, S. 1). Im Sinne einer menschenzentrierten Entwicklung von eBUS zur Überwindung von Treppen ist eingangs der biomechanische Unterstützungsbedarf zu ermitteln. Dafür sollte der menschliche Bewegungsapparat als mechanisches System sowie der Bewegungsvorgang der Treppenüberwindung verstanden werden. Daher wird im Kapitel 5.1 auf den Aufbau und die Funktion des unteren menschlichen Bewegungsapparates eingegangen. Um die in Abbildung 4.1 dargestellten Ebenen der eBUS-Entwicklung zu berücksichtigen, wird die Treppe als Systemumgebung in Kapitel 5.2 dargestellt. Anschließend wird auf die Biomechanik der Treppenüberwindung eingegangen, indem eigene Messergebnisse und Literaturdaten beschrieben werden (Kapitel 5.3). Dies führt zur Ermittlung des Unterstützungsbedarfes von Senioren, welcher für Auf- und Abstieg in Kapitel 5.4 in Form von Leistungsdefiziten analysiert und beschrieben wird. Dieser Bedarf ist für die Definition der biomechanischen Anforderungen für die Entwicklung von eBUS essentiell (Kapitel 5.5).

5.1 Unterer Stütz- und Bewegungsapparat

5.1.1 Strukturelle Einteilung des menschlichen Körpers

Um den Aufbau und die Funktionsweise des menschlichen Bewegungsapparates strukturiert darzulegen, wird der gesamte menschliche Körper zunächst in drei Hauptachsen und drei Hauptebenen aufgeteilt die jeweils orthogonal aufeinander stehen (siehe Abbildung 5.1 a)). Die Ebenen schneiden sich in der Grunddarstellung im Schwerpunkt des Körpers, können aber beliebig parallel verschoben werden. Die Position, die der Körper bei dieser Einteilung einnimmt, ist die „Neutral-Null-Stellung“ nach Salis-Soglio (2015).

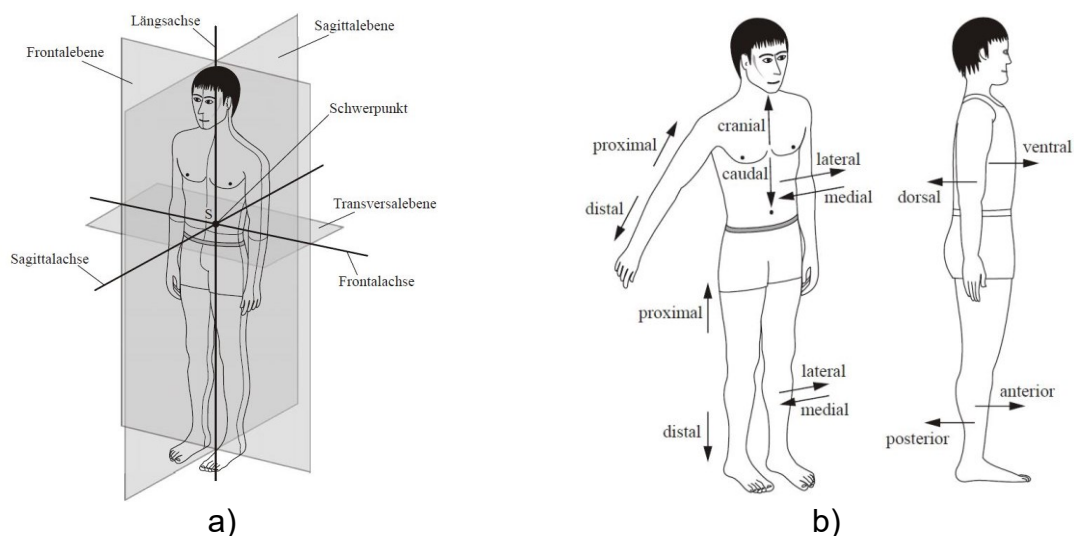


Abbildung 5.1: Strukturelle Einteilung des menschlichen Körpers: a) Körperebenen und -achsen (Richard, Kullmer 2013, S. 5) und b) Lage- und Richtungsbezeichnungen am Menschen (Richard, Kullmer 2013, S. 6)

Allgemein werden in der Sagittalebene Körperteile die vorn oder weiter vorn liegen als anterior und diese die hinten oder weiter hinten liegenden als posterior bezeichnet (siehe Abbildung 5.1 b)). Als proximal werden Teile der Extremitäten bezeichnet, welche weiter zum Rumpf hin gelegen sind. Gegenteilig werden Körperteile, die weiter vom Rumpf weg gelegen sind, als distal bezeichnet.

Neben dieser strukturellen Einteilung des menschlichen Körpers kann dessen Bewegungsapparat in einen passiven und einen aktiven Teil zerlegt werden. Dabei bilden Knochen sowie Gelenke den passiven Stützapparat und Muskeln sowie Sehnen den aktiven Bewegungsapparat (Wirhed, Danguillier, Dotter 2001; Richard, Kullmer 2013).

5.1.2 Passiver unterer Stützapparat

Der passive Stützapparat besteht hauptsächlich aus Knochen, Bändern und Gelenken (Richard, Kullmer 2013, S. 46). Jede Art von Verbindung zwischen Knochen wird als Gelenk bezeichnet (Richard, Kullmer 2013, S. 49). Unterschieden wird dabei zwischen kontinuierlichen Verbindungen, den Synarthrosen (unechte Gelenke) und unkontinuierlichen Verbindungen, den Diarthrosen (echte Gelenke) (Richard, Kullmer 2013, S. 158; Schwegler, Lucius 2016, S. 221). Die Synarthrosen sind wenig beweglich oder teilweise starr. Bei Diarthrosen sind die Gelenkteile durch einen Spalt getrennt und somit beweglich gegeneinander gelagert. Charakteristisch für Gelenke ist die Übertragung von beliebigen Kräften, wobei Momente nicht übertragen werden können (Richard, Kullmer 2013, S. 46). Nach Yang u. a. (2008) gibt es sechs grundlegende Gelenkmodelle mit unterschiedlichen Freiheitsgraden (DOF).

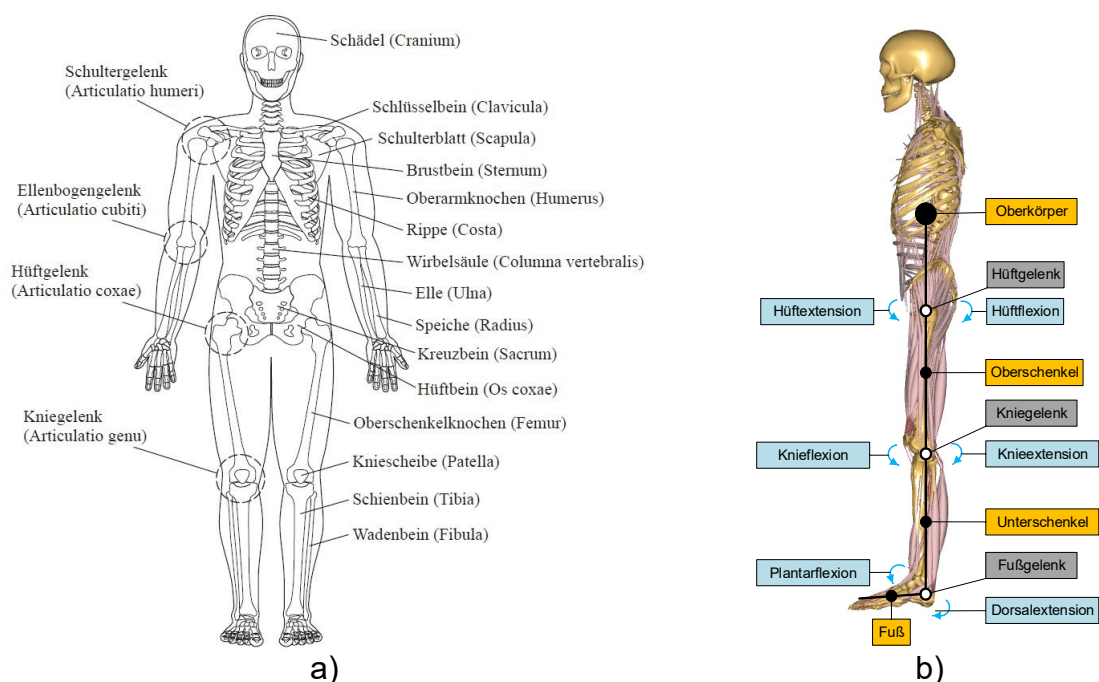


Abbildung 5.2: Passiver Stützapparat des menschlichen Körpers: a) Passiver Bewegungsapparat in Frontalebene (Richard, Kullmer 2013, S. 2); b) vereinfachtes mechanisches Ersatzmodell des unteren Bewegungsapparates in Sagittalebene

Da für diese Arbeit der untere passive Bewegungsapparat im Fokus steht, wird das Augenmerk insbesondere auf die Hüfte, bestehend aus Kreuzbein und Hüftbein, den Oberschenkelknochen (Femur), den Unterschenkel (Tibia), bestehend aus Schien- und Wadenbein, sowie den Fuß gelegt. An dieser Stelle soll auch ein in der Sagittalebene dargestelltes vereinfachtes mechanisches Ersatzmodell in Anlehnung an Winter (2009, S. 108f.) eingeführt werden (Abbildung 5.2 b)). In diesem ist der Oberkörper in einem Massenpunkt konzentriert und die Hüfte ein fester Bestandteil dessen. Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß werden jeweils als ein Segment dargestellt und durch die entsprechenden Hüft-, Knie- und Fußgelenke, welche allesamt Diathrosen sind, miteinander verbunden. Die Freiheitsgrade (DOF) der einzelnen Segmente werden durch deren Gelenke eingeschränkt. Jedes uneingeschränkte Segment hat im dreidimensionalen Raum sechs DOF (drei Rotationen und drei Translationen).

Reale Gelenke des unteren Bewegungsapparates

Das in Abbildung 5.3 a) dargestellte Hüftgelenk besteht aus einem Kugelgelenk, welches drei Freiheitsgrade einschränkt (Richard, Kullmer 2013, S. 162). Es lassen sich die Bewegungen der Flexion und Extension in der Sagittalebene, Abduktion und Adduktion in der Frontalebene und mediale und laterale Rotation in der Transversalebene realisieren (Wirhed, Danguillier, Dotter 2001, S. 48).

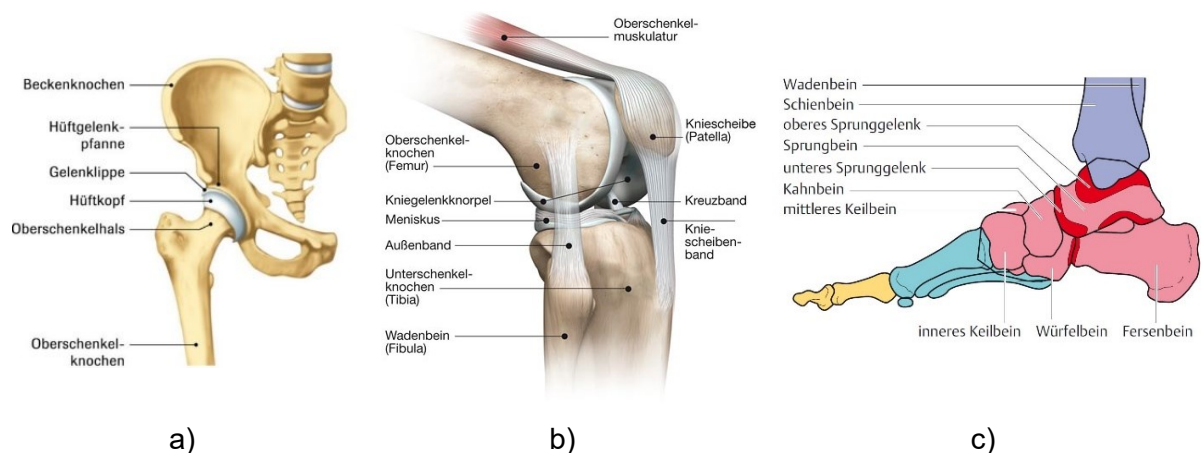


Abbildung 5.3: Anatomie der menschlichen Gelenke: a) Hüftgelenk (Rheumaliga Schweiz 2021), b) Kniegelenk (ICHTHYOL-GESELLSCHAFT 2021) und c) Fußgelenke (Schwegler, Lucius 2016, S. 254)

Das Kniegelenk wird als kombiniertes Scharnier- und Zapfengelenk bezeichnet und ist somit ein zweiachsiges Gelenk (Wirhed, Danguillier, Dotter 2001, S. 9). Dadurch ist im Kniegelenk die Flexion und Extension sowie die Ein- und Auswärtsdrehung um die Längsachse der Tibia möglich (Richard, Kullmer 2013, S. 162). Dargestellt wird das Kniegelenk in Abbildung 5.3 b).

Das Fußgelenk besteht aus dem oberen und unteren Sprunggelenk (Wirhed, Danguillier, Dotter 2001, S. 66) und ist an Abbildung 5.3 c) dargestellt. Beide Gelenke lassen jeweils einen Freiheitsgrad zu. Das obere Sprunggelenk ermöglicht die Rotation in der Sagittalebene und somit die Dorsalextension und Plantarflexion (Schwegler, Lucius 2016, S. 255). Das untere

Sprunggelenk lässt die Rotation in der Frontalebene zu (Schwegler, Lucius 2016, S. 256). Der Fuß kann von seinem Knochenaufbau in den hinteren, mittleren und vorderen Fuß aufgeteilt werden. Im mittleren und hinteren Fuß bewirken Synarthrosen eine Anpassung an Unebenheiten des Untergrundes. Dies ist insbesondere bei der Gehbewegung zu beobachten, da hier ein Abrollen über den vorderen Fuß charakteristisch ist (Schwegler, Lucius 2016, S. 256f.).

Idealisierte Gelenke des unteren Bewegungsapparates

Das Hüftgelenk wird als ideales Kugelgelenk mit drei Freiheitsgraden abstrahiert. Im Kniegelenk besteht der Freiheitsgrad der Ein- und Auswärtsdrehung nur beim flektierten Knie (Richard, Kullmer 2013, S. 162; Wirhed, Danguillier, Dotter 2001, S. 9). Die vom Kniegelenkwinkel abhängige Lage der Rotationsachse kann durch den Kompromissdrehpunkt nach Nietert (1975) beschrieben werden. In dieser Arbeit soll zur Vereinfachung angenommen werden, dass das Kniegelenk nur einen Rotationsfreiheitsgrad in der Sagittalebene besitzt. Beim Fußgelenk kann das obere und untere Sprunggelenk jeweils mit einem Freiheitsgrad idealisiert werden. Zudem könnten beide Gelenke zu einem mit zwei Freiheitsgraden vereint werden, wie es bei den Menschmodellen in der AnyBody Managed Model Repository (AMMR) der Fall ist.

Dementsprechend besteht nach der Idealisierung der Gelenke und dem hier eingeführten mechanischen Ersatzmodell jedes menschliche Bein aus jeweils drei Segmenten (Oberschenkel, Unterschenkel, Fuß) mit jeweils sechs Freiheitsgraden (drei im Hüftgelenk, einer im Kniegelenk, zwei im Fußgelenk), dargestellt in Abbildung 5.4.

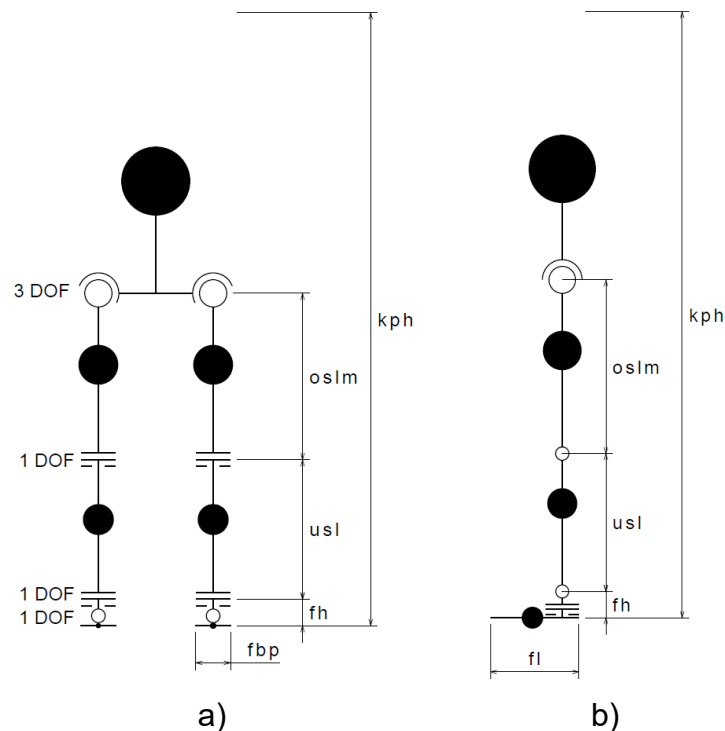


Abbildung 5.4: Mechanisches Ersatzmodell des Bewegungsapparates in a) Frontalebene und b) Sagittalebene mit Bezeichnung der relevanten Segmentlängen in Anlehnung an Greil (2001, S. 29ff.) und Freiheitsgrade (DOF)

Variabilität der Segmentlängen

An dieser Stelle soll auch auf die Variabilität der Segmentlängen eingegangen werden, um die Anforderung der unterschiedlichen Anthropometrie zu berücksichtigen (vgl. Tabelle 4.1). Da in der Norm für Körperabmessungen (DIN 33402-2) nicht alle für die Entwicklung von eBUS erforderlichen Abmessungen enthalten sind, sollen auch die Daten aus der Studie von Greil (2001) verwendet werden. Diese Abmessungen wurden zwar an jungen Menschen im Erwachsenenalter aufgenommen, unterscheiden sich aber in den Hauptabmessungen des menschlichen Körpers nicht wesentlich von der Norm. Die für diese Arbeit relevanten Körperabmessungen sind der Tabelle 5.1 zu entnehmen. Für die Trägheiten der Körpersegmente kann bei Bedarf auf Brinckmann (2012, S. 236) zurückgegriffen werden.

Tabelle 5.1: Relevante anthropometrische Daten aus Greil (2001, S. 43ff.) und Körpergewicht, Ober- und Unterschenkelumfang aus DIN 33402-2 (S. 9)

Anthropometrische Daten in mm (Körpergewicht in kg)									
Bezeichnung	Abkürzung	Männer				Frauen			
		Perzentil			% kph	Perzentil			% kph
		5	50	95		5	50	95	
Körperhöhe	kph	1696	1802	1911	100	1576	1680	1770	100
Morphologische Oberschenkelänge	oslm	441	489	538	27,1	413	459	504	27,5
Unterschenkelänge	usl	366	410	457	22,8	339	379	419	22,7
Fußhöhe	fh	66	78	91	4,4	59	72	84	4,3
Projektivische Fußbreite	fbp	93	102	111	5,6	81	90	100	5,4
Fußlänge	fl	248	267	290	14,9	227	243	263	14,6
Körpergewicht	km	63,5	79,0	100,0	-	52,0	66,0	87,0	-
Oberschenkelumfang	osu	490	570	640	-	485	565	670	-
Unterschenkelumfang	usu	325	375	415	-	325	360	415	-

5.1.3 Aktiver Bewegungsapparat

Zum aktiven Bewegungsapparat gehören Muskeln, Sehnen sowie andere Hilfseinrichtungen wie Faszien und Schleimbeutel (Schwegler, Lucius 2016, S. 218). Die Muskeln sind durch die Sehnen mit den Knochen und dadurch mit dem passiven Stützapparat verbunden. Das proximale Ende wird als Muskelursprung und das distale Ende als Muskelansatz bezeichnet. Eine tabellarische Übersicht mit Ursprung, Ansatzpunkt und Funktion der wichtigsten Muskeln des unteren Bewegungsapparates haben Wirhed u. a. (2001, S. 150–151) erstellt. Erst durch die Muskeln erlangt der Mensch seine Mobilität (vgl. Kapitel 2.1). Steigt die Aktivität der Muskeln,

so steigt auch die körperliche Aktivität des Menschen, woraus eine Bewegung resultieren kann. Wie menschliche Bewegung funktioniert, wird nachfolgend erläutert.

5.1.4 Funktion menschlicher Bewegung

Muskeln bestehen aus einem elastischen und kontraktionsfähigen Fasermaterial und überspannen mindestens ein Gelenk des passiven Stützapparates. Die menschliche Bewegung ist ein Ergebnis der von den Muskeln erzeugten Kräfte F_{bio} . Wenn diese Muskeln kontrahieren wird ein Drehmoment M_{bio} im überspannten Gelenk erzeugt, was eine Rotation des distalen Segmentes, relativ gesehen zum proximalen Segment, zur Folge hat (Brinckmann 2012, S. 197). Dieser Zusammenhang wird beispielhaft in Abbildung 5.5 dargestellt. Das Gelenkdrehmoment M_{bio} wird durch alle Muskeln erzeugt, die an der Bewegung φ beteiligt sind. Da mehrere Muskeln ein Gelenk überspannen, unterstützen sich diese bei der Umsetzung einer Bewegung gegenseitig, was auch als Synergieeffekt bezeichnet wird. Sobald sich extern wirkende Kräfte oder Momente am Gelenk erhöhen, steigt auch die Aktivität der Synergisten. Diese statische Überbestimmtheit lässt sich bei der Berechnung der Muskelkräfte durch den Ansatz der inversen Dynamik (siehe Anhang 11) mittels mathematischem Optimierungsverfahren lösen (Rasmussen, Damsgaard, Voigt 2001).

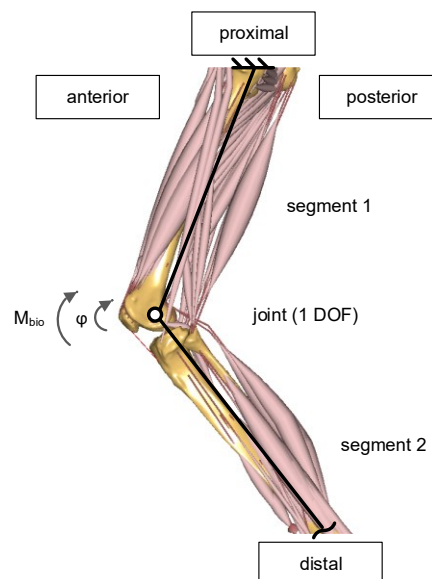


Abbildung 5.5: Gelenkdrehmoment M_{bio} und Bewegung φ erzeugt durch verschiedene Muskeln um ein Drehgelenk (hier: Kniegelenk); es wird angenommen, dass das Kniegelenk einen DOF hat; der Oberschenkel ist im Raum fixiert; Darstellung des Beinmodells nach Lund u. a. (2017)

Die Muskeln sind nur in der Lage Zugkräfte F_p zu erzeugen. Um die Bewegung eines Gelenkes in zwei Richtungen durchzuführen herrscht ein Zusammenspiel von einem Agonisten, einem Muskel der die Bewegung hauptsächlich ausführt, und einem Antagonisten, welcher entgegengerichtet arbeitet (Richard, Kullmer 2013, S. 166ff.). Der Antagonist ist für die Abbremsung

der Bewegung und Rückstellung des Gelenks verantwortlich. Zusätzlich gibt es die Synergisten, welche den Bewegungsablauf am Gelenk stabilisieren und sekundär zur Bewegung beitragen (Richard, Kullmer 2013, S. 166).

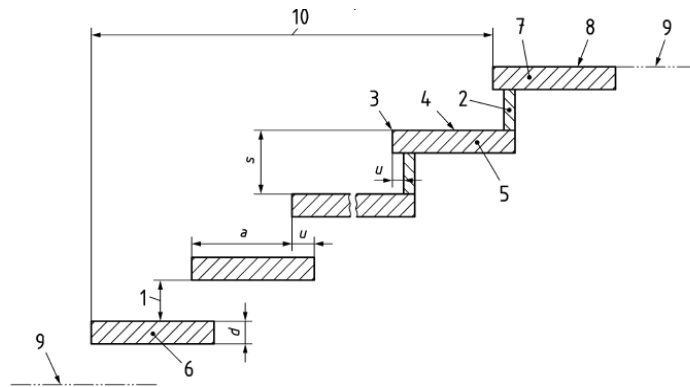
Weiterhin werden verschiedene Arten der Kontraktion von Muskeln differenziert. Betrachtet wird hierbei die Veränderung des Abstandes zwischen dem Ursprung und dem Ansatz des Muskels. Erfolgt keine Veränderung des Abstands wird die Kontraktion als isometrisch bezeichnet (Brinckmann 2012, S. 196), was einen statischen Zustand zur Folge hat. Eine konzentrische Kontraktion ist eine Verringerung des Abstandes zwischen den Muskelenden und eine Vergrößerung dessen wird als exzentrische Kontraktion benannt. Bei konzentrischen und exzentrischen Kontraktionen werden Bewegungen ausgeführt.

Die in dieser Arbeit relevante kinetische Größe zur Beschreibung der menschlichen Bewegung ist das am Gelenk erzeugte Drehmoment M_{bio} . Auf einzelne Muskeln soll nachfolgend nicht genauer eingegangen werden.

5.2 Darstellung der Treppe als Systemumgebung

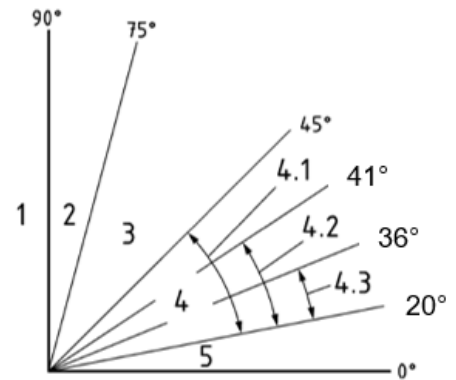
Die gültige Definition einer Treppe ist in DIN 18065 (S. 5) festgehalten und auf Seite 4 bereits beschrieben. Ein Treppenlauf ist eine ununterbrochene Folge von mindestens drei Treppenstufen (drei Steigungen) zwischen zwei Ebenen. Die Stufe ist der elementarste Teil einer Treppe. Die Treppenanstiegsstufe (Treppenanstieg) ist nach DIN 18065 (S. 6) die erste (unterste) Stufe eines Treppenlaufes, die Treppenausstiegsstufe (Treppenaustritt) die letzte (oberste) Stufe. Eine Stufe besteht aus Auftritt a und Steigung s , welche zur Überwindung von Höhenunterschieden üblicherweise mit einem Schritt begangen werden kann. Der Auftritt wird waagrecht von der Vorderkante einer Treppenstufe bis zur Projektion der Vorderkante der folgenden Treppenstufe in der Lauflinie gemessen (vgl. Abbildung 5.6). Die Steigung wird lotrecht von der Vorderkante der Trittfläche einer Stufe bis zur Vorderkante der Trittfläche der folgenden Stufe im Gehbereich gemessen. Da sich diese Arbeit auf baurechtlich notwendige Treppen innerhalb von Wohnungen bezieht (vgl. Kapitel 4), ergeben sich Abmessungen für den Auftritt von 230 bis 370 mm und für die Steigung von 140 bis 200 mm bei einer minimalen nutzbaren Laufbreite von 800 mm (DIN 18065, S. 11). An dieser Stelle soll auch der Begriff des Treppenhandlaufes eingeführt werden. Dieser ist ein griffsicheres Bauteil als Gehhilfe für Personen, angebracht am Treppengeländer und/oder an der Wand beziehungsweise Spindel, bei sehr breiten Treppen auch als Zwischenhandlauf im Treppenlauf (DIN 18065, S. 7).

Eine weitere relevante Kenngröße ist das Steigungsverhältnis, welches als Verhältnis von Steigung zu Auftritt angegeben wird und somit ein Maß für die Neigung einer Treppe ist. Laut Definition haben Treppen im Allgemeinen einen Steigungswinkel von 20 bis 45° (Abbildung 5.6 b)).



Legende

- a Auftritt
- u Unterschneidung
- s Steigung
- d Stufendicke
- 1 Lichter Stufenabstand
- 2 Setzstufe
- 3 Trittkante
- 4 Trittfläche
- 5 Trittstufe
- 6 Antritt oder Antrittstufe
- 7 Austritt oder Austrittstufe
- 8 Trittfläche oder Austrittstufe
- 9 z.B. Treppenpodest, Geschossdecke, Zwischenpodest
- 10 Treppenauflänge



Legende

- 1 Steigeisen
- 2 Leitern
- 3 Leitertreppen
- 4 Treppen
 - baurechtlich nicht notwendige (zusätzliche) Treppen
 - 4.1
 - baurechtlich notwendige Treppen für Wohngebäude mit nicht mehr als zwei Wohnungen und innerhalb von Wohnungen
 - 4.2
 - baurechtlich notwendige Treppen in Gebäuden im Allgemeinen
 - 4.3
- 5 Rampen

a)

b)

Abbildung 5.6: Spezifikation von Treppen: a) Benennung einzelner Teile von Treppen (DIN 18065, S. 20); b) Steigungswinkel von Treppen, Rampen, Leitern und Steigeisen (DIN 18065, S. 19)

Nach DIN 18065 werden zwei Treppenarten unterschieden: notwendige und nicht notwendige Treppen. Notwendige Treppen müssen nach den behördlichen Vorschriften (z. B. Bauordnungen der Länder) als Teil des Rettungsweges vorhanden sein. Nicht notwendige Treppen sind zusätzlich, können aber gegebenenfalls auch der Hauptnutzung dienen. Des Weiteren können noch Außen- und Innentreppen unterschieden werden. Im Gegensatz zu Außentreppen werden Innentreppen allseits von raumabschließenden Gebäudeteilen umschlossen. Des Weiteren werden drei Treppenformen mit weiteren Untergliederungen unterschieden, die visuell von Weidinger u. a. (2020) dargestellt werden:

- Treppen mit geraden Läufen
- Treppen mit gewendelten Läufen
- Treppen mit geraden und gewendelten Laufteilen.

Da der Fokus dieser Arbeit auf der reinen Bewegung der Treppenüberwindung liegt, sollen baurechtlich notwendige Innentreppen, welche einläufig und gerade sind, als Systemumgebung definiert werden. Bewegungen des Gehens und des Kurvenlaufes, wie es bei mehrläufigen und gewendelten Treppen sowie Treppen mit geraden und gewendelten Laufteilen erforderlich ist, werden hier nicht explizit betrachtet, aber für eine spätere Systemauswahl von zu entwickelnden eBUS diskutiert. Biomechanische Untersuchungen der Treppenüberwindung haben zudem eine Abhängigkeit der Kinematik und Kinetik vom Steigungswinkel ergeben (Riener, Rabuffetti, Frigo 2002). Da mit einer höheren Steigung eine größere Anstrengung des Menschen einhergeht, hat sich ein Steigungswinkel von 30° durchgesetzt, der auch für Treppen im öffentlichen Bereich oft zu finden ist. Daher soll der Steigungswinkel von 30° auch für die nachfolgenden Betrachtungen in dieser Arbeit gelten.

5.3 Biomechanik der Treppenüberwindung

5.3.1 Forschungsstand

Frühere Forschungen zu diesem Thema haben gezeigt, dass es verschiedene Möglichkeiten gibt, Treppen zu überwinden. Zum Beispiel können Treppen stufenweise oder im Wechselschritt überwunden werden (Reid u. a. 2007). Das stufenweise Überwinden bedeutet, dass jeder Schritt am Standbein vorbei ausgeführt wird und jeweils auf der vom Startpunkt der Bewegung aus gesehenen übernächsten Stufe wieder aufsetzt. Jene Art der Treppenüberwindung wird in dieser Arbeit weiter veranschaulicht. Hingegen wird im Wechselschritt jeweils ein Fuß auf die nächste Stufe gesetzt und der hintere Fuß auf die gleiche Stufe nachgezogen. Diese Gangart ist zum Beispiel bei Schlaganfallpatienten zu beobachten, bei denen beide Körperseiten über ein unterschiedliches Maß an Kraft und Beweglichkeit verfügen (Ridgway, Bisson, Brouwer 2015). Probanden mit Schmerzen im Patellafemoralgelenk (Salsich, Brechter, Powers 2001) haben allerdings auch bei der stufenweisen Treppenüberwindung ein verändertes Gangbild. Bei gesunden Probanden ist für Auf- und Abstieg charakteristisch, dass unabhängig vom Steigungswinkel der Vorderfuß den Boden, beziehungsweise die Stufe, stets zuerst berührt (Riener, Rabuffetti, Frigo 2002). Dass das Treppensteigen eine anspruchsvolle Aufgabe ist, zeigt der dreimal höhere Sauerstoffverbrauch im Vergleich zum ebenen Gehen (Teh, Aziz 2002). Darüber hinaus werden 12 % aller Stürze durch das Überwinden von Treppen oder Stufen verursacht (Do u. a. 2015). Die Bewegung mit den höchsten Anforderungen an die Bewegungsaufgabe beim Treppensteigen sind nach Afschrift u. a. (2014) die Hüftextension, Knieextension, Knieflexion und Plantarflexion. Beim Abstieg soll nur die Knieextension

sehr anspruchsvoll sein (Afschrift u. a. 2014). Laut Startzell u. a. (2000) wird allerdings der Abstieg als die im Vergleich zum Aufstieg anspruchsvollere Bewegungsaufgabe dokumentiert, was durch die praktische Bedarfsanalyse bestätigt werden konnte (vgl. Kapitel 4.4.2).

5.3.2 Methode zur biomechanischen Ermittlung des Auf- und Abstieges

Zur biomechanischen Beschreibung des Auf- und Abstieges wurden Daten über Kinematik, Kinetik, Kadenz und Leistung in der Sagittalebene eigener biomechanischer Messungen von jungen und älteren Probanden ausgewertet und mit Literaturdaten vergleichend dargestellt. Die biomechanische Datenerfassung wird nachfolgend beschrieben.

Studienteilnehmer

Die Studie schloss 13 junge (6 männlich; 7 weiblich; 22-28 Jahre) und zwölf ältere Probanden (5 männlich; 7 weiblich; 69-77 Jahre) ein. In Übereinstimmung mit der Deklaration von Helsinki von 1964 und ihren späteren Änderungen wurden die Versuchspersonen umfassend über den Inhalt und die Ziele der Studie informiert. Die Studie unterlag einem Votum der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Universität Leipzig (Kennzeichen 447/18-ek). Nach eigenen Angaben waren alle Versuchspersonen zum Zeitpunkt der Studie gesund und hatten weder orthopädische Einschränkungen noch einen künstlichen Gelenkersatz.

Versuchsaufbau und -ablauf

Die Untersuchung wurde an einer eigens dafür konzipierten Treppe mit Standardmaßen (Stufenhöhe: 160 mm; Stufenlänge: 280 mm) nach DIN 18065 und einem daraus resultierenden Neigungswinkel von 30° durchgeführt. Die in Abbildung 5.7 b) dargestellte Treppe bestand aus vier Stufen, einem Treppenpodest am oberen Ende und einem dreiseitigen Geländer. Zur Erfassung der Stufenreaktionskräfte wurde in der zweiten Stufe eine Kraftmessplatte (Kistler MiniDyn Typ 9119AA2, Schweiz) eingesetzt.

Für die kinematischen Aufnahmen wurde ein markerbasiertes Motion-Capture-System, bestehend aus zwölf im Raum verteilten aktiven Infrarotkameras, verwendet (Qualisys AB, Schweden). Basierend auf dem CAST-Modell (Cappozzo u. a. 1995) und der Anbringung von zwei Markern auf der Schulter wurden insgesamt 36 passive Infrarot-Marker angebracht. Darüber hinaus wurden acht zusätzliche Marker medial und lateral am Knie- und Sprunggelenk beider Beine zur statischen Erfassung angebracht, um so die Kompromissdrehpunkte der Gelenkachsen sowie die Segmentlängen zu bestimmen (Abbildung 5.7 a)).

Von jedem Probanden wurden vor dem Test zwei statische Aufnahmen in "Neutral-Null-Position" gemacht (Salis-Soglio 2015) und Körpergröße, Masse sowie Segmentlängen gemessen (Anhang 6). Die Testpersonen führten anschließend alle Auf- und Abstiege barfuß, mit selbstgewählter Geschwindigkeit und durch stufenweises Steigen durch. Das Treppengeländer sollte nur in Notfallsituationen benutzt werden. Eine Aufnahme umfasste einen Auf- und einen

Abstieg, ausgehend von einer stehenden Position vor der ersten Stufe. Pro Bein und pro Bewegungsaufgabe (Aufstieg, Abstieg) wurden drei Aufnahmen gemacht, woraus sich insgesamt zwölf Aufzeichnungen pro Testperson ergaben.

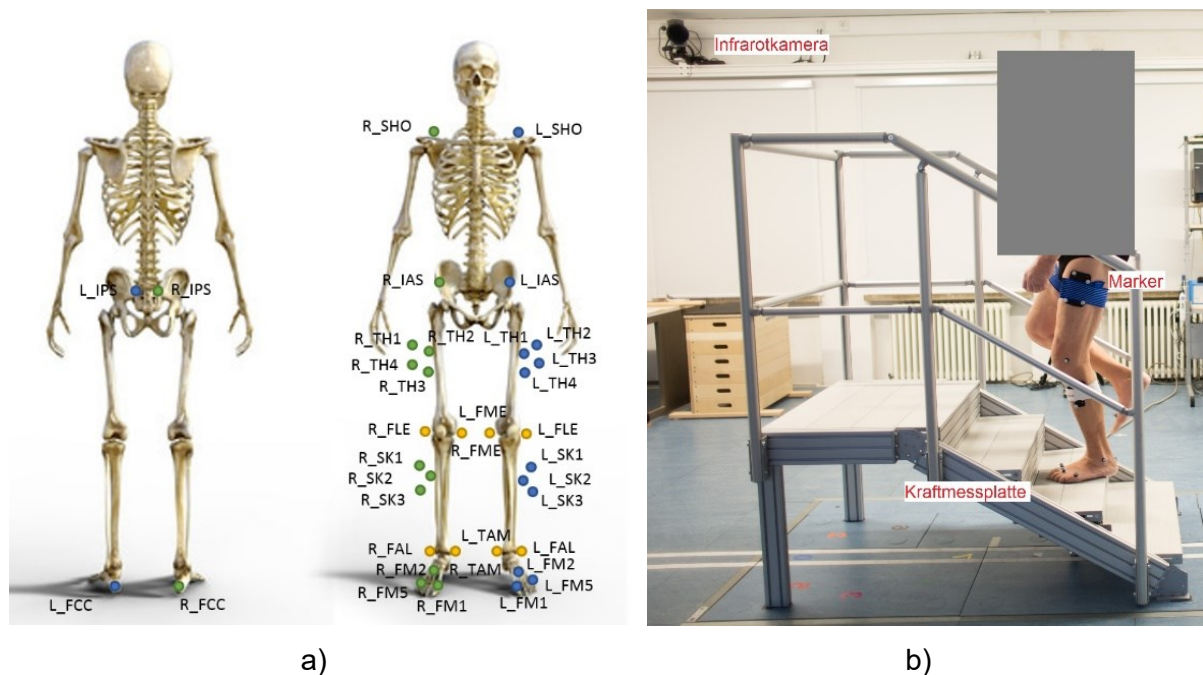


Abbildung 5.7: Setup zur biomechanischen Ermittlung des Auf- und Abstieges: a) Anordnung der Marker (linke Seite=blau, rechte Seite=grün, für statische Messung=gelb) nach dem CAST-Modell (Cappozzo u. a. 1995) mit Rückansicht (links) und Frontansicht (Böhme, Zentner September 2020, S. 45); b) Versuchsablauf mit Proband beim Treppenaufstieg in der Standphase auf der Kraftmessplatte in der zweiten Stufe, mit Infrarotkamera und Marker (Böhme, Zentner September 2020, S. 45)

Messungen und Berechnungen

Die Kinematik wurde bei 100 Hz und die Kinetik bei 500 Hz aufgezeichnet. Zur Aufzeichnung und Synchronisation wurde die Software Qualisys Track Manager verwendet.

Die Berechnung der Gelenkmomente wurde mit dem Ansatz der inversen Dynamik mit AMS durchgeführt (siehe Anhang 11). Das verwendete Modell des unteren Bewegungsapparates wurde in der Dissertation von Klein Horsman (2007) dokumentiert und berücksichtigt die in Kapitel 5.1.2 benannten idealisierten Gelenke. Für jeden Probanden wurde ein Körpermodell ohne Arme generiert, welches in der Version 1.6.6 des AnyBody Managed Model Repository (AMMR) vorhanden ist (Lund u. a. 2017). Dabei wurden die Körperparameter wie Segmentlängen, Masse und Körperhöhe aus den jeweiligen Messdaten (Anhang 6) entnommen und eingepflegt. Die Hüftgelenkszentren wurden geschätzt (C-Motion 27.10.2016). Eine Längen-Massen-Skalierung des Menschmodells erfolgte unter Berücksichtigung des Fettgehaltes nach Rasmussen u. a. (2005). Die gemessenen Daten wurden dann implementiert, mit einem Tiefpassfilter (2. Ordnung, 5 Hz Butterworth) geglättet und kinematisch optimiert (Andersen u. a. 2010), um die Gelenkwinkelverläufe zu berechnen. Dabei wurde angenommen, dass alle

Marker den gleichen Einfluss haben. Die Berechnung der Gelenkmomente erfolgte nach Rasmussen u. a. (2001). Anschließend wurde eine Normierung auf die Körpermasse durchgeführt.

Der Zyklusbeginn ist durch den ersten Fußkontakt auf der Kraftmessplatte definiert. Die Standphase endet beim Lösen des Kontaktes, zudem beginnt gleichzeitig die Schwungphase. Das Ende der Schwungphase wurde durch die Markertrajektorien bestimmt. Die Leistungsverläufe sind die Produkte der Winkelgeschwindigkeiten und Momentenverläufe (Brinckmann 2012, S. 30).

Statistische Analyse

Durch Novak und Brouwer (2011) ist bereits bekannt, dass bei gesunden Probanden innerhalb einer Versuchsreihe keine signifikanten Unterschiede vom linken zum rechten Bein auftreten. Folglich wurden diese Ergebnisse zusammengefasst, da auch hier keine Unterschiede festgestellt werden konnten. Um die Gruppen mit unterschiedlichen Datenlängen besser vergleichen zu können, wurde eine Zeitnormalisierung durch eine lineare Interpolation durchgeführt (Weiske u. a. 2021). Weiterhin wird angenommen, dass die Messwerte pro Testperson und Gruppe normalverteilt sind.

Aufgrund des Ausschlusses unvollständiger Datenreihen wurden insgesamt 124 Aufstiege und 141 Abstiege der eigenen biomechanischen Messungen analysiert. Dabei wurde darauf geachtet, dass mindestens drei Bewegungszyklen jedes Probanden vollständig und interpretierbar sind. Die Ergebnisse des ältesten Probanden wurden wegen der Benutzung des Handlaufs nicht berücksichtigt. Die Ergebnisse enthalten somit Datensätze von 13 jungen ($24,0 \pm 1,8$ Jahre; 22-28 Jahre; $1,74 \pm 0,10$ m; $70,85 \pm 11,91$ kg) und elf älteren Probanden ($72,4 \pm 2,1$ Jahre; 69-76 Jahre; $1,67 \pm 0,10$ m; $74,88 \pm 14,54$ kg).

5.3.3 Aufstieg

Die kinematischen und kinetischen Verläufe sind zusammen mit den Leistungsverläufen gelenkweise für den Aufstieg der jungen Probanden und Senioren in Anhang 9 dargestellt. Eine Übersicht der Maximalwerte von Kinematik, Gelenkmomenten und Leistungen aus der Literatur, ergänzt um die Ergebnisse der eigenen biomechanischen Studie, befindet sich in Tabelle 5.2.

Kinematik

Eine visuelle Darstellung des Aufstieges mit Beschreibung der einzelnen Phasen ist in Anhang 7 zu finden. Der Treppengangzyklus wird in die Standphase und die Schwungphase unterteilt. Dabei entfallen 62 % auf die Standphase und 38 % auf die Schwungphase. Für den Aufstieg wird die Standphase in drei weitere Subphasen unterteilt: Gewichtsannahme, Hochziehen und Vorschreiten. Der Zyklus startet mit der Gewichtsannahme, indem das Körpergewicht auf das

Standbein verlagert und der Übergang von doppelter Standphase (DSP) zu einzelner Standphase (SSP) bei 10 % Zykluszeit eingeleitet wird. Anschließend erfolgt das Hochziehen in der einzelnen Standphase (SSP), währenddessen dem Körper über das Standbein potentielle Energie zugeführt wird. Beim Vorschreiten in der einzelnen Standphase (SSP) wird das Schwungbein am Standbein vorbeigeführt. Dabei wird das Gewicht weiterhin auf dem Standbein gelagert. Die Schwungphase (SP) wird in das Fußabheben in der doppelten Standphase bei etwa 60 % Zykluszeit und in das Fußaufsetzen am Ende des Zyklus aufgeteilt (Andriacchi u. a. 1980). Die maximalen Gelenkwinkel laut Tabelle 5.2 sind für die Hüftflexion 73°, Knieflexion 106°, Plantarflexion 31° und Dorsalextension 35°. Aus der Literatur ist bereits bekannt (Novak, Brouwer 2011), dass die Gelenkwinkelverläufe in der Hüfte durch eine hohe Variabilität gekennzeichnet sind.

Tabelle 5.2: Literaturübersicht des Treppenaufstieges mit den Mittelwerten (MW) der Maximalwerte von Kinematik, Gelenkmomenten und Leistungen in der Sagittalebene ergänzt um die Ergebnisse der eigenen biomechanischen Studie mit F=Flexion, E=Extension, PF=Plantarflexion, DF, Dorsalextension

Aufstieg																
Quelle	Ø-Alter in Jahren (Bereich)	Probanden	Kadenz (Stufen /min.)	MW der Kinematikmaxima [°]				MW der Momenten- maxima [Nm/kg]				MW der Leistungsmaxima [W/kg]				
				Hüfte Knie Fuß				Hüfte Knie Fuß				Hüfte Knie Fuß				
				F	F	PF	DF	F	E	E	PF	F	E	E	PF	DF
Novak u. a. 2011; Novak, Brouwer 2011	24 (20-30)	23	102	-	-	-	-	0,11	0,56	1,02	1,31	-	0,75	2,3	2,6	-
Protopapadaki u. a. 2007	28 (18-39)	33 (16m, 17 w)	-	65	94	31	11	0,76	-	0,58	-	-	-	-	-	-
Reeves u. a. 2009	25	17 (10 m, 7w)	98	-	94	9	23	-	-	1,19	1,48	-	-	-	-	-
Reid u. a. 2007	24 (18-35)	17 (9m, 8w)	-	-	84	-	-	-	-	0,96	-	-	-	-	-	-
Riener, Rabuffetti, Frigo 2002	29 (24-34)	10 m	86	70	95	20	12	0,2	0,54	1,14	1,26	0,1	1	2,5	2,2	0,1
Salsich, Brechtner, Powers 2001	32 (21-42)	10 (5m, 5 w)	97	68	74	20	-	-	1,1	1,11	1,63	-	-	-	-	-
eigene Mes- sung (jung)	24 (22-28)	13 (6m, 7w)	86	48	106	1	35	0,3	0,6	1,7	1,1	0,2	1,1	2,7	2,6	0,3
Novak u. a. 2011; Novak, Brouwer 2011	67 (55-83)	32	95	-	-	-	-	0,15	0,55	0,99	1,19	-	0,6	1,7	2,7	-
Reeves u. a. 2009	75	15 (5m, 10f)	92	-	96	11	22	-	-	0,9	1,24	-	-	-	-	-
eigene Mes- sung (alt)	72 (69-76)	11 (6m, 5w)	62	73	100	5	29	0,3	0,8	0,9	1,1	0,2	1,4	1,6	2,3	0,3

Kinetik

Die qualitativen Verläufe der Momente im Knie- und Sprunggelenk sind durch jeweils zwei Peaks in der Standphase gekennzeichnet. Im Hüftgelenk tritt dagegen nur ein Peak in der

Phase der Gewichtsverlagerung auf. Die Momentenpeaks laut Tabelle 5.2 treten alle in der Standphase auf und sind für die Hüftflexion 0,8 Nm/kg, Hüftextension 1,1 Nm/kg, Knieextension 1,7 Nm/kg und Plantarflexion des Fußgelenks 1,6 Nm/kg. In der Schwungphase liegen die auftretenden Mittelwerte der Gelenkmomente bei 0,3 Nm/kg für das Hüftgelenk und 0,2 Nm/kg für das Kniegelenk. In der Schwungphase treten im Fußgelenk vernachlässigbar kleine Momente auf.

Leistung

Die Leistungspeaks laut Tabelle 5.2 sind für die Hüftflexion 0,2 W/kg bei Jüngeren und Älteren, Hüftextension 1,1 W/kg bei den jüngeren beziehungsweise 1,4 W/kg bei den älteren Probanden. Die Knieextension beträgt bei den jüngeren 2,7 W/kg beziehungsweise 1,6 W/kg bei den älteren Probanden. Die Plantarflexion und die Dorsalextension sind mit 2,6 W/kg beziehungsweise 0,3 W/kg bei älteren und jüngeren Probanden entsprechend gleich.

5.3.4 Abstieg

Die kinematischen und kinetischen Verläufe sind zusammen mit den Leistungsverläufen gelenkweise für den Abstieg der jungen Probanden und Senioren in Anhang 10 dargestellt. Auch hier findet sich eine tabellarische Übersicht der Maximalwerte von Kinematik, Gelenkmomenten und Leistungen aus der Literatur ergänzt um die Ergebnisse der eigenen biomechanischen Studie in Tabelle 5.3.

Kinematik

Eine visuelle Darstellung des Abstieges mit Beschreibung der einzelnen Phasen ist in Anhang 8 zu finden. Der Treppenabstieg lässt sich ebenfalls in etwa 60 % Standphase und 40 % Schwungphase aufteilen (Andriacchi u. a. 1980). Beim Abstieg beinhaltet die Standphase drei Subphasen: Gewichtsannahme, Vorschreiten und kontrolliertes Absenken. Der Zyklus startet mit der Gewichtsannahme, indem das Körpergewicht auf das Standbein verlagert wird. Diese Phase charakterisiert den Übergang von der doppelten Standphase (DSP) zur einzelnen Standphase (SSP) vom Beginn bis etwa 10 % Zykluszeit. Anschließend erfolgen das Vorschreiten, indem das Schwungbein am Standbein vorbeigeführt wird, sowie das kontrollierte Absenken bis zum Zeitpunkt der zweiten doppelten Standphase (DSP) bei 60 % Zykluszeit. Beim kontrollierten Absenken befindet sich das Schwungbein über der vom Standbein aus gesehenen nächsten Stufe und der Körper wird über das Standbein abgesenkt. Die Schwungphase (SP) teilt sich auf in das Vorbeiziehen des Schwungbeines ab 60 % Zykluszeit und in das Aufsetzen des Fußes am Zyklusende.

Die maximalen Gelenkwinkel laut Tabelle 5.3 sind für die Hüftflexion 62°, Knieflexion 100°, Plantarflexion 40° und Dorsalextension 38°. Es zeigt sich auch hier eine hohe Variabilität der Gelenkwinkelverläufe in der Hüfte (Novak, Brouwer 2011).

Tabelle 5.3: Literaturübersicht des Treppenabstieges mit den Mittelwerten (MW) der Maximalwerte von Kinematik, Gelenkmomenten und Leistungen in der Sagittalebene ergänzt um die Ergebnisse der eigenen biomechanischen Studie mit F=Flexion, E=Extension, PF=Plantarflexion, DF, Dorsalextension

Abstieg																
Quelle	Ø-Alter in Jah- ren (Be- reich)	Pro- banden	Kadenz (Stufen /min.)	MW der Kinematikmaxima [°]				MW der Momenten- maxima [Nm/kg]				MW der Leistungsmaxima [W/kg]				
				Hüfte Knie Fuß				Hüfte Knie Fuß				Hüfte Knie Fuß				
				F	F	PF	DF	F	E	E	PF	F	E	E	PF	DF
Novak u. a. 2011; Novak, Brouwer 2011	24 (20-30)	23	111	-	-	-	-	0,39	0,23	1,06	1,07	-	0,3	3,5	1,9	2,2
Protopapadaki u. a. 2007	28 (18-39)	33 (16m, 17 w)	-	40	91	40	21	0,52	0,13	0,40	-	-	-	-	-	-
Reeves u. a. 2008	25	17 (10 m, 7w)	94	-	92	21	33	-	-	0,91	1,32	-	-	-	-	-
Reid u. a. 2007	24 (18-35)	17 (9m, 8w)	-	-	83	-	-	-	-	0,5	-	-	-	-	-	-
Riener, Rabuffetti, Frigo 2002	29 (24-34)	10 m	100	43	95	20	18	0,6	0,0	1,35	1,12	0,2	0,4	4	1,4	2,4
Salsich, Brechtner, Powers 2001	32 (21-42)	10 (5m, 5 w)	86	26	92	28	-	-	0,53	0,78	1,47	-	-	-	-	-
eigene Mes- sung (jung)	24 (22-28)	13 (6m, 7w)	88	31	99	27	38	0,3	0,1	1,6	1,0	0,2	0,4	4,2	1,5	2,2
Novak u. a. 2011; Novak, Brouwer 2011	67 (55-83)	32	103	-	-	-	-	0,31	0,23	1,19	1,02	-	0,25	3,2	2,0	-
Reeves u. a. 2008	75	15 (5m, 10w)	-	-	90	23	34	-	-	0,83	1,0	-	-	-	-	-
eigene Mes- sung (alt)	72 (69-76)	11 (6m, 5w)	64	62	100	27	32	0,3	0,5	1,2	1,0	0,1	0,3	2,6	0,9	1,5

Kinetik

Die qualitativen Verläufe der Momente im Knie- und Sprunggelenk sind auch hier durch jeweils zwei Peaks in der Standphase, bei der Gewichtsannahme sowie am Ende des kontrollierten Absenkens, gekennzeichnet. Im Hüftgelenk tritt dagegen nur ein Peak in der Phase der Gewichtsannahme auf. Die maximalen Momente laut Tabelle 5.3 treten alle in der Standphase auf und sind für die Hüftflexion 0,6 Nm/kg, Hüftextension 0,5 Nm/kg, Knieextension 1,6 Nm/kg und Plantarflexion des Fußgelenks 1,5 Nm/kg. In der Schwungphase liegen die Mittelwerte der Gelenkmomente bei 0,3 Nm/kg für das Hüftgelenk und 0,2 Nm/kg für das Kniegelenk. In der Schwungphase treten im Fußgelenk vernachlässigbar kleine Momente auf.

Leistung

Die Leistungspeaks laut Tabelle 5.3 sind für die Hüftflexion 0,2 W/kg, Hüftextension 0,4 W/kg, Knieextension 4,2 W/kg bei den jüngeren Probanden. Bei den Senioren tritt ein wesentlich geringerer Leistungspeak bei der Knieextension mit 2,6 W/kg auf. Die Plantarflexion beträgt

1,9 W/kg bei den Jüngeren und 0,9 W/kg bei den Älteren. Der Leistungspeak bei der Dorsalex-tension beträgt 2,4 W/kg bei den jüngeren und 1,5 W/kg bei den älteren Probanden.

5.4 Ermittlung des Leistungsdefizites

5.4.1 Forschungsstand und -interesse

Forschungsstand

Die natürliche altersbedingte Abnahme der Muskelkraft führt zu einer Vergrößerung der Leistungslücke (Kalache, Kickbusch 1997-07). Außerdem nehmen die maximale Kraft und das maximale Drehmoment bei älteren Menschen mit zunehmendem Alter kontinuierlich ab (Grimmer u. a. 2019). Da ab einem Alter von 50 Jahren eine Abnahme der Muskelmasse und damit der Muskelkraft auftritt (Haehling, Morley, Anker 2010), können die erforderlichen Gelenkmomente nur mit einer im Vergleich zu den Leistungsanforderungen erhöhten Anstrengung erreicht werden. Die resultierende Leistungslücke beruht auf diesem Gelenkmomentdefizit. Beispielsweise haben Afschrift u. a. (2014) eine Muskelschwäche simuliert und die Leistungsanforderungen und den Unterstützungsbedarf für verschiedene Aktivitäten des täglichen Lebens berechnet. Bei älteren Menschen, die in einer Wohngemeinschaft leben, wird eingeschränktes Treppensteigen nicht nur mit verminderter Kraft, sondern auch mit einer Beeinträchtigung des Empfindungsvermögens, des Gleichgewichts, verminderter Vitalität, mit Schmerzen und erhöhter Angst vor Stürzen in Verbindung gebracht (Tiedemann, Sherrington, Lord 2007). Dass Senioren Probleme mit dem Gleichgewicht und der Koordination beim Treppensteigen haben, konnte auch von Verghese u. a. (2008) und Reeves u. a. (2009) bestätigt werden. Moreland u. a. (2004) empfehlen daher eine erhöhte Muskelkraft, um Stürzen vorzubeugen.

Darüber hinaus wird bei Senioren der aktiv nutzbare Bewegungsbereich (ROM) reduziert (Reeves u. a. 2009). Gemäß Novak und Brouwer (2011) verwenden Senioren im Vergleich zu jungen Probanden alternative Strategien für das Treppensteigen, die sich durch veränderte Muster in der Kinematik zeigen. Hurley u. a. (1998) konnten eine reduzierte Quadrizepskraft als Ursache für die geringere Trittfrequenz bei Senioren identifizieren.

Forschungsinteresse

Nachfolgend werden die Aspekte aufgelistet, die für die Umsetzung von derartigen Entwicklungsvorhaben relevant sind und untersucht werden sollen:

- Identifikation der zu unterstützenden Gelenke für Auf- beziehungsweise Abstieg
- gelenkweise Quantifizierung des Leistungsdefizites von Senioren im Vergleich zu jungen Menschen für Auf- und Abstieg
- Identifikation der Phasen, in denen eine Unterstützung erforderlich wird

- Quantifizierung der erforderlichen ROM pro Gelenk
- Erkenntnisse bezüglich der bei der Treppenüberwindung erforderlichen DOF

5.4.2 Methode zur Ermittlung des Leistungsdefizits

Um die eben benannten Forschungsinteressen zu untersuchen, wurden folgende Methoden angewendet:

- Berechnung der vom Alter abhängigen erreichbaren Maximalmomente nach Harbo u. a. (2012) für Extension und Flexion des Hüft-, Knie- und Fußgelenkes
- Literaturrecherche zu den maximalen ROM für das Hüft-, Knie- und Fußgelenk
- Quantifizierung des Leistungsdefizites von Senioren bei beiden Bewegungsaufgaben (Aufstieg, Abstieg)

Das Leistungsdefizit von Senioren wird auf der Grundlage der biomechanischen Ergebnisse jüngerer und älterer Probanden gelenkweise berechnet und anhand der maximalen biomechanischen Fähigkeiten diskutiert. Das resultierende Leistungsdefizit wird als Differenz der Leistungsverläufe der Senioren (Index *a*) und der jungen Probanden (Index *j*) verstanden. Das mittlere Leistungsdefizit P_{defMW} kann mit der Gleichung (5.1) und das maximale Defizit P_{defMax} mit der Gleichung (5.2) berechnet werden.

$$P_{defMW}(t) = P_{jMW}(t) - P_{aMW}(t) \quad (5.1)$$

$$P_{defMax}(t) = P_{jMW}(t) + SD_j(t) - P_{aMW}(t) + SD_a(t) \quad (5.2)$$

Für die Berechnung der mittleren und größten Leistungsdefizite der Senioren wurden die Leistungsverläufe beider Gruppen mittels Dynamic Time Warping (DTW) mit je einer zufällig ausgewählten Stichprobe als Referenzsignal normalisiert (Weiske u. a. 2021). Die Prüfung der statistisch signifikanten Unterschiede der Leistungen zwischen beiden Gruppen erfolgte zu jedem Zeitschritt durch eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit einem Statistical Parametric Mapping (SPM) (Friston 2007; Robinson, Vanrenterghem, Pataky 2015; Friston u. a. 1994). SPM korrigiert die angestrebte Fehlerrate von 5 % in der Gruppe, um die in den Daten vorhandenen geschätzten Zeitkorrelationen zu berücksichtigen. Die Berechnungen wurden in MATLAB 2020a (The Mathworks, Natick, USA) unter Verwendung der Signal Processing Toolbox in Kombination mit dem Paket *spm1d* (Pataky 2021) durchgeführt. Die Verwendung von DTW in Kombination mit SPM hebt Unterschiede in der Amplitude von biomechanisch ähnlichen Ereignissen hervor, wie Weiske u. a. (2021) berichteten. Diese Methode wird angewendet, weil benutzerspezifische Gangmuster variieren und so signifikante Unterschiede aufgrund von verschobenen Ereigniszeitpunkten vermieden werden können.

5.4.3 Maximale ROM und Maximalmomente

Die maximalen Bewegungsbereiche für Hüft-, Knie- und Fußgelenk in der Sagittalebene sind der Literatur entnommen wurden und in Tabelle 5.4 dargestellt. Die von Lark u. a. (2004) ermittelten Werte beschreiben dabei die passiven maximalen Bewegungsbereiche, die von Salis-Soglio (2015) aktive. Lark u. a. (2004) unterscheiden außerdem zwischen jüngeren und älteren Probanden, Salis-Soglio macht dazu jedoch keine Angabe. Die Bewegungsbereiche der Älteren sind im Vergleich zu den Jüngeren für alle Gelenkbewegungen, mit Ausnahme der Knieextension, eingeschränkter. Die aktiven Bewegungsbereiche nach Salis-Soglio sind im Vergleich zu den passiven für alle angegebenen Bewegungen größer.

Die Berechnung der Momentenpeaks nach Harbo u. a. (2012) zeigen, dass das Alter einen wesentlichen Einfluss hat. Alle sechs Bewegungen weisen für die Senioren im Vergleich zu den Jüngeren geringere Maximalwerte auf. Besonders hervorzuheben sind die Abnahmen der maximalen Extensionsmomente des Knies um 1 Nm/kg sowie der Hüfte um 0,8 Nm/kg.

Tabelle 5.4: Maximale passive Bewegungsbereiche nach Lark u. a. (2004) und aktive nach Salis-Soglio (2015) sowie altersabhängige Momentenpeaks mit Standardabweichung (SD) nach Harbo u. a. (2012)

	passive ROM-Peaks nach Lark u. a. [°]		aktive ROM-Peaks nach Salis-Soglio [°]	Momentenpeaks nach Harbo u. a. [Nm/kg] ± 1SD	
	alt (67,7 Jahre)	jung (24,8 Jahre)	n/a	alt (72,4 Jahre)	jung (24,0 Jahre)
Plantarflexion	25	33	50	1,1 ± 0,5	1,6 ± 0,5
Dorsalextension	12	18	30	0,3 ± 0,1	0,4 ± 0,1
Knieextension	3	3	10	1,6 ± 0,6	2,6 ± 0,6
Knieflexion	109	126	150	0,8 ± 0,4	1,2 ± 0,4
Hüftextension	12	18	20	1,7 ± 0,9	2,5 ± 0,9
Hüftflexion	102	118	140	1,3 ± 0,5	1,8 ± 0,5

5.4.4 Ergebnisse der Leistungsdefizite für Auf- und Abstieg

Die Ergebnisse der Leistungsdefizite sind für beide Bewegungen in Abbildung 5.8 dargestellt.

Beim Aufstieg befindet sich das größte signifikante mittlere Leistungsdefizit der älteren Probanden in der einfachen Standphase während des Hochziehens im Kniegelenk mit 1,0 W/kg. Das größte Defizit in diesem Peak beträgt 1,9 W/kg. Zu diesem Zeitpunkt ist sowohl das Extensionsmoment als auch die Leistung im Kniegelenk maximal. Weitere signifikante mittlere Leistungsdefizite können für den Aufstieg nicht identifiziert werden. In der Phase des Hochziehens zwischen 16 % und 20 % Zykluszeit sind in allen drei Gelenken signifikante Leistungsdefizite vorhanden. Alle weiteren durch die SPM identifizierten signifikanten Bereiche des Leistungsdefizits weisen einen vernachlässigbar kleinen absoluten Betrag auf.

Beim Abstieg sind zwei Phasen über alle drei Gelenke hinweg signifikant: von 13 bis 20 % in der Phase des Vorschreitens sowie von 88 bis 92 % in der Schwungphase. Beim Vorschreiten weisen die absoluten Verläufe des Fußgelenkes Werte von 0,2 W/kg für das mittlere Defizit sowie 0,8 W/kg für das maximale Defizit auf. Für das Kniegelenk können mittlere Bedarfe von 0,3 W/kg und 0,5 W/kg identifiziert werden. In der Schwungphase sind die absoluten Werte vernachlässigbar klein. Des Weiteren sind einzelne Bereiche in der Phase des kontrollierten Absenkens im Kniegelenk signifikant mit Werten von 0,6 W/kg für das mittlere als auch mit bis zu 2,0 W/kg für ein maximales Defizit. Im Hüftgelenk sind hingegen beim Übergang von Stand- zu Schwungphase mittlere Defizite von 0,2 W/kg beziehungsweise 0,5 W/kg für das maximale Defizit festzustellen.

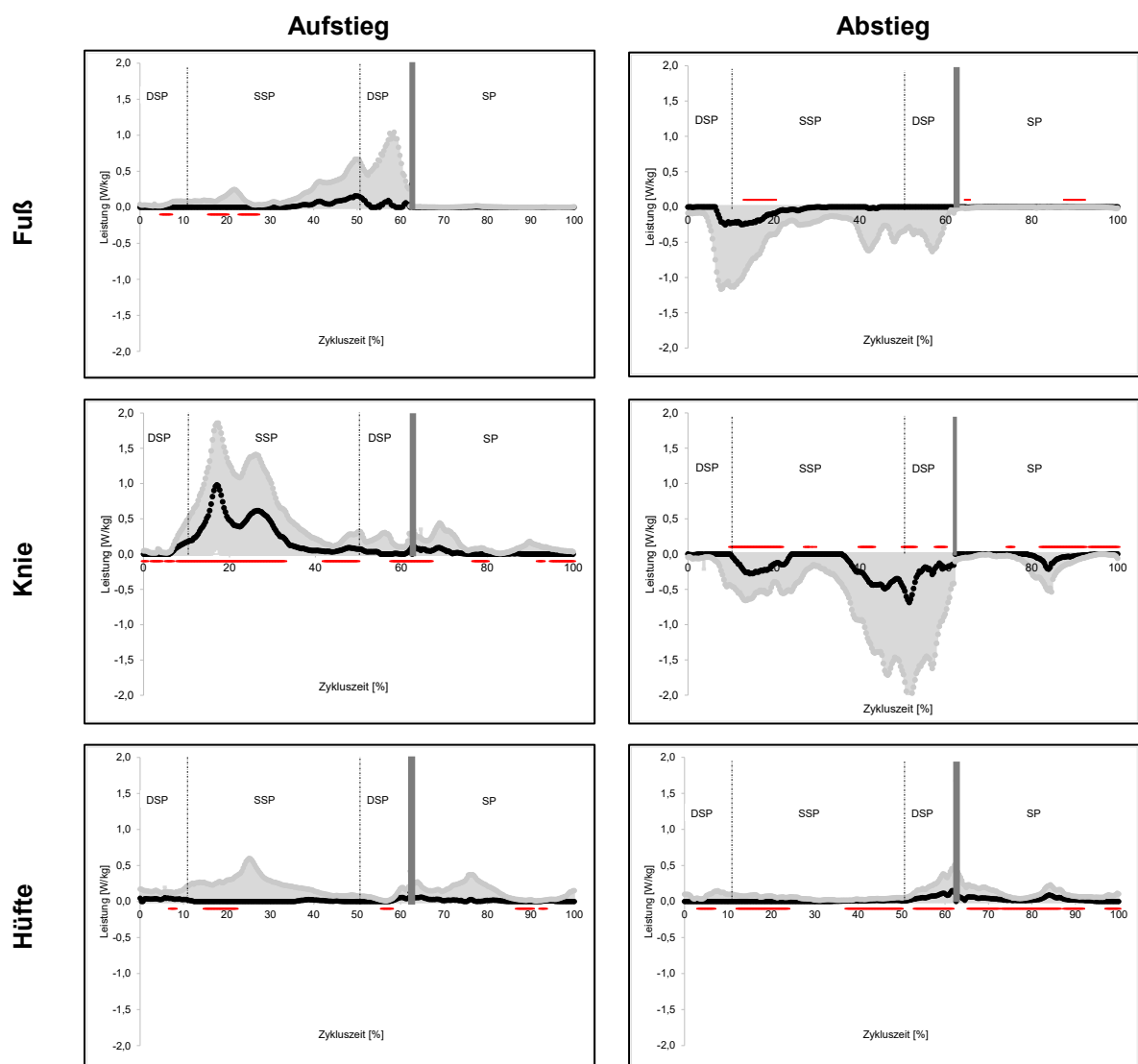


Abbildung 5.8: Differenzen der Leistungsverläufe als Leistungsdefizit P_{def} von Fuß-, Knie- und Hüftgelenk in der Sagittalebene als mittlerer Bedarf (schwarz; P_{defMW}) und größter Bedarf (grau; P_{defMax}) für den Treppenaufstieg (linke Spalte; P_{defAuf}) und den Treppenabstieg (rechte Spalte; P_{defAb}); Kennzeichnung der statistisch signifikanten Abschnitte nach SPM (Zeitnormalisierung mittels DTW); DSP=Doppelte Standphase, SSP=einfache Standphase, SP=Schwungphase; Übergang von Stand- in Schwungphase bei $62,3 \pm 17,1$ % der Zykluszeit; negative Werte sind exzentrische, positive Werte konzentrische Muskelkontraktionen

5.4.5 Diskussion der Leistungsdefizite für Auf- und Abstieg

Die jeweiligen Defizite der zu unterstützenden Phasen sind in Tabelle 5.5 dargestellt.

Tabelle 5.5: Leistungsdefizite und Drehmomentenbedarfe in zu unterstützenden Phasen beim Auf- und Abstieg

Bewegung	Phase	Gelenk	Leistungsdefizit [W/kg]		Drehmomentenbedarf [Nm/kg]	
			Mittel	Maximal	Mittel	Maximal
Aufstieg	Hochziehen	Knie	1,0	1,9	0,8	1,4
		Fuß	0,0	0,2	0,2	0,7
Abstieg	Vorschreiten	Knie	0,3	0,5	0,8	1,8
		Fuß	0,2	0,8	0,2	0,7
	Kontrolliertes Absenken	Knie	0,7	2,0	0,4	1,0

Aufstieg

Die Ergebnisse des Leistungsdefizites in Abbildung 5.8 zeigen, dass beim Aufstieg in der Phase des Hochziehens die Knieextension im Peak bei 16 % Zykluszeit mit 1,0 W/kg im Mittel (1,9 W/kg im größten Bedarfsfall) unterstützt werden sollte. Die qualitativen Gelenkmomentverläufe aus Anhang 9 zeigen zudem einen wesentlich höheren Anstieg im Kniegelenk, was weiterhin auf einen Unterstützungsbedarf hindeutet, da die erforderlichen Kräfte hier im Vergleich zu Fuß- und Hüftgelenk schneller von den Muskeln bereitgestellt werden müssen. Dieser erhöhten Anforderung an das Knieextensionsmoment steht der altersbedingten Abnahme des maximal zur Verfügung stehenden Momentes gegenüber. Nach den Ergebnissen aus Tabelle 5.4 haben Senioren im Alter von 72,4 Jahren ein maximal zur Verfügung stehendes Knieextensionsmoment von lediglich $1,6 \pm 0,6$ Nm/kg. Das im Aufstieg aufgebrauchte Moment bei den jungen Pendants ist mit 1,7 Nm/kg bereits höher. Im Vergleich zu den Senioren kann demnach geschlossen werden, dass sich hier ein mittlerer Gelenkmomentbedarf von 0,8 Nm/kg beziehungsweise von 1,4 Nm/kg als maximaler Bedarf ergibt (vgl. Tabelle 5.5), da die Senioren laut Anhang 9 lediglich 0,9 Nm/kg aufbringen. Ebenso ist der absolute altersbedingte Verlust des maximalen Knieextensionsmomentes mit einem Wert von 1,0 Nm/kg im Vergleich zu den anderen am Treppenauf- und -abstieg beteiligten Gelenken am größten. Gemäß Salsich u. a. (2001) tritt das Phänomen eines reduzierten Momentenpeaks im Kniegelenk auch bei Personen mit Schmerzen im Patellafemoralgelenk auf. Da die Probanden der eigenen biomechanischen Studie angaben, dass während der Bewegung keine Schmerzen auftraten, könnte die Kompensation des Momentenpeaks im Kniegelenk auf eine reduzierte Muskelkraft des Quadriceps femoris zurückzuführen sein. Dies stimmt auch mit den Ergebnissen von Hurley u. a. (1998) überein, die eine reduzierte Quadrizepskraft als Ursache für die geringere Trittfrequenz bei Senioren identifizieren konnte, was sich auch durch eine Kadenz von 62

Schritten pro Minute für die Senioren im Vergleich zu 86 Schritten für die jungen Probanden zeigt (vgl. Tabelle 5.2 und Tabelle 5.3).

Ein Leistungsdefizit kann für das Fuß- und Hüftgelenk im Aufstieg nicht geschlussfolgert werden, da kein absolutes mittleres Defizit identifiziert werden konnte, welches nach statistischer Auswertung signifikant ist. Für das maximale Defizit ergibt sich in den signifikanten Phasen lediglich ein Wert von 0,3 W/kg für das Hüft- und Fußgelenk, was im Vergleich zum Leistungsdefizit im Knie zu vernachlässigen ist. Da das maximale Moment nach Tabelle 5.4 für die Hüftextension $1,7 \pm 0,9$ Nm/kg beträgt, die Maximalwerte nach Anhang 9 mit 1,2 Nm/kg für die Senioren und mit 0,8 Nm/kg für die Jungen sogar darunter liegen, kann eine Unterstützung der Hüfte ausgeschlossen werden. Durch die Umverteilung der Momente zu Gunsten der Hüfte kann außerdem postuliert werden, dass hier noch ausreichend Muskelkraft zur Verfügung steht. Ein maximales Moment nach Tabelle 5.4 für die Plantarflexion von lediglich $1,1 \pm 0,5$ Nm/kg muss allerdings als kritisch angesehen werden, da hier laut Tabelle 5.2 Momente zum einen von 1,6 Nm/kg benötigt werden, zum anderen die Senioren nur noch 1,1 Nm/kg aufbringen.

Abstieg

Der Abstieg sollte insbesondere in der Phase des Vorschreitens von 13 % bis 20 % Zykluszeit unterstützt werden. In dieser Phase konnte sowohl im Fußgelenk ein mittleres Defizit von 0,2 W/kg (0,8 W/kg als maximales Defizit) als auch im Knie mit 0,3 W/kg als mittleres (0,5 W/kg als maximales) Defizit in den Peaks identifiziert werden. Das Fußgelenk sollte in der Dorsalexension gedämpft beziehungsweise durch Aufbringung eines Plantarflexionsmomentes mit einem Mittelwert von 0,2 Nm/kg (maximal 0,7 Nm/kg) unterstützt werden. Der Vergleich von dem erforderlichen Plantarflexionsmoment von 1,5 Nm/kg mit dem noch maximal möglichen von $1,1 \pm 0,5$ Nm/kg aus Tabelle 5.4 ist wie im Aufstieg ebenfalls kritisch. Dass Senioren bei der Bewegung eher an ihre Leistungsgrenze kommen, deckt sich mit den Ergebnissen von Reeves u. a. (2008). Im Knie sollte die Flexion gedämpft beziehungsweise ein mittleres Extensionsmoment von 0,8 Nm/kg (maximal 1,8 Nm/kg) aufgebracht werden. Da sich in der Phase des kontrollierten Absenkens bei 50 % Zykluszeit im Kniegelenk ebenfalls mittlere Leistungsdefizite von 0,7 W/kg (maximal 2,0 W/kg) ergeben haben, sollte hier ebenso ein der Flexion entgegenwirkendes Extensionsmoment mit einem Mittelwert von 0,4 Nm/kg (maximal 1,0 Nm/kg) generiert werden. Da das absolute Leistungsdefizit in der Schwungphase vernachlässigbar klein ist, sollte dies nicht weiter diskutiert werden. Für das Hüftgelenk weist der Abstieg Parallelen zum Aufstieg auf. Dies betrifft die Variabilität (Novak, Brouwer 2011), den geringeren Anstieg des Moments sowie das vergleichsweise geringe Leistungsdefizit. Die Not-

wendigkeit einer Unterstützung beim Abstieg ist daher für die Hüfte entsprechend ausgeschlossen, da auch die erforderlichen Momente von 0,5 Nm/kg aus Tabelle 5.3 geringer als die maximal möglichen von $1,7 \pm 0,9$ Nm/kg sind.

Da der Abstieg als anspruchsvollere Bewegungsaufgabe dokumentiert ist (Startzell u. a. 2000), sollte eine Kompensation der auftretenden Gelenkmomentspitzen im Knie- und Fußgelenk als Unterstützungsoption in Betracht gezogen werden, da in dieser Phase exzentrische Muskelarbeit (vgl. Kapitel 5.1.4) geleistet werden muss (Novak, Brouwer 2011). Mit einem geeigneten technischen System wäre es möglich, aus den zu dämpfenden Phasen des Abstieges Energie zu rekuperieren, die dann zur Unterstützung des Aufstieges genutzt werden könnte.

5.5 Biomechanische Anforderungen für die Entwicklung von eBUS

5.5.1 Kinematische Anforderungen

Die Kinematik des Auf- und Abstieges von Senioren und jungen Menschen unterscheidet sich mit Ausnahme des Hüftwinkelverlaufes nicht signifikant. Da die Hüfte allerdings nach vorangegangener Diskussion nicht unterstützt werden muss, sind die maximalen ROM des Knie- und Fußgelenkes zu definieren. Demnach sollte ein eBUS mindestens 106° in der Knieflexion (folgt aus Aufstieg), 40° in der Plantarflexion (folgt aus Abstieg) sowie 38° in der Dorsalextension (folgt aus Abstieg) zulassen. Die Knieextension kann mit einem Winkel von 0° angenommen werden. Als maximale Anforderungen lassen sich die Werte des aktiven ROM aus Tabelle 5.4 mit einer Knieflexion von 150° und einer Plantarflexion von 50° definieren. Die Dorsalextension des Abstieges ist mit 38° bereits die Maximalanforderung. Da Senioren eine verringerte ROM der Gelenke haben (Reeves u. a. 2008) sollte darauf geachtet werden, dass die durch das eBUS aktuierten Bewegungen nicht über den verringerten ROM der Senioren hinausgehen, da sonst das Gelenk überdehnt werden könnte. Somit sollte beispielsweise die Knieextension einen (einstellbaren) mechanischen Anschlag besitzen. Im Allgemeinen sollte der Einfluss des eBUS auf die Kinematik des Menschen so gering wie möglich sein.

Die Diskussion der erforderlichen Freiheitsgrade des eBUS kann erst bei der Synthese eines konkreten technischen Prinzips vorgenommen werden. Da die Hüfte nicht unterstützt werden muss, sollte der Rotationsfreiheitsgrad in der Hüfte auch weiterhin zugelassen werden, da der Fuß den Weg bereitstellt, um den Körper nach Ende des Gangzyklus vorwärts zu bewegen. Dies würde einen Kurvenlauf ermöglichen, wodurch auch Wendeltreppen oder gewinkelte Treppenabsätze (Kapitel 5.2) ohne kinematische Einschränkungen begangen werden könnten. Generell sollten alle Freiheitsgrade des menschlichen Bewegungsapparates kongruent mit dem des eBUS sein (Yang u. a. 2008).

5.5.2 Kinetische Anforderungen

Im Allgemeinen ist der Unterstützungsbedarf sehr individuell, da er von der Physis des einzelnen Menschen abhängt. Auch Senioren können im höheren Alter noch sehr leistungsfähig sein, was sich in einem nicht vorhandenen Defizit äußert. Hier konnte allerdings gezeigt werden, dass sich tendenziell ein Unterstützungsbedarf in der Knieextension sowie in der Plantarflexion des Fußes für Auf- und Abstieg ergibt. Die Knieextension ist beim Aufstieg in der Phase des Hochziehens mit 1,0 W/kg im Mittel (maximal 1,9 W/kg) zu unterstützen, um den Kniegelenksextensor (Quadriceps femoris) zu entlasten. Im Abstieg ist das Knie in den Phasen des Vorschreitens und des kontrollierten Absenkens zu unterstützen, indem eine zusätzliche Leistung von 0,3 W/kg (maximal 0,5 W/kg) von 13 bis 20 % Zykluszeit beziehungsweise von 0,7 W/kg (maximal 2,0 W/kg) bei 50 % Zykluszeit durch das eBUS aufgebracht wird. Das Fußgelenk könnte im Aufstieg durch ein zusätzliches Plantarflexionsmoment von 0,2 Nm/kg gestützt werden. Im Abstieg sollte ein Plantarflexionsmoment von 0,2 Nm/kg (maximal 0,7 Nm/kg) aufgebracht werden, zwecks einer Erleichterung der Gewichtsannahme. Nachfolgend sind die Verläufe der Gelenkmomente, welche ein eBUS zusätzlich bereitstellen sollte, für Auf- und Abstieg des Knie- und Fußgelenks dargestellt.

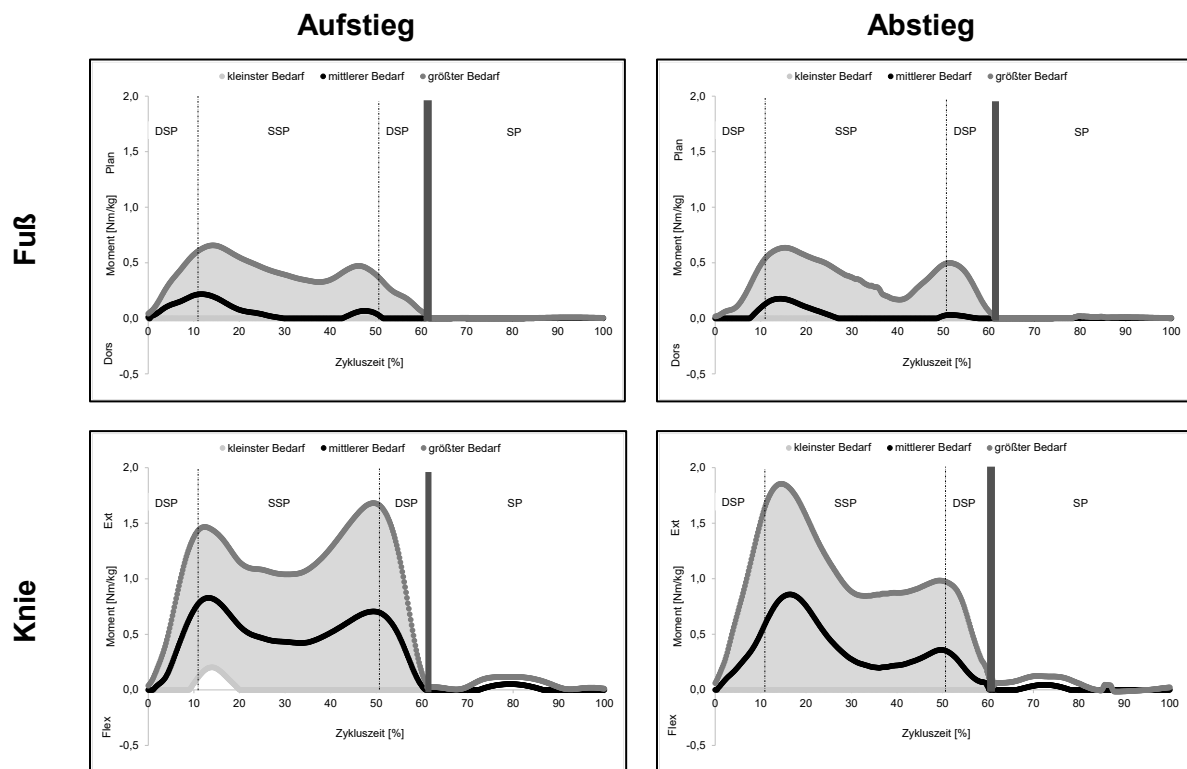


Abbildung 5.9: Kinetischer Unterstützungsbedarf von Senioren bei der Treppenüberwindung als Gelenkmomentverläufe des Knie- und Fußgelenkes; DSP=Doppelte Standphase, SSP=einfache Standphase, SP=Schwungphase; Übergang von Stand- in Schwungphase bei $62,3 \% \pm 17,1 \%$ der Zykluszeit

Da die aufzubringenden Gelenkmomente zwar vom Steigungswinkel der Treppe abhängig sind (Riener, Rabuffetti, Frigo 2002), sich die maximalen Momente bei dem maximalen Steigungswinkel für Treppen von 45° allerdings innerhalb der Standardabweichung der eigenen Studie befinden (vgl. Anhang 9 und Anhang 10), können die in Abbildung 5.9 definierten Anforderungen als Grundlage einer Entwicklung von eBUS verwendet werden. Eine weitere Präzisierung dieser Anforderungen gemäß Anhang 4 durch die Untersuchung größerer Kohorten wäre möglich, soll in dieser Arbeit aber nicht weiter betrachtet werden.

5.5.3 Resultierende biomechanische Anforderungsliste

Um die Erkenntnisse der biomechanischen Studie zusammenzufassen, werden die daraus resultierenden Anforderungen kompakt in Tabelle 5.6 aufgelistet.

Tabelle 5.6: Biomechanische Anforderungen an ein eBUS zur Treppenüberwindung

Anforderung	F W
Kinematik des Auf- und Abstieges sollte beim Tragen des eBUS nur möglichst geringfügig verändert werden	W
Zulässiger ROM für die Knieflexion von 106°	F
Zulässiger ROM für die Knieflexion von 150°	W
Zulässiger ROM für die Knieextension von 0°	F
Zulässiger ROM für die Plantarflexion von 40°	F
Zulässiger ROM für die Plantarflexion von 50°	W
Zulässiger ROM für die Dorsalextension von 38°	F
Einstellbarer mechanischer Anschlag für die Knieextension	F
3 DOF im Hüftgelenk zulassen	F
Maximale Kniewinkelgeschwindigkeit von 5,6 rad/s ermöglichen	F
Maximale Kniewinkelgeschwindigkeit von 6,7 rad/s ermöglichen	W
Maximale Fußwinkelgeschwindigkeit von 5,0 rad/s ermöglichen	F
Maximale Fußwinkelgeschwindigkeit von 6,6 rad/s ermöglichen	W
Maximales Körpergewicht des Anwenders von 100 kg	F
Maximales Körpergewicht des Anwenders von 120 kg	W
Unterstützung der Knieextension mit 1,0 W/kg (0,8 Nm/kg)	F
Unterstützung der Knieextension mit 2,0 W/kg (1,8 Nm/kg)	W
Unterstützung der Plantarflexion mit 0,2 W/kg (0,2 Nm/kg)	F
Unterstützung der Plantarflexion mit 0,8 W/kg (0,7 Nm/kg)	W

6 Analyse prinzipieller Unterstützungsmöglichkeiten

Gemäß der Phase des Systementwurfes (vgl. Abbildung 4.4) können nun prinzipielle Unterstützungsmöglichkeiten analysiert werden, welche die im vorangegangenen Kapitel ermittelten Unterstützungsbedarfe kompensieren. Dafür werden in diesem Kapitel eingangs die verschiedenen Möglichkeiten der Bewegungsunterstützung beschrieben. Anschließend wird der Einfluss von aktiven und passiven Unterstützungselementen auf ein Körpermodell methodisch mittels AMS untersucht (Kapitel 6.2). Ziel ist es, durch simulationsbasierte Erkenntnisse die Unterstützungselemente zu konkretisieren, um die in Kapitel 4.4 und 5.5 gestellten Anforderungen zu erfüllen. Ziel der Untersuchung ist es nicht, eine optimale Antriebsstruktur oder optimale Parameter für die Aktuierung zu finden. Vielmehr soll herausgefunden werden, ob die Unterstützung durch passive Elemente ausreichend ist, oder ob eine aktive Unterstützung erforderlich ist, um generell eine minimale Aktuierung zu gewährleisten. Dies kann anhand der Simulationsergebnisse (Kapitel 6.3) und deren Diskussion (Kapitel 6.4) abschließend in diesem Kapitel beurteilt werden (Kapitel 6.5).

6.1 Möglichkeiten der Bewegungsunterstützung

6.1.1 Erläuterungen zur Bewegungsunterstützung

Bewegungsunterstützung ist die physische Unterstützung des Menschen durch Verstärkung oder Ergänzung seiner Fähigkeiten (vgl. Kapitel 2.1). Eine physische Unterstützung findet statt, wenn die körperliche Aktivität bei der Ausführung einer Bewegungsaufgabe messbar reduziert werden kann. Dies betrifft auch die Aktivität der Muskeln beziehungsweise der aufgebrauchten Muskelkräfte bei der Bewegung. Die nachfolgenden Erläuterungen und Gleichungen können immer gelenkbezogen (Hüft-, Knie- oder Fußgelenk) verstanden werden. An dieser Stelle sei bereits erwähnt, dass von einer gelenkübergreifenden Umverteilung von körpereigenen Gelenkmomenten abgesehen werden soll.

In Anlehnung an die Funktion menschlicher Bewegung (vgl. Kapitel 5.1.4) findet eine Unterstützung statt, wenn das vom Menschen erzeugte Drehmoment M_{bio} herabgesetzt wird. Das für die Ausführung der Bewegungsaufgabe (vom Menschen) erforderliche Drehmoment wird hier als M_{req} definiert. Dieses ergibt sich aus der Kinematik der auszuführenden Bewegung und der zum Zeitpunkt t wirkenden externen Kräfte. Ohne Bewegungsunterstützung ist das erforderliche Drehmoment M_{req} gleich dem durch die Muskeln erzeugten Drehmoment M_{bio} (vgl. Kapitel 5.1.4):

$$M_{req} = M_{bio} \tag{6.1}$$

Wenn das für die Bewegung erforderliche Drehmoment M_{req} herabgesetzt werden kann, wird folglich auch das durch die Muskeln erzeugte Drehmoment M_{bio} herabgesetzt, was eine Bewegungsunterstützung zur Folge hat. Die erste Möglichkeit, das Drehmoment M_{req} zu verringern, ist eine Verringerung der externen Kräfte. Dies wird hier als Schwerkraftkompensation des menschlichen Körpers bezeichnet (Kapitel 6.1.2). Bei der zweiten Möglichkeit handelt es sich um die Einleitung von zusätzlichen Drehmomenten M_{exo} (Kapitel 6.1.3). In diesem Fall wird das vom Menschen erzeugte Drehmoment M_{bio} durch zusätzliche Drehmomente M_{exo} , die vom Exoskelett beziehungsweise eBUS erzeugt werden, unterstützt. In Anlehnung an Ortiz u. a. (2018) kann dann das erforderliche Drehmoment M_{req} folgendermaßen ausgedrückt werden:

$$M_{req} = M_{bio} - M_{exo} \quad (6.2)$$

Wenn das Exoskelett das gesamte Drehmoment zur Erzeugung der Bewegung aufbringt, ist das neue erforderliche Moment M_{req} gleich Null. Dies ist der Fall der maximalen Bewegungsunterstützung:

$$M_{exo} \rightarrow M_{bio} \simeq M_{req} \rightarrow 0 \quad (6.3)$$

Da nicht maximal unterstützt werden soll wurden die von einem eBUS zur Verfügung zu stellenden Drehmomente M_{Bedarf} für das Knie- und Fußgelenk in Kapitel 5.5.2 (Abbildung 5.9) definiert und für die Hüfte ausgeschlossen. Bei optimaler Unterstützung entspricht das Drehmoment M_{exo} dem Drehmoment M_{Bedarf} .

6.1.2 Schwerkraftkompensation

Die Schwerkraftkompensation wird von Ikeuchi u. a. (2009) beschrieben und ist eine Möglichkeit, die erforderlichen Momente M_{req} herabzusetzen. Hierbei führt ein der Schwerkraft entgegengesetzt gerichteter Kraftvektor zur Herabsetzung der körperinneren Kräfte (in vivo force; Abbildung 6.1 b)). Der Kraftvektor kann dabei an den oberen Segmenten beziehungsweise am Oberkörper angreifen. Dies kann beispielsweise durch einen externen Aufbau realisiert werden, der die auf den Körper wirkenden Schwerkraften direkt in den Boden ableitet. Infolgedessen wird die Fußkraft (Foot force), welche die Bodenreaktionskraft (Floor reaction force; FRF) hervorruft und im Betrag äquivalent mit dieser ist, herabgesetzt. Dadurch werden zum einen die Kräfte zwischen den Segmenten (Bone-on-bone force, Abbildung 6.1 a)) vermindert (vgl. Winter (2009, S. 111)) und zum anderen die erforderlichen Gelenkmomente M_{req} (Joint Moments). Um eine Bewegung auszuführen, muss der Mensch demzufolge geringere Muskelkräfte aufbringen, um die vergleichsweise geringeren Gelenkmomente M_{bio} zu erzeugen. Dieses Konzept der Bewegungsunterstützung wurde bereits für den Walking Assist Device with Bodyweight Support System der Fa. Honda (siehe Kapitel 2.3.1 Abbildung 2.1 a)) patentiert (Ashihara u. a. 3/30/2007).

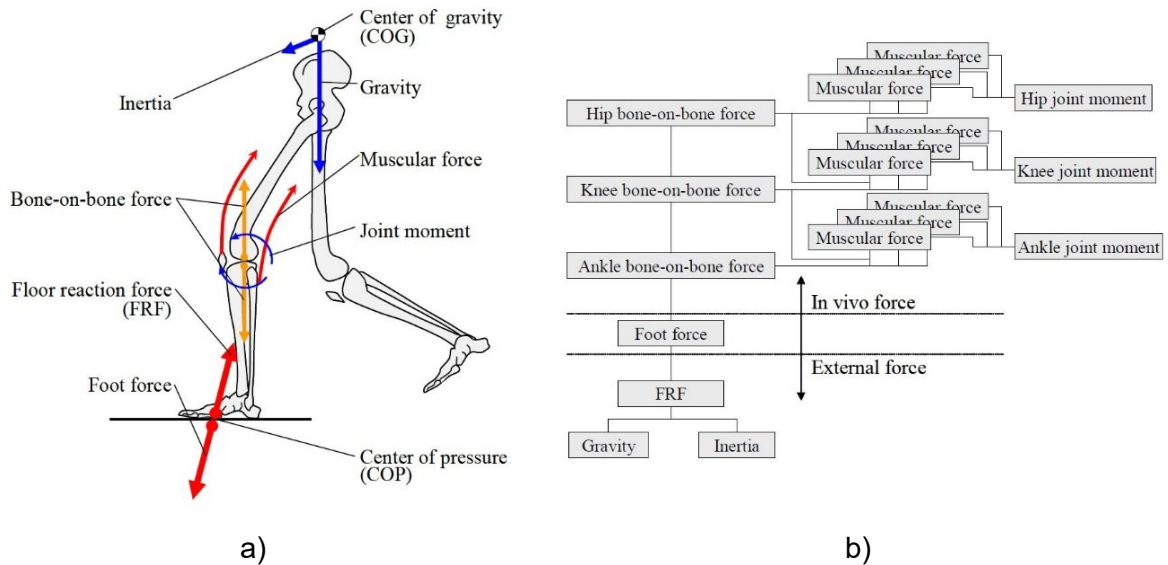


Abbildung 6.1: Bewegungsunterstützung durch Schwerkraftkompensation: a) Kräfte und Momente im unteren Bewegungsapparat (Ikeuchi u. a. 2009, S. 4073); b) Zusammenhang zwischen internen und externen Kräften des unteren Bewegungsapparates (Ikeuchi u. a. 2009, S. 4074)

Die allgemeinen technischen Prinzipien zur Realisierung der Schwerkraftkompensation mittels externer Strukturen sind in Abbildung 6.2 dargestellt. Die Anbindung erfolgt zwischen der Umgebung und dem unteren Bewegungsapparat. Allerdings kann die Anbindung an den Segmenten des Beines variieren.

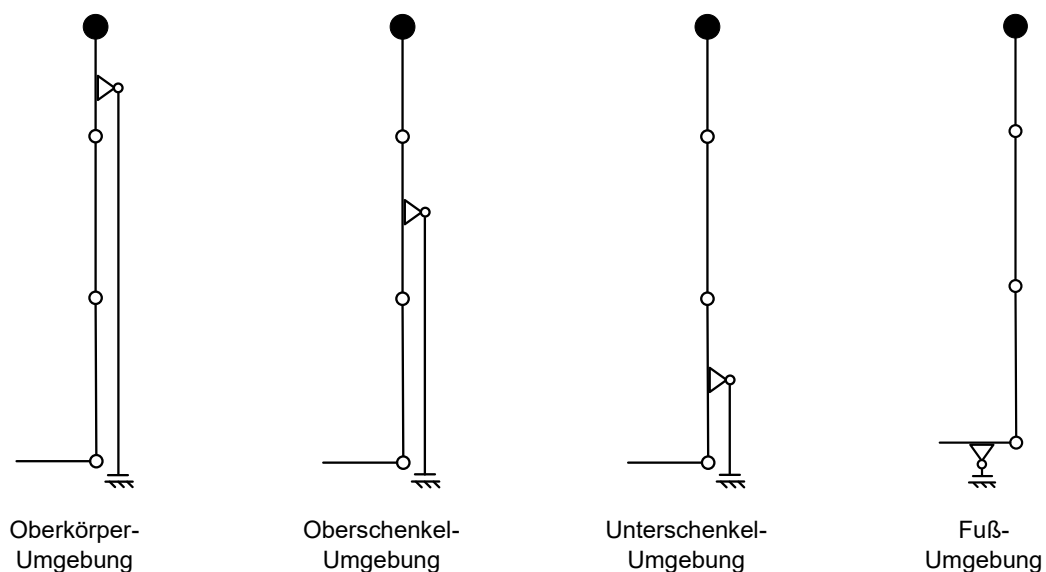


Abbildung 6.2: Allgemeine technische Prinzipien zur Schwerkraftkompensation für den unteren Bewegungsapparat. Anbindung der schwerkraftkompensierenden externen Einheit an unterschiedlichen Körpersegmenten und der Umgebung. Die Umgebung muss nicht zwangsläufig der Boden sein.

Exoskelettale Systeme, die nach dem Prinzip der Schwerkraftkompensation funktionieren, sind von Ikeuchi u. a. und Krut u. a. beschrieben und in Abbildung 2.1 a) und Abbildung 2.6 a) abgebildet. Einfache Beispiele zur Ableitung der Gewichtskraft sind außerdem Treppenhandläufe (siehe Kapitel 5.2), Gehstöcke oder auch andere den Menschen stützende Personen.

Ein wesentlicher Nachteil bei dieser Unterstützungsmöglichkeit ist, dass die Anbindung zwischen der kraftaufnehmenden Struktur und der Umgebung im Falle der Bewegungsunterstützung bei der Überwindung von Treppen beweglich sein muss, wie beispielsweise bei externen Gestellen (Rost 11/16/2000) oder der Treppensteighilfe der Fa. ThyssenKrupp, welche von Baumgart u. a. (2013) getestet wurde. Da laut Kapitel 5.5.2 die Hüftmomente nicht unterstützt werden müssen, wären im Sinne einer minimalen Aktuierung (vgl. Kapitel 3) schwerkraftkompensierende Kraftvektoren am Oberschenkel beziehungsweise Unterschenkel anzubringen, um eine Unterstützung der Hüfte auszuschließen. An dieser Stelle soll diese Möglichkeit der Bewegungsunterstützung aufgrund einer tendenziell erhöhten Komplexität bereits nicht weiterverfolgt werden.

6.1.3 Zusätzliche Drehmomente (für ein Gelenk)

Es gibt drei Möglichkeiten, Drehmomente in einem Gelenk zu erzeugen, mit dem Ziel eine Rotationsbewegung hervorzurufen:

- 1) direkte Einleitung des Drehmoments M_{coax} , dessen Vektor kollinear zu M_{bio} ist
- 2) Einleiten einer Zugkraft F_p , die nicht durch den Drehpunkt des Gelenks verläuft
- 3) Einleitung einer Druckkraft F_c , die nicht durch den Drehpunkt des Gelenks verläuft.

Im Fall 2) und 3) wird angenommen, dass der Vektor der Kraft orthogonal zur Gelenkachse verläuft. Abbildung 6.3 zeigt die drei verschiedenen Fälle der Erzeugung einer rechtsdrehenden Bewegung in einem Gelenk. Die Pfeile zeigen die Richtung der Krafteinwirkung, wobei rote Pfeile Zugkräfte und grüne Pfeile Druckkräfte darstellen. Die Richtung der resultierenden Gelenkmomente ist ebenfalls per Pfeil dargestellt. Diese Drehmomentrichtung ist Grund für die resultierende Bewegung des distalen Segments relativ zum damit verbundenen proximalen Segment, da in dieser Untersuchung davon ausgegangen wird, dass das proximale Segment im Raum eingespannt ist.

Als Kombination aller genannten drei Möglichkeiten kann das Drehmoment M_{exo} durch die Gleichung

$$\vec{M}_{exo}^{(pp)}(\varphi) = \sum_{i=0}^j \vec{M}_{coax_i}(\varphi) + \sum_{i=0}^k \vec{F}_{p_i}(\varphi) \times \vec{r}_{p_i}(\varphi) + \sum_{i=0}^l \vec{F}_{c_i}(\varphi) \times \vec{r}_{c_i}(\varphi) \quad (6.4)$$

$j, k, l \in \mathbb{N}$

mit

$$\varphi = \varphi(t) \quad (6.5)$$

beschrieben werden. Die zusätzlichen Drehmomente und Kräfte sind abhängig vom Winkel φ , der wiederum als zeitabhängig beschrieben werden kann (Gleichung (6.5)).

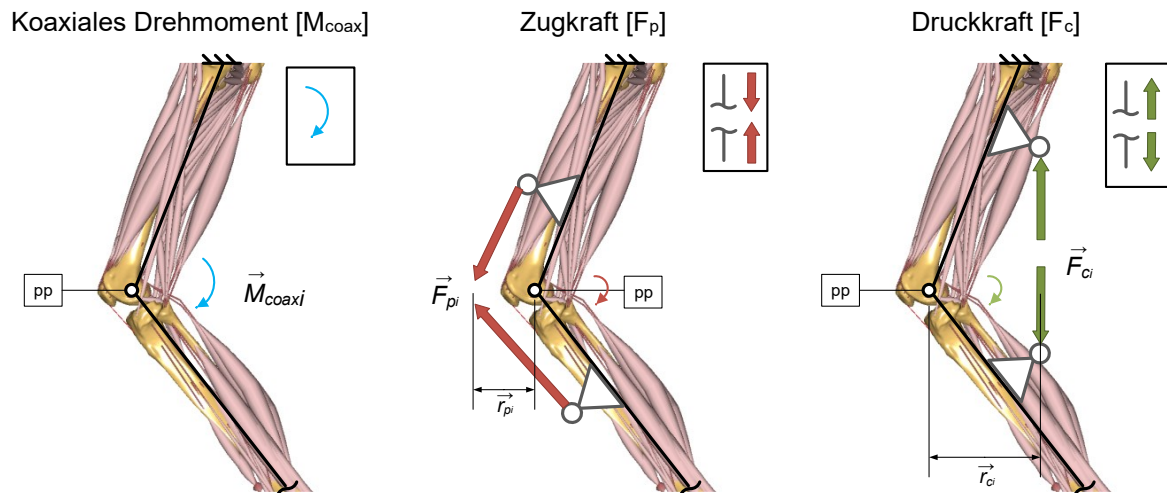


Abbildung 6.3: Zusätzliche Drehmomenterzeugung im Drehpunkt (pp) für ein Gelenk mit koaxialen Drehmomenten (links), Zugkräften (Mitte) und Druckkräften (rechts); Beinmodell nach Lund u. a. (2017)

6.2 Methodisches Vorgehen

Das methodische Vorgehen zur Untersuchung der Unterstützungselemente ist in Anlehnung an Shourijeh (2017) in Abbildung 6.4 dargestellt. Für diese Untersuchung wird die Bewegung eines Treppenaufstieges aus vorangegangener Studie verwendet (Kapitel 6.2.1), indem ein Körpermodell mit den Unterstützungselementen (Kapitel 6.2.3) in einem gemeinsamen Simulationsmodell (Kapitel 6.2.2) zusammengefügt wird. Anschließend erfolgt die Berechnung der Kinematik (Kapitel 6.2.4) sowie der erforderlichen Drehmomente für die Knieextension und Plantarflexion mittels inverser Dynamik, woraus die Unterstützungsmomente M_{exo} folgen (Kapitel 6.2.5). Anschließend erfolgt ein Vergleich mit den erforderlichen Drehmomenten M_{Bedarf} . Da die biomechanischen Anforderungen aus Kapitel 5.8.2 für beide Bewegungsaufgaben (Aufstieg und Abstieg) ähnlich sind, soll hier nur der Aufstieg analysiert werden (vgl. Abbildung 5.9).

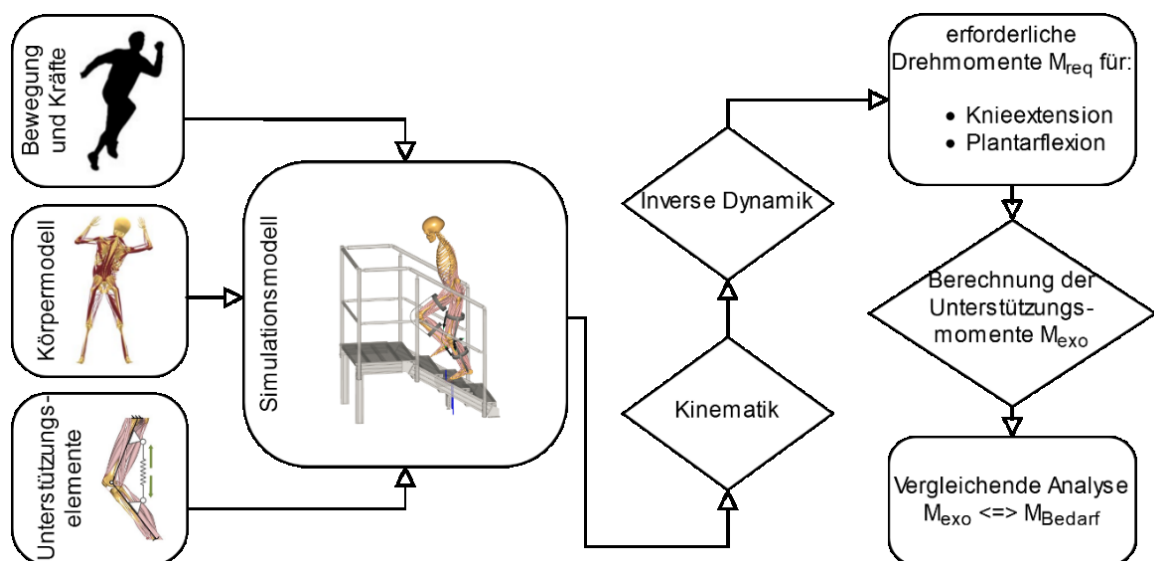


Abbildung 6.4: Methode zur simulativen Untersuchung der Unterstützungsmöglichkeiten

6.2.1 Verwendung von kinematischen und kinetischen Daten des Aufstieges

Zur simulativen Untersuchung der prinzipiellen Unterstützungselemente werden hier kinematische und kinetische Daten des Treppenaufstieges aus der in Kapitel 5.3.2 erwähnten Studie entnommen. Die für die Simulation verwendeten Daten sind die eines männlichen Probanden (23 Jahre) mit durchschnittlichen Körperabmessungen nach Tabelle 5.1 charakterisiert durch:

- Körpergröße: 1,78 m
- Masse: 79,4 kg
- Oberschenkelänge: 0,462 m
- Unterschenkelänge: 0,384 m
- Fußlänge: 0,265 m.

6.2.2 Erstellung des Simulationsmodells

Das Simulationsmodell besteht aus dem Modell des Menschen und den orthetischen Teilsystemen des eBUS und ist in Abbildung 6.5 a) dargestellt. Verwendet wurde das in Kapitel 5.3.2 beschriebene Menschmodell.

Eine Skalierung des Modells unter Berücksichtigung von Masse, Körpergröße und Fettanteil erfolgte nach Rasmussen u. a. (2005). Die Distanz der Hüftgelenkzentren beträgt nach erfolgter Schätzung 0,17 m (C-Motion 27.10.2016). Aufgrund moderater Kontraktionsgeschwindigkeiten der Muskeln und der vergleichsweise geringen Gelenkwinkeländerungen wurde das einfachste in AMS zur Verfügung stehende Muskelmodell verwendet (AnyBody Technology 2020). Dies ist auf die phänomenologische Beschreibung des Muskels nach Hill (1938) zurückzuführen und erfordert nur die Eingabe der isometrischen Maximalkraft des Muskels.

Die Implementierung eines zweiteiligen eBUS erfolgt als geometrisches und masseloses Modell. Die beiden Teile werden untereinander mit einem Rotationsgelenk verbunden, welches kongruent zur Kniegelenksachse des Menschmodells ist. Des Weiteren findet eine rigide Anbindung der beiden Teile jeweils am Femur und der Tibia statt.

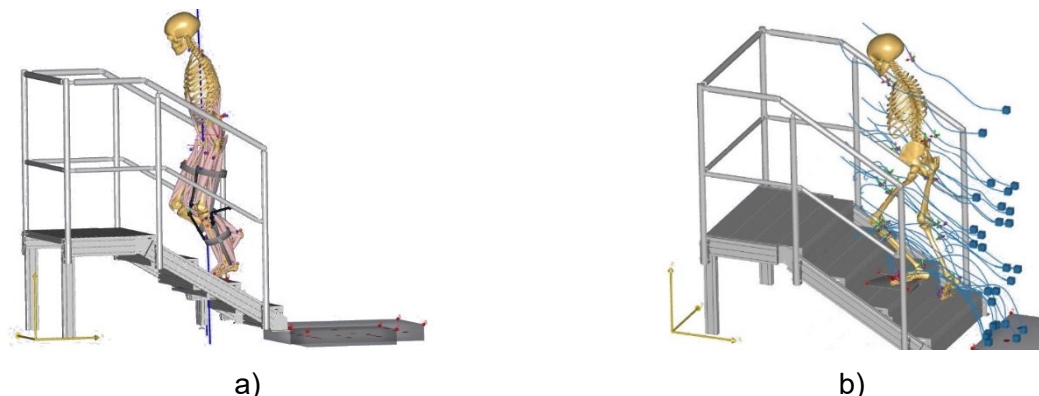


Abbildung 6.5: Simulationsmodell in AMS: a) Simulationsmodell bestehend aus Menschmodell, Modell des eBUS und der Umgebung; b) Kinematisches Modell des Menschen zur Berechnung der Gelenkwinkelverläufe mit Markertrajektorien (blau) im dreidimensionalen Raum; Abbildungen aus Böhme und Zentner (September 2020, S. 46)

6.2.3 Implementierung der passiven und aktiven Unterstützung

Passive Unterstützung

Aus den Anforderungen in Tabelle 5.6 ergibt sich, dass die Knieextension und die Plantarflexion unterstützt werden müssen. Aus Kapitel 6.1.3 folgend kann die Knieextension prinzipiell durch drei verschiedene Varianten unterstützt werden (siehe Abbildung 6.6 a) bis c)):

- a) Rotationsfeder, die coaxial zur Kniegelenksachse angeordnet ist
- b) Translationsfeder, die in posteriorer Lage zwischen Femur und Tibia gespannt ist
- c) aktiver Seilzug, der das Kniegelenk anterior überspannt

Bei der Unterstützung der Plantarflexion wird angenommen, dass hier eine passive Unterstützung ausreichend ist. Folglich ergeben sich hier zwei Varianten:

- d) Rotationsfeder, die coaxial zur Fußgelenksachse angeordnet ist
- e) Translationsfeder, die in anteriorer Lage zwischen Tibia und Fuß gespannt ist

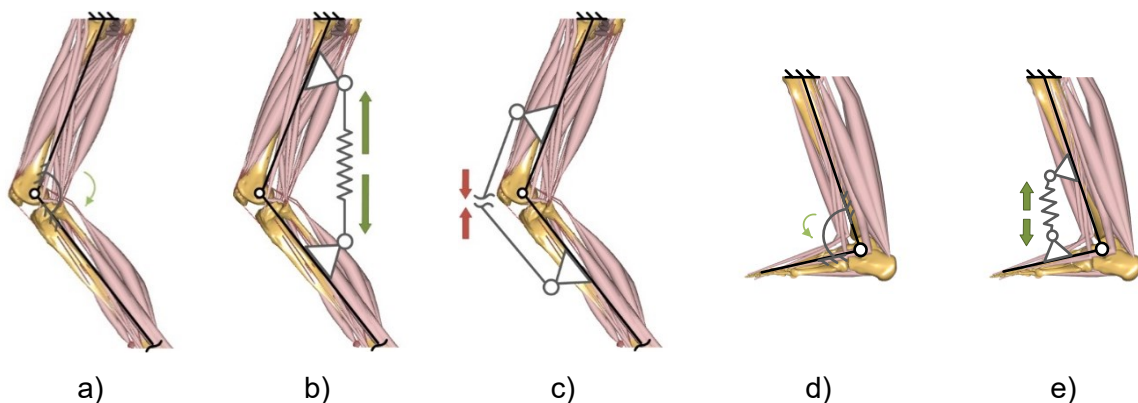


Abbildung 6.6: Unterstützungselemente im Knie- und Fußgelenk als a) Rotationsfeder, b) Translationsfeder und c) aktiver Seilzug aus Böhme und Zentner (September 2020, S. 47) sowie d) Rotationsfeder und e) Translationsfeder

Die passive Unterstützung erfolgt durch die Rotations- beziehungsweise Translationsfeder über den gesamten Bewegungszyklus. Alle Federkräfte wurden in Abhängigkeit des Knie- beziehungsweise Fußwinkels implementiert. Die Translationsfeder zur Unterstützung des Kniegelenkes wurde in einem Abstand von 0,087 m vom distalen Ende des Femurs und in einem Abstand von 0,093 m vom proximalen Ende der Tibia an diese angebunden. Die Translationsfeder des Fußgelenkes befindet sich in vertikaler Richtung abhängig vom Fußwinkel 0,05 bis 0,08 m anterior der Fußgelenksachse. Diese Werte orientierten sich an den in der Orthopädietechnik eingesetzten Fußgelenk-Feder-Kombinationen (vgl. Kapitel 8.1). Die Kräfte der passiven Elemente, die während der Bewegung in den Unterstützungselementen wirken, sind in Abbildung 6.7 dargestellt.

Aktive Unterstützung

Die unterstützende Kraft ist nur in der Standphase aktiv, um den Menschen beim Aufstieg in der Phase des Hochziehens zu unterstützen (vgl. Kapitel 5.5.2). In der Schwungphase findet bei dieser Unterstützungsmöglichkeit weder eine Unterstützung noch eine Dämpfung statt. Der

Verlauf der aktiv unterstützenden Kraft ist in Abbildung 6.7 dargestellt. Für die Unterstützung der Plantarflexion im Fuß wird keine aktive Unterstützung implementiert, da angenommen wird, dass hier passive Elemente ausreichend sind.

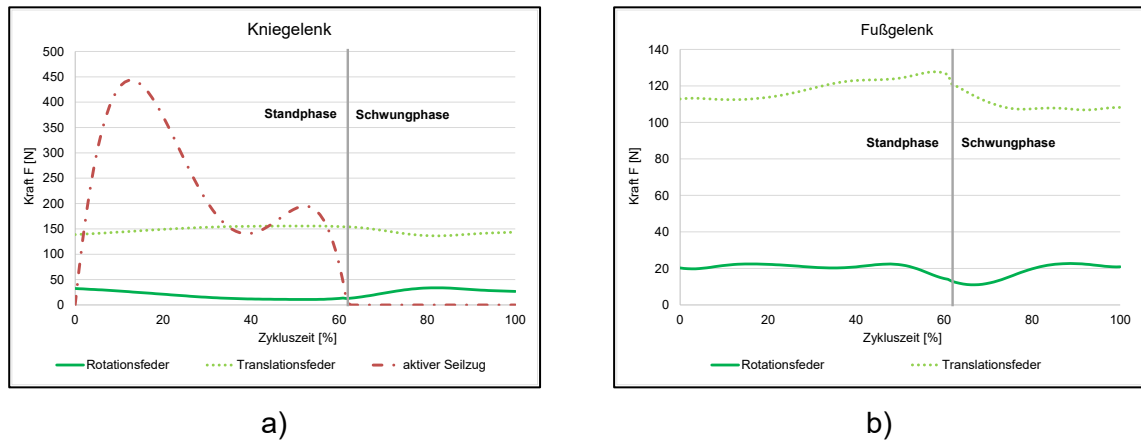


Abbildung 6.7: Kräfteverlauf in den passiven und aktiven Unterstützungselementen während der Bewegung des Aufstieges im a) Kniegelenk (Böhme, Zentner September 2020, S. 48) und b) Fußgelenk

6.2.4 Darstellung der kinematischen und kinetischen Daten

Die kinematischen Daten werden in Form von aufgenommenen Markertrajektorien, dargestellt in Abbildung 6.5 b), implementiert. Für die Berechnung der Gelenkwinkelverläufe werden die realen Marker mit virtuellen gefittet und eine kinematische Optimierung nach Andersen u. a. (2010) durchgeführt. Alle Marker wurden auch hier gleich gewichtet (vgl. Kapitel 5.3.2). Die berechneten Gelenkwinkelverläufe sind der Abbildung 6.8 a) zu entnehmen. Da die hier verwendeten kinematischen Daten im Vergleich mit den Studiendaten aus Anhang 9 qualitativ und quantitativ übereinstimmen, kann ein Ausreißer ausgeschlossen werden.

Die kinetischen Messdaten aus der Abbildung 6.8 b) wurden zeitgleich implementiert und mit einem Tiefpassfilter (2. Ordnung, 5 Hz Butterworth) geglättet. Die gemessene Zykluszeit beträgt 1,11 s, wovon 0,68 s auf die Standphase entfallen und 0,43 s auf die Schwungphase. Die doppelte Standphase wird auch hier vernachlässigt.

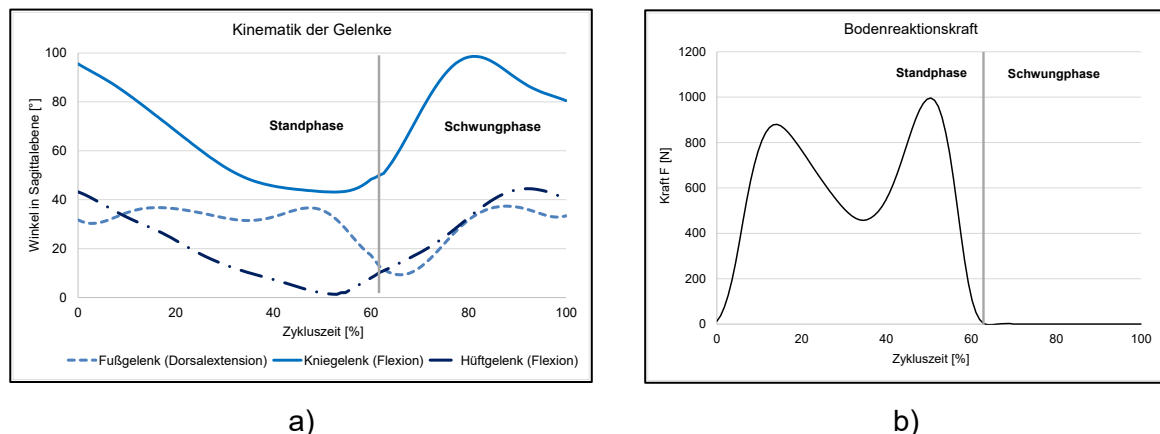


Abbildung 6.8: Verläufe der Gelenkwinkel und der Bodenreaktionskraft: a) Berechnete Gelenkwinkelverläufe des Hüft-, Knie- und Fußgelenkes in der Sagittalebene (Böhme, Zentner September 2020, S. 46); b) Verlauf der mittels Kraftmessplatte gemessenen Bodenreaktionskraft in vertikaler Richtung (Böhme, Zentner September 2020, S. 47)

6.2.5 Berechnung der Unterstützungsmomente

Da die Bewegung durch die biomechanische Messung bekannt ist, können mittels AMS die für die Bewegung erforderlichen Muskelkräfte und -momente durch inverse Dynamik (siehe Anhang 11) berechnet werden (Rasmussen, Damsgaard, Voigt 2001; Brinckmann 2012). Dabei wird der Einfluss der implementierten Unterstützungskräfte entsprechend berücksichtigt.

Der Zyklusbeginn wurde mit dem ersten Kontakt des Fußes auf der Kraftmessplatte definiert. Die Standphase des betrachteten Beines endet, wenn der Kontakt zur Kraftmessplatte gelöst wird, wobei gleichzeitig die Schwungphase beginnt. Das Ende der Schwungphase wurde über die kinematischen Daten der Fersenmarker ermittelt.

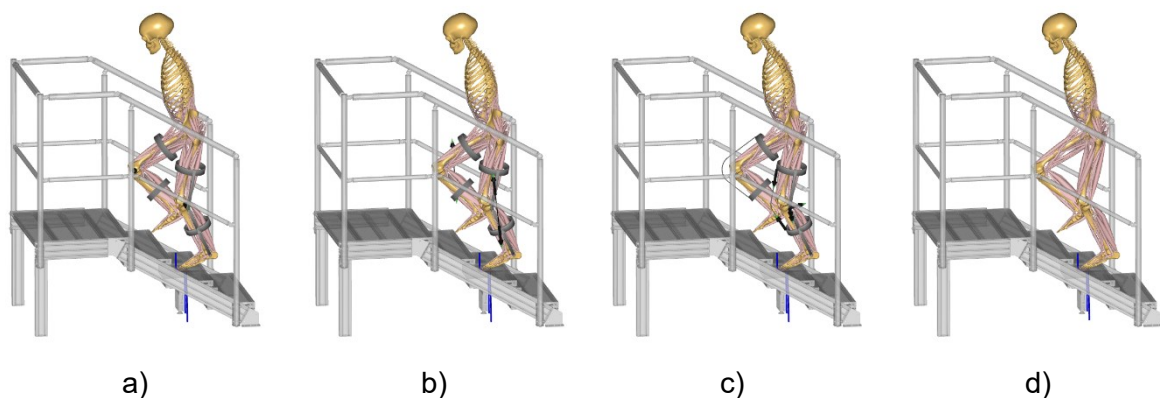


Abbildung 6.9: Simulationsmodelle bei der Berechnung der erforderlichen Drehmomente M_{req} mit Unterstützung im Knie durch a) Rotationsfeder, b) Translationsfeder, c) aktiven Seilzug und d) ohne Unterstützung als Referenz zur Berechnung der Unterstützungsmomente

Um die Unterstützungsmomente M_{exo} zu berechnen wird die Gleichung (6.2) entsprechend umgestellt zu

$$M_{exo} = M_{bio} - M_{req} \quad (6.6)$$

Aus der Gleichung (6.1) folgt, dass das mit AMS berechnete erforderliche Drehmoment M_{req} ohne Unterstützung (Abbildung 6.9 d)) gleich M_{bio} ist. Demnach können für alle Unterstützungsmöglichkeiten die Unterstützungsmomente M_{exo} für Knie- und Fußgelenk nach der aufgezeigten Gleichung (6.6) berechnet werden. Die Ergebnisse können dann gemeinsam mit den ermittelten Bedarfsmomenten aus Abbildung 5.9 dargestellt und analysiert werden.

6.3 Simulationsergebnis

6.3.1 Ergebnis für die Knieextension

Die Unterstützungsmomente für die Knieextension sind in Abbildung 6.10 gemeinsam mit den in Kapitel 5.5 ermittelten Bedarfsmomenten während der Stand- und Schwungphase eines Treppenaufstieges dargestellt. Es können die Unterstützungsmomente im Knie jeweils mit

passiver Unterstützung durch Rotations- und Translationsfedern sowie mit aktiver Unterstützung durch den Seilzug dargestellt und vergleichend analysiert werden.

Eine kinematische und kinetische Analyse des Treppenaufstieges ist bereits in Kapitel 5.3.3 erfolgt, wobei die Subphasen des Aufstieges in Anhang 7 und die kinematischen und kinetischen Verläufe in Anhang 9 gezeigt werden. Der Verlauf des Bedarfsmomentes zeigt, dass die Standphase während des Hochziehens bei 10-30 % Zykluszeit mit mindestens 0,8 Nm/kg (1,8 Nm/kg maximal) unterstützt werden sollte (vgl. Kapitel 5.5.2. und Tabelle 5.6). In der Schwungphase gibt es hingegen keinen evaluierten Bedarf.

Die Translationsfeder bringt über den gesamten Zyklus ein nahezu konstant bleibendes zusätzliches Extensionsmoment von 0,2 Nm/kg auf und unterstützt somit während der Standphase durchgängig. Die Rotationsfeder bringt zu Beginn des Zyklus ein Extensionsmoment von etwa 0,5 Nm/kg auf, welches dann nahezu linear auf 0,2 Nm/kg in der Zyklusmitte abfällt, um dann in der Schwungphase erneut auf 0,5 Nm/kg bei 80 % Zykluszeit anzusteigen. Da bei dem aktiven Seilzug bereits ein an den Bedarf angepasster Verlauf der Unterstützungskraft vorgenommen wurde, unterstützt dieser in den beiden Maxima bei 12 % und etwa 50 % Zykluszeit mit 0,6 Nm/kg beziehungsweise 0,3 Nm/kg entsprechend. In der Schwungphase bleibt der Verlauf bei dem Einsatz der aktiven Unterstützung unverändert.

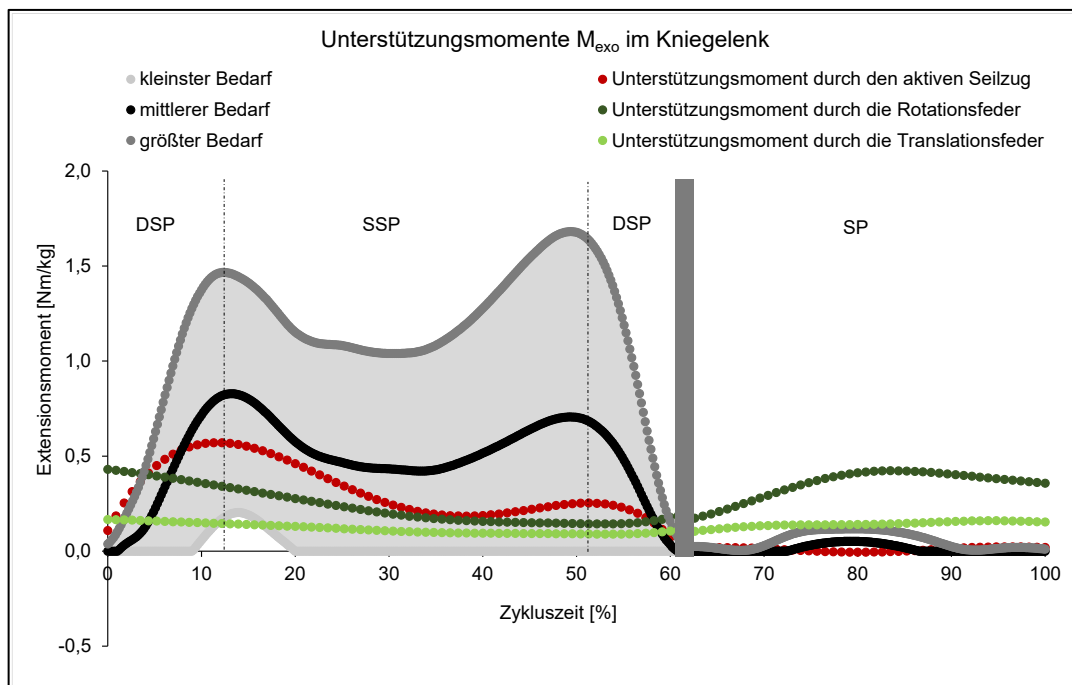


Abbildung 6.10: Unterstützungsmomente M_{exo} im Kniegelenk beim Treppenaufstieg für Stand- und Schwungphase mit aktiver Unterstützung durch den Seilzug (rot) sowie passiver Unterstützung durch Rotationsfeder (dunkelgrün) beziehungsweise Translationsfeder (hellgrün) im Vergleich zu den ermittelten Bedarfsmomenten (schwarz und grau); absolute Zykluszeit 1,11 s; DSP=Doppelte Standphase, SSP=einfache Standphase, SP=Schwungphase; Übergang von Stand- in Schwungphase bei 61,3 % der Zykluszeit

6.3.2 Ergebnis für die Plantarflexion

Die Unterstützungsmomente für die Plantarflexion des Fußes sind in Abbildung 6.11 gemeinsam mit den in Kapitel 5.5 ermittelten Bedarfsmomenten während der Stand- und Schwungphase des Treppenaufstieges dargestellt. Die doppelte Standphase wird auch hier vernachlässigt. Hier können die Unterstützungsmomente im Fuß nur mit passiver Unterstützung durch Rotations- und Translationsfedern dargestellt und vergleichend analysiert werden.

Der Verlauf des Bedarfsmomentes im Fußgelenk zeigt, dass auch hier die Standphase bei etwa 10 % Zykluszeit mit mindestens 0,2 Nm/kg (0,7 Nm/kg maximal) unterstützt werden sollte (vgl. Kapitel 5.5.2. und Tabelle 5.6). In der Schwungphase gibt es hingegen ebenfalls keinen evaluierten Bedarf.

Die Translationsfeder bringt hier über die ersten 70 % des Zyklus ein zusätzliches Extensionsmoment von etwa 0,1 Nm/kg auf, während bei der Schwungphase nahezu kein Unterstützungsmoment auftritt. Die Rotationsfeder bringt hier fast durchgängig über den gesamten Zyklus ein Plantarflexionsmoment von etwa 0,3 Nm/kg auf. Ein Minimum von 0,2 Nm/kg ist hier in der Schwungphase bei 60-70 % Zykluszeit festzustellen.

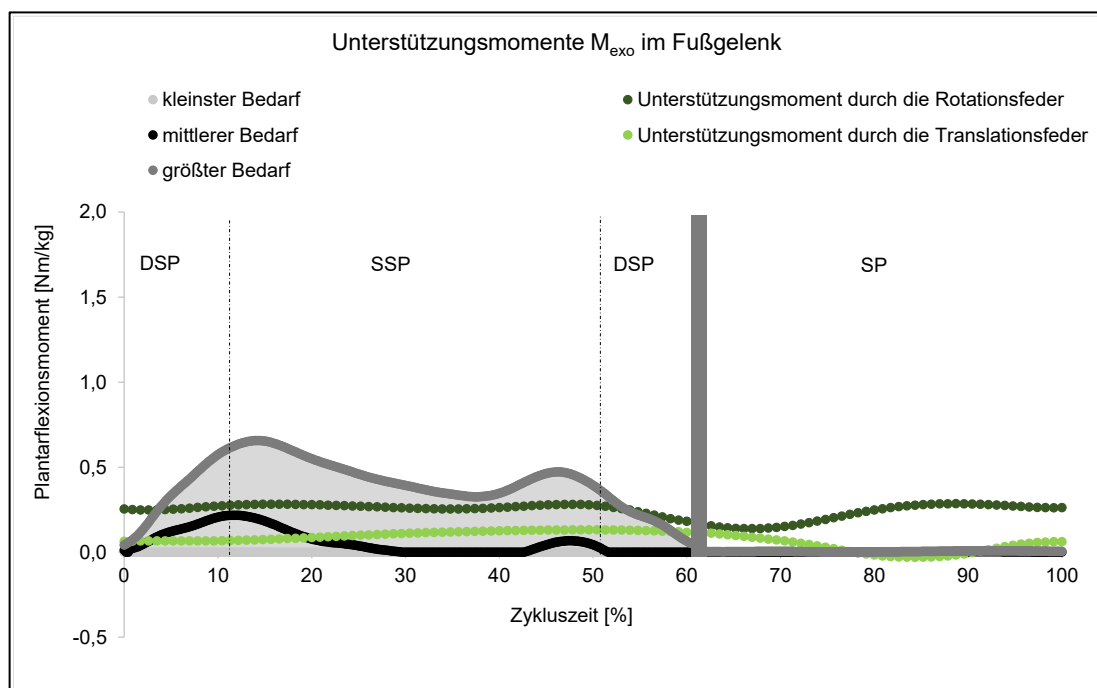


Abbildung 6.11: Unterstützungsmomente M_{exo} im Fußgelenk beim Treppenaufstieg für Stand- und Schwungphase mit passiver Unterstützung durch Rotationsfeder (dunkelgrün) beziehungsweise Translationsfeder (hellgrün) im Vergleich zu den ermittelten Bedarfsmomenten (schwarz und grau); absolute Zykluszeit 1,11 s; DSP=Doppelte Standphase, SSP=einfache Standphase, SP=Schwungphase; Übergang von Stand- in Schwungphase bei 61,3 % der Zykluszeit

6.4 Diskussion der Ergebnisse

Eine kompakte Ergebnisübersicht der berechneten Unterstützungsmomente beider Gelenke befindet sich in Tabelle 6.1.

Tabelle 6.1: Simulationsergebnisse der aktiven und passiven Unterstützungselemente; Trans=Translationsfeder, Rot=Rotationsfeder

Drehmomente [Nm/kg]	Bedarf (in Standphase)		Standphase			Schwungphase		
	Mittel	Maximal	Aktiv	Trans	Rot	Aktiv	Trans	Rot
Knieextension	0,8	1,8	0,6	0,2	0,5	0,0	0,2	0,5
Plantarflexion	0,2	0,7	n/a	0,1	0,3	n/a	0,0	0,3

Sowohl passive als auch aktive Unterstützungsmöglichkeiten können das vom Menschen aufzubringende Gelenkmoment M_{req} beim Treppenaufstieg sowohl im Knie als auch im Fußgelenk verringern. Mit der hier verwendeten aktiven Unterstützung kann eine Verringerung von M_{req} im Knie um bis zu 48 % in der Phase des Hochziehens erreicht werden. Durch die passive Unterstützung ist eine vergleichsweise geringere Unterstützung mit 23 % möglich. Die Rotationsfedern setzen als passive Unterstützungselemente die erforderlichen Gelenkmomente M_{req} in der Standphase auf Kosten der Schwungphase herab, was sich in den zusätzlich aufgebrauchten Extensionsmomenten im Knie (Abbildung 6.10) und den Plantarflexionsmomenten im Fuß (Abbildung 6.11) zeigt. Das gleiche Verhalten zeigt sich bei der Translationsfeder im Knie, wohingegen im Fußgelenk der Einfluss auf die Schwungphase geringer ausfällt. Es zeigt sich jedoch, dass die Translationsfeder mit den simulierten Parametern weder das geforderte Bedarfsmoment im Knie, noch im Fußgelenk erreicht. Das Kniegelenkmoment wird im Durchschnitt in der Schwungphase bei der Translationsfeder um 89 % vergrößert, bei der Rotationsfeder um 160 %. Je stärker die Feder in der Standphase unterstützt, desto stärker muss sie auch in der Schwungphase gespannt werden. Dieses zusätzliche, der natürlichen Bewegung entgegengesetzte, Moment in der Schwungphase könnte wiederum als unangenehm empfunden werden und zu unnatürlichen Bewegungsabläufen führen. Unabhängig davon erfüllen die simulierten passiven Elemente für die Unterstützung des Knies nicht die Mindestanforderungen von 0,8 Nm/kg. Somit ist für eine reine Unterstützung des Extensionsmomentes im Knie beim Treppenaufstieg eine aktive Variante gegenüber der passiven eher geeignet. Eine passive Unterstützung wäre nur geeignet, wenn der durch Federn verursachte Bewegungswiderstand in der Schwungphase gesteuert werden könnte. Ein Beispiel dafür findet sich bereits mit dem C-Brace® im Stand der Technik (siehe Kapitel 2.3.1).

Für die Unterstützung des Fußgelenkes ist festzuhalten, dass die Rotationsfeder die Mindestanforderungen von 0,2 Nm/kg erfüllt, jedoch die Schwungphase ebenfalls mit einem Plantarflexionsmoment beaufschlagt. Die für die Translationsfeder gewählten Parameter erfüllen nicht die Anforderungen, welche für eine Unterstützung gestellt sind. Dennoch ist festzuhalten, dass die Schwungphase im Vergleich zur Rotationsfeder hier wesentlich geringer beeinflusst wird.

Die Rotationsfeder hat im Vergleich zur Translationsfeder nach Abbildung 6.7 einen betragsmäßig geringeren Kraftverlauf, besitzt aber ein für das Knie- und Fußgelenk höheres Unterstützungsmoment M_{exo} , da es direkt im Gelenk angreift. Demnach kann geschlussfolgert werden, dass nicht der Kraftverlauf im Element allein für eine Unterstützung entscheidend ist, sondern auch der vektorielle Anteil der Kraft, der zu einem unterstützenden Drehmoment M_{exo} führt (Böhme, Zentner September 2020, S. 47). Folglich sind die Kraftangriffspunkte ebenso entscheidend wie der Kraftverlauf, welcher wiederum abhängig von Federrate, Vorspannung und der Kinematik der zu unterstützenden Bewegung ist.

6.5 Schlussfolgerung

Da die passiven Unterstützungselemente das Kniegelenk nicht ausreichend unterstützen und die Schwungphase ohne Entkopplung durch diese vermutlich maßgeblich beeinflusst wird, ist die Knieextension aktiv zu unterstützen. Das simulierte Funktionsprinzip der aktiven Unterstützung hat gezeigt, dass zwar auch hier die Anforderungen nicht erfüllt werden, dies allerdings durch Änderung der Parameter einfach ermöglicht werden kann. Beispielsweise ist die Kraft im Seilzug zu erhöhen oder der Abstand des Seilzuges zum Kompromissdrehpunkt, um das resultierende Moment M_{exo} zu erhöhen. Da die Vorteile der aktiven Unterstützung für das Knie überwiegen, sollte für die Entwicklung von eBUS zur Treppenüberwindung mit dieser Unterstützungsmöglichkeit fortgefahren werden und dieses Prinzip weiter konkretisiert werden.

Für das zusätzlich geforderte Plantarflexionsmoment erfüllen die passiven Unterstützungselemente bereits die Mindestanforderungen. Um der Forderung einer minimalen Aktuierung gerecht zu werden, soll hier passiv unterstützt werden. Die Translationsfeder zeigt dabei das Potential, die biomechanischen Anforderungen mit optimierten Parametern zu erfüllen. Der Vorteil im Vergleich zur Rotationsfeder wird hier im geringeren Einfluss auf die Schwungphase gesehen. Inwieweit dieser Einfluss als unangenehm empfunden wird und ob die zum Knie vergleichsweise geringe Unterstützung ergiebig genug ist, soll in experimentellen Tests in Kapitel 8.1.3 untersucht und beschrieben werden.

Auch wenn die Parameter der Unterstützungsmöglichkeiten noch nicht optimiert sind konnte gezeigt werden, dass biomechanische Simulationen bereits in der frühen Entwicklungsphase ein großes Potential bieten, um die Entwicklung frühzeitig auf den Weg mit höchster Erfolgswahrscheinlichkeit zu lenken (Böhme, Zentner September 2020, S. 48). Mit der simulativen Untersuchung der funktionellen beziehungsweise prinzipiellen Lösungsvarianten konnte außerdem gemäß Kapitel 4 eine passive Nutzerintegration erfolgen, da diese Lösungen mittels Menschmodell abgesichert werden konnten, indem die Wechselwirkung der Unterstützungselemente mit dessen Bewegungsapparat untersucht wurde.

7 Synthese prinzipieller eBUS zur Unterstützung der Treppenüberwindung

Obwohl die Forschung und Entwicklung von robotischen Exoskeletten in den letzten Jahrzehnten rasant zugenommen hat (Young and Ferris 2017), konnte kein konsistentes methodisches Vorgehen bei der Konzepterarbeitung für eBUS der unteren Gliedmaßen gefunden werden, welches direkt für ein eBUS zur Überwindung von Treppen angewendet werden kann. Neben der Anforderungsdefinition (Klärung und Definition der Problemstellung), der Gestaltung des Konzeptes und dem Detailentwurf ist der Konzeptentwurf einer der wichtigsten Schritte im Entwicklungsprozess (Pahl u. a. 2007). Er wird sogar als wichtigster Schritt bei der Synthesaufgabe bezeichnet (Budynas, Nisbett, Shigley 2006), da in diesem Schritt die Kosten gering sind, der Einfluss auf die Folgekosten jedoch hoch ist (Fabrycky 1991). Die Klärung und Definition der Problemstellung und die Ausgestaltung sind hingegen gut beschrieben, beispielsweise für Aktuatoren, Sensoren, Energiequellen, Materialien und Kontrollstrategien (Young and Ferris 2017).

Für die Entwicklung von eBUS zur Treppenüberwindung wird in Kapitel 7.1 eine effiziente Methode vorgestellt, mit der ein geeignetes Konzept für ein eBUS der unteren Gliedmaßen zur Unterstützung der erforderlichen Bewegungen gefunden werden kann. Diese Methode besteht aus folgenden sechs Schritten:

1. Erstellen eines Modells des Bewegungsapparates (7.1.1)
2. Anordnung der Antriebe am Modell des Bewegungsapparates (7.1.2)
3. Definieren der (biomechanischen) Anforderungen (7.1.3)
4. Wählen und kombinieren der geeigneten Anordnung(en) der Antriebe am Modell des Bewegungsapparates, um alle geeigneten Lösungen zu erhalten (7.1.4)
5. Eingrenzen der geeigneten Lösungen (7.1.5)
6. Konkretisieren der favorisierten Lösung (7.1.6)

Ausgehend von dem in Abbildung 5.2 b) dargestellten vereinfachten mechanischen Ersatzmodell des unteren Bewegungsapparates können eBUS in der Phase des Systementwurfs prinzipiell entwickelt werden, mit dem Ziel ein technisches Prinzip auszuwählen und zu konkretisieren (vgl. Abbildung 4.4). Die Synthese prinzipieller eBUS kann dabei bereits vor Abschluss der Anforderungsdefinition erfolgen, um einen möglichst vielfältigen Lösungsraum aufzuspannen. Nach Vorstellung der Methode werden die Ergebnisse für die geeigneten prinzipiellen eBUS zur Treppenüberwindung in Kapitel 7.2 präsentiert und anhand der Anforderungen eingegrenzt. Abschließend wird ein favorisiertes Prinzip konkretisiert (Kapitel 7.2.4), welches dann im domänenspezifischen Entwurf und in der Entwicklungsphase der Systemintegration

in einen physischen Demonstrator überführt werden kann (Kapitel 8), indem die geometrisch-stofflichen Eigenschaften aller Komponenten festgelegt werden.

7.1 Methode zur Generierung abstrakter prinzipieller eBUS

7.1.1 Modell des unteren Bewegungsapparates

Für die Anwendung der in Abschnitt 6.1.3 beschriebenen zusätzlichen Drehmomente auf die gesamte untere Extremität wird das in Abbildung 5.2 b) dargestellte vereinfachte Modell für ein Bein verwendet. Bei dieser Methode wird die Sagittalebene als Betrachtungsebene festgelegt (vgl. Abbildung 5.1 a)). Der menschliche Bewegungsapparat kann demnach auf vier Segmente reduziert werden: 1) Oberkörper, 2) Oberschenkel, 3) Unterschenkel, 4) Fuß. Die vier Segmente sind jeweils durch Gelenke (Hüftgelenk, Kniegelenk, Fußgelenk) miteinander verbunden. In der Sagittalebene haben diese Gelenke mit Ausnahme des Kniegelenks einen Freiheitsgrad. Zur Vereinfachung der Beschreibung nehmen wir an, dass das Kniegelenk ein Rotationsgelenk mit einem Freiheitsgrad ist (vgl. Kapitel 5.1.2). Jedes Gelenk kann eine Rotation in zwei Richtungen (rechtsdrehend und linksdrehend) realisieren. In dieser Annahme gibt es folglich sechs Drehmomente M_{bio} , die von den menschlichen Muskeln erzeugt und auch von den Drehmomenten M_{exo} des Exoskelettes unterstützt werden können:

- Hüftextension
- Hüftflexion
- Knieflexion
- Knieextension
- Plantarflexion
- Dorsalextension

7.1.2 Anordnung der Antriebe am Bewegungsapparat

Es ergeben sich 50 Anordnungen von unidirektionalen Antrieben am Bewegungsapparat (vgl. Tabelle 7.1 bis Tabelle 7.3) an einem Bein in der Sagittalebene. Diese entstehen aus den drei Möglichkeiten der Bewegungsunterstützung für ein Gelenk (siehe Kapitel 6.1.3) und deren topologischer Struktur. Die Anordnungen eins bis sechs beinhalten nur koaxiale Drehmomente (blau) und sieben bis 28 sowohl Zugkräfte F_p (rot) als auch Druckkräfte F_c (grün). Bei dieser Betrachtung wird davon ausgegangen, dass der obere Teil des Modells des Bewegungsapparates jeweils fest eingespannt ist und der untere Teil relativ dazu bewegt wird. Der Lösungsraum umfasst nur Lösungen mit zusätzlichem Drehmoment und ohne die Schwerkraftkompensation (Kapitel 6.1.2). Erweiterungen der Lösungen, zum Beispiel durch die Verlängerung der menschlichen Segmente über die Gelenke hinaus, werden hier ebenfalls nicht berücksichtigt.

Tabelle 7.1: Anordnungen der Antriebe zur Unterstützung von einer Bewegung (koaxiales Drehmoment 1-6; Zug-/Druckkraft 7-12)

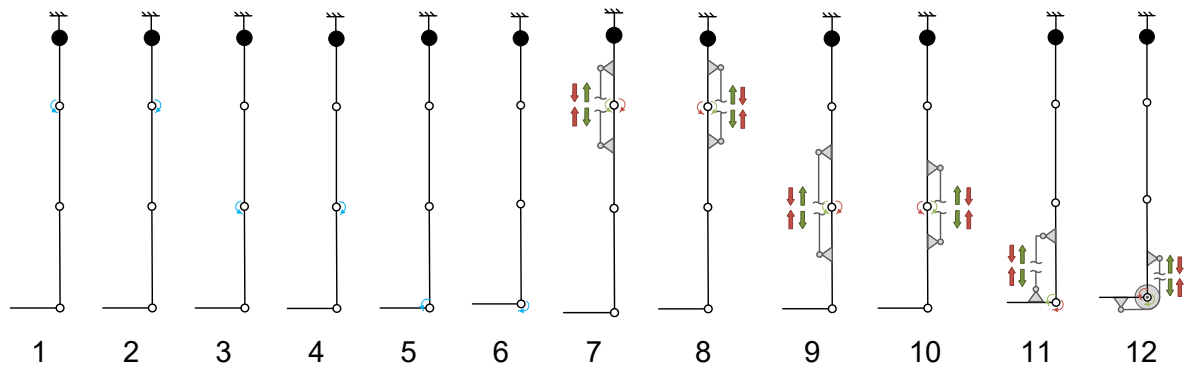


Tabelle 7.2: Anordnungen der Antriebe zur Unterstützung von zwei Bewegungen (Zug-/Druckkraft 13-20)

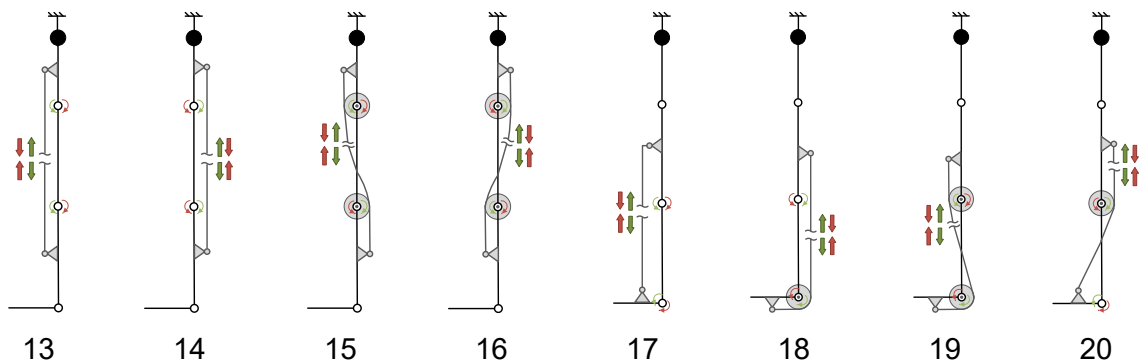
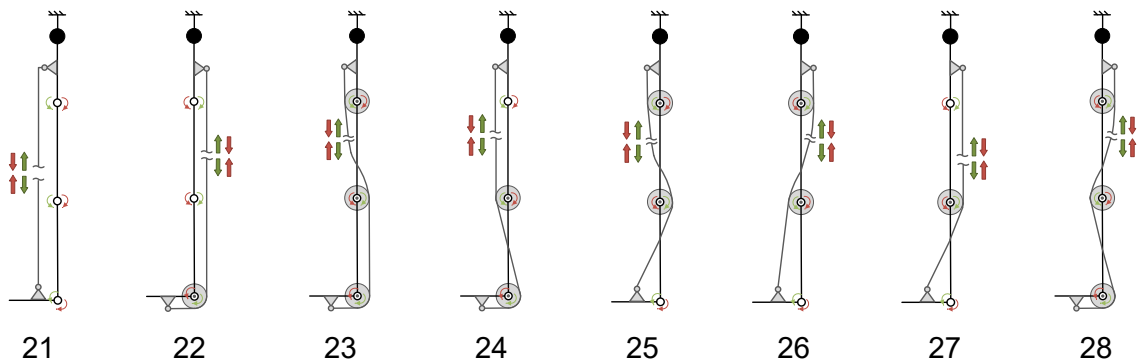


Tabelle 7.3: Anordnungen der Antriebe zur Unterstützung von drei Bewegungen (Zug-/Druckkraft 21-28)



7.1.3 Anforderungen an ein konkretisiertes prinzipielles eBUS

Die Definition der biomechanischen Anforderungen und der Unterstützungsmomente M_{exo} sind für die nachfolgende Auswahl von geeigneten Anordnungen der Antriebe am Bewegungsapparat unabdingbar. Die Anforderungen im Falle der Unterstützung des Treppenauf- und -abstiegs durch ein eBUS wurden bereits in Kapitel 5.5 definiert. Laut Tabelle 5.6 sollten nur die Knieextension und die Plantarflexion für beide Bewegungsfälle unterstützt werden. Dabei sollte die zulässige Kinematik beachtet werden. Des Weiteren sollten relevante Anforderungen

aus Tabelle 4.1, Tabelle 4.2 und Tabelle 4.4 bedacht und gemäß Anhang 4 verfeinert und ergänzt werden.

Die Berücksichtigung der individuellen Anthropometrie der Anwender (vgl. Tabelle 4.1) erfolgt durch die Gelenkabstände zwischen Hüft-, Knie- und Fußgelenk sowie dem Abstand zwischen Fußgelenk und Boden. Weiterhin sollten die Fußlänge, die Fußbreite und unter Umständen auch die Beckenbreite einstellbar sein. Dies könnte durch Teleskopstrukturen und Schieber realisiert werden. Da gewünscht wird, dass das eBUS so einstellbar sein soll, um das 95. Perzentil der Anwender geschlechtsübergreifend abzudecken, wird aus den geschlechtsspezifischen anthropometrischen Daten aus Kapitel 5.1.2 (Tabelle 5.1) ein Unisexmodell erstellt. Die erforderlichen Längeneinstellungen ergeben sich dann aus diesem Modell und sind in Tabelle 7.4 dargestellt.

Tabelle 7.4: Vorzusehende Einstellmöglichkeiten am eBUS, bezogen auf die Distanzen und Abmessungen von Segmenten

Distanzen und Abmessungen	Minimum [mm]	Maximum [mm]	Einstellbare Länge [mm]
Körpergröße (kph)	1576	1911	335
Hüfte-Knie (oslm)	413	538	125
Knie-Fußgelenk (usl)	339	457	118
Fußgelenk-Boden (fh)	59	91	32
Fußbreite (fbp)	81	111	30
Fußlänge (fl)	227	290	63

Eine maximale Körperhöhe von 1,90 m sowie ein maximales Körpergewicht des Anwenders von 100 kg gemäß Tabelle 5.6 entsprechen neben der DIN 33402-2 (S. 9) auch den Anforderungen, die an die meisten Exoskelette gestellt werden (Sanchez-Villamañan u. a. 2019, S. 5).

7.1.4 Auswahl und Kombination der geeigneten Anordnungen der Antriebe

Je nach Anordnung der Antriebe wird abhängig von deren Struktur jeweils eine oder mehrere Bewegungen unterstützt. Wenn die biomechanischen Anforderungen definiert sind und insbesondere die zu unterstützenden Gelenkbewegungen geklärt sind, ist es möglich die geeigneten Anordnungen auszuwählen. Nach erfolgter Auswahl der Antriebsanordnungen, die in Tabelle 7.1 bis Tabelle 7.3 für jede Bewegung dargestellt sind, müssen diese kombiniert werden, um alle geeigneten Anordnungen zu erhalten, welche die Unterstützung aller erforderlichen Bewegungen ermöglichen. Dadurch kann der gesamte Lösungsraum aufgespannt werden. Die Anzahl der Kombinationen des gesamten Lösungsraumes ist von den folgenden Umständen abhängig:

- Anzahl der unterstützten Bewegungen

- Anzahl der unterschiedlichen Gelenke
- Nutzung paralleler Unterstützung

Bei dem Beispiel der Unterstützung des Treppenauf- und -abstiegs gibt es nur zwei Bewegungen, die unterstützt werden müssen. Das Besondere ist, dass die Richtung der aufzubringenden Momente für die Unterstützung des Aufstieges der des Abstieges gleicht, da jeweils nur Knieextension und Plantarflexion unterstützt werden müssen. Dies schränkt die Anzahl der Kombinationen weiter ein. Die Anzahl der unterschiedlichen Gelenke beträgt mit Fußgelenk und Kniegelenk zwei. Die Verwendung einer parallelen Unterstützung pro Gelenk ist für dieses Beispiel nicht zulässig, da davon ausgegangen wird, dass parallele Antriebe die Masse des eBUS erhöhen würden. Dies führt auch zu einem kleineren Lösungsraum.

7.1.5 Eingrenzung geeigneter Lösungen

Im nächsten Schritt können die Vorteile der geeigneten Lösungen identifiziert werden, um den Lösungsraum einzugrenzen. Allerdings sollen die geeigneten Lösungen ohne weitere Konkretisierung beurteilt werden, obwohl oft quantitative Parameter für eine Bewertung fehlen. Daher wurden folgende Parameter, die allerdings nicht unabhängig voneinander sind, für die Beurteilung und Eingrenzung festgelegt:

- Anzahl der Antriebe
- geschätzte Masse
- Abhängigkeiten der erzeugten Momente M_{exo}
- Risiko einer Fehlausrichtung
- Umsetzbarkeit der anzustrebenden Massenverteilung

Die Implementierung von Kräften erfordert aufgrund zusätzlicher Komponente zusätzliche Massen, insbesondere im Vergleich zum kollinearen Drehmoment. Demgegenüber ist das Risiko einer Fehlausrichtung im Falle des kollinearen Drehmoments vermutlich höher. Ebenso wird die Umsetzbarkeit der anzustrebenden Massenverteilung hier als schlechter eingeschätzt. Die Anzahl der Antriebe beeinflusst direkt die geschätzte Masse. Im Allgemeinen wird eine geringe Masse des Exoskelettes angestrebt (Chen u. a. 2016). Wenn unterschiedlich große Drehmomente M_{exo} erzeugt werden sollen, ist eine Unabhängigkeit dieser zu bevorzugen. Ist die Eingrenzung der geeigneten Lösungen anhand dieser Kriterien nicht zufriedenstellend, wird empfohlen, weitere quantitative Anforderungen und Wünsche zu definieren.

7.1.6 Konkretisierung der favorisierten Lösung

Um die favorisierte Lösung zu konkretisieren, muss entschieden werden, ob das System mit einer rigiden oder weichen Struktur ausgeführt werden soll (siehe Kapitel 2.2). Weiterhin ist zu bestimmen, ob die Bewegungen durch passive oder aktive Antriebe zu unterstützen sind (vgl.

Kapitel 6). Schließlich sollten die notwendigen Befestigungskomponenten der Schnittstelle definiert werden. Bei der konkreten Anordnung der Antriebe und der Befestigungskomponenten der Schnittstelle ist eine geeignete Massenverteilung im Rahmen der definierten weichen oder rigiden Struktur zu berücksichtigen. Wenn eine rigide Struktur gewählt wird, müssen die DOF des Bewegungsapparates berücksichtigt werden.

Weiche und rigide Struktur

Um die Wahl der allgemeinen Struktur zu erleichtern, wurden die folgenden Vor- und Nachteile von weichen und rigiden Strukturen identifiziert (Chiaradia u. a. 2019; Sanchez-Villamañan u. a. 2019) und in Tabelle 7.5 festgehalten.

Tabelle 7.5: Vor- und Nachteile von weichen und rigiden Strukturen (Chiaradia u. a. 2019; Sanchez-Villamañan u. a. 2019)

	Vorteil	Nachteil
weich	Kompatibel mit menschlicher Kinematik	Erzeugt Scherkräfte auf menschliche Segmente
	Potential für verbesserte Sicherheit, Effizienz, Komfort und Funktionalität	Verformung der Weichteile
	Geringes Gewicht und niedriger Energieverbrauch	eng dimensioniert auf Körpergröße und Körperform des Anwenders
	Ideal für mobile Anwendungen	begrenzte Drehmomente und Geschwindigkeiten, die das System auf den menschlichen Körper übertragen kann
rigide	Höhere Drehmomente und Geschwindigkeiten, die das System auf den menschlichen Körper übertragen kann	Fehlausrichtungen sind wahrscheinlicher, mit negativen Auswirkungen auf Funktionalität, Komfort und Sicherheit des Benutzers
	höhere Bandbreite und Effizienz	

Des Weiteren gibt es zwei verschiedene Arten von rigiden Strukturen: unilaterale und bilaterale. Bilaterale Exoskelette weisen tendenziell eine höhere Masse auf als unilaterale. In der Übersicht von Sanchez-Villamañan u. a. (2019) reicht das Gewicht von bilateralen Exoskeletten von 4,2 kg bis 35 kg mit einem Durchschnittsgewicht von 18,56 kg. Während unilaterale Exoskelette mit Massen von 0,87 kg bis 4,5 kg und einem Durchschnittsgewicht von 2,52 kg charakterisiert sind. In beiden Fällen sollten die zu wählenden DOF des eBUS beachtet werden. Eine Übertragung von Kräften und Bewegungen auf den menschlichen Körper kann nur erreicht werden, wenn die Bewegungsübertragung zwangsläufig ist (Hagedorn, Rankers, Thonfeld 2009, S. 15). Die Bedingung für den Zwangslauf F einer kinematischen Kette, die aus der Struktur von eBUS und Mensch besteht, kann durch die Grüblersche Gleichung (Grübler 1917) für räumliche Getriebe mit

$$F = 6 * (n - 1 - g) + \sum_{i=1}^g b_i \quad (7.1)$$

und ebene Getriebe mit

$$F = 3 * (n - 1 - g) + \sum_{i=1}^g b_i \quad (7.2)$$

berechnet werden. Dabei ist n die Anzahl der Glieder (beispielsweise Oberschenkel, Unterschenkel oder Glieder des eBUS), g die Anzahl der Gelenke (beispielsweise Kniegelenk des Menschen, Gelenk des eBUS oder Anbindungsstellen zwischen Mensch und eBUS) und b_i die Beweglichkeit eines einzelnen Gelenks i . Jedoch erfolgt die mechanische Kopplung zwischen exoskelettalem BUS und Mensch in der Realität durch Weichgewebe. Das kann dazu führen, dass die Nachgiebigkeit der Schnittstelle eine nahezu uneingeschränkte Bewegung ermöglicht, zumindest für einen begrenzten Bewegungsbereich (Bartenbach 2017, S. 11). Ergo ist die Einschränkung beziehungsweise Zulassung von Bewegungen auch von der Nachgiebigkeit des Weichgewebes abhängig, welche wiederum von der Lage der Schnittstelle und von Muskelkontraktionen des Anwenders abhängig sein kann (vgl. (Bartenbach 2017, S. 11)).

Dennoch sollten die DOF der Exoskelettstruktur den DOF des menschlichen Körpers möglichst entsprechen (Yang u. a. 2008). Dies kann durch die Verwendung von geeigneten Gelenken und/oder nachgiebigem Material erreicht werden.

Passive und aktive Antriebe

Die Auswahl der geeigneten Antriebe ist von diversen Parametern abhängig. Zum Beispiel können die Antriebe als nachgiebige Aktuatoren (seriell elastische Aktuatoren, Aktuatoren mit variabler Steifigkeit und pneumatische Aktuatoren) oder als starre Aktuatoren klassifiziert werden (Sanchez-Villamañan u. a. 2019). Bei dieser Methode geht es nicht darum den richtigen Aktuator auszuwählen, der das geforderte Drehmoment oder die geforderte Kraft bereitstellt, sondern um das passende Antriebskonzept. Es wird also nur zwischen den folgenden Kategorien entschieden:

- Energiequelle (aktiv, passiv)
- Wirkprinzip (rotatorisch, translatorisch)
- Wirkrichtungen (unidirektional, bidirektional)

Ein Aktuator benötigt immer eine externe Energiequelle. Der passive Antrieb kann die Energie der menschlichen Bewegung speichern und die gespeicherte Energie bei Bedarf abgeben. Dies kann durch mechanische Komponenten, wie beispielsweise Federn, realisiert werden. Rotationsantriebe können das benötigte Drehmoment direkt als koaxiales Drehmoment, ohne die Verwendung eines Getriebes, an das menschliche Gelenk übertragen. Sanchez-Villamañan u. a. (2019) erwähnen, dass ein rotatorischer Aktuator oft in Kombination mit einem Zugmittel verwendet wird, um Zugkräfte zu erzeugen. Allerdings werden auch Verdrillantriebe (TSA) vermehrt eingesetzt (Müller u. a. 2015; Zhao u. a. 2019a). Translatorische Aktuatoren

können entweder Zug- oder Druckkräfte (unidirektional) oder Zug- und Druckkräfte (bidirektional) erzeugen. Auf seriell oder parallel elastische Aktuatoren, die nach Grimmer u. a. (2012) gewisse Vorteile mit sich bringen können, soll hier nicht weiter eingegangen werden.

Befestigungskomponenten der Mensch-eBUS-Schnittstelle

Die Befestigungskomponenten der Schnittstelle sind notwendig, weil das vom eBUS erzeugte externe Drehmoment M_{exo} beziehungsweise die Kraft auf den menschlichen Körper übertragen werden muss. Bei den Komponenten handelt es sich häufig um Bänder, Manschetten, Gurte und orthopädische Komponenten (Sanchez-Villamañan u. a. 2019). Die Komponenten beeinflussen den Komfort und definieren auch den Befestigungsmechanismus, der auf die Zeit des An- und Ablegens einwirkt. Da die Form eher Teil der Ausgestaltung ist, wird sich hier nur auf die Anzahl der Befestigungskomponenten pro Segment konzentriert, um die konzeptionelle Lösung zu konkretisieren. Ausgehend von dem menschlichen Gelenk, das Unterstützung benötigt, sollten eine oder mehrere Befestigungskomponenten zumindest am benachbarten distalen und proximalen menschlichen Segment angebracht werden.

Günstige Anbindungsstellen und maximal zulässige Drücke

Um die Befestigungskomponenten lokal festzulegen und diese nachfolgend gestalten zu können, werden günstige und ungünstige Anbindungsstellen an den menschlichen Körper in Abbildung 7.1 dargestellt. Die blau markierten Bereiche sind einem Handbuch zu Orthesen (Böckh 2018) entnommen und beziehen sich auf empfohlene Stellen zum Befestigen von eBUS. Aus Pons (2008, S. 127–163) sind die rot markierten Stellen entnommen, welche für eine Anbindung vermieden werden sollten. An den grünen Punkten haben Muttray u. a. (2014) Druckschmerzmessungen vorgenommen, die Einblick in die Schmerzempfindlichkeit und die zulässigen Kräfte an diesen Stellen geben.

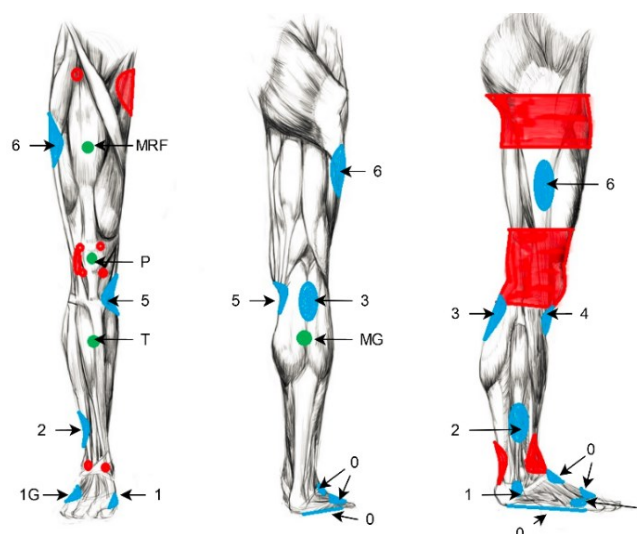


Abbildung 7.1: Günstige (blau) und ungünstige (rot) Anbindungsstellen am unteren Bewegungsapparat (links=frontal, mitte=rückseitig, rechts=Seitenansicht) in Anlehnung an Böckh 2018; Muttray u. a. 2014; Pons 2008, S. 127–163 mit Messpunkten (grün) zur Ermittlung der Druckschmerzschwellen nach Muttray u. a. (2014); MRF=Musculus rectus femoris, P=Patella, T=Tibia, MG= Musculus gastrocnemius

Nachfolgend werden die in Abbildung 7.1 dargestellten empfohlenen Anbindungsstellen für eine KAFO am Körper beschrieben (Böckh 2018, S. 3):

- 0 „Um ausschließlich Bewegung im oberen Sprunggelenk zuzulassen wird der Fuß durch die Sohle und den beiden darüber liegenden Anlagestellen fixiert.“
- 1 „Die Anlagestellen der Fußinnenseite befinden sich auf der Ferse und am Zehengrundgelenk. Mit dem Gegenhalt 1G oberhalb und seitlich an den Mittelfußknochen stützen und fixieren die drei Anlagestellen den Fuß.“
- 2 Abstützung oberhalb des äußeren Knöchels.
- 3 Befestigung großflächig am höchsten Punkt der Wade.
- 4 Anbindung unterhalb der Kniescheibe, auf der Schienbeininnenseite. Dabei muss darauf geachtet werden, dass knöcherne Strukturen vermieden werden und die Befestigung nicht innerhalb des Bewegungsbereiches liegt.
- 5 Mediale seitliche Abstützung unterhalb des Kniegelenks.
- 6 Abstützung an der Außenseite und oberhalb des Kniegelenks.

Die Druckschmerzschwellen (PPT; Pressure pain threshold) beschreiben die Grenze, ab der eine Person unter Einfluss von Druck Schmerz empfindet (Pons 2008, S. 134). Die PPT von Personen variieren allerdings mit vielen Einflussfaktoren, wie beispielsweise Alter oder Geschlecht, weshalb keine genaue Einordnung möglich ist. Laut Pons (2008, S. 135) gibt es zwei unterschiedliche Methoden mit Druck auf den menschlichen Körper umzugehen, was nicht in einem angenehmeren Tragekomfort resultieren muss:

- Der Druck wird auf kleine Flächen mit hoher Schmerztoleranz konzentriert, um damit die empfindlicheren Teile zu entlasten.
- Damit der Druck reduziert wird, wird die angreifende Fläche so groß wie möglich gewählt.

PPT im Median und als maximale Werte sind nach Muttray u. a. (2014, S. 42) für die vier Messstellen aus Abbildung 7.1:

- Musculus rectus femoris (MRF): 52 N | 157 N
- Patella (P): 57 N | 156 N
- Tibia (T): 48 N | 161 N
- Musculus gastrocnemius (MG): 61 N | 149 N

Grundsätzlich sollten Anbindungsstellen rund um die Gelenke vermieden werden, um diese nicht einzuschränken, sowie an knöchernen Strukturen, Sehnen und oberflächlichen Gefäßen und Nerven (Pons 2008, S. 135). Ebenso sollte das Bein zirkulär umfasst werden (Böckh 2018,

S. 3). Aus diesem Grund sind bei der Gestaltung die Umfänge der Segmente des unteren Bewegungsapparates (DIN 33402-2, S. 24–25) zu beachten (siehe Tabelle 5.1).

Anzustrebende Massenverteilung

Die zusätzliche Masse von eBUS kann den Nutzer auf unterschiedliche Weise beeinflussen. Zum Beispiel muss der Nutzer die zusätzliche Masse des eBUS tragen, wenn die Last nicht auf den Boden übertragen wird. Nach Bartenbach (2017, S. 9) kann ein eBUS den Massenschwerpunkt der Person erheblich verändern. Um dies zu vermeiden, sollte die Masse des eBUS entsprechend der Massenverteilung der menschlichen Segmente verteilt werden und die Schwerpunkte von exoskelettalem BUS und menschlichem Segment möglichst kongruent sein (Tabelle 7.6). Für die Mittelwerte nach Tabelle 7.6 ergibt sich pro Segment folgende anzustrebende prozentuale Massenverteilung: 65 % Oberschenkelsegment, 26 % Unterschenkelsegment, 9 % Fußsegment. Darüber hinaus erfordert das Beschleunigen größerer Massen ein höheres Drehmoment. Daher sollte die Platzierung von zusätzlichen Massen an distalen Segmenten vermieden oder zu proximalen Segmenten verlagert werden, idealerweise in Richtung des Körperschwerpunktes. Für die konzeptionelle Gestaltung von eBUS des unteren Bewegungsapparates sollten die zusätzlichen Massen folglich eher am Oberschenkel angebracht werden.

Tabelle 7.6: Massenverteilung des menschlichen Beines bezogen auf das Gesamtkörpergewicht im Mittelwert (MW) nach W= Wirhed, Danguillier, Dotter 2001, S. 117 sowie D= DEMPSTER 1955, C= Clauser, McConville, Young 1969 und Z= Zatsiorsky, Seluyanov 1983 zitiert nach Brinckmann (2012, S. 233ff.)

		MW	Min	Max	W	D	C	Z
Relative Segmentmasse bezogen auf das Körpergewicht [%]	Oberschenkel	11,4	9,7	14,2	11,4	9,7	10,3	14,2
	Unterschenkel	4,5	4,0	5,3	5,3	4,5	4,0	4,3
	Fuß	1,5	1,4	1,8	1,8	1,4	1,5	1,4
Abstand des Massenschwerpunkts vom proximalen Gelenk [%]	Oberschenkel	42,3	37,2	45,5	43,0	43,3	37,2	45,5
	Unterschenkel	41,0	37,1	43,3	43,0	43,3	37,1	40,5
	Fuß	46,7	42,9	55,8	43,0	42,9	44,9	55,8

7.2 Ergebnisse für die prinzipiellen eBUS zur Treppenüberwindung

7.2.1 Ausgewählte Antriebsanordnungen

Die geeigneten Antriebsanordnungen zur Erfüllung der biomechanischen Anforderungen sind in Anhang 12 grau hinterlegt. Anordnungen mit dem Index p beinhalten Zugkräfte und die mit c Druckkräfte. Zur Unterstützung der Knieextension sind die Anordnungen 4, 9p und 10c geeignet, für die Plantarflexion 5, 12p und 11c. Die Anordnungen 19p und 20c unterstützen sowohl die Knieextension als auch die Plantarflexion. Damit ergeben sich acht Antriebsanordnungen, die ausgewählt werden konnten.

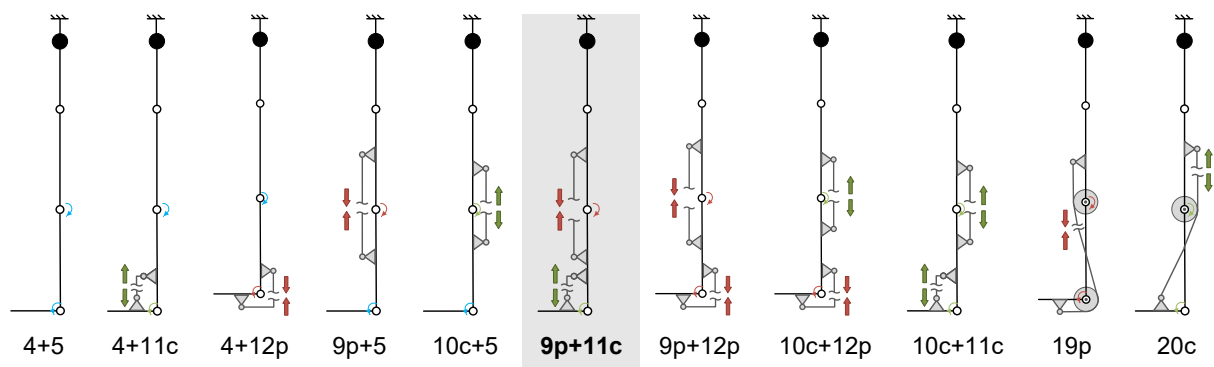
7.2.2 Geeignete kombinierte Antriebsanordnungen

Da parallele Aktuatoren vermieden werden sollten gibt es durch die Kombination der ausgewählten Antriebsanordnungen nur drei weitere geeignete Anordnungen. Folglich existieren insgesamt elf Antriebsanordnungen zur Unterstützung von Auf- und -abstieg, die in Tabelle 7.7 dargestellt sind.

7.2.3 Eingegrenzte geeignete Lösungen

Das erforderliche Drehmoment M_{exo} zur Unterstützung der Knieextension unterscheidet sich von der Unterstützung der Plantarflexion (vgl. Abbildung 5.9). In diesem Fall ist eine Unabhängigkeit der erzeugten Drehmomente M_{exo} erforderlich, sodass die Anordnungen 19p und 20c nicht mehr geeignet sind. Weil das Risiko einer Fehlausrichtung so gering wie möglich zu halten ist und die zusätzlichen Massen (der Aktuatoren) eher am proximalen Ende des Oberschenkels angebracht werden sollten, sind die Aktuatoren mit koaxialem Drehmoment im Kniegelenk (4+5; 4+11c; 4+12p) auszuschließen. Da die Untersuchung in Kapitel 6 gezeigt hat, dass eine Translationsfeder einer Rotationsfeder im Fußgelenk vorzuziehen ist, sollen die Kombinationen 9p+5 und 10c+5 nicht weiterverfolgt werden. Bei den Kombinationen 9p+12p und 10c+12p wird angenommen, dass in weiteren Konkretisierungen durch die zusätzliche Befestigung am unteren Ende des Fußsegments die Komplexität erhöht wird. Aufgrund der übergeordneten Anforderung, dass das eBUS schnell und möglichst von vorn anzulegen ist (vgl. Kapitel 4.4.2), sollen die Bereiche in posteriorer Richtung freigehalten werden. Es besteht demzufolge die Möglichkeit, den Antrieb in lateraler oder medialer Richtung anzubringen, um den posterioren Raum frei zu halten, was jedoch die Komplexität der Gestalt und vermutlich auch die Masse erhöhen würde. Da die Knieextension laut Kapitel 6 aktiv zu unterstützen ist und sich für unidirektionale Bewegungen Rotationsantriebe und Zugmittel eignen (vgl. Kapitel 7.1.6), soll die Kombination 10c+11c ebenfalls nicht weiterverfolgt werden. Daher wird die Kombination 9p+11c zur weiteren Konkretisierung favorisiert, da auch hier die Antriebe von vorne herein in anteriorer Lage anzubringen sind. Die favorisierte geeignete Lösung ist in Tabelle 7.7 dargestellt und grau hinterlegt.

Tabelle 7.7: Resultierende Antriebsanordnungen für eBUS zur Treppenüberwindung mit favorisierter Lösung (grau)



7.2.4 Konkretisierte favorisierte Lösung

Das favorisierte konkretisierte Konzept zur Unterstützung des Treppenauf- und -abstiegs ist als technisches Prinzip in Abbildung 7.2 dargestellt.

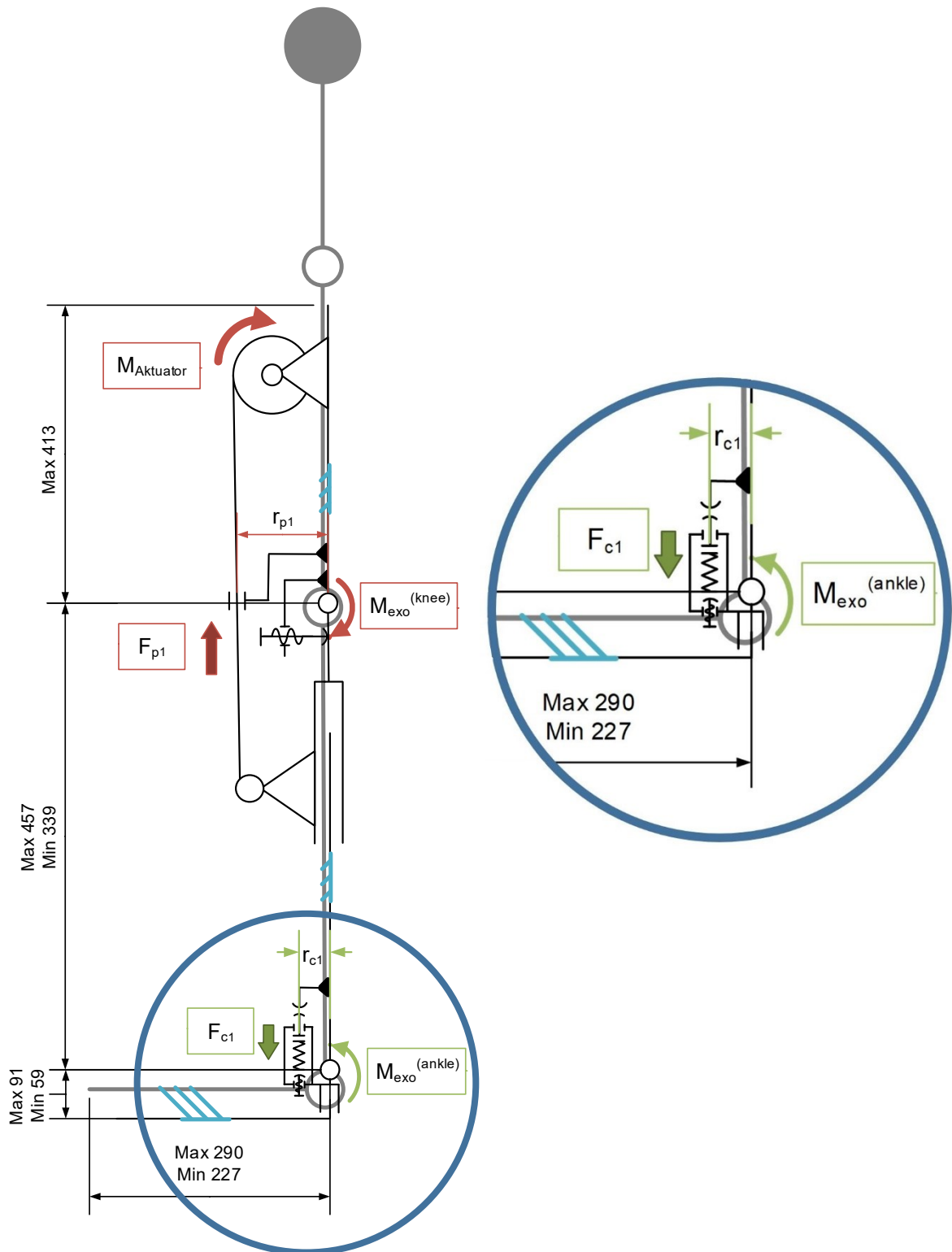


Abbildung 7.2: Konkretisierte favorisierte Lösung als technisches Prinzip (schwarz) mit einer einstellbaren unilateralen rigiden Struktur und der Antriebsanordnung zur Unterstützung des Treppenauf- und -abstiegs, die am vereinfachten Modell des Bewegungsapparates (grau) durch drei Befestigungskomponenten (hellblau) angebracht sind; Detailansicht des passiven Antriebes und der dortigen Einstellmöglichkeiten (dunkelblau)

Aufgrund des hohen Drehmoments M_{exo} im Kniegelenk wird die gewählte Antriebsanordnung 9p+11c mit einer rigiden unilateralen Struktur konkretisiert (vgl. Tabelle 7.5), um auch eine geringstmögliche Masse des eBUS zu erhalten. Um die gewünschten DOF zu berücksichtigen und das Risiko einer Fehlausrichtung zu minimieren, muss darauf geachtet werden, dass die Kniegelenksachse des eBUS coaxial zu dem durch Nietert (1975) definierten Kompromissdrehpunkt des menschlichen Knies liegt (Greitemann, Baumgartner 2007, S. 56). Eine Rückverlagerung des Kniegelenkes, wie es bei Patienten mit gelähmtem Quadrizeps angewendet wird, würde zwar die Stabilität erhöhen, jedoch die Mobilität einschränken (Greitemann, Baumgartner 2007, S. 55 f.). Da das eBUS nur kurzzeitig getragen wird, soll der Einsatz eines monozentrischen Kniegelenkes für erste Untersuchungen als ausreichend befunden werden. Nach der Gleichung (7.2) ergibt sich jedoch bei ebener Betrachtung mit sechs Getriebegliedern (menschlicher Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß sowie Oberschenkel-, Unterschenkel- und Fußsegment des eBUS), sieben Gelenken (menschliches Knie- und Fußgelenk, Knie- und Fußgelenk des eBUS und drei starre Anbindungen pro Segment) und jeweils einer Beweglichkeit der vier Rotationsgelenke ein negativer Zwangslauf von $F=-2$. Aus diesem Grund sollten Knie- und Fußgelenke des eBUS coaxial mit denen des Menschen sein, um ungewünschte Relativbewegungen und eventuell resultierende Scherkräfte zu minimieren. Da das Gehen mit eBUS möglich sein muss (vgl. Tabelle 4.4), sollte ein Abrollen über die Zehengelenke nicht eingeschränkt werden (vgl. Kapitel 5.1.2). Folglich sollte die Fußsohle nur bis zum Zehengelenk reichen oder aus einem nachgiebigen Material bestehen.

Die Untersuchung der prinzipiellen Unterstützungsmöglichkeiten in Kapitel 6 hat gezeigt, dass die Knieextension aktiv und die Plantarflexion passiv durch eine Translationsfeder (Druckfeder) unterstützt werden sollte. Die konkretisierte Lösung ermöglicht einen einfachen Wechsel der Federn mit unterschiedlichen Federraten sowie eine einstellbare Vorspannung der Feder. Im Kniegelenk soll der Aktuator am proximalen Ende des Oberschenkels befestigt und mit einem Zugmittel versehen werden, um die erforderliche Zugkraft F_p zu erzeugen. Da keine bidirektionale Betätigung erforderlich ist, bietet sich die Verwendung eines Rotationsmotors mit Bowdenzug an. Weiterhin wird ein fester Abstand zwischen dem Bowdenzug und dem Kniegelenk durch ein externes Segment realisiert, welches an der Schiene des Oberschenkels angebracht wird. Somit ist eine kniewinkelunabhängige Einleitung des Unterstützungsmomentes M_{exo} möglich, was die Gleichung (6.4) vereinfacht und folglich die Regelung des Systems. Entsprechend der Gleichung (6.4) können die Drehmomente M_{exo} für Knie- und Fußgelenk wie folgt beschrieben werden:

$$\vec{M}_{exo}^{(Knie)}(\varphi) = \vec{F}_{p_1}(\varphi) \times \vec{r}_{p_1} \quad (7.3)$$

$$\vec{M}_{exo}^{(Fu\beta)}(\varphi) = \vec{F}_{c_1}(\varphi) \times \vec{r}_{c_1} \quad (7.4)$$

Für den Oberschenkel, den Unterschenkel und den Fuß wird jeweils eine Befestigungskomponente für die Schnittstelle benötigt, da eine Unterstützung im Knie und im Fußgelenk erfolgt. Hier soll unter Berücksichtigung der Anbindungsstellen aus Abbildung 7.1 jeweils eine umschließende Befestigungskomponente pro Segment verwendet werden. Um die individuelle Anthropometrie des Benutzers zu beachten ist es möglich, die Abstände zwischen Knie- und Fußgelenk sowie zwischen Fußgelenk und Boden über Schieber einzustellen. Auch die Position der Befestigungskomponente der Schnittstellen von Oberschenkel und Unterschenkel ist justierbar. Ein maximaler Abstand von 413 mm zwischen dem Kniegelenk und dem proximalen Ende der Oberschenkelschiene wird benötigt, um alle 3 DOF im Hüftgelenk zu ermöglichen. Auf diese Weise wird in jedem Fall vermieden, dass bei den kleinsten Anwendern nach Tabelle 7.4 das proximale Ende der Schiene die Bewegungen in der Frontalebene beeinträchtigt.

Mit der favorisierten konkretisierten Lösung kann unter Voraussetzung von kongruenten Achsen die gewünschte Kinematik ermöglicht werden. Der genaue Bewegungsbereich ist abhängig von der Detailgestaltung des Knie- und Fußgelenks selbst. Der Bereich des Knieextensionswinkels kann durch einen einstellbaren Anschlag verändert werden.

7.3 Diskussion des generierten technischen Prinzips

Die dargestellte Methode ermöglicht es, alle abstrakten technischen Prinzipien von eBUS für die untere Extremität zu finden. Durch die angenommene Bewegungsunterstützung mit zusätzlichen Drehmomenten und deren drei generellen Möglichkeiten, diese Drehmomente M_{exo} zu erzeugen, konnten die 50 Antriebsanordnungen definiert werden. Diese sind wiederum kombinierbar, was weitere relevante Lösungen offenbart. Für die Auswahl der geeigneten Antriebsanordnungen sollten zunächst die biomechanischen Anforderungen bekannt sein.

Der größte Vorteil der vorgestellten Methode besteht darin, in einer frühen Entwurfsphase alle konzeptionellen Entwürfe von Unterstützungssystemen für eine definierte Bewegung zu finden. Im Falle einer abstrakten Arbeitsweise sind die investierten Ressourcen sehr gering, was sowohl Zeit als auch Kosten spart.

Mit dem Ziel geeignete Antriebsanordnungen zur Unterstützung des Treppenauf- und -abstiegs zu finden, wurde die vorgestellte Methode angewendet. Die elf resultierenden Anordnungen sind jedoch zu vielfältig, um alle zu konkretisieren und in weiteren Schritten eine Ausgestaltung vorzunehmen. Die Auswahl geeigneter Lösungsvarianten reduziert den Aufwand, sich auf alle Lösungen zu konzentrieren (Pahl u. a. 2007).

Ein wesentlicher Nachteil betrifft die reine Betrachtung von Drehmomenten in der Sagittalebene, da die DOF der Gelenke in anderen Ebenen nicht berücksichtigt werden. Dies könnte

bei praktischen Untersuchungen ein zentrales Problem im Vergleich zur reinen konzeptionellen Auslegung darstellen. Ein weiterer Nachteil betrifft die Annahmen bei der Auswahl geeigneter Lösungen, da die Werte der Parameter bei fehlenden quantitativen Werten geschätzt werden. So kann es passieren, dass optimalere Lösungen nicht favorisiert werden. Auch für die Auswahl des geeigneten Antriebskonzepts oder die Wahl der allgemeinen Struktur ist dieses Vorgehen nicht ideal. Es gibt in der aktuellen Forschung keinen konkreten Grenzwert für Unterstützungsmomente, bei dem der Einsatz von weichen Strukturen nicht mehr empfohlen wird. Des Weiteren bleiben bei der Anordnung der Antriebe Erweiterungen, beispielsweise durch die Verlängerung der menschlichen Segmente über Gelenke hinaus, unberücksichtigt. Auch werden mögliche Lösungen mit Schwerkraftkompensation in dieser Methode nicht erwähnt und bereits eher ausgeschlossen.

Dennoch konnte als Ergebnis ein technisches Prinzip zur Unterstützung des Treppenauf- und -abstiegs erstellt werden, womit die Phase des Systementwurfs beendet ist (vgl. Abbildung 4.4). In weiteren Entwicklungsschritten ist es nun möglich das entstandene technische Prinzip in der domänenspezifischen Entwurfsphase zu gestalten, da die einzelnen Komponenten noch nicht konkretisiert wurden. In den nächsten Entwicklungsschritten können folglich der Aktuator, der das Drehmoment $M_{\text{exo}}^{\text{Knie}}$ erzeugt, sowie die Parameter der Feder zur Erzeugung von $M_{\text{exo}}^{\text{Fuß}}$ durch die erforderlichen Unterstützungsmomente definiert werden. Somit können die Abstände r_{p1} und r_{c1} sowie alle weiteren Längeneinstellungen definiert werden. Durch das Konzept kann der individuelle Unterstützungsbedarf durch angepasste Zugkräfte F_p oder durch die Verwendung unterschiedlicher Federraten oder Vorspannungen berücksichtigt werden. Optional kann die Feder auch vollständig weggelassen werden, falls die gewünschte Wirkung nicht erreicht wird. Dies wirkt sich nicht auf die Funktion des restlichen Systems aus.

Des Weiteren ist es möglich, die Schnittstelle zwischen Mensch und eBUS nachträglich zu gestalten. Der individuelle Komfort kann durch die einstellbare Position der Befestigungskomponenten der Schnittstelle berücksichtigt werden. Außerdem ist die betrachtete Massenverteilung nach Tabelle 7.6 erreichbar, wenn die Massenschwerpunkte der eBUS-Segmente mit den Massenschwerpunkten von Oberschenkel beziehungsweise Unterschenkel übereinstimmen.

Insgesamt ist das konkretisierte technische Prinzip aufgrund des minimalen Antriebskonzeptes, des geringeren geschätzten Gewichts und der Anpassbarkeit ein guter Ausgangspunkt für die Ausgestaltung und Detailkonstruktion aller erforderlichen Komponenten. Diese sind insbesondere der Antrieb, die Energieversorgung sowie die Schnittstellenkomponenten am Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß des Menschen.

8 Komponenten und physischer Aufbau von eBUS

Mit der Kenntnis eines technischen Prinzips können nun alle erforderlichen Komponenten ausgewählt oder gestaltet werden. Ziel ist es, einen ausgestalteten und funktionsfähigen Demonstrator zu erhalten, der alle aufgestellten Anforderungen erfüllt. Daher wird in diesem Kapitel der domänenspezifische Entwurf und die Entwicklungsphase der Systemintegration beschrieben (vgl. Abbildung 4.4). Da laut dem Entwicklungsablauf eine Iterationsschleife durchlaufen wurde, soll eingangs nur kurz auf die Gestalt eines ersten Demonstrators eingegangen werden (Kapitel 8.1). Dieser erste Demonstrator erfüllt bewusst nicht alle bisher aufgestellten Anforderungen, weil vorerst die Funktionsweise und die Nutzermeinungen zum allgemeinen Konzept ermittelt werden sollen. Um den Nutzer aktiv in den Entwicklungsprozess zu integrieren, wurde der erste Demonstrator in diversen Ausstellungen gezeigt. Somit konnte ein Nutzerfeedback erfolgen, aus dem sich weitere Anforderungen für die Gestalt eines zweiten Demonstrators ableiten lassen. Nachfolgend wird in Kapitel 8.2 auf den physischen Aufbau, die Dimensionierung von relevanten Komponenten, die Massenverteilung und die Funktionsweise eines zweiten Demonstrators eingegangen. Abschließend wird am zweiten Demonstrator eine Fehlermöglichkeits- und Einflussanalyse (FMEA) durchgeführt, um die Risiken des eBUS zu identifizieren und bei Bedarf Maßnahmen zur Risikominderung einzuleiten. Letzteres ist im Hinblick auf die in Kapitel 9 durchzuführenden Experimente mit Demonstrator relevant.

8.1 Demonstrator 1.0

8.1.1 Physischer Aufbau

Ein erster Demonstrator wurde für das linke Bein mit der CAD-Software Catia V5-6 R2018 virtuell gestaltet und anschließend real integriert. Der physische Gesamtaufbau ist in Abbildung 8.1 dargestellt und mit Positionsnummern versehen.

Charakteristisch für die Gestalt sind das Oberschenkelsegment (1), Unterschenkelsegment (2) und das Fußsegment (3). Diese wurden mittels Schmelzschichtverfahren (FDM Titan™, Fa. Stratasys, USA) aus PC-ABS (Fa. Alphacam) gefertigt. Das Anlegen an das Bein des Nutzers erfolgt, indem das Bein von hinten in das geöffnete eBUS (siehe Abbildung 8.1 b)) geführt wird und die magnetischen Verschlüsse (4) (SNAP BUCKLE flat 40, Fa. Fidlock) geschlossen werden. Die Anbindungsstellen sind allesamt gepolstert. Das Oberschenkelsegment besteht aus zwei Halbschalen und die posteriore Schale ist mittels lateralem Scharnier beweglich. Das Unterschenkelsegment besteht, ebenso wie das Fußsegment, aus einer Halbschale.

Der unilaterale Aufbau besteht aus Gelenksystemen mit Schienen der Fa. Orthosystems. Für das Kniegelenk (5) wurde das Liber-Extensor-N 34 (Böckh 2018, S. 11–12) (bestehend aus EN AW-7075) und für das Fußgelenk (6) das Shuttle-Uno-Front (Böckh 2018, S. 13–14) (bestehend aus EN AW-7019) verwendet.

Die Unterstützung der Plantarflexion erfolgt durch den Einsatz von Druckfedern, welche im Fußgelenk integriert sind und mit verschiedenen Maximalkräften von 355 N, 520 N oder 910 N in der Feder zu unterschiedlichen Widerständen der Dorsalextension führen. Das führt mit einem anterioren Abstand von r_{c1} gleich 0,03 m zur Fußgelenksachse nach der Gleichung (7.4) zu Plantarflexionsmomenten von 11 Nm, 16 Nm beziehungsweise 27 Nm. Dadurch werden die nach Tabelle 5.6 geforderten 20 Nm erfüllt. Die Knieextension wird durch die am Oberschenkel platzierte Motor-Getriebe-Kombination (7) (BLDC-Motor: EC 90 flat, 90 W; Getriebe: GP52 C) der Fa. maxon motor mit integriertem Encoder unterstützt, indem ein Bowdenzug (8) mit einer Zugkraft beaufschlagt wird. Diese Zugkraft kann mit einem eigens entwickelten Zugkraftsensor (9) gemessen werden. Ein Drucksensor (FSR 402, Fa. Interlink Electronics) ist in der Fußsohle integriert, um die Standphase zu identifizieren. Die Motoransteuerung (10) erfolgt mit einer EPOS2 70/10 (Fa. maxon motor, Schweiz), welche Signale von einem extern angeschlossenen PC erhält. Die Energieversorgung erfolgt mit 24 V über ein DC Labor-Schalt-Netzteil (PeakTech® 6226). Ein posterior am Oberschenkelsegment angebrachter Brems-Chopper (DSR 70/30, Fa. maxon motor, Schweiz) ist zwischen Motorsteuerung und Energieversorgung angebracht. So kann überschüssige elektrische Energie beim Bremsvorgang des Motors in thermische Energie umgewandelt werden. Das Gewicht dieses Demonstrators beträgt 4,4 kg. Ausgenommen davon sind die Massen des Labor-Schalt-Netzteils und PCs.

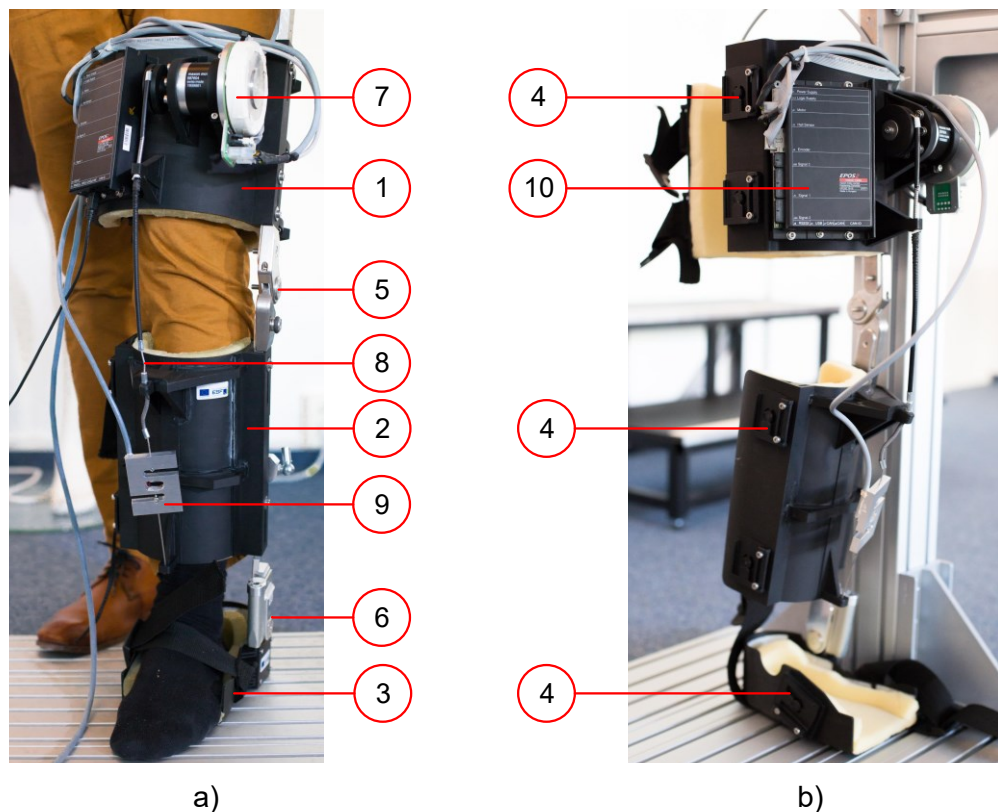


Abbildung 8.1: Demonstrator 1.0: a) angelegt am linken Bein und b) im anlegebereiten Zustand in einer Halterung; (1) Oberschenkelsegment, (2) Unterschenkelsegment, (3) Fußsegment, (4) magnetische Verschlüsse, (5) Kniegelenk, (6) Fußgelenk, (7) Motor-Getriebe-Kombination, (8) Bowdenzug, (9) Zugkraftsensor, (10) Motorsteuerung

8.1.2 Nutzerfeedback

Das exoskelettale BUS in Gestalt eines ersten Demonstrators wurde in diversen Veranstaltungen der Öffentlichkeit präsentiert (Tabelle 8.1). So konnten die potentiellen Nutzer aktiv in den Entwicklungsprozess eingebunden werden und ihr Feedback abgeben (vgl. Kapitel 4). Der Demonstrator konnte unter einem Haftungsausschluss angelegt und getestet werden, in der eigens geplanten Ausstellung in Leipzig an einer zweistufigen Treppe. Somit konnten durch Beobachtungen und mündlichen Dialog Schwachstellen des Demonstrators identifiziert werden, um Anforderungen an einen zweiten Demonstrator abzuleiten und zu präzisieren. Bei den Ausstellungen in Leipzig und Berlin konnten die Besucher ihre Einschätzungen zusätzlich schriftlich per Feedbackbogen hinterlassen, wovon insgesamt 30 Besucher Gebrauch gemacht haben. Die Mehrheit der Befragten bewertete ein derartiges eBUS für den Alltag sehr positiv, weshalb sich eine gute Akzeptanz der Nutzer gegenüber dem eBUS als gestaltetes Konzept abzeichnet. Neben einzelnen Aspekten sollten allgemein die Bedienbarkeit und Handhabung verbessert sowie das gesamte eBUS hinsichtlich des Gewichts reduziert werden. Die Unterstützung der Knieextension wurde nach Aussagen der Anwender wahrgenommen, die Federwirkung im Fußgelenk wiederum nicht.

Tabelle 8.1: Öffentliche Präsentationen des Demonstrator 1.0 (bpb= Bundeszentrale für politische Bildung, WiD= Wissenschaft im Dialog)

Titel	Veranstalter	Veranstaltungsart	Datum	Ort
KITT–KI-Talks & Teams	TH Köln	Barcamp	06.06.2019	Köln
OK oder KO? KI = Visionäre Kraft oder disruptive Macht?	bpb	Projektpräsentation	01.07.2019	Berlin
Interaktive Werkstatt	HTWK Leipzig	Ausstellung	19.-23.08.2019	Leipzig
Ideenschmiede KI	WiD	Ausstellung	05.-14.09.2019	Berlin
Fachtagung für Wissenschaftskommunikation	WiD	Forum	10.-12.12.2019	Essen

8.1.3 Abgeleitete Anforderungen an den Demonstrator 2.0

Die in den Ausstellungen und Befragungen ermittelten Anforderungen fließen mit denen aus Beobachtungen und eigenen Tests zusammen. Daraus ergeben sich folgende umzusetzende Maßnahmen:

- Integration einer mobilen Energieversorgung
- höherer Integrationsgrad durch kompaktere Komponente und günstigere Anordnung
- Integration von IMU an jedem Segment für Regelung erforderlich
- Integration des Regelcomputers am Oberschenkelsegment
- offene Elektronik durch trennende Schutzeinrichtungen unzugänglich machen

- erhöhte Steifigkeit der Ober- und Unterschenkelsegmente erforderlich
- Form des Oberschenkelsegmentes sollte konisch sein
- die hintere Halbschale des Oberschenkelsegmentes ist durch geeignetere Befestigungskomponente zu ersetzen, mit dem Ziel kleinere Oberschenkelumfänge zu berücksichtigen
- Polsterung mit geringerer Nachgiebigkeit verwenden, was eine Verbesserung der Kraftübertragung in der Schnittstelle zur Folge haben soll
- Schutz vor rotierenden Bauteilen durch trennende Schutzeinrichtungen
- Änderung der Gestalt des Unterschenkelsegmentes für eine Eignung bezüglich großer Wadenumfänge
- Integration von redundanten Drucksensoren in der Fußsohle
- optimieren der lateralen und medialen Verstellung des Fußsegmentes in Frontalebene
- Abrollen über Zehengelenk durch flexible Sohle ermöglichen
- DOF des unteren Sprunggelenkes durch nachgiebiges Material zulassen, um Bewegungen in der Frontalebene zur Erhöhung des Komforts zu ermöglichen
- Verschlusssystem am Fußsegment optimieren, sodass sich Nutzer mit den Händen maximal bis zur Wade bücken muss

8.2 Demonstrator 2.0

8.2.1 Physischer Aufbau

Die Systemarchitektur des Demonstrators 2.0 gleicht der des ersten Demonstrators, da er ebenfalls als unilaterales und rigides System aufgebaut ist, jedoch für beide Beine. Das eBUS für das rechte Bein ist symmetrisch zum linken eBUS mit der durch die Körpermitte laufenden Sagittalebene als Symmetrieebene (vgl. Abbildung 5.1 a)). Jede Komponente ist somit am eBUS pro Bein verbaut, wodurch die beiden Systeme eigenständig und autark funktionieren. Zur Vereinfachung wird in den folgenden Abschnitten immer nur auf ein eBUS eingegangen. Des Weiteren soll das Steuerungssystem weniger im Detail erläutert werden, dafür aber das Betriebsteil (DIN EN ISO 12100, S. 62).

Der physische Aufbau kann in sieben übergeordnete Baugruppen eingeteilt werden (siehe Abbildung 8.2, Anhang 17, Anhang 18). Das Oberschenkelsegment, das Unterschenkelsegment und das Fußsegment sind die Schnittstellenkomponenten für das menschliche Bein. Darüber hinaus gibt es auf der lateralen Seite Schienen, welche die genannten Schnittstellenkomponenten miteinander verbinden. Das verwendete Gelenk- und Schienensystem ist identisch zum ersten Demonstrator und bietet die Option, verschiedene Federn zur Unterstützung der Plantarflexion einzusetzen (vgl. Kapitel 8.1). Das Oberschenkelsegment ist an der Oberschen-

kelschiene befestigt, die über das Kniegelenk mit der oberen Unterschenkelschiene verbunden ist. An dieser ist die untere Unterschenkelschiene sowie das Unterschenkelsegment befestigt. Am distalen Ende der unteren Unterschenkelschiene befindet sich ein Rotationsgelenk mit einem DOF, das idealerweise koaxial zum Sprunggelenk sein sollte. Dieses Rotationsgelenk ist ebenfalls mit der Fußschiene verbunden, an der wiederum das Fußsegment des eBUS montiert ist. Aufgrund der Abmessungen und der eingesetzten Materialien ist das Fußsegment nachgiebig, um ein Abrollen des Fußes und seitliche Bewegungen in der Frontalebene zu ermöglichen (vgl. Kapitel 8.1.3).

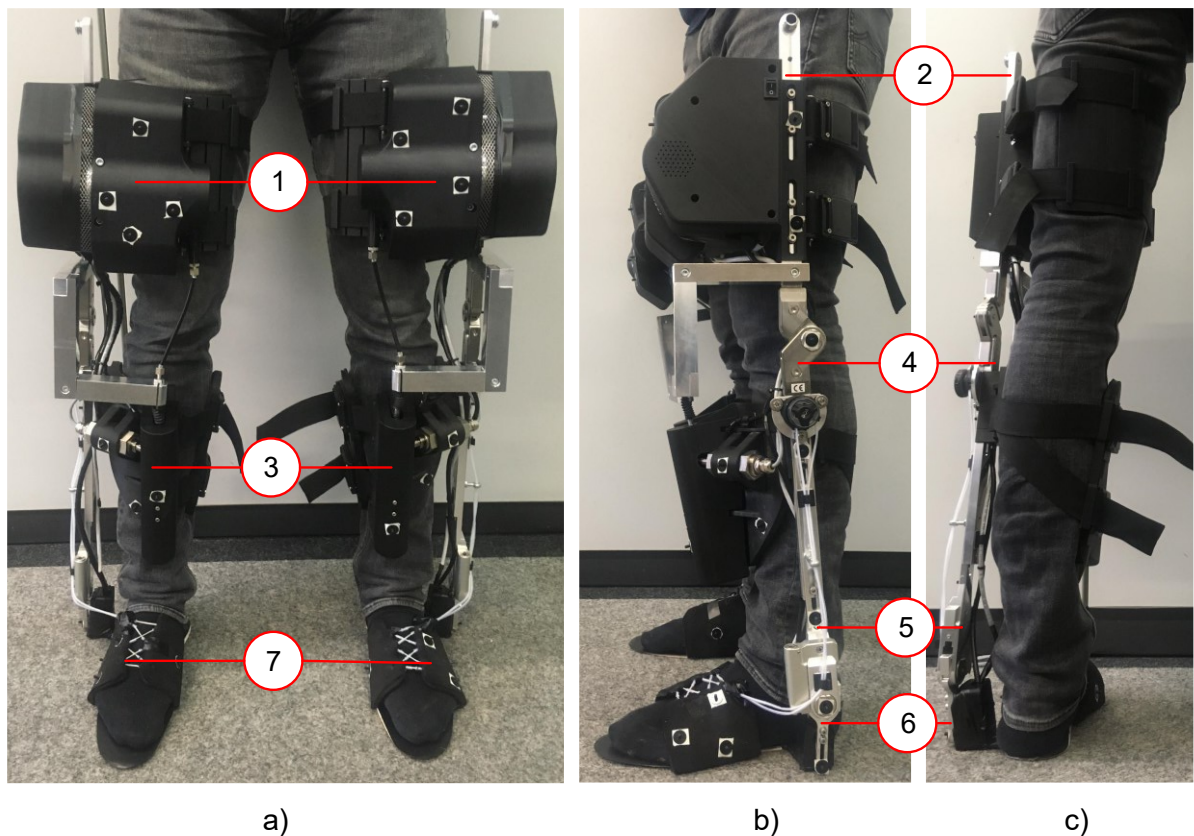


Abbildung 8.2: Demonstrator 2.0: a) angelegt an beiden Beinen in Frontalebene und b) in Sagittalebene, c) angelegt am linken Bein in Rückansicht; (1) Oberschenkelsegment, (2) Oberschenkelschiene, (3) Unterschenkelsegment, (4) obere Unterschenkelschiene, (5) untere Unterschenkelschiene, (6) Fußschiene, (7) Fußsegment

8.2.2 Dimensionierung einzelner Komponente

Antriebsdefinition

Ausgehend von dem technischen Prinzip (siehe Abbildung 7.2) ergibt sich die erforderliche maximale Seilkraft durch umstellen der Gleichung (7.3) mit festgelegtem Abstand von r_{p1} gleich 0,1 m und den in Tabelle 5.6 geforderten beziehungsweise gewünschten Werten zu

$$\text{Forderung: } \vec{F}_{SeilF}^{(Knie)} = \frac{\vec{M}_{exo}}{\vec{r}_{p1}} = \frac{0,8 \frac{Nm}{kg} * 100 kg}{0,1 m} = 800 N \quad (8.1)$$

$$\text{Wunsch: } \vec{F}_{SeilW}^{(Knie)} = \frac{\vec{M}_{exo}}{\vec{r}_{p_1}} = \frac{1,8 \frac{Nm}{kg} * 120 kg}{0,1 m} = 2160 N \quad (8.2)$$

Um die in der Gleichung (8.1) ermittelten Anforderungen zu erfüllen wird ein Edelstahlseil mit einer Mindestbruchkraft von 1700 N und 1,5 mm Durchmesser als Konstruktion 7x7 gewählt, womit ein Kompromiss aus maximaler Zugfestigkeit und Flexibilität eingegangen wird. An dieser Stelle wird bereits deutlich, dass die Erfüllung der Wünsche nach der Gleichung (8.2) auch für die weitere Dimensionierung problematisch wird. Um der geforderten Leistung von 100 W gerecht zu werden (vgl. Tabelle 5.6), wird ein Antrieb mit einem Leistungsvermögen von 150 W gewählt. Die gewünschten 240 W mit 2,0 W/kg bei 120 kg sind nur mit Antrieben höherer Masse realisierbar, was der übergeordneten Anforderung eines minimalen Antriebes entgegensteht. Daher besteht die gewählte Motor-Getriebe-Kombination für den zweiten Demonstrator aus einem BLDC-Motor (EC 60 flat) mit integriertem Encoder (Encoder MILE 4096 Impulse, 2 Kanal mit Line Driver) und einem dreistufigen Planetengetriebe (GP 52 C) der Fa. maxon motor. Die Motor-Getriebe-Kombination ist in Abbildung 8.4 dargestellt, dessen Parameter sind in Anhang 13 zu finden. Der Radius der an der Antriebswelle befindlichen Seilrolle wird auf 0,015 m festgelegt. Folglich ergibt sich durch das Dauerdrehmoment unter Berücksichtigung des Wirkungsgrades eine mögliche Seilkraft von 1500 N (bei zulässiger kurzzeitiger Überlast 2250 N). Die Forderungen gemäß Tabelle 5.6 werden somit erfüllt.

Energieversorgung

Um die mobile Energieversorgung für den zweiten Demonstrator zu dimensionieren, kann die erforderliche Energie nach der Gleichung (8.3) berechnet werden. Der Energiebedarf der Bewegung kann in Anlehnung an Winter (2009, S. 146) durch Integration des Leistungsverlaufes des Knies (P_{defAuf} , P_{defAb}) aus Abbildung 5.8 über den gesamten Zyklus berechnet werden. Dabei wird angenommen, dass keine Energie aus dem Bewegungsvorgang rekuperiert werden soll und für die Unterstützung des Abstieges folglich Energie benötigt wird. Berücksichtigt werden die Wirkungsgrade von Motor μ_M und Getriebe μ_G , die Masse des Körpers ($m_{Körper}$) sowie die Anzahl der zu überwindenden Stufen (Anz_{Stufen}). Da mit einem Zyklus zwei Stufen überwunden werden, ergibt sich ein Divisor von zwei sowie ein Umrechnungsfaktor von 3600, um das Ergebnis in Wattstunden zu erhalten. Die Reibung am Gelenk des eBUS, die Seilreibung und die Seilspannarbeit sollen für diese erste Dimensionierung vernachlässigt werden.

$$W_{Gesamt} = \left(\int_{t_1=0}^{t_{Zyklus}} P_{bedAuf}(t) dt + \int_{t_1=0}^{t_{Zyklus}} P_{bedAb}(t) dt \right) * \frac{1}{\mu_M * \mu_G} * \frac{m_{Körper}}{2 * 3600} * Anz_{Stufen} \quad (8.3)$$

Die mittleren und maximalen Energiebedarfe wurden jeweils mit den Zykluszeiten von den jungen und älteren Probanden aus Kapitel 5 für Aufstieg und Abstieg berechnet und werden zusammen mit den Gesamtergebnissen in Anhang 14 dargestellt. Die Wirkungsgrade sind dem Anhang 13 zu entnehmen. Die Anzahl der Stufen ergeben sich aus der vorgesehenen Zweckbestimmung (Kapitel 4.2) mit 13 Stufen und 30 Auf- und Abstiegen zu 390. Somit konnte ein maximaler Energiebedarf von 17,3 Wh beim gewünschten Körpergewicht von 120 kg und dem maximalen Leistungsbedarf ermittelt werden. Um der Forderung einer Schutzkleinspannung (max. 60 V Gleichstrom) nach DIN EN ISO 13482 (S. 20) gerecht zu werden, wird die Nennspannung U_{Nenn} auf 24 V festgelegt. Somit ergibt sich eine minimal erforderliche Kapazität von 0,72 Ah. Da weitere Stromverbraucher wie Steuerung, Sensorik oder Motoransteuerung in dieser ersten Dimensionierung nicht mitberücksichtigt wurden, wird ein Energiespeicher mit einer speicherbaren Energie von 73 Wh gewählt. Der gewählte Energiespeicher besteht aus sieben Lithium-Ionen-Zellen (Samsung INR18650 - 29 E) des Typs 7S1P der Fa. FRIWO Gerätebau (Anhang 13), dargestellt in Abbildung 8.4.

Auslegung der Schnittstellenkomponente

Um eine unzureichende Haltbarkeit funktionsrelevanter Bauteile des eBUS auszuschließen (vgl. Tabelle 4.1), werden die kraftübertragenden Ober- und Unterschenkelsegmente des eBUS mittels FEM unter Verwendung von Ansys® Academic Research Mechanical R15 ausgelegt. Um zufriedenstellende Ergebnisse in Form von zulässigen Spannungen zu erhalten, wird nach dem TOTE-Modell vorgegangen (Miller, Galanter, Pribram 1960). Wenn die Ergebnisse die Forderungen nicht erfüllen, wird eine Geometrieangepassung vorgenommen und anschließend wieder getestet. Erst nach Erhalt akzeptabler Ergebnisse wird die Iterationsschleife verlassen. Die einzelnen Schritte sind in Anlehnung an Gebhardt (2011, S. 114) die

1. Implementierung der Materialdaten (Technische Daten)
2. Implementierung und Aufbereitung der Modellgeometrie (Geometrie)
3. Vernetzung des Modells und Festlegung von Kontakten (Modell)
4. Definition der Lagerung und Belastungen (Setup)
5. Lösen der Gleichungen (Lösen)
6. Berechnung und Interpretation der Ergebnisse (Ergebnisse).

Die technischen Daten sind in Anhang 15 dargestellt und für Ober- und Unterschenkelsegmente identisch, da beide Bauteile aus PC-ABS bestehen. Die Geometrie der zu analysierenden Bauteile wurde aus Catia V5-6 R2018 in Ansys® Workbench™ 2.0 implementiert und mit dem Ansys® DesignModeler™ aufbereitet. Um den Lasteintrag so realistisch wie möglich zu modellieren wurden die Motor-Getriebe-Kombination sowie der Kraftsensor modelliert und mit

den entsprechenden Bauteilen zu jeweils einer Bauteilgruppe vereint. Die beiden Modelle wurden mit den in Anhang 15 beschriebenen Elementen vernetzt. Bei der Vernetzung wurde darauf geachtet, dass die Elemente in kritischen Bereichen eine Schiefe (Skewness) von kleiner als 0,9 besitzen, um eine akzeptable Netzqualität zu erhalten (Ansys® Help 2013). Nach erfolgter Netzkonzvergenzstudie für beide Modelle wurden die Netze, mit einer relativen Spannungsänderung von weniger als 3 %, für ausreichend gut befunden. Das Setup beider Modelle ist in Anhang 16 dargestellt. Implementiert wurden die beiden Kräfte, die bei der Antriebsdefinition berechnet wurden (siehe S. 97). An dieser Stelle soll auch der kritischste Lastfall betrachtet werden. Dieser tritt auf, wenn sich der Nutzer während der Treppenüberwindung vollständig vom System unterstützen lässt. Die maximalen Knieextensionsmomente sind dann beim Abstieg vorzufinden und betragen 2,1 Nm/kg (siehe Anhang 10). Daraus folgen Seilkräfte von 2100 N nach der Gleichung (8.1) beziehungsweise 2520 N nach der Gleichung (8.2). Somit wurden jeweils vier verschiedene externe Kräfte (siehe Anhang 15) zur Auslegung der Schnittstellenkomponenten implementiert. Nach Lösen der beiden Modelle mittels PCG-Löser wurden die Ergebnisse ausgewertet (Anhang 15). Von Interesse ist die Vergleichsspannung nach von Mises, welche durch anzuwendende Gestaltänderungsenergiehypothese als Ergebnisgröße ausgewertet wird (Wittel 2011, S. 39). Für den Lastfall von 2520 N sind die Spannungsverläufe für beide Modelle in Abbildung 8.3 dargestellt. Abschließend erfolgte die Berechnung der vorhandenen Sicherheit nach Wittel (2011, S. 37) gegen Bruch und Verformung (siehe Anhang 15).

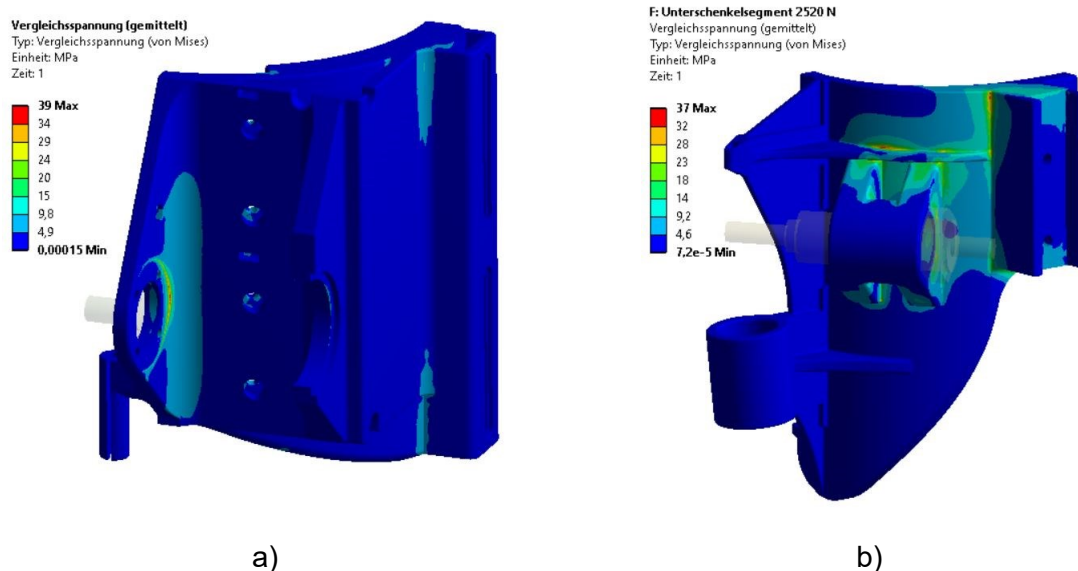


Abbildung 8.3: Darstellung der berechneten Spannungsverläufe (von Mises) bei einer angreifenden Kraft von 2520 N für a) das Oberschenkelsegment und b) das Unterschenkelsegment

Die Ergebnisse aus Anhang 15 zeigen, dass die gewählte Geometrie beider Segmente bruch-sicher sind, die auftretenden Spannungen bei den Lastfällen von 2520 N sowie 2100 N die Streckgrenze von 36 MPa allerdings überschreiten und irreversible Verformungen somit nicht

mehr ausgeschlossen werden können. Bei dem Lastfall von 1700 N, angelehnt an die Mindestbruchkraft des Stahlseiles, sowie bei der geforderten Kraft von 800 N nach der Gleichung (8.1) treten lediglich elastische Verformungen auf. Die berechneten Sicherheiten gegen Verformungen betragen 1,7 für das Oberschenkelsegment und 2,6 für das Unterschenkelsegment bei letzterem Lastfall.

8.2.3 Massenverteilung

Die Gesamtmasse des eBUS beträgt pro Bein 6,1 kg. Einzelne Segmentmassen sind Anhang 17 und Anhang 18 zu entnehmen. Die am Oberschenkel befestigten Komponenten weisen in Summe eine Masse von 4,4 kg (72 % der Gesamtmasse; angestrebt: 65 %) auf, die am Unterschenkel 1,5 kg (24 % der Gesamtmasse; angestrebt: 26 %) und am Fuß 0,2 kg (4 % der Gesamtmasse; angestrebt: 9 %). Damit konnte die angestrebte Massenverteilung nahezu eingehalten werden, währenddessen die geringe Masse am distalen Segment (Fuß) für die Beschleunigung des Fußes günstig ist (vgl. Kapitel 7.1.6). Die Trägheitstensoren der Baugruppen wurden nach Implementierung der gemessenen Massen der relevanten Einzelteile virtuell durch Catia V5-6 R2018 ermittelt und sind in Anhang 17 und Anhang 18 bezogen auf den Massenschwerpunkt dargestellt.

8.2.4 Funktionsweise, Befestigung am Menschen, Einstellmöglichkeiten und ROM

Funktionsweise

Der Demonstrator 2.0 ist mit seinen einzelnen Komponenten in Abbildung 8.4 dargestellt. Eine Funktionsstruktur befindet sich in Anhang 19.

Die aktiv erzeugte Kraft zur Unterstützung der Treppenüberwindung wirkt wie beim Demonstrator 1.0 zwischen Oberschenkel- und Unterschenkelsegment anterior bezüglich des menschlichen Kniegelenks. Zum Einsatz kommt der in Kapitel 8.2.2 beschriebene Antrieb. Zwischen Antrieb und Energiequelle wird hier ebenfalls ein Brems-Chopper (DSR 50/5, Fa. maxon motor, Schweiz) verwendet. Die Ansteuerung des Motors erfolgt über einen Servocontroller (ESCON Module 50/5, Fa. maxon motor, Schweiz) in Kombination mit einem Arduino® Mega 2560 (Arduino SA, Lugano, Schweiz). Die Kraft im Bowdenzug wird zu jedem Zeitpunkt durch einen Zugkraftsensor ZAD 500-T (HAEHNE Elektronische Messgeräte GmbH) gemessen. Der Bowdenzug hat zu jedem Zeitpunkt einen festen Abstand zur Patella des Knies, dadurch ist der Kraftvektor unabhängig vom Kniewinkel. Die Kraft überträgt ein externes Moment durch die rigide Struktur des eBUS auf den Bewegungsapparat, um so die Knieextension zu unterstützen. Diese externe Kraft wird nur dann aktiv, wenn sich der Benutzer mit dem betrachteten eBUS in der Standphase befindet, was durch vier in der Fußsohle integrierte Drucksensoren (FSR 402, Fa. Interlink Electronics) detektiert wird. Zusätzlich sind jeweils am Oberschenkel-, Unterschenkel- und Fußsegment inertielle Messeinheiten (BNO055, Bosch Sensortec GmbH)

angebracht. Diese ermöglichen die Ermittlung der Gelenkwinkelstellungen während des Betriebes mit dem Ziel, den Auf- und Abstieg sowie dessen Phasen voneinander zu unterscheiden.

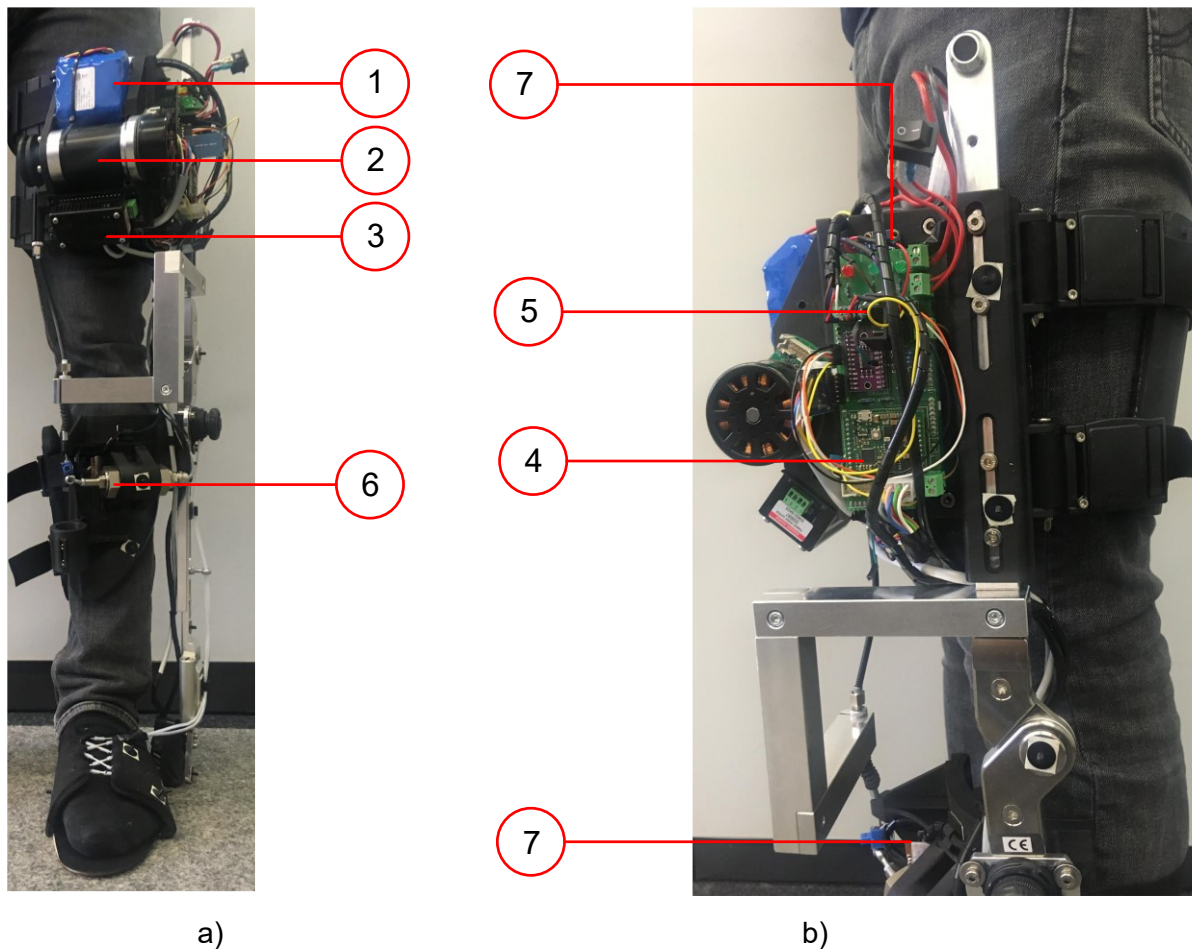


Abbildung 8.4: Demonstrator 2.0 ohne trennende Schutzeinrichtungen: a) in Frontalebene und b) in Sagittalebene; (1) Energieversorgung, (2) Antriebseinheit, (3) Brems-Chopper, (4) Servocontroller, (5) Steuerung, (6) Zugkraftsensor, (7) IMU

Befestigung des eBUS am Menschen

Das eBUS wird über die Baugruppen des Oberschenkel-, Unterschenkel- und Fußsegmentes am Anwender befestigt, indem alle drei Befestigungskomponenten die menschlichen Segmente umschließen. An den Stellen der taktilen Interaktion wurde ein biokompatibler Moosgummi aus EPDM verwendet. Des Weiteren wurden bei der Gestaltung der Befestigungskomponenten die in Kapitel 7.1.6 empfohlenen Anbindungsstellen berücksichtigt. Die Vorderseite des Oberschenkelsegmentes ist zu einem Viertel eine rigide und zu einem Viertel eine adaptive Struktur. Beide Teile sind konisch und weisen einen mittleren Radius von 88 mm auf. Die Rückseite des Oberschenkels wird von zwei Gurten umschlossen. Diese beiden Gurte sind mit einem gebogenen rigiden Element verbunden, das posterior am Oberschenkel angebracht ist. Alle verwendeten Gurte bestehen aus Polypropylen, sind 38 mm breit sowie 1,4 mm dick und haben eine maximale Bruchlast von 306 kg. Das Unterschenkelsegment besteht aus zwei

rigiden Teilen. Ein Teil mit dem Radius von 65 mm umschließt den menschlichen Unterschenkel anterior zu einem Viertel. Medial dazu ist das zweite rigide Formelement mit zwei dazwischenliegenden Gurten angebracht. Zwei weitere Bänder umschließen den menschlichen Unterschenkel posterior. Eines der Bänder ist horizontal und das andere verläuft diagonal vom horizontalen Band zum Unterschenkelsegment, um eine großflächige Anbindung am höchsten Punkt der Wade zu realisieren (vgl. Kapitel 7.1.6) (siehe Abbildung 8.2 c)). Die Gurte an Ober- und Unterschenkel lassen sich mit magnetischen Verschlüssen verbinden beziehungsweise lösen (vgl. Kapitel 8.1). Die Befestigungskomponente des Fußes umgibt die Fußspanne, welche durch einen an der oberen Unterschenkelschiene angebrachten BOA RevoFit 2™ (Fa. Boafit, USA) betätigt werden kann. Alle drei Befestigungskomponenten sind verstellbar, um einerseits die individuelle Anthropometrie zu berücksichtigen und andererseits dem Benutzer die Möglichkeit zu geben, die Befestigungskomponente zur Erhöhung des Komforts selbst zu platzieren.

Einstellmöglichkeiten

Die Einstellmöglichkeiten sind in Abbildung 8.5 dargestellt. Einstellbar sind die Positionen des Oberschenkelsegmentes an der Oberschenkelschiene (D-TS-TR) sowie des Unterschenkelsegmentes an der oberen Unterschenkelschiene (D-SS-SUR).

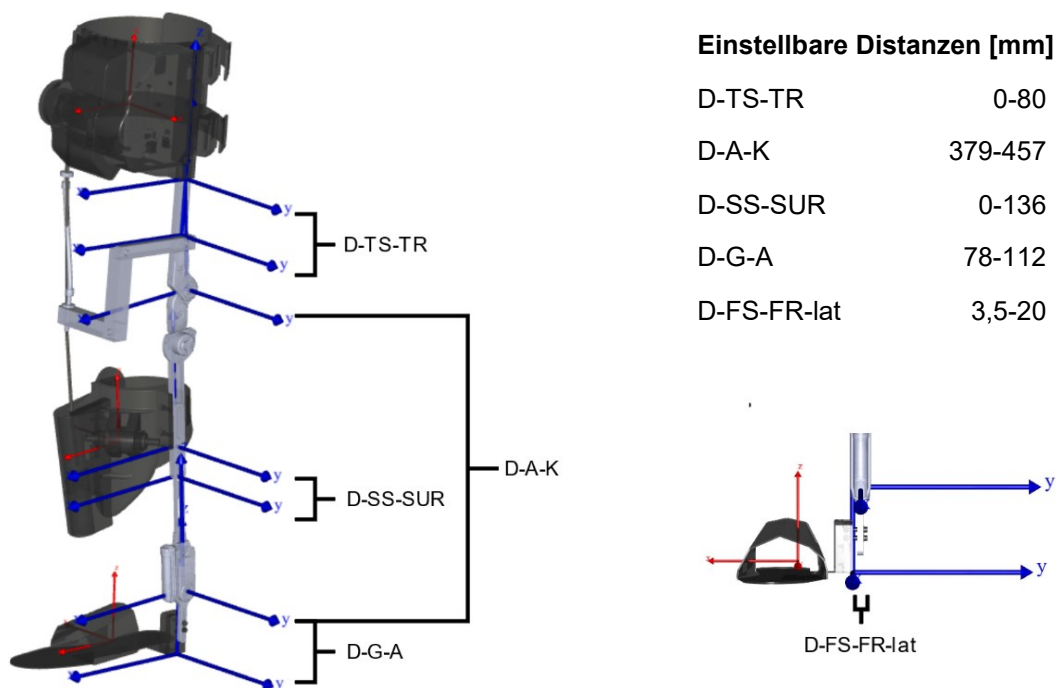


Abbildung 8.5: Einstellmöglichkeiten am Demonstrator 2.0 beispielhaft für das linke eBUS (links) mit Detailansicht in Frontalebene (rechts unten) und den einstellbaren Distanzen (rechts oben); D-A-K (Distance-Ankle-Knee) = Abstand Kniegelenk zum Fußgelenk, D-G-A (Distance-Ground-Ankle) = Abstand Boden beziehungsweise Fußsohle zum Fußgelenk, D-TS-TR (Distance-ThighSegment-ThighRail) = Abstand Oberschenkelsegment zur Oberschenkelschiene, D-SS-SUR (Distance-ShankSegment-ShankUpperRail) = Abstand Unterschenkelsegment zur oberen Unterschenkelschiene, D-FS-FR-lat (Distance-FootSegment-FootRail-lateral) = lateraler Abstand zwischen Fußsegment und Fußschiene

Weiterhin ist der Abstand der Knie- und Fußgelenkachse einstellbar (D-A-K), um unterschiedlichen Segmentlängen des menschlichen Unterschenkels gerecht zu werden, jedoch mit einer minimalen Unterschenkelhöhe von 379 mm (50. Perzentil der Frau, vgl. Tabelle 5.1). Zudem gibt es die Möglichkeit, die Abstände zwischen der Fußsohle des eBUS und dem eBUS-Fußgelenk (D-G-A) mit einer einstellbaren Länge von 34 mm (vgl. Tabelle 7.4) sowie den Abstand in der Frontalebene zwischen dem Zentrum des Fußsegmentes und der Fußschiene (D-FS-FR-lat) zu verändern. Die Geometrie ist für Nutzer mit Oberschenkelumfängen von 550 mm und Unterschenkelumfängen von 408 mm optimiert, andererseits sind auch größere oder kleinere Umfänge geeignet (vgl. Tabelle 5.1).

ROM

Der ROM für die Knieflexion beträgt 113° (F: 106° , W: 150°) und für die Knieextension 0° mit einstellbarem Anschlag. Durch das nachgiebige Fußelement können Plantarflexionswinkel von 40° (F: 40° , W: 50°) sowie eine Dorsalextension von 39° (F: 38°) erreicht werden. Somit werden die Anforderungen laut Tabelle 5.6 erfüllt.

8.2.5 Fehlermöglichkeits- und Einflussanalyse

Um das vom eBUS ausgehende Risiko im Hinblick auf den nachfolgenden experimentellen Funktionsnachweis zu identifizieren und Maßnahmen zur Risikominderung einzuleiten, wurde in Anlehnung an DIN EN 60812 eine FMEA durchgeführt. Ziel dieser Analyse ist es, die unerwünschten Auswirkungen des eBUS sowie dessen Ereignisfolgen zu erkennen und zu beurteilen, welche von in Anhang 19 dargestellten Komponenten ausgehen könnten (DIN EN 60812, S. 8). Folglich können die kritischen Risiken entschärft werden, um die korrekte Funktion und gewünschte Leistungsfähigkeit des eBUS mit erhöhter Wahrscheinlichkeit sicherzustellen. Für die Festlegung der Verwendungsgrenzen dient die in Kapitel 4.2 beschriebene vorgesehene Zweckbestimmung. Ergänzend dazu wird festgelegt, dass die betrachteten Betriebsarten lediglich den Treppenauf- und -abstieg mit eBUS betreffen sowie den An- und Ablegeprozess, welcher ausschließlich mit Hilfe von Fachpersonal erfolgt. Aus der Analyse ausgeschlossen sind die Betriebsarten des Ladevorganges, des alleinigen An- und Ablegens und aller weiteren Bewegungen mit dem angelegten eBUS. Die Systemgrenzen sind der Funktionsstruktur aus Anhang 19 zu entnehmen. Die Hauptfunktion des eBUS ist es, den Anwender zum richtigen Zeitpunkt beim Auf- beziehungsweise Abstieg zu unterstützen, indem ein Drehmoment zur Unterstützung der Knieextension auf den menschlichen Körper übertragen wird (vgl. Kapitel 5.5). Alle Fehler, die zu einem Ausfall der Hauptfunktion führen könnten, wurden auf Komponentenebene analysiert. Dabei wurde sich an das in der Norm zur Durchführung einer FMEA (DIN EN 60812, S. 17) beschriebene Vorgehen gehalten. Zusätzlich wurden die Anforderungen aus Tabelle 4.1 und Tabelle 4.2 in die Analyse einbezogen sowie die Gefährdungen, die von einem am Körper fixierten bewegungsunterstützenden Roboter ausgehen

können (DIN EN ISO 13482, S. 73–84). Die möglichen Fehler der einzelnen Komponenten des eBUS sind zusammen mit den möglichen Fehlerfolgen und Fehlerursachen in Anhang 20 aufgelistet. Des Weiteren finden sich dort die derzeitigen Maßnahmen, die zur Fehlerreduktion beziehungsweise zu dessen Entdeckung führen. Da für die Häufigkeit des Fehlerauftretens keine Daten vorhanden sind, wurden diese angenommen beziehungsweise auf Basis von Erfahrungen aus vorangegangenen Untersuchungen geschätzt.

Die Berechnung der Risikoprioritätszahl (RPZ) erfolgt nach DIN EN 60812 (S. 18). Kriterien für Bedeutung, Entdeckung und Auftreten sind in Anhang 21 bis Anhang 23 wiederzufinden. Bei einer RPZ von größer als 125 besteht Handlungsbedarf. So hat beispielsweise der magnetische Verschluss der Oberschenkelschnittstelle eine RPZ von 280 für die mögliche Fehlerursache, dass der Verschluss vom Benutzer nicht korrekt geschlossen wurde. Dies hätte zur Folge, dass eine sichere Funktion des eBUS nicht mehr gewährleistet ist, da das eBUS zwar betriebsbereit ist, die einwandfreie Drehmomentenübertragung auf den menschlichen Körper aber nicht wie vorgesehen stattfinden könnte. Entscheidender ist, dass der Anwender aufgrund der nicht mehr ordnungsgemäßen Fixierung des exoskelettalen BUS ein unsicheres Gefühl bekommen kann, was zu Unzufriedenheit führt. Ein Ausfall der Hauptfunktion sowie eine Gefährdung für das eBUS oder den Anwender werden aufgrund der Redundanz der Verschlüsse nicht angenommen. Die Entdeckungschancen werden nur mit mäßig guten Aussichten eingeschätzt. Das Anlegen des eBUS erfolgt zwar nur unter Aufsicht und mit anschließender Sichtprüfung, dennoch wurde in vorangegangenen Untersuchungen ein fast unvermeidbares Auftreten dieses Fehlers beobachtet. Mit der Vermeidungsmaßnahme, die einzelnen Verschlüsse zusätzlich mit Tape zu fixieren, um ein ungewolltes Öffnen zu verhindern, kann zumindest für den experimentellen Funktionsnachweis das Risiko hinreichend minimiert werden, da jeder Fehler dieser Art entdeckt werden kann und das Auftreten durch die Maßnahme unwahrscheinlich wird. Die Bewertung nach der getroffenen Maßnahme liefert eine RPZ von sieben (Bedeutung: 7; Entdeckung: 1; Auftreten: 1).

9 Experimenteller Funktionsnachweis

In diesem Kapitel wird ein experimenteller Funktionsnachweis des eben vorgestellten Demonstrators 2.0 beschrieben. Eingangs wird das Forschungsinteresse mit den zu prüfenden Hypothesen erläutert (Kapitel 9.1). Anschließend wird eine Pilotstudie mit drei Probanden beschrieben, indem das methodische Vorgehen erläutert und auf die für die Berechnung erforderlichen Modelle eingegangen wird (Kapitel 9.2). Darüber hinaus werden die Ergebnisse dieser Pilotstudie in Kapitel 9.3 dargestellt und abschließend diskutiert (Kapitel 9.4).

9.1 Forschungsinteresse

Ziel des experimentellen Funktionsnachweises ist es, den physisch aufgebauten Demonstrator beim Treppenauf- und -abstieg zu testen und dessen Einfluss auf den Menschen bei beiden Bewegungen zu untersuchen. Demzufolge sind Experimente mit Demonstrator durchzuführen. Diese biomechanischen Ergebnisse sind dann vergleichend mit den Ergebnissen ohne Demonstrator aus Kapitel 5 zu analysieren. Im Konkreten sollen folgende Hypothesen geprüft werden:

- Das in AMS verwendete Modell ist für diese Untersuchung hinreichend valide.
- Die Änderung der Kinematik in Sagittal- und Frontalebene bei beiden Bewegungen sind durch den Einfluss des eBUS nicht signifikant und befinden sich innerhalb der in Kapitel 5 ermittelten Standardabweichung.
- Das erforderliche Knieextensionsmoment nach Kapitel 5.5.2 kann durch das eBUS aufgebracht werden.
- Das in der Schwungphase aufzubringende Hüftmoment mit eBUS ist im Vergleich ohne eBUS nicht signifikant größer und im Vergleich zu den Maximalmomenten nach Tabelle 5.4 aufbringbar.
- Die Gelenkreaktionskräfte im Knie nehmen durch die Nutzung des eBUS signifikant ab.
- Die ermittelten Schnittstellenkräfte sind im Vergleich zu den PPT nach Kapitel 7.1.6 im zulässigen Bereich.
- Die Fehlausrichtung zwischen eBUS und Mensch ist nicht signifikant gering.

9.2 Methodisches Vorgehen

9.2.1 Verwendeter Demonstrator

Verwendet wurde der in Kapitel 8.2 beschriebene Demonstrator 2.0. Vor den Versuchen wurden beide eBUS für das linke und rechte Bein entsprechend der Segmentlängen der Probanden angepasst. Die vorgenommenen Einstellungen sind gemäß Abbildung 8.5 in Tabelle 9.1 festgehalten.

Tabelle 9.1: Eingestellte Distanzen der eBUS beim Funktionsnachweis

Einstellungen [mm]	Proband 1		Proband 2		Proband 3	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts
D-TS-TR	20	20	20	20	4	3
D-A-K	420	420	420	415	400	400
D-SS-SUR	140	140	140	140	136	136
D-G-A	78	78	78	78	80	79
D-FS-FR-lat	5	5	5	5	5	5

9.2.2 Probanden, Testsetup und Versuchsablauf

Probanden

Der Funktionsnachweis wurde an drei Probanden (2 m; 1 w; $28,0 \pm 2,8$ Jahre; 24-30 Jahre; $1,73 \pm 0,03$ m; $69,0 \pm 9,8$ kg) durchgeführt. Nach eigener Aussage war jeder Proband zum Versuchszeitpunkt gesund und hatte keine orthopädischen Beeinträchtigungen. Die relevanten anthropometrischen Daten sind in Tabelle 9.2 dargestellt. Für die Ermittlung der Hüftbreite wurden die Hüftgelenkszentren geschätzt (C-Motion 27.10.2016).

Tabelle 9.2: Relevante anthropometrische Daten der Probanden für den Funktionsnachweis mit PK=Probandenkennung, A=Alter in Jahren, G=Geschlecht (m=männlich, w=weiblich), km=Körpergewicht [kg], kph=Körperhöhe [m], hb=Hüftbreite [m], oslm=Morphologische Oberschenkelänge [m], usl=Unterschenkelänge [m], fl=Fußlänge [m]

PK	A	G	km	kph	hb	rechte Seite			linke Seite		
						oslm	usl	fl	oslm	usl	fl
S1	30	m	72,0	1,75	0,174	0,494	0,430	0,280	0,488	0,430	0,280
S2	30	m	79,2	1,75	0,171	0,477	0,415	0,255	0,453	0,420	0,255
S3	24	w	55,8	1,69	0,149	0,470	0,400	0,240	0,455	0,390	0,245

Testsetup

Für den Versuch wurde der in Kapitel 5.3.2 beschriebene Testaufbau verwendet. Die Stufenreaktionskraft wurde mit 1500 Hz gemessen, die Kinematik mit 100 Hz. Die Aufnahme und Synchronisation von Kinematik und Kinetik erfolgte mit der Software Qualisys Track Manager Version 2020. Die Unterstützungskraft der eBUS wurde jeweils separat durch die integrierten Zugkraftsensoren ZAD 500-T (HAEHNE Elektronische Messgeräte GmbH) gemessen und auf dem internen Speicher des eBUS abgespeichert.

Basierend auf dem Cast-Modell (Cappozzo u. a. 1995) und der Ergänzung um zwei Marker an der Schulter wurden zusätzlich acht Marker medial und lateral am Knie- und Fußgelenk beider

Beine angebracht. Durch die Markerpositionen an den Kompromissdrehpunkten der Gelenkachsen konnten die Segmentlängen ermittelt werden. Am menschlichen Oberschenkel sind aufgrund des verwendeten eBUS und des daraus resultierenden Platzmangels keine Marker angebracht. Somit wurden 26 passive Infrarotmarker unter Berücksichtigung charakteristischer knöcherner Orientierungspunkte am menschlichen Körper angebracht.

Am eBUS selbst wurden 18 Marker pro Bein mit folgender Aufteilung bezüglich der sieben Baugruppen angebracht:

- Oberschenkelsegment: 4
- Oberschenkelschiene: 3 (einer davon am eBUS-Kniegelenk)
- Unterschenkelsegment: 3
- Untere Unterschenkelschiene: 3 (einer davon am eBUS-Fußgelenk)
- Fußschiene: 1
- Fußsegment: 4

Versuchsablauf

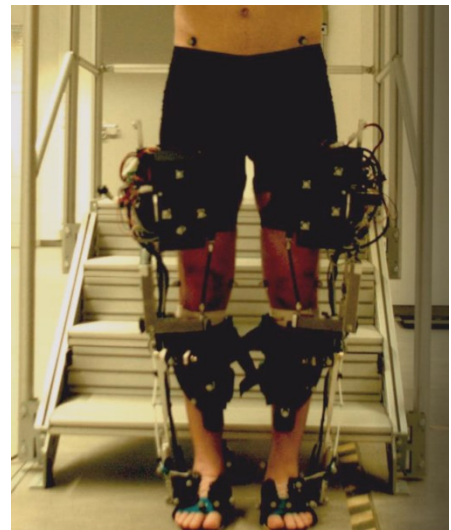
Gemäß der Deklaration von Helsinki von 1964 und den späteren Änderungen wurden alle Probanden vor dem Versuch über Ziele, Methoden, den erwarteten Nutzen und die potentiellen Risiken der Studie informiert und aufgeklärt. Die Studienteilnehmer nahmen freiwillig an dieser Pilotstudie teil und unterzeichneten vorab eine Einverständniserklärung. Die Studie unterlag einem Votum des Ethikbeirates der Universität Leipzig (Kennzeichen 2021.07.13_eb_107).



a)



b)



c)

Abbildung 9.1: Versuche für den experimentellen Funktionsnachweis: a) Treppenaufstieg; b) Treppenabstieg; c) statische Aufnahme

Das probandenspezifisch eingestellte eBUS wurde unter Aufsicht und mithilfe von Laborpersonal an den Beinen des Probanden befestigt. Vor der Durchführung der Tests konnte sich der Proband mit dem angebrachten eBUS vertraut machen und mehrmals die Treppe auf- und absteigen. Anschließend führte der Proband in einer selbstgewählten Geschwindigkeit, stufenweise und ohne Verwendung des Geländers jeweils sechs Auf- und Abstiege durch (Abbildung 9.1). Nach den Versuchen wurden zwei statische Aufnahmen von dem Probanden mit eBUS in "Neutral-Null-Position" (Salis-Soglio 2015) erstellt (Abbildung 9.1 c)). Nach den biomechanischen Versuchen wurden die Probanden im Interview nach ihren subjektiven Eindrücken während der Versuche bezüglich empfundener Unterstützung und Tragekomfort befragt.

9.2.3 Datenaufbereitung, Modellierung und Berechnung

Datenaufbereitung

Die aufgenommenen Daten wurden auf Vollständigkeit und Fehler geprüft. Durch die partielle Verdeckung von Markern durch den Prüfstand sind Lücken in den Trajektorien entstanden, die bei der Datenaufbereitung durch Interpolation mittels Qualisys Track Manager Version 2020 ergänzt werden konnten. Durch den Ausschluss von unvollständigen Datenreihen sind 14 Aufstiege und zwölf Abstiege auswertbar.

Modellierung des Menschen

Das muskuloskelettale Modell wurde in der Version 7.3.0 von AMS unter Verwendung des menschlichen Modells, das in der Version 2.3.0 des AMMR verfügbar ist (Lund u. a. 2020), aufgebaut und analysiert. Die Arme wurden im Modell deaktiviert. Die Anpassung von Segmentlängen erfolgte manuell, indem die ermittelten spezifischen Probandendaten aus Tabelle 9.2 verwendet wurden. Auf eine detaillierte Modellierung unter Berücksichtigung der spezifischen anatomischen Eigenschaften (Muskeln, Sehnen, Gelenke) der Probanden, wie es Roemer am Beispiel von Beinstreckbewegungen beschreibt (Roemer 2006), wurde aufgrund des hohen Aufwandes verzichtet. Ebenfalls wurde das einfachste Muskelmodell in AMS verwendet, da bei der Verwendung von detaillierteren Hillschen Muskelmodellen weitere Kennwerte ermittelt werden müssten (Schmalz 1993). Dies würde jedoch für diese Arbeit zu umfangreich werden.

Modellierung des eBUS

Das exoskelettale BUS besteht aus zwei separaten Systemen für das rechte und linke Bein. Die in diesem Abschnitt beschriebenen Methoden wurden jeweils für beide Seiten angewendet. Die Modellierung des eBUS erfolgte in Kooperation mit der Universität Politecnico di Torino (Turin, Italien). Die CAD-Modelle des in Kapitel 8.2 beschriebenen eBUS wurden für beide Seiten in sieben Baugruppen aufgeteilt (siehe Anhang 17 und Anhang 18) und als Step-Datei an den Forschungspartner übermittelt.

Dort wurde das CAD-Modell in der Software SolidWorks® 2018 zusammengesetzt und in ein AMS-Skript unter Nutzung des Plug-Ins AnyExp4SOLIDWORKS Version 1.2.0 für SolidWorks® übersetzt. Am CAD-Modell des eBUS wurden Bezugspunkte für das Kontaktmodell erstellt. Über diese Bezugspunkte können auch die Gelenke des eBUS definiert werden. Das modellierte eBUS besteht aus Rotationsgelenken am Knie und Fuß, die über die Markerdaten bewegt werden. Zusätzlich wurden prismatische Gelenke implementiert, welche die Anpassung des eBUS an die Anwender mit unterschiedlicher Anthropometrie ermöglichen. Diese Gelenke müssen zwar für verschiedene Anwender eingestellt werden, bleiben aber während der Bewegung des eBUS fixiert. Für die Pilotstudie wurden die gemessenen Abstände aus Kapitel 9.2.1 verwendet, um die fünf prismatischen Gelenke zu definieren. Folglich kann das Modell des exoskelettalen BUS auf drei Segmente (Oberschenkelsegment, Unterschenkelsegment und Fußsegment) reduziert werden, die durch zwei Rotationsgelenke (Knie- und Fußgelenk) miteinander verbunden sind. Unter Berücksichtigung eines „Gestells“ führt dies nach der Gleichung (7.1) zu einem eBUS mit 8 DOF pro Bein.

Des Weiteren wurden Bezugssysteme für die Implementierung des Schnittstellenmodells erstellt. Details dazu sind in der Dissertation von Chander (2021, S. 61) zu finden.

Modellierung der Mensch-eBUS-Schnittstelle

Die Anbindung eines Exoskelettes an ein Menschmodell in AMS kann auf verschiedene Weise erfolgen (Tørholm 2020). Hier wurde ein Kontaktmodell mit virtuellen Kraftmessplatten verwendet, mit dem die Schnittstellenkräfte berechnen werden können. Das verwendete Kontaktmodell und die Implementierung wurden bereits genauer in Chander (2021, S. 61f.) beschrieben.

Mensch-eBUS-Modell in AMS und Berechnung biomechanischer Größen

Anschließend wurde das eBUS-Modell zu dem Menschmodell hinzugefügt. Um die Schnittstellenkräfte mit dem Kontaktmodell zu simulieren wurde eine Methode benötigt, welche die Fehlausrichtungen zwischen den Gelenken des Menschen und des eBUS kompensiert. Das nachfolgend beschriebene und in Abbildung 9.2 a) abgebildete Konzept ist ebenso in Kooperation entstanden und in Chander (2021, S. 62f.) wiederzufinden. Bei diesem Konzept wurde die Kompensation der Fehlausrichtung durch die Verwendung von masse- und trägheitslosen "Dummy-Segmenten" im Modell erreicht, die zwischen den menschlichen und den eBUS-Segmenten implementiert wurden. Dadurch wird ein neuer kinetischer Pfad für die inneren Kräfte des eBUS erzeugt, der kinematisch auf die menschlichen Gelenke abgestimmt ist. Dafür wurden drei Dummy-Segmente, die den Oberschenkel-, Unterschenkel- und Fußsegmenten entsprechen, dem Mensch-eBUS-Modell hinzugefügt. Die Dummy-Segmente für den Oberschenkel und den Unterschenkel wurden kinematisch an die Bezugspunkte des Knies am

menschlichen Oberschenkel beziehungsweise Unterschenkel angebunden. In gleicher Weise wurde das Fußdummy-Segment kinematisch an den Bezugspunkt des Fußgelenks am menschlichen Fuß gebunden. Auf dem Dummy-Unterschenkelsegment wurde ein Bezugspunkt erstellt, der dem Fußgelenk-Bezugspunkt auf dem menschlichen Unterschenkel entspricht. Somit ist jedes Dummy-Segment kinematisch vollständig an das korrespondierende menschliche Segment gebunden. Anschließend wurden kinetische Zwangsbedingungen zwischen den Dummy-Segmenten eingefügt, um die Dummy-Knie- und Fußgelenke zu erzeugen. Des Weiteren wurden kinetische Zwangsbedingungen zwischen den entsprechenden eBUS- und Dummy-Segmenten in allen 6 DOF pro Segment hinzugefügt. Abschließend wurden die Reaktionskräfte an den Knie- und Fußgelenken des eBUS deaktiviert. Auf diese Weise wurde ein hybrides Mensch-eBUS-System geschaffen, bei dem die Knie- und Fußgelenke des eBUS durch die Dummy-Knie- und Fußgelenke ersetzt wurden. Diese wurden wiederum kinematisch an die menschlichen Knie- und Fußgelenke angebunden.

Insgesamt blieb die ursprüngliche Mensch-eBUS-Schnittstelle mit dem Kontaktmodell davon unberührt. Die Modelle von Mensch und eBUS können nun mit ihren jeweiligen Markerdaten angesteuert und die Schnittstellenkräfte zwischen Mensch und eBUS mit dem Kontaktmodell simuliert werden. Beispielhaft ist dies für den Aufstieg in Abbildung 9.2 b) dargestellt.

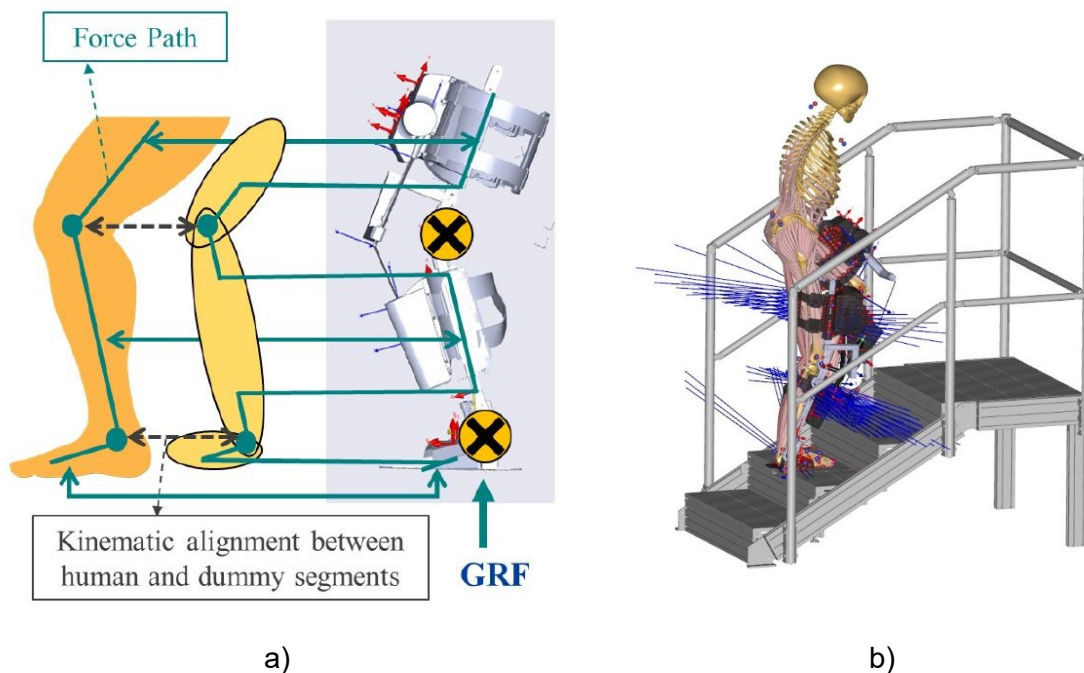


Abbildung 9.2: Mensch-eBUS-Modell in AMS als a) Konzeptdarstellung mit den Dummy-Segmenten (Chander 2021, S. 64) und b) bei der kinetischen Berechnung beim Treppenaufstieg mit Schnittstellenkräften (blau)

Die Berechnung der kinematischen Verläufe des eBUS erfolgte analog zu der des menschlichen Modells. Im ersten Schritt wurden die Marker des eBUS mit einem überbestimmten Sol-

ver (Andersen u. a. 2010) erfasst und die Position und Orientierung des Unterschenkelsegmentes des eBUS (6 DOF) sowie die Winkel der Knie- und Fußgelenke des eBUS (2 DOF) für die gesamte Bewegung gespeichert.

Im zweiten Schritt wurden diese gespeicherten Werte als Eingangsgrößen verwendet. So konnten Drehmomente, Gelenkreaktionskräfte und Schnittstellenkräfte berechnet werden. Dafür wurden die gemessenen Bodenreaktionskräfte (Anhang 24) auf das Fußsegment des eBUS aufgebracht. Die gemessenen Unterstützungskräfte des eBUS (Anhang 24) wurden mit der Bewegung synchronisiert und über eine externe Datei in das Modell eingelesen, in der die Größe der Kraft bei jedem Zeitschritt gespeichert war. Das Muskelrekrutierungsproblem wurde mittels inverser Dynamik mit dem Polynomkriterium der dritten Potenz gelöst (Anhang 11). Die Berechnung der insgesamt 26 Bewegungen erfolgte automatisiert mittels Python Version 3.7 und dem Package AnyPyTools (Lund, Rasmussen, Andersen 2019).

Abschließend erfolgte die Berechnung der Mittelwerte und Standardabweichungen der auszuwertenden Ergebnisgrößen für die 14 Aufstiege und zwölf Abstiege. Dafür wurden Stand- und Schwungphasen getrennt und anschließend wieder zusammengeführt. Beginn und Ende der Standphase wurden dadurch bestimmt, dass der kritische Wert von 20 N für die Bodenreaktionskraft über- beziehungsweise unterschritten wurde. Die Schwungphase wurde durch die Verläufe der am Fuß platzierten Marker definiert. Die Mittelwerte und Standardabweichungen aller Verläufe mit eBUS werden zusammen mit den Verläufen der jungen Probanden ohne eBUS aus Kapitel 5 in Kapitel 9.3 dargestellt.

Validierung des Mensch-eBUS-Modells in AMS

Die Validierung von Modellen erfolgt allgemein durch den Vergleich von Berechnungsergebnissen mit experimentell gemessenen Daten, mit dem Ziel die Unsicherheit und den Fehler des Berechnungsmodells zu bestimmen (Lund u. a. 2012, S. 83). Eine Möglichkeit der Validierung von muskuloskelettalen Modellen ist der Vergleich von gemessenen EMG-Daten mit dem Aktivitätsstatus des modellierten Muskels. Diese Methode kann bei den Experimenten mit eBUS nicht angewendet werden, weil die zu platzierenden sEMG-Elektroden zur Messung der relevanten Muskelaktivitäten (Vastus lateralis und Vastus mediales) nach den Empfehlungen des SENIAM Projektes (Hermens 1999) durch das eBUS selbst überdeckt werden. Eigene Voruntersuchungen haben ergeben, dass diese Überdeckung und der daraus resultierende Kontakt zwischen eBUS und Elektroden die EMG-Signale maßgeblich beeinträchtigen und somit ungeeignet für eine Auswertung sind. Dadurch wird auch eine direkte Messung der körperlichen Aktivität in Form der Muskelaktivität und eine Schlussfolgerung auf die Unterstützung nicht möglich sein. Aus diesem Grund wird die Unterstützung anhand der Momente beurteilt, welche vom eBUS während der Bewegung aufgebracht werden. Des Weiteren wird nur das

muskuloskelettale Modell ohne eBUS für Auf- und Abstieg validiert. Dies geschieht durch einen Vergleich von gemessenen Kniegelenkreactionskräften (Bergmann u. a. 2014) mit den in AMS berechneten Kräften.

Bergmann u. a. haben die Kniegelenkreactionskräfte von acht Probanden (6 m; $\bar{\varnothing}$ 70 Jahre; 62-76 Jahre; $\bar{\varnothing}$ 1,72 m; $\bar{\varnothing}$ 91 kg) mit instrumentierten Knieimplantaten beim Aufstieg und Abstieg an einer Treppe (Stufenhöhe = 200 mm) gemessen. Die Verläufe wurden von Bergmann u. a. zeitnormalisiert, auf ein Körpergewicht von 75 kg normiert sowie gemittelt. Die Mittelwerte des Kniewinkelverlaufes und der Kniegelenkreactionskraft sind (Bergmann 2021) entnommen und in Abbildung 9.3 dargestellt. Da diese Daten an älteren Probanden gemessen wurden, soll der Vergleich mit den Daten der Senioren aus Kapitel 5 erfolgen. Dafür wurde der Datensatz der elf Senioren (4 m; $\bar{\varnothing}$ 72,4 Jahre; 69-76 Jahre; $\bar{\varnothing}$ 1,67 m; $\bar{\varnothing}$ 74,88 kg) mit dem Menschmodell aus Version 2.3.0 des AMMR (Lund u. a. 2020) erneut simuliert. Ein Vergleich dieser beiden Probandengruppen ist aufgrund des ähnlichen Durchschnittsalters- und -körpergewichts gut geeignet. Der größte Unterschied beider Probandengruppen besteht jedoch darin, dass die Probanden von Bergmann u. a. Knieimplantate besitzen, die der eigenen Studie nicht.

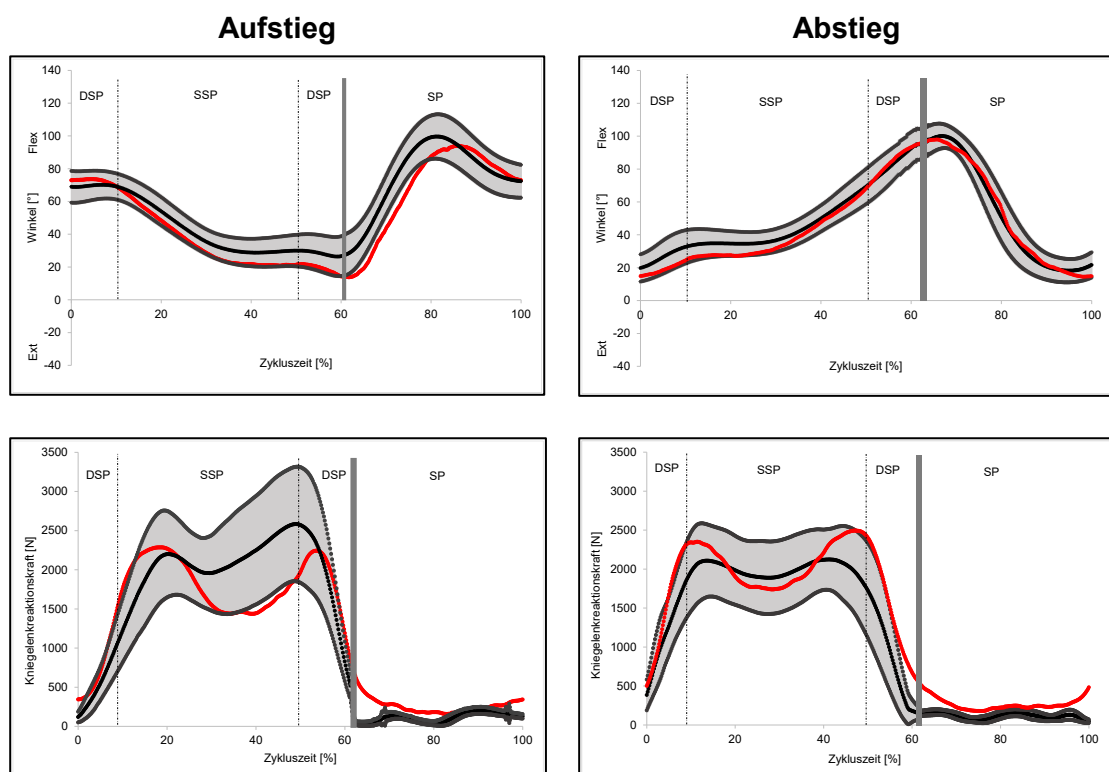


Abbildung 9.3: Validierung des muskuloskelettalen Menschmodells durch Vergleich von Kniewinkel und Kniegelenkreactionskraft von gemessenen Daten (rot) aus Bergmann 2021 und simulierten Daten der Senioren (schwarz) mit Mittelwert und Standardabweichung

Der Kniewinkelverlauf der gemessenen Daten stimmt qualitativ mit den simulierten Daten für beide Bewegungen überein. Quantitativ befindet sich der gemessene Verlauf von Bergmann u. a., mit Ausnahme der Schwungphase beim Aufstieg, innerhalb der Standardabweichung

der simulierten Daten. Der qualitative Verlauf der Kniegelenkreaktionskraft ist durch jeweils zwei Peaks bei beiden Bewegungen in der Standphase charakterisiert. Dieser Verlauf ist sowohl bei den gemessenen Daten als auch bei den berechneten Daten ähnlich. Quantitativ treten die Peaks im Vergleich zu unterschiedlichen Zykluszeiten auf, was aber auf die unterschiedlichen Methoden der Zeitnormalisierung zurückzuführen sein könnte. Alle Peaks der gemessenen Kniegelenkreaktionskräfte befinden sich innerhalb der Standardabweichung der berechneten Verläufe. In der Schwungphase ist die gemessene Kniegelenkreaktionskraft für beide Bewegungen größer als die berechnete. Allgemein sind die Kräfte in der Schwungphase im Vergleich zu denen in der Standphase um einen Faktor von etwa 10 geringer.

Es gibt im Allgemeinen keine absolute Aussage, welchen Grad an Genauigkeit ein Modell besitzen muss, um als „valide“ definiert zu werden. Da bei diesem Modell die kinematischen Verläufe der gemessenen Bewegungen innerhalb der Standardabweichung der zu berechnenden Bewegungen liegen (mit Ausnahme der Schwungphase im Aufstieg), sollten die gemessenen kinetischen Größen (in diesem Fall die Kniegelenkreaktionskraft) ebenfalls innerhalb der Standardabweichung der zu berechnenden Größe liegen. Da dies in der Standphase der Fall ist, kann das muskuloskelettale Menschmodell für den Auf- und Abstieg als hinreichend valide angenommen werden. Die berechneten Kräfte in der Schwungphase sind jedoch mit einem größeren Fehler behaftet, was bei der Interpretation der Ergebnisse mit eBUS entsprechend zu berücksichtigen ist.

Die Modellierung des eBUS soll als hinreichend genau angenommen werden, weil das System anhand gemessener Massen, der realen Geometrie und der daraus folgenden Trägheitsparameter modelliert wurde. Das Schnittstellenmodell konnte in dieser Arbeit nicht validiert werden. Der Einfluss dieses Modells auf die biomechanischen Ergebnisse wurde jedoch im Vergleich zu anderen Schnittstellenmodellen untersucht (Chander 2021). Aufgrund der geringen Unterschiede zwischen den Schnittstellenmodellen wird der Fehler für diese Untersuchung als vernachlässigbar klein angenommen.

9.3 Ergebnisse

9.3.1 Kinematik und Kinetik

Kinematik: Winkelverläufe in der Sagittalebene

Die kinematischen Verläufe der Hüft-, Knie- und Fußwinkel in Sagittalebene sind für Auf- und Abstieg in Abbildung 9.4 für die Versuche mit eBUS (blau) und ohne eBUS (grau) dargestellt. Die Ergebnisse ohne eBUS entstammen der in Kapitel 5 beschriebenen Versuche der jungen Probanden ohne eBUS.

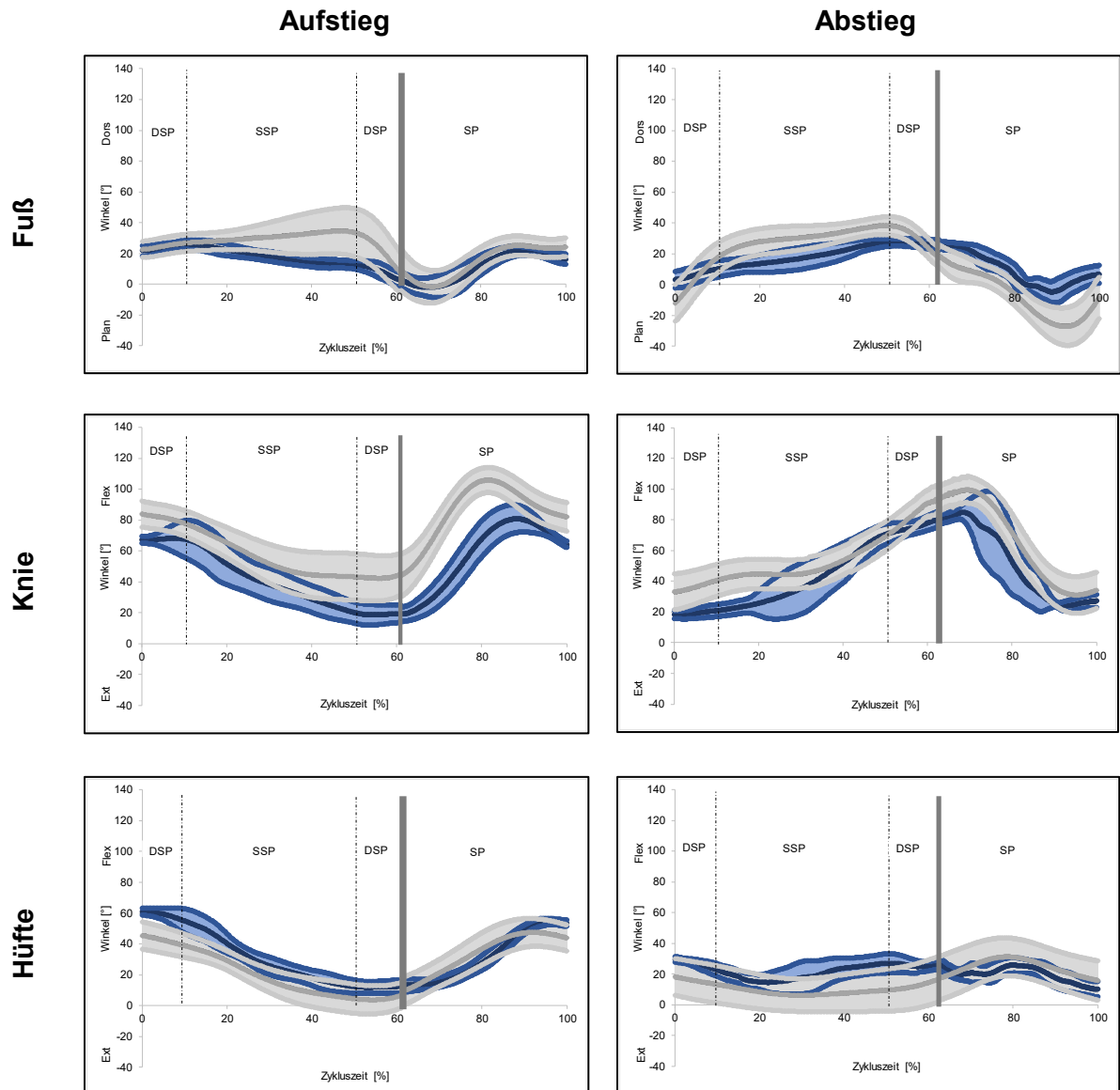


Abbildung 9.4: Winkelverläufe in der Sagittalebene für den Treppenauf- und -abstieg als Mittelwerte (± 1 SD) von Fuß-, Knie- und Hüftgelenk von jungen Probanden ohne eBUS (grau) und jungen Probanden mit eBUS (blau); absolute Zykluszeit ohne eBUS $1,30 \text{ s} \pm 0,30 \text{ s}$ (Auf) und $1,21 \text{ s} \pm 0,37 \text{ s}$ (Ab) sowie mit eBUS $8,65 \text{ s} \pm 4,39 \text{ s}$ (Auf) und $14,21 \text{ s} \pm 6,47 \text{ s}$ (Ab); DSP=Doppelte Standphase, SSP=einfache Standphase, SP=Schwungphase; Übergang von Stand- in Schwungphase ohne eBUS bei $65,4 \% \pm 11,3 \%$ (Auf) und $66,6 \% \pm 15,3 \%$ (Ab) sowie mit eBUS bei $64,3 \% \pm 25,3 \%$ (Auf) und $51,7 \% \pm 22,8 \%$ (Ab)

Der Fußwinkelverlauf mit eBUS unterscheidet sich qualitativ sowohl im Aufstieg als auch im Abstieg vom Verlauf ohne eBUS. Im Aufstieg betrifft dies insbesondere die Phasen beim Hochziehen und Vorschreiten (Anhang 7). Hier wird der Fuß bei der Nutzung des eBUS nicht dorsal extendiert, sondern plantar flektiert. Im Mittel ergibt sich hier ein quantitativer Unterschied von 20° beim Übergang von einfacher zu doppelter Standphase. Beim Abstieg unterscheidet sich bereits der Zyklusbeginn, da mit exoskelettalem BUS der Fuß in der Phase der Gewichtsakzeptanz deutlich weniger stark dorsal extendiert wird. Er erreicht auch in den darauffolgenden Phasen nicht den maximalen Dorsalextensionswinkel des Verlaufes ohne eBUS, welcher einen Mittelwert von 38° aufweist. Der Mittelwertverlauf mit eBUS befindet sich in der gesamten

Schwungphase außerhalb der Standardabweichung des Verlaufes ohne eBUS, da dieser weniger stark plantar flektiert wird. Bei beiden Bewegungen werden die dorsalen und plantaren Maxima der Verläufe ohne eBUS von den Verläufen mit eBUS nicht erreicht.

Die Kniewinkelverläufe mit und ohne eBUS sind qualitativ für beide Bewegungen ähnlich. Quantitativ wird das Knie mit eBUS beim Aufstieg über den gesamten Zyklus um etwa 20° weniger flektiert als ohne eBUS. Beim Abstieg tritt dieser Effekt nur in den ersten beiden Phasen bis zum kontrollierten Absenken bei etwa 35 % Zykluszeit auf (Anhang 8). In der Schwungphase wird das Knie mit eBUS weniger stark flektiert als ohne. Die maximalen Flexionswinkel der Verläufe ohne eBUS werden bei den Versuchen mit eBUS für beide Bewegungen nicht erreicht.

Die qualitativen Hüftwinkelverläufe mit und ohne eBUS sind sowohl für Aufstieg als auch Abstieg ähnlich. Ausgenommen hiervon ist beim Abstieg die Phase des kontrollierten Absenkens von 30 bis 60 % Zykluszeit. In dieser Phase wird bei den Versuchen mit eBUS die Hüfte flektiert, sodass sich der Mittelwert auch außerhalb der Standardabweichung des Verlaufes ohne eBUS befindet. In der Schwungphase befinden sich die mittleren Verläufe mit eBUS bei beiden Bewegungen innerhalb der Standardabweichung der Verläufe ohne eBUS. Der maximale Flexionswinkel von 60° tritt während des Aufstiegs mit eBUS auf und übersteigt somit das Maxima ohne eBUS.

Kinematik: Winkelverläufe in der Frontalebene

Die kinematischen Verläufe der Hüft- und Fußwinkel in Frontalebene sind für Auf- und Abstieg in Abbildung 9.5 für die Versuche mit eBUS (blau) und ohne eBUS (grau) dargestellt.

Die Winkelverläufe der subtalaren Eversion beziehungsweise Inversion der Versuche mit eBUS unterscheiden sich bereits qualitativ von den Verläufen ohne eBUS bei beiden Bewegungen über die meisten Phasen hinweg. Lediglich beim Abstieg gleichen sich in der Phase der Gewichtsakzeptanz von 0 bis 10 % Zykluszeit sowohl die qualitativen als auch quantitativen Verläufe mit eBUS denen ohne. Dem qualitativ unterschiedlichen Mittelwertverlauf beider Szenarien steht entgegen, dass die mittleren Verläufe mit eBUS, sowohl beim Aufstieg als auch beim Abstieg, innerhalb der Standardabweichung der Verläufe ohne eBUS liegen. Gleiches gilt für die mittleren Verläufe ohne eBUS, welche innerhalb der Standardabweichung der Verläufe mit eBUS liegen.

Beim Aufstieg unterscheiden sich die Ad- und Abduktionswinkelverläufe der Hüfte mit eBUS qualitativ und quantitativ von den Verläufen ohne eBUS. Dies ist insbesondere in der Phase des Hochziehens und Vorschreitens bis zum Übergang zur Schwungphase auffällig. Bei 35 % Zykluszeit kann ein Maximum des Abduktionswinkels von im Mittel 18° bei den Versuchen mit eBUS identifiziert werden. Dies ergibt bei dieser Zykluszeit eine Differenz von im Mittel 15°

zwischen beiden Verläufen. Beim Abstieg sind beide Verläufe wiederum qualitativ und quantitativ ähnlich. Größere Diskrepanzen treten hier am Ende des kontrollierten Absenkens zu Beginn der Schwungphase sowie am Ende der Schwungphase beim Fußaufsetzen auf. In diesen Phasen befindet sich der mittlere Verlauf mit eBUS außerhalb der Standardabweichung ohne eBUS.

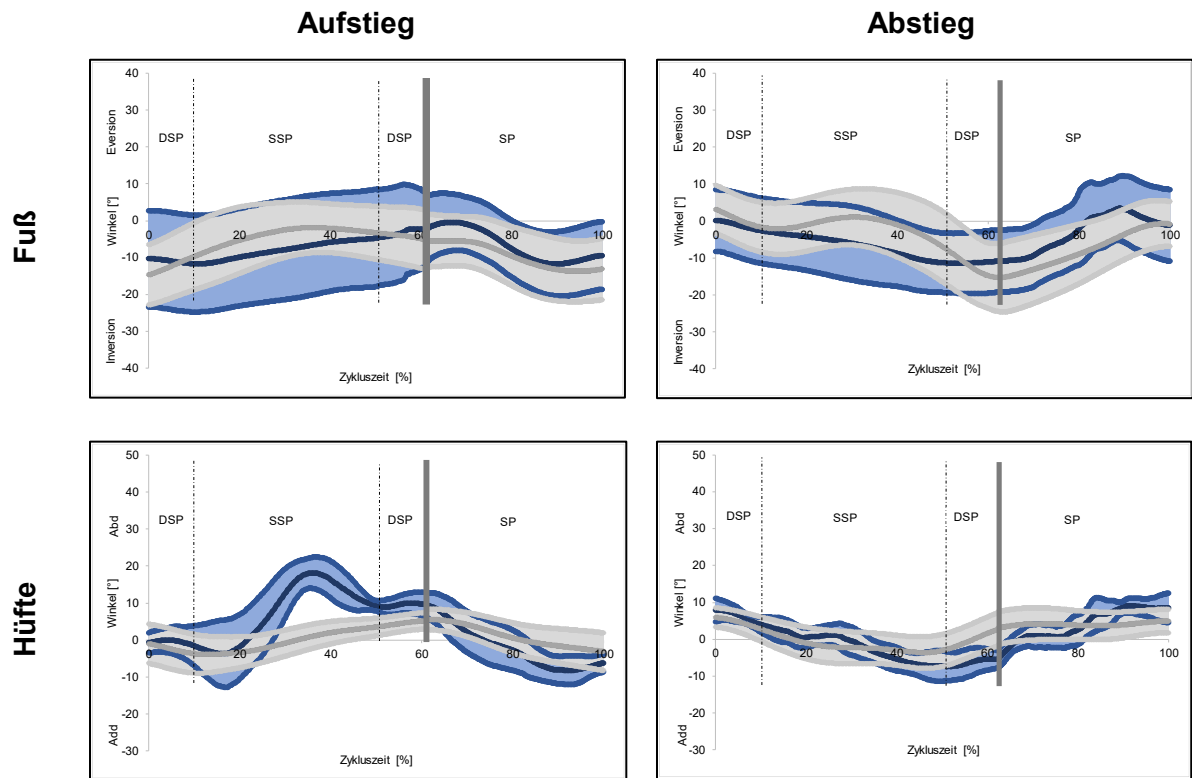


Abbildung 9.5: Winkelverläufe in der Frontalebene für den Treppenauf- und -abstieg als Mittelwerte (± 1 SD) von Fuß- und Hüftgelenk von jungen Probanden ohne eBUS (grau) und jungen Probanden mit eBUS (blau); absolute Zykluszeit ohne eBUS $1,30 \text{ s} \pm 0,30 \text{ s}$ (Auf) und $1,21 \text{ s} \pm 0,37 \text{ s}$ (Ab) sowie mit eBUS $8,65 \text{ s} \pm 4,39 \text{ s}$ (Auf) und $14,21 \text{ s} \pm 6,47 \text{ s}$ (Ab); DSP=Doppelte Standphase, SSP=einfache Standphase, SP=Schwungphase; Übergang von Stand- in Schwungphase ohne eBUS bei $65,4 \% \pm 11,3 \%$ (Auf) und $66,6 \% \pm 15,3 \%$ (Ab) sowie mit eBUS bei $64,3 \% \pm 25,3 \%$ (Auf) und $51,7 \% \pm 22,8 \%$ (Ab)

Kinetik: Momentenverläufe des eBUS

Die vom eBUS aufgebrachten Momente (blau) im Kniegelenk des eBUS sind gemeinsam mit den in Kapitel 5.5.2 ermittelten Momentenbedarfen der Senioren (grau) in Abbildung 9.6 dargestellt. Der mittlere Verlauf der eBUS-Momente ist bei beiden Bewegungen durch ein Maximum charakterisiert. Beim Aufstieg tritt dieser Peak in der Phase des Vorschreitens auf, beim Abstieg ebenfalls am Ende der Standphase während der Subphase des kontrollierten Absenkens.

Sowohl beim Aufstieg als auch beim Abstieg liegen die mittleren Verläufe des eBUS-Momentes unterhalb des mittleren Momentenbedarfes. Während des Aufstieges in der Phase

des Hochziehens befindet sich der Verlauf des eBUS-Momentes sogar unterhalb des minimalen Momentenbedarfes. Der mittlere Verlauf des Momentenbedarfes befindet sich bei einer Zykluszeit von 35 bis 60 % bei beiden Bewegungen innerhalb der Standardabweichung des aufgebrauchten eBUS-Momentes, mit Ausnahme des Phasenüberganges von einfacher zu doppelter Standphase. Beim Verlaufmaximum bringt das eBUS beim Aufstieg ein Moment von $0,5 \pm 0,2$ Nm/kg auf, beim Abstieg $0,2 \pm 0,2$ Nm/kg.

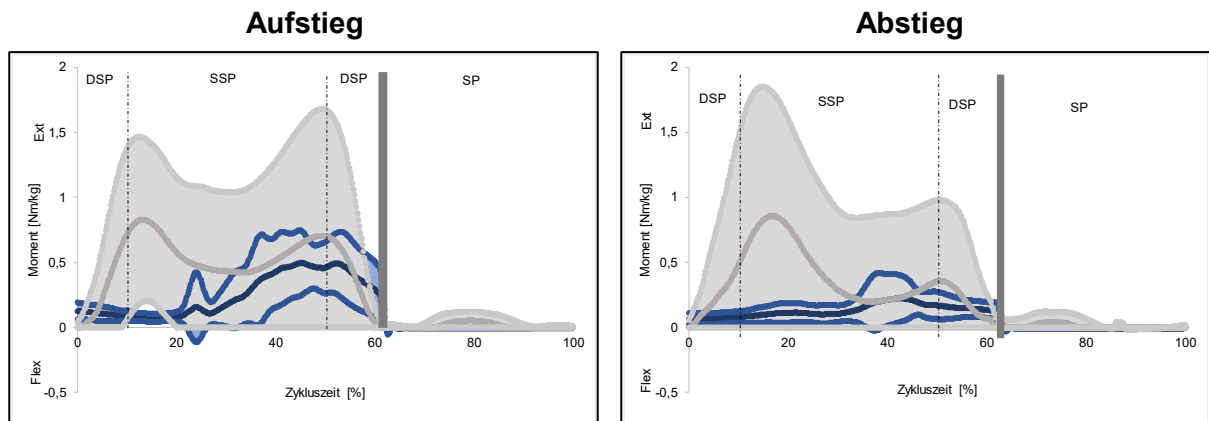


Abbildung 9.6: Verlauf des externen eBUS-Momentes (blau) zur Unterstützung der Kniegelenkextension für den Treppenauf- und -abstieg als Mittelwerte (± 1 SD) im Vergleich zum Momentenbedarf (grau); beide Verläufe sind auf das Körpergewicht normiert; DSP=Doppelte Standphase, SSP=einfache Standphase, SP=Schwungphase

Kinetik: Verlauf der Hüftmomente

Die kinetischen Verläufe der berechneten Hüftmomente in Sagittalebene sind für Auf- und Abstieg in Abbildung 9.7 für die Versuche mit eBUS (blau) und ohne eBUS (grau) dargestellt.

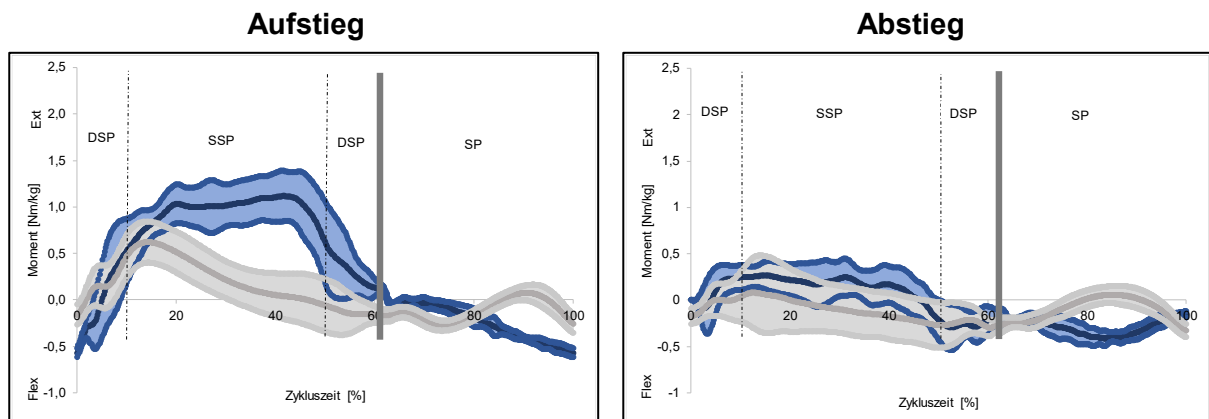


Abbildung 9.7: Verlauf der Hüftmomente für den Treppenauf- und -abstieg als Mittelwerte (± 1 SD) von jungen Probanden ohne eBUS (grau) und jungen Probanden mit eBUS (blau); absolute Zykluszeit ohne eBUS $1,30 \text{ s} \pm 0,30 \text{ s}$ (Auf) und $1,21 \text{ s} \pm 0,37 \text{ s}$ (Ab) sowie mit eBUS $8,65 \text{ s} \pm 4,39 \text{ s}$ (Auf) und $14,21 \text{ s} \pm 6,47 \text{ s}$ (Ab); DSP=Doppelte Standphase, SSP=einfache Standphase, SP=Schwungphase; Übergang von Stand- in Schwungphase ohne eBUS bei $65,4 \% \pm 11,3 \%$ (Auf) und $66,6 \% \pm 15,3 \%$ (Ab) sowie mit eBUS bei $64,3 \% \pm 25,3 \%$ (Auf) und $51,7 \% \pm 22,8 \%$ (Ab)

Beim Aufstieg stimmen die Verläufe qualitativ und quantitativ in der Phase der Gewichtsakzeptanz überein. In den darauffolgenden Phasen nimmt bei der Nutzung des eBUS das Extensionsmoment bis zu einer Zykluszeit von 45 % weiter zu, bis ein Maximum mit

$1,1 \pm 0,3$ Nm/kg erreicht ist. Anschließend sinkt der Verlauf mit eBUS ab, im Vergleich zum Verlauf ohne eBUS rapider. Die Schwungphase des Aufstieges mit eBUS ist bis 80 % Zykluszeit mit einem geringeren Flexionsmoment charakterisiert. Anschließend steigt das Flexionsmoment bei der Nutzung des eBUS, bis ein Maximalwert von $0,6 \pm 0,1$ Nm/kg am Zyklusende erreicht wird.

Beim Abstieg stimmen beide Verläufe in den doppelten Standphasen qualitativ und quantitativ überein. In der einfachen Standphase liegt der Mittelwert des Hüftmomentes mit eBUS um $0,2$ Nm/kg über dem Mittelwert des Hüftmomentes ohne eBUS. In der Schwungphase steigt das Hüftmoment ohne eBUS zwischen 75 und 85 % Zykluszeit und fällt anschließend wieder ab. Der Hüftmomentenverlauf mit eBUS verhält sich in der Schwungphase zum Verlauf ohne eBUS genau umgekehrt.

Kinetik: Gelenkreaktionskräfte im Knie

Die auf das Körpergewicht normierten Verläufe der Gelenkreaktionskräfte im Knie sind in Abbildung 9.8 für die Versuche mit eBUS (blau), ohne eBUS (grau) und mit gemessenen Daten (rot) von Bergmann u. a. (2014) dargestellt.

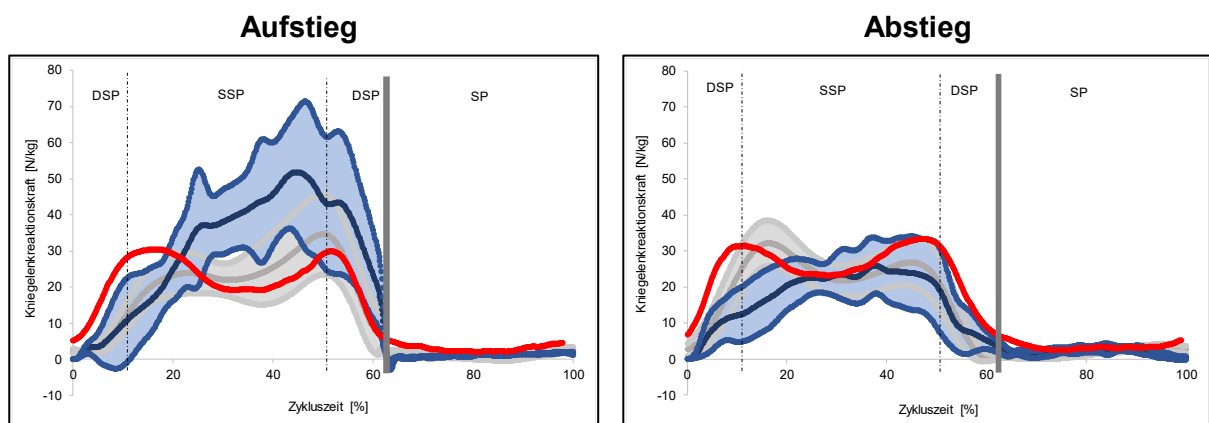


Abbildung 9.8: Gelenkreaktionskräfte im Knie normiert auf das Körpergewicht im Vergleich: mit eBUS (blau) als Mittelwerte (± 1 SD), ohne eBUS (grau) als Mittelwerte (± 1 SD), direkt gemessene Daten (rot) aus (Bergmann 2021) als Mittelwerte; absolute Zykluszeit ohne eBUS $1,30 \text{ s} \pm 0,30 \text{ s}$ (Auf) und $1,21 \text{ s} \pm 0,37 \text{ s}$ (Ab) sowie mit eBUS $8,65 \text{ s} \pm 4,39 \text{ s}$ (Auf) und $14,21 \text{ s} \pm 6,47 \text{ s}$ (Ab); DSP=Doppelte Standphase, SSP=einfache Standphase, SP=Schwungphase; Übergang von Stand- in Schwungphase ohne eBUS bei $65,4 \% \pm 11,3 \%$ (Auf) und $66,6 \% \pm 15,3 \%$ (Ab) sowie mit eBUS bei $64,3 \% \pm 25,3 \%$ (Auf) und $51,7 \% \pm 22,8 \%$ (Ab)

Charakteristisch für den Auf- und Abstieg sind zwei Peaks in der Standphase, wie es bei den berechneten und gemessenen Verläufen ohne eBUS vorzufinden ist. Die Schwungphase ist im Vergleich zur Standphase durch sehr geringe Werte mit maximal 5 N/kg gekennzeichnet. Bei beiden Bewegungen liegt die berechnete Kniegelenkreaktionskraft für die Schwungphase bei der Nutzung des exoskelettalen BUS unterhalb dieser maximalen Werte. Im Vergleich zur Standphase sind die Kniegelenkreaktionskräfte während der Schwungphase vernachlässigbar klein.

Allerdings wird bei der Nutzung des eBUS der charakteristische Verlauf in der Standphase weder im Aufstieg noch im Abstieg erreicht. Bei beiden Bewegungen tritt nur ein Peak in der Standphase auf mit Werten von 52 ± 17 N/kg beim Aufstieg und 26 ± 8 N/kg beim Abstieg. Im Vergleich dazu sind die maximalen Werte der jungen Probanden ohne eBUS bei 35 ± 11 N/kg beim Aufstieg und 32 ± 6 N/kg beim Abstieg.

9.3.2 Schnittstellenkräfte und Fehlausrichtungen

Schnittstelle

Die durch Simulation ermittelten Schnittstellenreaktionskräfte, welche zwischen dem eBUS und dem Menschmodell wirken, werden im Vergleich zu den Druckschmerzschwellen (vgl. Kapitel 7.1.6) in Tabelle 9.3 dargestellt. Ausgewertet wurden die Segmente des Ober- und Unterschenkels für beide Bewegungen. Der durch Simulation berechnete Mittelwert ist das arithmetische Mittel über alle Knotenpunkte der Schnittstelle an dem jeweiligen Segment über alle Versuche hinweg. Der Maximalwert bezieht sich auf den Knoten mit der berechneten maximalen Schnittstellenkraft, die ebenfalls über alle Versuche gemittelt wurden. Da zwischen eBUS und Patella keine Schnittstelle vorhanden ist, ergeben sich die Werte an dieser Stelle folglich zu Null. Die berechneten Schnittstellenkräfte am Oberschenkel sind im Mittel und für den Maximalwert für den Aufstieg größer als für den Abstieg. Während des Abstiegs treten wiederum höhere Schnittstellenkräfte am Unterschenkel auf. Auffällig ist, dass alle durch Simulation berechneten Werte sehr stark streuen.

Tabelle 9.3: Durch Simulation ermittelte Schnittstellenkräfte am Ober- und Unterschenkel im Vergleich mit den Druckschmerzschwellen (PPT) an den Messstellen MRF (Musculus rectus femoris), P (Patella), T (Tibia) und MG (Musculus gastrocnemius)

Mess- stelle	PPT Median [N]	PPT Maximum [N]	ausgewertetes Segment	MW $\pm$ SD [N] (Simulation)		Max $\pm$ SD [N] (Simulation)	
				Auf	Ab	Auf	Ab
MRF	52	157	Oberschenkel	28 ± 23	20 ± 26	104 ± 80	62 ± 76
P	57	156	-	0	0	0	0
T	48	161	Unterschenkel	23 ± 14	27 ± 17	97 ± 87	98 ± 63
MG	61	149					

Die berechneten Mittelwerte der Schnittstellenkräfte liegen für Auf- und Abstieg alle unterhalb der Medianwerten der Druckschmerzschwellen. Dies trifft auch auf die berechneten Maximalwerte im Vergleich zu den maximalen Druckschmerzschwellen zu, wenn hier die Standardabweichung nicht mit betrachtet wird.

Fehlausrichtung

Für die Untersuchung der Fehlausrichtung zwischen eBUS und Mensch wird der zweidimensionale Abstand der Mensch-eBUS-Achsen in Sagittalebene für Knie und Fußgelenk als zeitlicher Verlauf über den gesamten Zyklus (1 bis 3) in Abbildung 9.9 dargestellt. Die zeitabhängigen räumlichen Positionen der eBUS-Achsen wurden über die Markertrajektorien bestimmt, welche lateral an Fuß- und Kniegelenksachse angebracht waren (vgl. Kapitel 9.2.2). Bei den menschlichen Achsen wurden jeweils die zeitabhängigen räumlichen Positionen der Kompromissdrehpunkte bestimmt, indem an den lateralen Drehpunkten Marker angebracht waren. Für die nachfolgenden Beschreibungen sollen die Kompromissdrehpunkte von Fuß- und Kniegelenk als menschliche Gelenkachsen verstanden werden. Die Relativbewegung der Fuß- beziehungsweise Kniegelenksachse des eBUS (blaues Koordinatensystem) zur ortsfesten Fuß- beziehungsweise Kniegelenksachse des Menschen (oranges Koordinatensystem) gibt einen zweidimensionalen Einblick in die potentielle Fehlausrichtung zwischen beiden Gelenkachsen und lässt Aussagen über die Passfähigkeit des eBUS zu.



Abbildung 9.9: Zweidimensionale Fehlausrichtung des eBUS als relativer Verlauf des Abstandes der Knie- bzw. Fußgelenksachse des eBUS (dunkelblaues Koordinatensystem) zu den Kompromissdrehpunkten der menschlichen Knie- bzw. Fußgelenksachse (oranges Koordinatensystem im Ursprung fixiert) aus Sicht der Sagittalebene mit (1) Zyklusstart, (2) Beginn der Schwungphase und (3) Zyklusende; Mittlerer Verlauf (blau) mit ± 1 SD in beiden Richtungen (hellblau)

Die Fußgelenksachse des eBUS bewegt sich bezüglich der vertikalen Richtung (proximal-distal) nur geringfügig auf der Ebene der menschlichen Fußgelenksachse. Während des Aufstiegs tritt eine Abweichung von ± 1 cm im Mittel über den gesamten Zyklus auf. Beim Abstieg

verschiebt sich die Fußgelenksachse des eBUS in proximaler Richtung in der Standphase um 2 cm. Der relative Abstand beider Achsen beträgt in horizontaler Richtung (anterior-posterior) beim Aufstieg zu Zyklusbeginn 1,8 cm im Mittel und erreicht dann ein mittleres Minimum mit 0,5 cm zu Beginn der Schwungphase. Während dieser Phase tritt ein Maximum mit einem Mittelwert von 3,3 cm auf. Beim Abstieg beginnt und endet der Zyklus mit einem minimalen horizontalen Abstand von 1 cm im Mittel und erreicht sein mittleres Maximum zu Beginn der Schwungphase mit 4 cm.

Die Kniegelenksachse des eBUS bewegt sich im Mittel bezüglich der menschlichen Kniegelenksachse in vertikaler und horizontaler Richtung bei beiden Bewegungen um jeweils 3 cm. Beim Aufstieg befindet sich die Kniegelenksachse des eBUS bereits zu Zyklusbeginn 3 cm anterior und 2,5 cm distal bezüglich der menschlichen Gelenkachse. Die maximale horizontale Entfernung tritt hier während der Schwungphase mit einem mittleren anterioren Abstand von 4,3 cm auf. Zu diesem Zeitpunkt ist der vertikale Abstand minimal und beträgt 1 cm im Mittel. Ein minimaler horizontaler Abstand tritt in der Standphase mit einem Mittelwert von 1,8 cm in anteriorer Richtung auf. Während des Abstiegs beträgt der relative Abstand beider Achsen in horizontaler Richtung zu Zyklusbeginn 0,3 cm posterior und erreicht dann sein mittleres anteriores Maximum mit 1,7 cm zu Beginn der Schwungphase. Am Ende der Schwungphase tritt ein posteriores Maximum mit einem Mittelwert von 1,3 cm auf. Der Zyklus beginnt beim Abstieg mit einem mittleren vertikalen Abstand von 2,5 cm in distaler Richtung und erreicht während der Standphase sein Minimum. Währenddessen tritt zwischen beiden Achsen kein vertikaler Abstand auf. Ein distales Maximum mit 3 cm im Mittel tritt dann während der Schwungphase auf.

9.3.3 Subjektive Empfindungen

Die subjektiven Empfindungen der drei Probanden wurden nach den Versuchen mit eBUS erfragt und werden nachfolgend sinngemäß und zusammenfassend wiedergegeben:

Der erste Proband beschreibt, dass das eBUS am linken Bein eher hinderlich für die Bewegung ist, weil das eBUS eine rechtzeitige Knieflexion erschwert. Demzufolge findet weder im Auf- noch im Abstieg eine zyklische Bewegung statt. Im rechten Bein wird hingegen beschrieben, dass das eBUS sowohl den Auf- als auch den Abstieg von der Empfindung her unterstützt.

Der zweite Proband empfindet den Bodenkontakt mit dem eBUS auf den Treppenstufen als unangenehm, da hier das haptische Feedback fehlt. Im Aufstieg wird eine Unterstützung durch das eBUS empfunden, diese Unterstützung kommt allerdings zeitverzögert. Während des Abstiegs empfindet dieser Proband keine Unterstützung, die meisten Abstiege werden jedoch als nicht unangenehm beschrieben.

Während des Aufstiegs empfindet der dritte Proband eine Unterstützung, welche er auch als nicht merklich verzögert beschreibt. Der Abstieg wird hingegen als nicht zyklisch wahrgenommen, was eine nicht empfundene Unterstützung zur Folge hat. Hier wird weiterhin angemerkt, dass im rechten eBUS ein hoher Widerstand bei der Flexionsbewegung im Knie vorherrschte, was eine höhere Arbeit im Vergleich zum anderen Bein nach sich zog. Am Fuß wurden nach den Versuchen schmerzfreie aber sichtbare Druckstellen dokumentiert. Der Proband vermutete, dass dies auf ein nicht fest genug sitzendes Oberschenkelsegment zurückzuführen ist, wodurch das eBUS distal verschoben und zusätzlicher Druck auf die Schnittstelle im Fuß ausgeübt wird. Des Weiteren wurde wahrgenommen, dass die Bewegungen durch das Vorhandensein des Geländers beeinflusst wurden.

9.4 Diskussion der Ergebnisse

Die im experimentellen Funktionsnachweis ermittelten Ergebnissen sollen nun in Bezug auf die eingangs formulierten Thesen diskutiert werden. Im Allgemeinen lässt sich postulieren, dass das eBUS die Überwindung von Treppen in dreierlei Hinsicht maßgeblich beeinflussen kann. Erstens haben die zusätzlichen Massen des eBUS Einfluss auf das dynamische Mensch-Maschine-System, was eine Änderung der Kinematik und Kinetik der menschlichen Bewegungen zur Folge haben könnte. Der zweite Einfluss betrifft die Eingrenzung der Bewegungsfreiheit des menschlichen Bewegungsapparates durch das eBUS. Drittens wird die vom eBUS auf den Menschen übertragene Zugkraft mit hoher Wahrscheinlichkeit dessen Bewegungsablauf beeinflussen, im wünschenswerten Fall unterstützend. Über diese Einflüsse können innerhalb dieser Diskussion nur Vermutungen angestellt werden, da die Ursachenforschung einer potentiellen Bewegungsänderung nicht Ziel dieser Untersuchung war. Vielmehr sollen die Ergebnisse so interpretiert werden, dass Handlungsempfehlungen bezüglich einer Weiterentwicklung des getesteten eBUS abgeleitet werden können.

Kinematik in Sagittal- und Frontalebene

Die Änderungen der Kinematik in Sagittalebene sind bei beiden Bewegungen durch den Einfluss des eBUS signifikant, weil sich die Winkelverläufe mit eBUS weder im Fuß-, Knie- oder Hüftgelenk über den gesamten Zyklus hinweg innerhalb der Standardabweichung der Verläufe ohne eBUS befinden. Der qualitative Verlauf kann im Knie- und Hüftgelenk zwar größtenteils erhalten bleiben, allerdings wird beim Abstieg in der Phase des kontrollierten Absenkens bei der Nutzung des eBUS die Hüfte wesentlich stärker flektiert. Dies könnte als Ausgleichsbewegung für die geringere Dorsalextension im Fußgelenk interpretiert werden. Da die Bewegungsfreiheit im Hüftgelenk nicht durch das eBUS beeinträchtigt wird, können hier größere Winkelamplituden erreicht werden, was einen einfacheren Bewegungsausgleich über die Hüfte begünstigt. Andererseits ist festzustellen, dass im Fuß- und Kniegelenk die Winkelamplituden mit eBUS nicht erreicht werden. Ursache könnte die Einschränkung der Bewegungsfreiheit durch

das eBUS sein, welche durch die ermittelte Fehlausrichtung der Gelenkachsen zwischen Mensch und eBUS verstärkt wird. Die quantitativen Unterschiede sind nicht zurückzuführen auf die Probandenparameter, da diese beiden Gruppen mit $1,74 \pm 0,10$ m ohne eBUS und $1,73 \pm 0,03$ m mit eBUS im Mittel eine ähnliche Größe aufweisen.

In der Frontalebene befinden sich die mittleren Winkelverläufe des Fußes mit eBUS bei beiden Bewegungen zwar innerhalb der Standardabweichung ohne eBUS, allerdings sind auch hier qualitative Änderungen festzustellen. Dies könnte wiederum auf die Bewegungseinschränkung durch das eBUS zurückzuführen sein. Im Hüftgelenk kommt es insbesondere beim Aufstieg in der Phase des Hochziehens und Vorschreitens zu einer größeren Abduktion. In dieser Phase konnten Ausgleichsbewegungen des Oberkörpers festgestellt werden, welche vermutlich auf die zusätzliche Masse des eBUS am Schwungbein zurückzuführen ist. Die Probanden lehnten sich während der Standphase mit dem Oberkörper lateral über ihr eigenes Standbein, um das Hochziehen des mit zusätzlicher Masse belasteten Schwungbeines zu erleichtern. Durch den größeren Abduktionswinkel während der Standphase im Aufstieg wird bei gleichem Versuchsaufbau folglich ein geringerer Adduktionswinkel in der Schwungphase benötigt. Dieses Phänomen kann durch die Messergebnisse bestätigt werden. Es kann geschlussfolgert werden, dass die Änderung der Kinematik mit eBUS in der Frontalebene ebenfalls signifikant ist. Dies wird weiterhin durch die subjektiven Empfindungen der Probanden manifestiert, welche azyklische Bewegungen beschreiben.

Knieextensionsmoment des eBUS

Das erforderliche Knieextensionsmoment nach Kapitel 5.5.2 wird durch das eBUS nur beim Aufstieg in der Phase des Vorschreitens und teilweise beim Abstieg während des kontrollierten Absenkens aufgebracht. Das vom eBUS aufgebrachte Maximalmoment von $0,5 \pm 0,2$ Nm/kg während des Aufstiegs liegt minimal unter den geforderten $0,8$ Nm/kg laut Tabelle 5.6. Da der Antrieb nach Kapitel 8 eine Seilkraft von 1500 N und somit ein Drehmoment von $1,5$ Nm/kg aufbringen kann, wird die bei diesen Versuchen nicht erreichte quantitative Unterstützung als unkritisch angesehen. Dieses Postulat wird durch die subjektiven Empfindungen der Probanden gestützt, welche alle eine merkbare Unterstützung beim Aufstieg beschreiben. Beim Abstieg wird wiederum nur von einem Probanden eine Unterstützung durch das eBUS empfunden. Dies könnte auf die betragsmäßig zu geringe Unterstützung zurückzuführen sein.

Kritisch angesehen wird jedoch der qualitative Verlauf des aufgebrachten Knieextensionsmomentes insbesondere während des Aufstiegs. In dieser Pilotstudie wird das Moment nur in der Phase des Vorschreitens beim Aufstieg aufgebracht und nicht in der Phase des Hochziehens, wo eine Unterstützung nach Kapitel 5.5.2 eher erforderlich wäre. Dass die Unterstützung in der Phase des Hochziehens zeitverzögert erfolgt, kann durch die individuellen Aussagen der

Probanden bestätigt werden. Ursache für die zeitversetzte Unterstützung ist die Regelung des eBUS. Auf diesbezügliche Details soll hier nicht weiter eingegangen werden.

Aufzubringende Hüftmomente

Die These, dass das aufzubringende Hüftmoment in der Schwungphase durch die zusätzliche Masse des eBUS im Vergleich nicht signifikant größer ist, kann weder für Aufstieg noch Abstieg bestätigt werden. Beim Aufstieg tritt am Zyklusende sogar ein maximales Flexionsmoment von $0,6 \pm 0,1$ Nm/kg auf. Dieses ist aber im Vergleich zu den aus Tabelle 5.4 aufbringbaren Maximalmomenten von $1,3 \pm 0,5$ Nm/kg für die Senioren beziehungsweise $1,8 \pm 0,5$ Nm/kg für junge Menschen nicht kritisch. An dieser Stelle sei nochmals auf die Validierung verwiesen, die eine Interpretation der Schwungphase vermutlich nur mit einer höheren Unsicherheit zulässt.

Die durch den Menschen aufzubringenden Hüftmomente weisen während des Aufstiegs in der Phase des Hochziehens und Vorschreitens eine große Diskrepanz zwischen beiden Versuchsszenarien auf. In diesen Phasen beträgt das maximale Extensionsmoment $1,1 \pm 0,3$ Nm/kg und könnte für die Senioren unter Umständen kritisch sein. Dieses Phänomen hat mutmaßlich zwei Ursachen. Erstens könnte ein zusätzliches Hüftextensionsmoment erforderlich sein, um der zusätzlichen Masse des eBUS beim Aufstieg potentielle Energie zuzuführen. Zweitens könnte das erhöhte Hüftextensionsmoment ein Indiz für eine Umverteilung von Momenten zu Gunsten der Hüfte sein, um das Kniegelenk noch stärker zu entlasten. Welche Ursachen dieses Phänomen genau hat, kann und soll an dieser Stelle nicht final beantwortet werden.

Gelenkreaktionskräfte im Knie

Es wurde vermutet, dass die Gelenkreaktionskräfte im Knie durch die Nutzung des eBUS signifikant abnehmen. Dies kann weder für den Aufstieg noch für den Abstieg durch die Ergebnisse bestätigt werden. Im Abstieg liegt der Mittelwert des Verlaufsmaximums mit 26 ± 8 N/kg bei der Nutzung des eBUS zwar unterhalb des Mittelwertes ohne eBUS (32 ± 6 N/kg), allerdings ist dies nicht signifikant. Während des Aufstiegs ist die Kniegelenkreaktionskraft durch die Nutzung des eBUS sogar um im Mittel 17 N/kg größer. Ursache für diese signifikante Erhöhung beim Aufstieg könnte die Fehlausrichtung der Kniegelenksachsen zwischen Mensch und exoskelettalem BUS sein. Insbesondere während des Aufstieges ist die Achse des eBUS zu keinem Zeitpunkt kongruent zur Kniegelenksachse des Menschen und befindet sich während der Phase der maximalen Kniegelenkreaktionskraft mindestens 1,8 cm anterior von dieser entfernt. Diese Inkongruenzen verursachen zusätzliche Scherbelastungen im Kniegelenk und müssen durch den Bewegungsapparat kompensiert werden (Plegge 2016, S. 17).

Da das externe Drehmoment des eBUS von 20 % bis etwa 60 % der Zykluszeit eingeleitet wird und zur selben Zeit auch die Kniegelenkreaktionskraft beim Aufstieg signifikant größer ist

könnte vermutet werden, dass die zusätzliche Einleitung des Drehmomentes durch das eBUS die Kniegelenkreaktionskraft direkt beeinflusst und sogar vergrößert. Stoltze und Co-Autoren (2018) haben allerdings für das ebene Gehen herausgefunden, dass der erste Peak der Kniegelenkreaktionskraft durch das Kniemoment maßgeblich beeinflusst wird. Der zweite Peak ist hingegen durch das Fußmoment, beziehungsweise den Musculus gastrocnemius, beim Übergang von einfacher zu doppelter Standphase geprägt. In einer Pilotstudie konnten die Autoren auch nachweisen, dass ein extern eingeleitetes Kniemoment zur Herabsetzung der Kniegelenkreaktionskraft im ersten Peak beim ebenen Gehen führt (Stoltze u. a. 2022). Wenn diese Erkenntnisse auch für die Treppenüberwindung gelten, wird nur der erste Peak durch die Nutzung des eBUS herabgesetzt. Der qualitative Verlauf der Kniegelenkreaktionskraft mit eBUS ist allerdings nicht durch zwei Peaks charakterisiert, was auf die azyklische Bewegung zurückzuführen ist. Dies zeigt sich bereits durch den nicht für die Überwindung von Treppen charakteristischen Verlauf der Bodenreaktionskraft (vgl. Anhang 24). Aus diesem Grund kann nur vermutet werden, dass das eBUS die Kniegelenkreaktionskraft im ersten Peak herabsetzt, was für den Abstieg durch die Ergebnisse bestätigt werden kann (vgl. Abbildung 9.8).

Schnittstellenkräfte zwischen Mensch und eBUS

Über die tatsächlich auftretenden Schnittstellenkräfte zwischen Mensch und eBUS kann zu diesem Zeitpunkt keine finale Aussage getroffen werden, da die Kräfte nicht gemessen werden konnten und das für die Berechnung verwendete Schnittstellenmodell nicht validiert wurde. Die mit diesem nicht validierten Modell ermittelten Schnittstellenkräfte sind im Vergleich zu den Druckschmerzschwellen (PPT) nach Kapitel 7.1.6 bei der Interpretation der Mittelwerte im zulässigen Bereich. Selbst die berechneten Maximalwerte liegen unterhalb der zulässigen maximalen PPT, wenn die auffällig hohe Standardabweichung unberücksichtigt bleibt. Die hohe Standardabweichung könnte auf die relativ geringe Anzahl der Probanden und Versuche oder ein unzureichend robustes Modell zurückzuführen sein. Bei Berücksichtigung der Standardabweichung werden die PPT sowohl im Ober- als auch Unterschenkel überschritten. Dies ist allerdings auch nur bedingt mit den Messstellen vergleichbar, da bei den berechneten Werten alle Kontaktstellen in den jeweiligen Segmenten berücksichtigt werden und nicht nur die Kontakte der Messstellen. Es kann leider auch keine Aussage dazu gemacht werden, wie lange der Median- oder Maximalwert der PPT in der Schnittstelle zwischen Menschmodell und eBUS überschritten wird.

Fehlausrichtung der Gelenkachsen

Die Fehlausrichtung der Gelenkachsen zwischen eBUS und Mensch ist signifikant groß. Inkongruenzen konnten sowohl für die Fußgelenks- als auch die Kniegelenksachsen festgestellt werden. Die Fußgelenksachse des eBUS ist in proximal-distaler Richtung vergleichsweise zur anterior-posterioren Richtung gut eingestellt, weil hier die geringsten mittleren Diskrepanzen

mit maximal 2 cm auftreten. Die anteriore Abweichung beträgt im Mittel 2 cm, was durch die in dieser Richtung nicht einstellbare Anbindung des Unterschenkels bedingt wird.

Die Kniegelenksachse des eBUS ist in beiden Richtungen nicht optimal ausgerichtet, obwohl die Abstände der Knie- und Fußgelenksachsen der Probanden bei der Einstellung des eBUS vor den Versuchen berücksichtigt wurden. Dass kongruent ausgerichtete Achsen für eine geringe Zwangskraft zwischen eBUS und Mensch relevant sind, konnte Bartenbach (2017) experimentell nachweisen. Insbesondere bei größeren Gelenkwinkeln, wie es im Knie bei der Überwindung von Treppen der Fall ist, beeinflusst die Fehlausrichtung der Achsen die Zwangskräfte signifikant (Bartenbach 2017, S. 72). In der Studie von Bartenbach konnten Fehlausrichtungen von bis zu 3 cm beobachtet werden (Bartenbach 2017, S. 73). Bei der Untersuchung der Passform des kommerziell erhältlichen Keeogo™ (vgl. Abbildung 2.1 d)) wurden sogar Abweichungen von bis zu 7 cm mit einer mittleren Verschiebung von 4,2 cm festgestellt (Plegge 2016, S. 17). Im Vergleich dazu konnte in dieser Pilotstudie eine geringere maximale Inkongruenz für beide Gelenke erzielt werden.

Bei beiden Gelenken ist festzustellen, dass sich die Achsabweichungen bei beiden Bewegungen signifikant ändern. Einerseits könnte dies auf eine unzureichende Passform des exoskelettalen BUS schließen lassen, welches zu lose am Probanden angelegt wurde. Dies wurde auch vom dritten Probanden bemerkt, welcher ein unzureichend befestigtes Oberschenkelsegment vermutete. Hier ist anzumerken, dass die subjektive Empfindung über nicht fest genug sitzende Exoskelette nicht zwangsläufig mit einer fehlgerichteten Kraftübertragung einhergehen muss (Plegge 2016, S. 18). Das erklärt dementsprechend die subjektiv empfundene Unterstützung durch das eBUS. Andererseits könnte die Änderung der Achsabweichung auch durch die zeitlich veränderlichen Umfänge der menschlichen Segmente begünstigt werden, die wiederum durch Muskelkontraktionen hervorgerufen werden.

Abschließende Bemerkungen zur Pilotstudie

In der Pilotstudie konnte gezeigt werden, dass das entwickelte eBUS den Treppenaufstieg und -abstieg unterstützt. Dies wird zum einen durch das aufgebrachte Knieextensionsmoment vom eBUS deutlich und zum anderen durch die subjektiven Empfindungen der Probanden. Durch die unterschiedlich wahrgenommene Unterstützung wird ersichtlich, dass Exoskelette individuell auf Probanden einwirken können und daher probandenspezifisch gestaltet oder eingestellt werden sollten. Das betrifft beispielsweise die Passform des eBUS oder dessen Einstellungen bezüglich der Segmentlängen. Nur so kann die Schnittstellenkraft zwischen Mensch und eBUS in einem optimalen Bereich gehalten werden, wohingegen Fehlausrichtungen der Achsen minimal sein sollten. Optimierungspotential konnte bei den Inkongruenzen der Gelenkachsen identifiziert werden. Hier könnte ein Kompensationsmechanismus, wie in

Bartenbach (2017) oder Müller (2017) beschrieben, unter Berücksichtigung von zusätzlichen Massen die Inkongruenzen minimieren. Da die zusätzliche Masse des eBUS zur Ausgleichsbewegung des Oberkörpers führt und die Kinematik bei beiden Bewegungen signifikant geändert wird, sollte die Masse des eBUS weiter reduziert werden.

Da die Treppenüberwindung eine vergleichsweise langsame Bewegung mit geringen Winkelgeschwindigkeiten ist und hier große Gelenkwinkel vorliegen, konnte trotz nicht optimal eingebrachter externer Kraft eine Unterstützung erzielt werden. Die Ergebnisse dieser Pilotstudie zeigen deutlich, dass eine schnellere Bereitstellung der Kraft sowie ein größerer Betrag erforderlich sind, um die in Kapitel 5 definierten biomechanischen Anforderungen vollumfänglich zu erfüllen und dem ermittelten Unterstützungsbedarf gerecht zu werden. Durch eine geeignetere Parametrierung der Regelung könnten auch die in Tabelle 5.6 geforderten Winkelgeschwindigkeiten, folglich geringere Zykluszeiten und auch eine zyklischere Bewegung erreicht werden.

Da die Ergebnisse in dieser Pilotstudie nur auf den Bewegungsmustern der Probanden und des eBUS sowie auf extern gemessenen Kräften beruhen, sollten für zukünftige Studien zusätzlich sEMG-Messungen der relevanten Muskeln durchgeführt werden. So könnte eine Unterstützung des eBUS durch Verringerung von gemessenen Muskelaktivitäten festgestellt werden. Um eine geeignete Platzierung der Elektroden zu gewährleisten, sollten die Schnittstellen des eBUS angepasst werden. Ergänzend zu diesen Messungen sollte die subjektive Empfindung der Unterstützung systematischer ermittelt werden, beispielsweise mit dem NASA-TLX Fragebogen (Hart, Staveland 1988). Eine Untersuchung mit einer größeren Anzahl an Probanden würde die statistische Aussagekraft steigern. In nachfolgenden Studien sollten auch Senioren getestet werden, da Sie die Zielgruppe des eBUS sind. Weitere Studien sind erforderlich, um potentielle Schäden am Menschen durch das eBUS zu untersuchen und im Idealfall auszuschließen. Hierfür sollte insbesondere untersucht werden, ob eine Umverteilung von Gelenkmomenten stattfindet und welche Auswirkungen die während des Aufstiegs ermittelte Vergrößerung der Kniegelenkreaktionskraft auf den Menschen hat. Zusätzlich sollte die passive Unterstützung der Plantarflexion und dessen Einfluss auf den zweiten Peak der Kniegelenkreaktionskraft untersucht werden.

10 Zusammenfassung und Ausblick

10.1 Zusammenfassung

In der vorliegenden Dissertation wird ein Beitrag zur Biomechanik und seniorengerechten Gestaltung von exoskelettalen Bewegungsunterstützungssystemen (eBUS) geleistet, welche ausschließlich für die Überwindung von Treppen konzipiert sind. Durch derartige Systeme wären dessen Anwender wieder in der Lage, das alltägliche Hindernis der Treppe selbstständig zu überwinden.

Eine Analyse des Standes der Technik und Forschung hat ergeben, dass eBUS einerseits nicht ausschließlich für Senioren und andererseits für die Unterstützung mehrere Bewegungen entwickelt wurden. Dies hat zur Folge, dass die jeweiligen Maximalanforderungen wie Gelenkwinkelgeschwindigkeiten, erforderliche Drehmomente oder maximale Gelenkwinkel das Gesamtsystem und dessen einzelnen Komponente maßgeblich prägen. Die eBUS, die insbesondere auf die Spezifik der Treppenüberwindung ausgelegt und auch für Senioren konzipiert sind, unterscheiden sich dennoch in ihrer Systemstruktur. Ursachen dafür sind unter anderem die unterschiedlichen biomechanischen Anforderungen, die an die Systeme gestellt wurden.

Um ein minimal aktuiertes, mobiles und anpassbares eBUS zu entwickeln, welches energieeffizient und leicht ist, sollte während des gesamten Entwicklungsprozesses eine partizipative Entwicklungsmethode angewendet werden. Somit konnten in dieser Arbeit die für die Senioren wichtigen Anforderungen, wie ein schnelles an- und ablegen des eBUS, ein ergonomisches Tragegefühl, eine intuitive Bedienung sowie eine vom Bekleidungszustand unabhängige Funktionsweise, von Beginn an berücksichtigt werden.

Ein wesentlicher Beitrag dieser Arbeit betrifft die Quantifizierung des biomechanischen Unterstützungsbedarfs von Senioren bei der Treppenüberwindung. Dafür wurde die beim Auf- und Abstieg aufgebrauchte Gelenkleistung von elf Senioren mit einer Gruppe junger Menschen verglichen und statistische Unterschiede identifiziert. Die Ableitung der biomechanischen Anforderungen für die Entwicklung von eBUS hat ergeben, dass Senioren sowohl während des Auf- als auch Abstiegs bei der Kniegelenksextension unterstützt werden sollten. Ein geringerer Unterstützungsbedarf wurde in dieser Studie für die Plantarflexion des Fußes evaluiert.

Mit diesen Erkenntnissen wurden prinzipielle Unterstützungsmöglichkeiten dieser beiden Gelenke simulativ untersucht. Dafür wurden reale Bewegungsdaten des Aufstieges verwendet, um die Effektivität von passiven Unterstützungselementen und aktiven externen Kräften mittels inverser Dynamik zu ermitteln. Es hat sich gezeigt, dass die Knieextension aktiv unterstützt werden sollte und die Plantarflexion des Fußes passiv mittels Feder unterstützt werden kann.

Des Weiteren wurde in dieser Arbeit eine Methode vorgestellt, mit der prinzipielle Bewegungsunterstützungssysteme für den unteren Bewegungsapparat synthetisiert werden können. Dafür wurden mögliche Antriebsanordnungen an einem vereinfachten Modell des menschlichen Bewegungsapparates vorgenommen. Durch Kombination der geeigneten Anordnungen konnten elf prinzipielle Lösungen von eBUS zur Treppenüberwindung gefunden werden. Die favorisierte Lösung wurde zum technischen Prinzip weiterentwickelt.

Im weiteren Verlauf konnten die geometrisch-stofflichen Eigenschaften eines eBUS festgelegt werden, indem Komponenten entwickelt wurden und ein Gesamtaufbau physisch generiert wurde. Durch mehrere Präsentationen eines ersten physischen Demonstrators konnten Senioren an der Entwicklung partizipieren. Das Nutzerfeedback konnte anschließend in einem zweiten Demonstrator umgesetzt werden. Auf Grundlage dieses Feedbacks wurde auf die passive Unterstützung der Plantarflexion im zweiten Demonstrator verzichtet.

Abschließend wurde dieser optimierte Demonstrator an drei Probanden in einer Pilotstudie getestet. Dafür wurden Bewegungstrajektorien des eBUS und des Menschen erfasst, externe Kräfte in der Treppenstufe beim Auf- und Abstieg gemessen sowie die externe Kraft des eBUS aufgezeichnet. Mittels eBUS-Mensch-Modell und eines neuartigen Schnittstellenmodells wurden die Gelenkwinkelverläufe und relevanten Momentenverläufe invers berechnet. Ausgewertet wurden ebenfalls die Kniegelenkreaktionskräfte, Schnittstellenkräfte und die Fehlausrichtung des eBUS. Die Ergebnisse dieser Pilotstudie haben gezeigt, dass das eBUS die Probanden bei der Treppenüberwindung prinzipiell unterstützt und seine Funktion grundsätzlich erfüllt. Allerdings konnte am getesteten eBUS Optimierungspotential identifiziert werden, da nicht alle Anforderungen vollumfänglich erfüllt werden konnten.

10.2 Ausblick

Ein mögliches Anwendungsszenario betrifft den in dieser Arbeit entwickelten Demonstrator. Dieser könnte nach Präzisierung einer Zweckbestimmung und Festlegung der anzuwendenden Regularien entweder als Medizinprodukt oder als technisches Hilfsmittel weiterentwickelt werden. Das gesamte System sollte bezüglich des Gewichts reduziert werden, die Fehlausrichtung der Gelenkachsen ist zu minimieren sowie die Schnittstelle zwischen Mensch und eBUS zu optimieren. Weiterhin sollte der An- und Ablegeprozess separat und partizipativ mit den Senioren weiterentwickelt und optimiert werden. Um die Sicherheit des Systems zu erhöhen sollte der Einsatz paralleler und redundanter Antriebe konzeptionell untersucht werden.

Für weitere Funktionstests mit dem eBUS sollte die Regelung angepasst werden und die Anzahl der Probanden im Sinne einer statistischen Auswertung erhöht werden. Es ist auch denkbar, dass das eBUS bei anderen Bewegungen, wie dem ebenen Gehen oder bei der Überwindung von Rampen, getestet wird.

Des Weiteren könnten die Erkenntnisse zum biomechanischen Unterstützungsbedarf in bereits bestehende eBUS einfließen, um ein System zu entwickeln, was alle Hürden im alltäglichen Leben von Senioren berücksichtigt.

Als nachfolgend relevant wird die Erforschung von weichen und rigiden Exoskeletten angesehen. Insbesondere sollten die Vor- und Nachteile beider Strukturen im direkten Vergleich, bezogen auf die erzeugten Drehmomente beziehungsweise die auf den Menschen einwirkenden Kräfte, untersucht werden. Somit könnten Empfehlungswerte für Drehmomente festgelegt werden, ab wann ein Exoskelett rigide Strukturen benötigen würde.

Es ist des Weiteren denkbar, dass die in dieser Arbeit angewendete simulative Untersuchungsmethode der prinzipiellen Unterstützungsmöglichkeiten auch für die Entwicklung anderer Exoskelette verwendet wird. Dies betrifft auch die Generierung abstrakter prinzipieller eBUS. Die vorgestellte abstrakte Synthesemethode könnte für den gesamten menschlichen Körper erweitert werden, indem alle Freiheitsgrade aller Gelenke berücksichtigt werden. Somit könnten Exoskelette aller Art abstrakt entwickelt werden.

Abschließend ist das hier angewendete Schnittstellenmodell zu validieren und wäre somit auch bei Simulationen anderer Exoskelette, Orthesen oder Prothesen einsetzbar. Folglich könnten deren biomechanische Wirksamkeit simulativ untersucht werden und insbesondere einen tieferen Einblick in die Schnittstelle zwischen Mensch und System ermöglichen.

Literaturverzeichnis

- AFSCHRIFT, Maarten ; GROOTE, Friedl de ; SCHUTTER, Joris de ; JONKERS, Ilse: *The effect of muscle weakness on the capability gap during gross motor function: a simulation study supporting design criteria for exoskeletons of the lower limb*. In: *Biomedical engineering online* 13 (2014), S. 1–15
- ALIMAN, Norazam ; RAMLI, Rizauddin ; HARIS, Sallehuddin Mohamed: *Design and development of lower limb exoskeletons: A survey*. In: *Robotics and Autonomous Systems* 95 (2017), S. 102–116
- ANDERSEN, M. S. ; DAMSGAARD, M. ; MACWILLIAMS, B. ; RASMUSSEN, J.: *A computationally efficient optimisation-based method for parameter identification of kinematically determinate and over-determinate biomechanical systems*. In: *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 13 (2010), Nr. 2, S. 171–183
- ANDRIACCHI, T. P. ; ANDERSSON, G. B. ; FERMIER, R. W. ; STERN, D. ; GALANTE, J. O.: *A study of lower-limb mechanics during stair-climbing*. In: *The Journal of Bone & Joint Surgery* 62 (1980), Nr. 5, S. 749–757
- ANGOLD, Russdon ; HARDING, Nathan H. ; KAZEROONI, Homayoon: *SEMI-POWERED LOWER EXTREMITY EXOSKELETON*. UNIV CALIFORNIA [US]; ANGOLD RUSSDON [US]; HARDING NATHAN H [US]; KAZEROONI HOMAYOON [US]. Anmeldenr. WO2006US14227 20060413, WO. 10/26/2006. WO. Veröffentlichungsnr. WO2006113520 (A2). IPC A61B5/103
- ANSYS® HELP: *Meshing, Meshing User's Guide, Global Mesh Controls, Quality Group, Mesh Metric, Skewness*, 2013
- ANYBODY TECHNOLOGY: *AnyBody Tutorials v7.3.0 : 10. Muscle Modelling; Lesson 5: Muscle Models*. URL https://anyscript.org/tutorials/Muscle_modeling/lesson5.html#lesson-5-muscle-models – Überprüfungsdatum 15.02.2021
- ASBECK, Alan T. ; ROSSI, Stefano M.M. de ; GALIANA, Ignacio ; DING, Ye ; WALSH, Conor J.: *Stronger, Smarter, Softer: Next-Generation Wearable Robots*. In: *IEEE Robotics & Automation Magazine* 21 (2014), Nr. 4, S. 22–33
- ASHIHARA, Jun ; IKEUCHI, Yasushi ; KUDOH, Hiroshi ; HIKI, Yutaka ; NODA, Tatsuya: *WALK ASSISTANCE DEVICE*. HONDA MOTOR CO LTD [JP]; ASHIHARA JUN [JP]; IKEUCHI YASUSHI [JP]; KUDOH HIROSHI [JP]; HIKI YUTAKA [JP]; NODA TATSUYA [JP]. Anmeldenr. WO2007JP57065 20070330, WO. 1/3/2008. WO. Veröffentlichungsnr. WO2008001523 (A1). IPC A61F2/70;A61F2/64;A61F2/66;A61F2/68;A61H3/00
- ASTM F48 Committee. F3323-20. 2020. *Terminology for Exoskeletons and Exosuits*

AUBERGER, Roland: *KNEE ORTHOSIS, AND METHOD FOR CONTROLLING A KNEE ORTHOSIS*. BOCK HEALTHCARE GMBH [DE]; AUBERGER ROLAND [AT]. Anmeldenr. WO2009DE00734 20090520, WO. 11/26/2009. WO. Veröffentlichungsnr. WO2009140956 (A2). IPC A61F5/01

BARTENBACH, Volker: *Constraints Caused by Lower Extremity Exoskeletons*. ETH Zurich. Dissertation. 2017

BARTENBACH, Volker ; SCHMIDT, Kai ; NAEF, Matthias ; WYSS, Dario ; RIENER, Robert: Concept of a soft exosuit for the support of leg function in rehabilitation. In: YU, Haoyong (Hrsg.): *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR) : 11 - 14 Aug. 2015, Nanyang Technological University, Singapore*. Piscataway, NJ : IEEE, 2015, S. 125–130

BAUD, R. ; ORTLIEB, A. ; OLIVIER, J. ; BOURI, M. ; BLEULER, H.: HiBSO Hip Exoskeleton: Toward a Wearable and Autonomous Design, Bd. 48. In: HUSTY, Manfred; HOFBAUR, Michael (Hrsg.): *New Trends in Medical and Service Robots : Design, Analysis and Control*. Cham, s.l. : Springer International Publishing, 2018 (Mechanisms and Machine Science, 48), S. 185–195

BAUMGART, Christian ; HOPPE, Matthias W. ; FREIWALD, Jürgen: Ganggeschwindigkeit und Fußdruckparameter beim Treppensteigen mit und ohne Treppensteighilfe. 44. Deutscher Sportärztekongress in Frankfurt am Main : 6.-7.September 2013. In: Verein zur Förderung der Sportmedizin Hannover e.V. (Hrsg.): *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*. Augsburg : Dynamic Media Sales Verlag, 2013 (7/8), S. 192–255

BEDARD, Stephane ; LACHANCE, Dany ; GILBERT, Benoit ; ROY, Yves: *LOAD DISTRIBUTION DEVICE FOR HUMAN JOINTS*. TEMIA INC B [CA]; BEDARD STEPHANE [CA]; LACHANCE DANY [CA]; GILBERT BENOIT [CA]; ROY YVES [CA]. Anmeldenr. WO2011CA00192 20110218, WO. 10/13/2011. WO. Veröffentlichungsnr. WO2011123928 (A1). IPC A61F5/01;A61F2/50;A61F2/78;A61F5/052

BEREZIJ, Ekaterina Sergeevna ; PIS, Mennaja Elena Valentinovna ; KUZMICHEV, Andrej Viktorovich ; LAVROVSKIJ, Eduard Kirovich ; BEREZIJ, Ekaterina Sergeevna ; PISMENNAYA, Elena Valentinovna ; KUZMICHEV, Andrey Viktorovich ; LAVROVSKIY, Eduard Kirovich: *EXOSKELETON*. LLC EXOATLET [RU]. Anmeldenr. EP20160857866 20160718, EP. 2/21/2018. EP. Veröffentlichungsnr. EP3284452 (A1). IPC A61H3/00

BERGMANN, Georg ; BENDER, Alwina ; GRAICHEN, Friedmar ; DYMKE, Jörn ; ROHLMANN, Antonius ; TREPCZYNSKI, Adam ; HELLER, Markus O. ; KUTZNER, Ines: *Standardized loads acting in knee implants*. In: *PloS one* 9 (2014), Nr. 1, e86035

BERGMANN, Georg: *OrthoLoad : Standard Loads Knee Joint*. Loading of Orthopaedic Implants. URL <https://orthoload.com/test-loads/standard-loads-knee-joint/> – Überprüfungsdatum 12.10.2021

BEUNEN, Gaston: *Physical activity, fitness, and health : International proceedings and consensus statement*. By Claude Bouchard, Roy J. Shephard, and Thomas Stephens. XXIV + 1,055 pp. Champaign, IL: Human Kinetics. 1994. In: *American Journal of Human Biology* 6 (1994), Nr. 5, S. 675–676

BÖCKH, Thomas: *Handbuch zum Orthesen verstehen : Wissen über KAFO und AFO Gehorthesen mit Krafteinheit*. Handbuch 1.0. URL https://www.ortho-systems-bewegt.de/de/download/Handbuch_1.0.pdf – Überprüfungsdatum 17.02.2021

BÖHME, Max ; WEISKE, Felix ; JÄKEL, Jens ; ZENTNER, Johannes: Praktische Bedarfsanalyse am Beispiel der Entwicklung eines Bewegungsunterstützungssystems für die Treppenüberwindung. In: WEIDNER, Robert; KARAFILLIDIS, Athanasios (Hrsg.): *Technische Unterstützungssysteme, die die Menschen wirklich wollen : Dritte transdisziplinäre Konferenz : Hamburg 2018*. Hamburg, Deutschland : Laboratorium Fertigungstechnik smartASSIST Helmut Schmidt Universität, 2018, S. 279–288

BÖHME, Max ; ZENTNER, Johannes: Biomechanische Simulation orthetischer Teilsysteme in der Entwurfsphase. In: Bundesinnungsverband für Orthopädie-Technik (Hrsg.): *Orthopädie Technik : Orthesen-Passteile*. Dortmund : Verlag Orthopädie-Technik, 2020, S. 44–48

BORNHANN, Jonas ; SCHIRRMESTER, Benjamin ; PARTH, Torsten ; GONZALEZ-VARGAS, Jose: *Comprehensive development, implementation and evaluation of industrial exoskeletons*. In: *Current Directions in Biomedical Engineering* 6 (2020), Nr. 2

BRINCKMANN, Paul: *Orthopädische Biomechanik : Mit 23 Tabellen ; mit einem Verzeichnis der Fachausdrücke der Orthopädischen Biomechanik Englisch-Deutsch*. 2., erw. Aufl. Münster : Verl.-Haus Monsenstein und Vannerdat, 2012 (MV Wissenschaft 2)

B-TEMIA INC.: *b-temia : human augmentation*. URL <https://www.b-temia.com/homepage/> – Überprüfungsdatum 14.01.2021

B-TEMIA INC.: *Keeogo*. URL <https://keeogo.com/> – Überprüfungsdatum 14.01.2021

BUDYNAS, Richard Gordon ; NISBETT, J. Keith ; SHIGLEY, Joseph Edward: *Shigley's mechanical engineering design*. 8. ed. Boston : McGraw-Hill, 2006 (McGraw-Hill series in mechanical engineering)

CAPPOZZO, A. ; CATANI, F. ; DELLA CROCE, U. ; LEARDINI, A.: *Position and orientation in space of bones during movement : Anatomical frame definition and determination*. In: *Clinical Biomechanics* 10 (1995), Nr. 4, S. 171–178

- CHANDER, Divyaksh Subhash: *Modelling the Physical Human-Exoskeleton Interface*. Politecnico di Torino. Dissertation. 2021. URL <https://iris.polito.it/handle/11583/2928614>
- CHANDRAPAL, Mervin ; CHEN, XiaoQi ; WANG, Wenhui: Preliminary evaluation of a lower-limb exoskeleton - Stair climbing. In: *2013 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM 2013) : Wollongong, Australia, 9 - 12 July 2013*. Piscataway, NJ : IEEE, 2013, S. 1458–1463
- CHEN, Bing ; MA, Hao ; QIN, Lai-Yin ; GAO, Fei ; CHAN, Kai-Ming ; LAW, Sheung-Wai ; QIN, Ling ; LIAO, Wei-Hsin: *Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons*. In: *Journal of orthopaedic translation* 5 (2016), S. 26–37
- CHIARADIA, Domenico ; XILOYANNIS, Michele ; SOLAZZI, Massimiliano ; MASIA, Lorenzo ; FRISOLI, Antonio: Comparison of a Soft Exosuit and a Rigid Exoskeleton in an Assistive Task, Bd. 22. In: CARROZZA, Maria Chiara; MICERA, Silvestro; PONS, José L. (Hrsg.): *Wearable Robotics: Challenges and Trends : Proceedings of the 4th International Symposium on Wearable Robotics, WeRob2018, October 16-20, 2018, Pisa, Italy*. Cham : Springer, 2019 (Biosystems & Biorobotics, Volume 22), S. 415–419
- CLAUSER, Charles E. ; MCCONVILLE, John T. ; YOUNG, J. W.: *WEIGHT, VOLUME, AND CENTER OF MASS OF SEGMENTS OF THE HUMAN BODY*. Fort Belvoir, VA, 1969
- C-MOTION: *Coda Pelvis : Visual3D Wiki Documentation*. URL https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Coda_Pelvis. – Aktualisierungsdatum: 27.10.2016
- CYBERDYNE, INC: *HAL (Hybrid Assistive Limb)*. URL <https://www.cyberdyne.jp/english/products/HAL/index.html> – Überprüfungsdatum 14.01.2021
- DAMSGAARD, Michael ; RASMUSSEN, John ; CHRISTENSEN, Søren Tørholm ; SURMA, Egidijus ; ZEE, Mark de: *Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System*. In: *Simulation Modelling Practice and Theory* 14 (2006), Nr. 8, S. 1100–1111
- DEMPSTER, WILFRED TAYLOR: *Space requirements of the seated operator, geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs*. Fort Belvoir, VA, 1955
- DGUV: *Einsatz von Exoskeletten an gewerblichen Arbeitsplätzen : Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung*. 2019
- DGUV: *Fachzeitschrift für Prävention, Rehabilitation und Entschädigung : Forum Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung*. Wiesbaden, 2018 (1/2)
- DGUV: *Treppen : Information 208-005. Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung*. 2010
- DIN 18065. August 2020. *Gebäudetreppen – Begriffe, Messregeln, Hauptmaße*

DIN 33402-2. Dezember 2020. *Ergonomie - Körpermaße des Menschen - Teil 2: Werte*

DIN EN 60812. November 2006. *Analysetechniken für die Funktionsfähigkeit von Systemen – Verfahren für die Fehlzustandsart- und -auswirkungsanalyse (FMEA) (IEC 60812:2006); Deutsche Fassung EN 60812:2006*

DIN EN 614-1. Juni 2009. *Sicherheit von Maschinen - Ergonomische Gestaltungsgrundsätze - Teil 1: Begriffe und allgemeine Leitsätze; Deutsche Fassung EN 614-1:2006+A1:2009*

DIN EN 614-2. Dezember 2008. *Sicherheit von Maschinen - Ergonomische Gestaltungsgrundsätze - Teil 2: Wechselwirkungen zwischen der Gestaltung von Maschinen und den Arbeitsaufgaben; Deutsche Fassung EN 614-2:2000+A1:2008*

DIN EN 80601-2-78. Juni 2018. *Medizinische elektrische Geräte - Teil 2-78: Besondere Festlegungen an die Sicherheit, einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale von medizinischen Robotern zur Rehabilitation, Beurteilung, Kompensation oder Linderung (IEC 62D/1531/CDV:2017)*

DIN EN ISO 10218-1:2011. Januar 2012. *Industrieroboter - Sicherheitsanforderungen - Teil 1: Roboter (ISO 10218-1:2011); Deutsche Fassung EN ISO 10218-1:2011*

DIN EN ISO 12100 Berichtigung 1. August 2013. *Sicherheit von Maschinen - Allgemeine Gestaltungsleitsätze - Risikobeurteilung und Risikominderung (ISO 12100:2010); Deutsche Fassung EN ISO 12100:2010, Berichtigung zu DIN EN ISO 12100:2011-03*

DIN EN ISO 12100. März 2011. *Sicherheit von Maschinen - Allgemeine Gestaltungsleitsätze - Risikobeurteilung und Risikominderung (ISO 12100:2010); Deutsche Fassung EN ISO 12100:2010*

DIN EN ISO 13482. November 2014. *Roboter und Robotikgeräte – Sicherheitsanforderungen für persönliche Assistenzroboter*

DIN EN ISO 13849-1. Juni 2016. *Sicherheit von Maschinen - Sicherheitsbezogene Teile von Steuerungen - Teil 1: Allgemeine Gestaltungsleitsätze (ISO 13849-1:2015); Deutsche Fassung EN ISO 13849-1:2015*

DIN EN ISO 13849-2. Februar 2013. *Sicherheit von Maschinen - Sicherheitsbezogene Teile von Steuerungen - Teil 2: Validierung (ISO 13849-2:2012); Deutsche Fassung EN ISO 13849-2:2012*

DIN EN ISO 13850. Mai 2016. *Sicherheit von Maschinen - Not-Halt-Funktion - Gestaltungsleitsätze (ISO 13850:2015); Deutsche Fassung EN ISO 13850:2015*

DIN EN ISO 13854. Januar 2020. *Sicherheit von Maschinen - Mindestabstände zur Vermeidung des Quetschens von Körperteilen (ISO 13854:2017); Deutsche Fassung EN ISO 13854:2019*

DIN EN ISO 13855. Oktober 2010. *Sicherheit von Maschinen - Anordnung von Schutzeinrichtungen im Hinblick auf Annäherungsgeschwindigkeiten von Körperteilen (ISO 13855:2010); Deutsche Fassung EN ISO 13855:2010*

DIN EN ISO 13857. April 2020. *Sicherheit von Maschinen - Sicherheitsabstände gegen das Erreichen von Gefährdungsbereichen mit den oberen und unteren Gliedmaßen (ISO 13857:2019); Deutsche Fassung EN ISO 13857:2019*

DIN EN ISO 22523. März 2007. *Externe Gliedmaßenprothesen und externe Orthesen - Anforderungen und Prüfverfahren (ISO 22523:2006); Deutsche Fassung EN ISO 22523:2006*

DIN EN ISO 9241-11. November 2018. *Ergonomie der Mensch-System-Interaktion - Teil 11: Gebrauchstauglichkeit: Begriffe und Konzepte (ISO 9241-11:2018); Deutsche Fassung EN ISO 9241-11:2018*

DIN EN ISO 9999. März 2017. *Hilfsmittel für Menschen mit Behinderungen - Klassifikation und Terminologie (ISO 9999:2016); Deutsche Fassung EN ISO 9999:2016*

DIN ISO/TS 15066. April 2017. *Roboter und Robotikgeräte - Kollaborierende Roboter (ISO/TS 15066:2016)*

DIN und DKE ROADMAP : Deutsche Normungsroadmap Industrie 4.0. Version 4. 03/2020

DO, M. T. ; CHANG, V. C. ; KURAN, N. ; THOMPSON, W.: *Fall-related injuries among Canadian seniors, 2005-2013: an analysis of the Canadian Community Health Survey*. In: *Health promotion and chronic disease prevention in Canada : research, policy and practice* 35 (2015), Nr. 7, S. 99–108

DOLLAR, Aaron M. ; HERR, Hugh: *Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses : Challenges and State-of-the-Art*. In: *IEEE Transactions on Robotics* 24 (2008), Nr. 1, S. 144–158

ESQUENAZI, Alberto ; TALATY, Mukul ; PACKEL, Andrew ; SAULINO, Michael: *The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury*. In: *American journal of physical medicine & rehabilitation* 91 (2012), Nr. 11, S. 911–921

EUROPÄISCHE UNION: *Richtlinie 2006/42/EG des Europäischen Parlaments und des Rates vom 17. Mai 2006 über Maschinen und zur Änderung der Richtlinie 95/16/EG (idF v. 17. 5. 2006) (2006), S. 1–86. URL <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/DE/ALL/?uri=celex%3A32006L0042> – Überprüfungsdatum 05.02.2021*

EUROPÄISCHE UNION: *Verordnung (EU) 2017/745 über Medizinprodukte, zur Änderung der Richtlinie 2001/83/EG, der Verordnung (EG) Nr. 178/2002 und der Verordnung (EG) Nr. 1223/2009 und zur Aufhebung der Richtlinien 90/385/EWG und 93/42/EWG des Rates* (idF v. 5. 4. 2017) (2017), S. 1–175. URL <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/DE/TXT/?uri=CELEX%3A32017R0745> – Überprüfungsdatum 05.02.2021

EXOSKELETON REPORT LLC: *Exoskeleton Companies and Organizations Directory*. URL https://exoskeletonreport.com/exoskeleton-companies-and-organizations-directory/?wpbdp_view=all_listings – Überprüfungsdatum 15.01.2021

EXOSKELETON REPORT LLC: *H-MEX*. URL <https://exoskeletonreport.com/product/h-mex/> – Überprüfungsdatum 14.01.2021

FABRYCKY, Wolter J.; BLANCHARD, Benjamin S. (Mitarb.): *Life-cycle cost and economic analysis*, 1991 (Prentice Hall international series in industrial and systems engineering)

FARRIS, Ryan James: *Design of a Powered Lower-Limb Exoskeleton and Control for Gait Assistance in Paraplegics*. Vanderbilt University. Dissertation. 2012. URL <https://etd.library.vanderbilt.edu/etd-02222012-125257> – Überprüfungsdatum 18.01.2021

FILM-CONNECTION: *ReWalk - Erfahrungsbericht von Andre*. URL <https://film-connection.de/portfolio-item/rewalk-erfahrungsbericht-von-andre/>. – Aktualisierungsdatum: 10.04.2014 – Überprüfungsdatum 14.01.2021

FLEISCHER, Christian: *Controlling Exoskeletons with EMG signals and a Biomechanical Body Model*. Berlin, Technische Universität Berlin. Dissertation. 2007

FLEISCHER, Christian ; WEGE, Andreas: *Anordnung für ein Exoskelett und Gliedmaßen-Exoskelett*. Technische Universität Berlin. Anmeldenr. 102007035401, DE. 2009/01/29. DE. Veröffentlichungsnr. DE102007035401 (A1). IPC A61F 5/01; A61F 5/052

FRISTON, K. J. ; HOLMES, A. P. ; WORSLEY, K. J. ; POLINE, J.-P. ; FRITH, C. D. ; FRACKOWIAK, R. S. J.: *Statistical parametric maps in functional imaging : A general linear approach*. In: *Human Brain Mapping* 2 (1994), Nr. 4, S. 189–210

FRISTON, Karl J. (Hrsg.): *Statistical parametric mapping : The analysis of functional brain images*. 1st ed. Amsterdam, Boston : Elsevier/Academic Press, 2007

GEBHARDT, Christof: *Praxisbuch FEM mit ANSYS-Workbench : Einführung in die lineare und nichtlineare Mechanik*. Online-Ausg. München : Hanser, 2011

GKV-SPITZENVERBAND: *Hilfsmittelverzeichnis*. URL https://hilfsmittel.gkv-spitzenverband.de/HimiWeb/produktgruppeAnzeigen_input.action?gruppeld=23 – Überprüfungsdatum 16.04.2021

- GOFFER, Amit ; TAMARI, Oren: *MOTORIZED EXOSKELETON UNIT*. ARGO MEDICAL TECHNOLOGIES LTD [IL]. Anmeldenr. WO2013IL50220 20130310, WO. 9/26/2013. WO. Veröffentlichungsnr. WO2013140390 (A1). IPC B25J9/00;A61H1/00
- GOLDFARB, Michael ; MURRAY, Spencer: *MOVEMENT ASSISTANCE DEVICE*. UNIV VANDERBILT [US]. Anmeldenr. WO2013US46107 20130617, WO. 12/19/2013. WO. Veröffentlichungsnr. WO2013188868 (A1). IPC A61H1/02;A61H3/00
- GREIL, Holle: Körpermaße 2000: aktuelle Perzentilwerte der deutschen Bevölkerung im jungen Erwachsenenalter, Bd. 10. In: GREIL, Holle; SCHEFFLER, Christiane (Hrsg.): *Mensch, Technik, Umwelt : Forschungsforum Anthropologie*, 2001 (Brandenburgische Umwelt-Berichte - 10), S. 23–53
- GREITEMANN, Bernhard ; BAUMGARTNER, René: *Grundkurs Technische Orthopädie*. 2., überarbeitete Auflage. s.l. : Thieme, 2007
- GRIMMER, Martin ; ESLAMY, Mahdy ; GLIECH, Stefan ; SEYFARTH, Andre: A comparison of parallel- and series elastic elements in an actuator for mimicking human ankle joint in walking and running. In: *2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation* : IEEE, 2012, S. 2463–2470
- GRIMMER, Martin ; RIENER, Robert ; WALSH, Conor James ; SEYFARTH, André: *Mobility related physical and functional losses due to aging and disease - a motivation for lower limb exoskeletons*. In: *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 16 (2019), Nr. 1, S. 2
- GRÜBLER, Martin: *Getriebelehre : Eine Theorie des Zwanglaufes und der ebenen Mechanismen*. Berlin, Heidelberg, s.l. : Springer Berlin Heidelberg, 1917
- HAEHLING, Stephan von ; MORLEY, John E. ; ANKER, Stefan D.: *An overview of sarcopenia: facts and numbers on prevalence and clinical impact*. In: *Journal of cachexia, sarcopenia and muscle* 1 (2010), Nr. 2, S. 129–133
- HAGEDORN, Leo ; RANKERS, Adrian ; THONFELD, Wolfgang: *Konstruktive Getriebelehre*. 6. bearb. Aufl. Berlin, Heidelberg : Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2009
- HARBO, Thomas ; BRINCK, John ; ANDERSEN, Henning: *Maximal isokinetic and isometric muscle strength of major muscle groups related to age, body mass, height, and sex in 178 healthy subjects*. In: *European journal of applied physiology* 112 (2012), Nr. 1, S. 267–275
- HART, Sandra G. ; STAVELAND, Lowell E.: Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of Empirical and Theoretical Research, Bd. 52. In: HANCOCK, P. A.; MESHKATI, N. (Hrsg.): *Human Mental Workload*. 1. Aufl. s.l. : Elsevier textbooks, 1988 (Advances in Psychology, v. 52), S. 139–183

- HAUFE, Florian Leander ; SCHMIDT, Kai ; DUARTE, Jaime Enrique ; WOLF, Peter ; RIENER, Robert ; XILOYANNIS, Michele: *Activity-based training with the Myosuit: a safety and feasibility study across diverse gait disorders*. In: *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 17 (2020), Nr. 1, S. 1–11
- HENSEL, Ralph ; KEIL, Matthias ; MÜCKE, Bruno ; WEILER, Stephan: *Chancen und Risiken für den Einsatz von Exoskeletten in der betrieblichen Praxis*. In: *ASU Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed* 53 (2018), Nr. 10, S. 654–661. URL <https://www.asu-arbeitsmedizin.com/chancen-und-risiken-fuer-den-einsatz-von-exoskeletten/chancen-und-risiken-fuer-den-einsatz-von> – Überprüfungsdatum 04.02.2021
- HERMENS, Hermie J.: *European recommendations for surface ElectroMyoGraphy : Results of the SENIAM project*. Enschede : Roessingh Research and Development, 1999 (SENIAM 8)
- HERR, Hugh: *Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions*. In: *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 6 (2009), S. 1–9
- HILL, Archibald Vivian: *The heat of shortening and the dynamic constants of muscle*. In: *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences* 126 (1938), Nr. 843, S. 136–195
- HOHENWARTER, Ralph: *Orthese für menschliches Kniegelenk mit Federelement*. Elysium Industries UG. Anmeldenr. 10 2018 133 637.3, DE. 2020/07/02. DE. Veröffentlichungsnr. DE102018133637 (A1). IPC A61F 5/052
- HONDA MOTOR CO., LTD.: *Honda Walking Assist Device*. URL <https://global.honda/products/power/walkingassist.html> – Überprüfungsdatum 14.01.2021
- HUO, Weiguang ; MOHAMMED, Samer ; MORENO, Juan C. ; AMIRAT, Yacine: *Lower Limb Wearable Robots for Assistance and Rehabilitation: A State of the Art*. In: *IEEE Systems Journal* 10 (2016), Nr. 3, S. 1068–1081
- HURLEY, M. V. ; REES, J. ; NEWHAM, D. J.: *Quadriceps function, proprioceptive acuity and functional performance in healthy young, middle-aged and elderly subjects*. In: *Age and ageing* 27 (1998), Nr. 1, S. 55–62
- HYUN, Dong Jin: *WALKING CONTROL SYSTEM AND CONTROL METHOD OF ROBOT*. HYUNDAI MOTOR CO LTD [KR]; KIA MOTORS CORP [KR]. Anmeldenr. EP20190196650 20190911, EP. 8/19/2020. EP. Veröffentlichungsnr. EP3696061 (A1). IPC B62D57/032
- HYUNDAI MOTOR EUROPE GMBH: *Hyundai showcases Advanced Wearable Robots at 2017 Geneva Motor Show*. URL <https://www.hyundai.news/eu/brand/hyundai-motor-leads-personal-mobility-revolution-with-advanced-robots/> – Überprüfungsdatum 14.01.2021

ICHTHYOL-GESELLSCHAFT: *Das Kniegelenk- Das größte Gelenk des Menschen*. URL <http://www.arthrose-kniegelenk.ichthyol.de/aufbau-des-kniegelenks.html> – Überprüfungsdatum 09.02.2021

IKEUCHI, Yasushi ; ASHIHARA, Jun ; HIKI, Yutaka ; KUDOH, Hiroshi ; NODA, Tatsuya: Walking assist device with bodyweight support system. In: *2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2009)*, 2009, S. 4073–4079

ISO 15534-1. Februar 2000. *Ergonomische Gestaltung für die Sicherheit von Maschinen - Teil 1: Grundlagen zur Bestimmung von Abmessungen für Ganzkörper-Zugänge an Maschinenarbeitsplätzen*

ISO 15534-2. Februar 2000. *Ergonomische Gestaltung für die Sicherheit von Maschinen - Teil 2: Grundlagen für die Bemessung von Zugangsöffnungen*

ISO 15534-3. Februar 2000. *Ergonomische Gestaltung für die Sicherheit von Maschinen - Teil 3: Körpermaßdaten*

JANG, Junwon ; KIM, Kyungrock ; LEE, Jusuk ; LIM, Bokman ; SHIM, Youngbo: Assistance strategy for stair ascent with a robotic hip exoskeleton. In: *IROS 2016 : 2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems : October 9-14, 2016, Daejeon Convention Center, Daejeon, Korea*. Piscataway, NJ : IEEE, 2016, S. 5658–5663

JOUDZADEH, Payman ; HADI, Alireza ; ALIPOUR, Khalil ; TARVIRDIZADEH, Bahram: Design and Implementation of a Cable Driven Lower Limb Exoskeleton for Stair Climbing. In: *5th RSI International Conference on Robotics and Mechatronics (IcRoM 2017) : October 25-27, 2017, Tehran, Iran*. Piscataway, NJ : IEEE, 2018, S. 76–81

KALACHE, Alexandre ; KICKBUSCH, Ilona: *A global strategy for healthy ageing*. In: *World Health Organization* (1997-07), S. 4–5. URL <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/330616/WH-1997-Jul-Aug-p4-5-eng.pdf?sequence=1&isAllowed=y> – Überprüfungsdatum 14.05.2020

KLEIN HORSMAN, Martijn Dirk: *The Twente lower extremity model : Consistent dynamic simulation of the human locomotor apparatus*. Twente, The Netherlands, Universiteit Twente. Dissertation. 2007

KOBETIC, Rudi ; TO, Curtis S. ; SCHNELLENBERGER, John R. ; AUDU, Musa L. ; BULEA, Thomas C. ; GAUDIO, Richard ; PINAULT, Gilles ; TASHMAN, Scott ; TRIOLO, Ronald J.: *Development of hybrid orthosis for standing, walking, and stair climbing after spinal cord injury*. In: *The Journal of Rehabilitation Research and Development* 46 (2009), Nr. 3, S. 447–462. URL <https://www.rehab.research.va.gov/jour/09/46/3/kobetic.html> – Überprüfungsdatum 19.01.2021

KRAFT, Marc: Prothesen und Orthesen. In: SCHLEGEL, Wolfgang; KARGER, Christian P.; JÄKEL, Oliver (Hrsg.): *Medizinische Physik*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2018, S. 707–714

KRUT, Sebastien ; BENOIT, Michel ; DOMBRE, Etienne ; PIERROT, François: MoonWalker, a lower limb exoskeleton able to sustain bodyweight using a passive force balancer. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2010 : 3 - 7 [i.e. 3 - 8] May 2010, Anchorage, Alaska, USA*. Piscataway, NJ : IEEE, 2010, S. 2215–2220

KUNZ, Johannes: *Die Querkontraktionszahl in der Konstruktionspraxis*. URL https://www.iwk.hsr.ch/fileadmin/user_upload/iwk.hsr.ch/Publikationen/Bauteilauslegung/1106_Querkontraktionszahl.pdf – Überprüfungsdatum 26.02.2021

LAMB, Callum Russell ; NUCCI, Giancarlo Sigurd Sante ; LAMSON, Kyle Allen ; SWIFT, Timothy Alan ; PIERCY, Brenton ; LYNN, Peter Sturt: *LEG EXOSKELETON SYSTEM AND METHOD*. OTHER LAB LLC [US]. Anmeldenr. WO2018US27643 20180413, WO. 10/18/2018. WO. Veröffentlichungsnr. WO2018191710 (A1). IPC A61H3/00;B25J9/14;F15B11/13;F16J3/04

LARK, Sally D. ; BUCKLEY, John G. ; JONES, David A. ; SARGEANT, Anthony J.: *Knee and ankle range of motion during stepping down in elderly compared to young men*. In: *European journal of applied physiology* 91 (2004), 2-3, S. 287–295

LI, Bo ; YUAN, Bo ; TANG, Shuai ; MAO, Yuwen ; ZHANG, Dongmei ; HUANG, Changyun ; TAN, Bilian: *Biomechanical design analysis and experiments evaluation of a passive knee-assisting exoskeleton for weight-climbing*. In: *Industrial Robot: An International Journal* 45 (2018), Nr. 4, S. 436–445

LITTLE, Richard: *MOBILITY AID*. REX BIONICS LTD [NZ]. Anmeldenr. WO2013NZ00217 20131129, WO. 6/4/2015. WO. Veröffentlichungsnr. WO2015080596 (A1). IPC A61H3/00

LUND, Morten Enemark ; DAMSGAARD, Michael ; TØRHOLM, Søren ; GALIBAROV, Pavel E. ; JUNG, Moonki: *The Anybody Managed Model Repository (Ammr)* : Zenodo, 2017

LUND, Morten Enemark ; TØRHOLM, Søren ; JENSEN, Bjørn Keller ; GALIBAROV, Pavel E. ; DZIALO, Christine Mary ; IVERSEN, Kristoffer ; SARIVAN, Matei ; MARRA, Marco Antonio ; SIMONSEN, Sune Timm: *The AnyBody Managed Model Repository (AMMR)* : Zenodo, 2020

LUND, Morten Enemark ; ZEE, Mark de ; ANDERSEN, Michael Skipper ; RASMUSSEN, John: *On validation of multibody musculoskeletal models*. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine* 226 (2012), Nr. 2, S. 82–94

LUND, Morten ; RASMUSSEN, John ; ANDERSEN, Michael: *AnyPyTools: A Python package for reproducible research with the AnyBody Modeling System*. In: *Journal of Open Source Software* 4 (2019), Nr. 33, S. 1–3

MASIERO, Stefano (Hrsg.); CARRARO, Ugo (Hrsg.): *Rehabilitation Medicine for Elderly Patients*. Cham : Springer International Publishing, 2018 (Practical Issues in Geriatrics)

MASSARDI, Stefano ; PINTO, David ; VENEMANN, Jan ; TORRICELLI, Diego: Testing safety of lower limbs exoskeletons: current regulatory gap. In: TORRICELLI, Diego; AKAY, Metin; PONS, Jose L. (Hrsg.): *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation IV : Proceedings of the 5th International Conference on Neurorehabilitation (ICNR2020), October 13–16, 2020*. [S.l.] : Springer International Publishing, 2022 (Biosystems & Biorobotics, 28).

MCGIBBON, Chris A. ; SEXTON, Andrew ; JAYARAMAN, Arun ; DEEMS-DLUHY, Susan ; GRYFE, Pearl ; NOVAK, Alison ; DUTTA, Tilak ; FABARA, Eric ; ADANS-DESTER, Catherine ; BONATO, Paolo: *Evaluation of the Keeogo exoskeleton for assisting ambulatory activities in people with multiple sclerosis: an open-label, randomized, cross-over trial*. In: *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 15 (2018), Nr. 1, S. 1–14

MILLER, George A. ; GALANTER, Eugene ; PRIBRAM, Karl H.: *Plans and the structure of behavior*. New York : Henry Holt and Co, 1960

MORELAND, Julie D. ; RICHARDSON, Julie A. ; GOLDSMITH, Charlie H. ; CLASE, Catherine M.: *Muscle weakness and falls in older adults: a systematic review and meta-analysis*. In: *Journal of the American Geriatrics Society* 52 (2004), Nr. 7, S. 1121–1129

MORICHIKA, Toshihiko ; KIKKAWA, Fumitaka ; OYAMA, Osamu ; YOSHIMITSU, Toshihiro: Development of walking assist equipment with pneumatic cylinder. In: *Annual conference SICE, 2007 : Takamatsu, Japan, 17 - 20 Sept. 2007*. Piscataway, NJ : IEEE Service Center, 2007, S. 1058–1063

MÜLLER, R. ; HESSINGER, M. ; SCHLAAK, H. F. ; POTT, P. P.: *Modelling and Characterisation of Twisted String Actuation for Usage in Active Knee Orthoses*. In: *IFAC-PapersOnLine* 48 (2015), Nr. 20, S. 207–212

MÜLLER, Roman: *Leichtbauantriebe mit hohen Kräften für Orthesengelenke*. Darmstadt, Technische Universität. Dissertation. 2017. URL <http://tuprints.ulb.tu-darmstadt.de/6866/>

MUTTRAY, Axel ; MELIA, Michael ; GEIBLER, Britta ; KÖNIG, Jochem ; LETZEL, Stephan: *Kollaborierende Roboter – Ermittlung der Schmerzempfindlichkeit an der Mensch-Maschine-Schnittstelle*. URL https://www.dguv.de/projektdatenbank/0317/wissenschaftlicher_schlussbericht_final_18.12.2014.pdf – Überprüfungsdatum 17.02.2021

MYOSWISS AG: *Myosuit*. URL <https://myo.swiss/fachpersonal/> – Überprüfungsdatum 27.01.2021

NADEAU, S. ; MCFADYEN, B.J ; MALOUIN, F.: *Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years : What are the challenges compared to level walking?* In: *Clinical Biomechanics* 18 (2003), Nr. 10, S. 950–959

NIETERT, Manfred: *Untersuchungen zur Kinematik des menschlichen Kniegelenkes im Hinblick auf ihre Approximation in der Prothetik*. Berlin, Technische Universität Berlin. Dissertation. 1975

NOVAK, A. C. ; BROUWER, B.: *Sagittal and frontal lower limb joint moments during stair ascent and descent in young and older adults*. In: *Gait & Posture* 33 (2011), Nr. 1, S. 54–60

NOVAK, Alison C. ; LI, Qingguo ; YANG, Shuozhi ; BROUWER, Brenda: *Mechanical energy transfers across lower limb segments during stair ascent and descent in young and healthy older adults*. In: *Gait & Posture* 34 (2011), Nr. 3, S. 384–390

OEHLER, Simone: *Mobilitätsuntersuchungen und Belastungsmessungen an Oberschenkel-amputierten*. Dissertation : DE GRUYTER, 2015 (Forschung für die Rehabilitationstechnik Band 3)

ORTIZ, Jesus ; POLIERO, Tommaso ; CAIROLI, Giovanni ; GRAF, Eveline ; CALDWELL, Darwin G.: *Energy Efficiency Analysis and Design Optimization of an Actuation System in a Soft Modular Lower Limb Exoskeleton*. In: *IEEE Robotics and Automation Letters* 3 (2018), Nr. 1, S. 484–491

ORTLIEB, Amalric ; BOURI, Mohamed: *MODULAR AND MINIMALLY CONSTRAINING LOWER LIMB EXOSKELETON FOR ENHANCED MOBILITY AND BALANCE AUGMENTATION*. ECOLE POLYTECHNIQUE FED LAUSANNE EPFL [CH]. Anmeldenr. WO2017B56112 20171004, WO. 4/12/2018. WO. Veröffentlichungsnr. WO2018065913 (A1). IPC A61H1/02;A61H3/00

OTTO BOCK HEALTHCARE DEUTSCHLAND GMBH: *Beinorthese - C-Brace®*. URL <https://www.ot-tock.de/orthesen/produkte-a-bis-z/c-brace/> – Überprüfungsdatum 15.01.2021

PAHL, Gerhard ; BEITZ, Wolfgang ; FELDHUSEN, Jörg ; GROTE, Karl-Heinrich: *Konstruktionslehre : Grundlagen erfolgreicher Produktentwicklung ; Methoden und Anwendung*. 7. Aufl. Berlin, Heidelberg : Springer, 2007

PAIS-VIEIRA, Carla ; ALLAHADAD, Mehrab ; NEVES-AMADO, João ; PERROTTA, André ; MORYA, Edgard ; MOIOLI, Renan ; SHAPKOVA, Elena ; PAIS-VIEIRA, Miguel: *Method for positioning and rehabilitation training with the ExoAtlet® powered exoskeleton*. In: *MethodsX* 7 (2020), S. 1–20

PARKER HANNIFIN CORPORATION: *Indego Personal Exoskeleton*. URL <http://www.indego.com/indego/us/en/indego%2Dpersonal> – Überprüfungsdatum 15.01.2021

PARKER HANNIFIN CORPORATION: *Introduction to Indego® Personal*. URL <http://www.indego.com/parkerimages/promosite/Indego/UNITED%20STATES/Downloads/Indego-Personal-Data-Sheet.pdf> – Überprüfungsdatum 15.01.2021

PATAKY, Todd C.: *spm1d*, 2021. URL <https://spm1d.org/> – Überprüfungsdatum 15.12.2021

PLEGGE, Christian: Bedeutung und kinematische Untersuchung der Passform eines aktiven Exoskeletts für die untere Extremität. In: WEIDNER, Robert (Hrsg.): *Technische Unterstützungssysteme, die die Menschen wirklich wollen : Zweite Transdisziplinäre Konferenz : Hamburg 2016*. Hamburg : Laboratorium Fertigungstechnik smartASSIST Helmut Schmidt Universität, 2016, S. 13–20

POLUNIN, Konstantin ; KLÖCKNER, Maike ; KUHLENKÖTTER, Bernd ; PLEGGE, Christian: Beschreibung bestehender Sicherheitsnormen und fachspezifischer Erkenntnisse bei der Entwicklung von Exoskeletten. In: WEIDNER, Robert (Hrsg.): *Technische Unterstützungssysteme, die die Menschen wirklich wollen : Zweite Transdisziplinäre Konferenz : Hamburg 2016*. Hamburg : Laboratorium Fertigungstechnik smartASSIST Helmut Schmidt Universität, 2016, S. 307–316

PONS, José L.: *Wearable robots : Biomechatronic exoskeletons*. Chichester : Wiley, 2008

PRATT, J. E. ; KRUPP, B. T. ; MORSE, C. J. ; COLLINS, S. H.: The RoboKnee: an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking. In: *2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004 : Proceedings : ICRA '04 : 26 April-1 May 2004*. Piscataway, NJ : IEEE, 2004, 2430-2435 Vol.3

PRÖBSTING, Eva ; KANNENBERG, Andreas ; ZACHARIAS, Britta: *Safety and walking ability of KAFO users with the C-Brace® Orthotronic Mobility System, a new microprocessor stance and swing control orthosis*. In: *Prosthetics and orthotics international* 41 (2017), Nr. 1, S. 65–77

PROTOPAPADAKI, Anastasia ; DRECHSLER, Wendy I. ; CRAMP, Mary C. ; COUTTS, Fiona J. ; SCOTT, Oona M.: *Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals*. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 22 (2007), Nr. 2, S. 203–210

RASMUSSEN, John ; DAMSGAARD, Michael ; VOIGT, Michael: *Muscle recruitment by the min/max criterion — a comparative numerical study*. In: *Journal of Biomechanics* 34 (2001), Nr. 3, S. 409–415

RASMUSSEN, John ; DE ZEE, Mark ; DAMSGAARD, Michael ; CHRISTENSEN, Søren Tørholm ; MAREK, Klemens ; SIEBERTZ, Karl: A General Method for Scaling Musculo-Skeletal Models. In: *2005 International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics*, 2005

- REEVES, N. D. ; SPANJAARD, M. ; MOHAGHEGHI, A. A. ; BALTZOPOULOS, V. ; MAGANARIS, C. N.: *Older adults employ alternative strategies to operate within their maximum capabilities when ascending stairs*. In: *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 19 (2009), Nr. 2, 57-68
- REEVES, N. D. ; SPANJAARD, M. ; MOHAGHEGHI, A. A. ; BALTZOPOULOS, V. ; MAGANARIS, C. N.: *The demands of stair descent relative to maximum capacities in elderly and young adults*. In: *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 18 (2008), Nr. 2, S. 218–227
- REID, Samantha M. ; LYNN, Scott K. ; MUSSELMAN, Reilly P. ; COSTIGAN, Patrick A.: *Knee biomechanics of alternate stair ambulation patterns*. In: *Medicine and science in sports and exercise* 39 (2007), Nr. 11, S. 2005–2011
- REINICKE, Tamara: *Möglichkeiten und Grenzen der Nutzerintegration in der Produktentwicklung*. Berlin, Technische Universität Berlin. Dissertation. 2004
- REWALK ROBOTICS: *ReWalk Personal 6.0*. URL <https://rewalk.com/de/rewalk-personal-3/> – Überprüfungsdatum 14.01.2021
- REX BIONICS LTD: *Rex Bionics : Product Info*. URL <https://www.rexbionics.com/product-information/> – Überprüfungsdatum 14.01.2021
- RHEUMALIGA SCHWEIZ: *Kleines Abc der Hüfte*. URL <https://www.rheumaliga.ch/blog/2017/abc-huefte> – Überprüfungsdatum 09.02.2021
- RICHARD, Hans Albert ; KULLMER, Gunter: *Biomechanik*. Wiesbaden : Springer Fachmedien Wiesbaden, 2013
- RIDGWAY, H. M. ; BISSON, E. J. ; BROUWER, B.: *A Review of the Physical Demands of Stair Negotiation in Healthy Aging and Following Stroke*. In: *Phys Med Rehabil Int.* (2015), 2(7): 1057 – Überprüfungsdatum 17.03.2017
- RIENER, Robert ; DUARTE, Jaime ; SCHMIDT, Kai: *SOFT WEARABLE MUSCLE ASSISTING DEVICE*. ETH ZUERICH [CH]. Anmeldenr. EP20200162193 20171221, EP. 9/2/2020. EP. Veröffentlichungsnr. EP3701927 (A1). IPC A61H1/02;A61H3/00
- RIENER, Robert ; RABUFFETTI, Marco ; FRIGO, Carlo: *Stair ascent and descent at different inclinations*. In: *Gait & Posture* 15 (2002), Nr. 1, S. 32–44
- ROBINSON, Mark A. ; VANRENTERGHEM, Jos ; PATAKY, Todd C.: *Statistical Parametric Mapping (SPM) for alpha-based statistical analyses of multi-muscle EMG time-series*. In: *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 25 (2015), Nr. 1, S. 14–19

ROBOTALKS.COM: *Honda Walking Assist Device with Bodyweight Support System*. URL <http://www.robotalks.com/2015/09/honda-walking-assist-device-with-bodyweight.html> – Überprüfungsdatum 08.05.2017

ROEMER, Karen: *Lösung inverser Problemstellungen in der Biomechanik : Am Beispiel von Beinstreckbewegungen*. Zugl.: Chemnitz, Techn. Univ., Diss., 2004. Schorndorf : Hofmann, 2006 (Beiträge zur Lehre und Forschung im Sport 155)

ROST, Brian Mitchell: *STAIR WALKER*. Rost, Brian Mitchell. Anmeldenr. 09713060, US. 09/24/2002. Veröffentlichungsnr. US6453921 (B1). IPC F16M13/08;A61H 3/00

SALIS-SOGLIO, Georg Freiherr von: *Die Neutral-0-Methode*. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2015

SALSICH, Gretchen B. ; BRECHTER, Jacklyn Heino ; POWERS, Christopher M.: *Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain*. In: *Clinical Biomechanics* 16 (2001), Nr. 10, S. 906–912

SANCHEZ-VILLAMAÑAN, Maria Del Carmen ; GONZALEZ-VARGAS, Jose ; TORRICELLI, Diego ; MORENO, Juan C. ; PONS, Jose L.: *Compliant lower limb exoskeletons: a comprehensive review on mechanical design principles*. In: *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 16 (2019), Nr. 1, S. 1–16

SANKAI, Yoshiyuki: HAL: Hybrid Assistive Limb based on Cybernics, Bd. 66. In: KANEKO, Makoto; NAKAMURA, Yoshihiko (Hrsg.): *Robotics Research : The 13th International Symposium ISRR*. Berlin, Heidelberg : Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2011 (Springer Tracts in Advanced Robotics, 66), S. 25–34

SANKOWSKI, Olga ; KRAUSE, Dieter: Befragungen und Universal Design als Methoden der alternsgerechten Produktentwicklung. In: WEIDNER, Robert; KARAFILLIDIS, Athanasios (Hrsg.): *Technische Unterstützungssysteme, die die Menschen wirklich wollen : Dritte transdisziplinäre Konferenz : Hamburg 2018*. Hamburg, Deutschland : Laboratorium Fertigungstechnik smartASSIST Helmut Schmidt Universität, 2018, S. 319–328

SCHMALZ, Thomas: *Biomechanische Modellierung menschlicher Bewegung*. Schorndorf : Hofmann, 1993 (Wissenschaftliche Schriftenreihe des Deutschen Sportbundes 26)

SCHMALZ, Thomas ; PRÖBSTING, Eva: *C-Brace-Orthesensystem und konventionelle Beinorthesen im Vergleich – Eine biomechanische Untersuchung*. In: *Orthopädie Technik* 65 (2014), Nr. 6, S. 54–61. URL <https://360-ot.de/c-brace-orthesensystem-und-konventionelle-beinorthesen-im-vergleich-eine-biomechanische-untersuchung/#easy-footnote-bottom-6-23215> – Überprüfungsdatum 15.01.2021

SCHWEGLER, Johann S. ; LUCIUS, Runhild: *Der Mensch - Anatomie und Physiologie*. 6., überarbeitete Auflage. Stuttgart, New York : Georg Thieme Verlag, 2016

SHOURIJEH, Mohammad S.: *Assistive Devices: Simulating Physiological Performance*. URL <https://www.anybodytech.com/download.html?did=webcasts.files&fname=AnyBodyWebcast-2017.05.30-AssistiveDevices-SimulatingPhysiologicalPerformance.pdf&t=1&tt=wc>. – Aktualisierungsdatum: 30.05.2017 – Überprüfungsdatum 15.02.2021

SMITH, Fraser M.: *LEGGED ROBOTIC DEVICE UTILIZING MODIFIABLE LINKAGE MECHANISM*. SARCOS LC [US]. Anmeldenr. EP20150166668 20150506, EP. 11/18/2015. EP. Veröffentlichungsnr. EP2944438 (A1). IPC B25J9/00;A61H1/02

SONG, Yun Seong ; HA, Sehoon ; HSU, Hsiang ; TING, Lena H. ; LIU, C. Karen: *Stair negotiation made easier using novel interactive energy-recycling assistive stairs*. In: *PloS one* 12 (2017), Nr. 7, e0179637

STARTZELL, Jill K. ; OWENS, D. Alfred ; MULFINGER, Lorraine M. ; CAVANAGH, Peter R.: *Stair Negotiation in Older People : A Review*. In: *Journal of the American Geriatrics Society* 48 (2000), Nr. 5, S. 567–580

STATISTISCHES BUNDESAMT: *Ältere Menschen in Deutschland und der EU*. URL <https://www.bmfsfj.de/resource/blob/93214/95d5fc19e3791f90f8d582d61b13a95e/aeltere-menschen-deutschland-eu-data.pdf> – Überprüfungsdatum 20.04.2021

STOLTZE, Jonas S. ; PALLARI, Jari ; ESKANDARI, Behrokh ; OLIVEIRA, Anderson S. C. ; PIRSCOVEANU, Cristina I. ; RASMUSSEN, John ; ANDERSEN, Michael S.: *Development and Functional Testing of an Unloading Concept for Knee Osteoarthritis Patients: A Pilot Study*. In: *Journal of biomechanical engineering* 144 (2022), Nr. 1

STOLTZE, Jonas Stensgaard ; RASMUSSEN, John ; ANDERSEN, Michael Skipper: *On the biomechanical relationship between applied hip, knee and ankle joint moments and the internal knee compressive forces*. In: *International Biomechanics* 5 (2018), Nr. 1, S. 63–74

STRANZ, Jędrzej Robert: *PASSIVE EXOSKELETON OF A KNEE JOINT*. POLSKA BIONIKA SP Z O O [PL]. Anmeldenr. WO2018PL00014 20180209, WO. 8/16/2018. WO. Veröffentlichungsnr. WO2018147751 (A1). IPC A61F5/01

STRATASYS: *PC-ABS : FDM Thermoplastic Filament*. URL https://www.stratasys.com/-/media/files/material-spec-sheets/mds_fdm_pc-abs_0420a.pdf – Überprüfungsdatum 26.02.2021

STRATASYS: *PC-ABS : Production-grade thermoplastic for FDM 3D printers*. URL https://www.alphacam.de/fileadmin/user_upload/products/fdm-materialien/fdm-datenblaetter/Materialdatenblatt-PC-ABS-2018-10-25.pdf – Überprüfungsdatum 26.02.2021

TAKETOMI, Takumi ; SANKAI, Yoshiyuki: Stair ascent assistance for cerebral palsy with robot suit HAL. In: *IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII)*, 2012 : 16 - 18 Dec. 2012, Kyushu University, Fukuoka, Japan. Piscataway, NJ : IEEE, 2012, S. 331–336

TANAKA, Hiroshi: *WEARABLE MOTION ASSIST DEVICE, INTERFACE DEVICE THEREFOR, AND PROGRAM THEREFOR*. CYBERDYNE INC [JP]; TANAKA HIROSHI [JP]. Anmeldenr. WO2011JP80270 20111227, WO. 7/5/2012. WO. Veröffentlichungsnr. WO2012091038 (A1). IPC A61F2/72;A61H3/00

TEH, Kong Chuan ; AZIZ, Abdul Rashid: *Heart rate, oxygen uptake, and energy cost of ascending and descending the stairs*. In: *Medicine and science in sports and exercise* 34 (2002), Nr. 4, S. 695–699

TIEDEMANN, Anne C. ; SHERRINGTON, Catherine ; LORD, Stephen R.: *Physical and psychological factors associated with stair negotiation performance in older people*. In: *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* 62 (2007), Nr. 11, S. 1259–1265

TØRHOLM, Søren: *Connecting an exo skeleton to a human model*. URL <https://github.com/AnyBody/support/wiki/Connecting-an-exo-skeleton-to-a-human-model>. – Aktualisierungsdatum: 22.06.2020 – Überprüfungsdatum 22.04.2021

VDI 2206. Juni 2004. *Entwicklungsmethodik für mechatronische Systeme*

VDI 2221 Blatt 1. November 2019. *Entwicklung technischer Produkte und Systeme-Modell der Produktentwicklung*

VDI 2221 Blatt 2. November 2019. *Entwicklung technischer Produkte und Systeme-Gestaltung individueller Produktentwicklungsprozesse*

VDI/VDE 3850 Blatt 1. April 2014. *Gebrauchstaugliche Gestaltung von Benutzungsschnittstellen für technische Anlagen - Konzepte, Prinzipien und grundsätzliche Empfehlungen*

VENKATESH ; MORRIS ; DAVIS: *User Acceptance of Information Technology: Toward a Unified View*. In: *MIS Quarterly* 27 (2003), Nr. 3, S. 425

VERGHESE, Joe ; WANG, Cuiling ; XUE, Xiaonan ; HOLTZER, Roee: *Self-reported difficulty in climbing up or down stairs in nondisabled elderly*. In: *Archives of physical medicine and rehabilitation* 89 (2008), Nr. 1, S. 100–104

WALSH, Conor ; ASBECK, Alan Thomas ; DING, Ye ; BUJANDA, Ignacio Galiana ; DE, Rossi Stefano Marco Maria: *SOFT EXOSUIT FOR ASSISTANCE WITH HUMAN MOTION*. HARVARD COLLEGE [US]. Anmeldenr. WO2014US40340 20140530, WO. 12/4/2014. WO. Veröffentlichungsnr. WO2014194257 (A1). IPC A61F5/00

WEIDINGER, Hans ; KAVERMANN, Yvonne ; MALM, Sonja ; SCHMIDT, Urte ; TÜRSCHMANN, Kati: *baunetzwissen*. URL <https://www.baunetzwissen.de/treppen/fachwissen/treppenformen> –
Überprüfungsdatum 09.04.2020

WEIDNER, Robert ; LINNENBERG, Christine ; HYPKI, Alfred ; WULFSBERG, Jens P. ; KUHLEN-
KÖTTER, Bernd: Analyse der Engineering-Kette im Hinblick auf die Entwicklung körpergetra-
gener technischer Systeme. In: WEIDNER, Robert (Hrsg.): *Technische Unterstützungssys-
teme, die die Menschen wirklich wollen : Zweite Transdisziplinäre Konferenz : Hamburg
2016*. Hamburg : Laboratorium Fertigungstechnik smartASSIST Helmut Schmidt Universität,
2016, S. 517–526

WEISKE, Felix ; BÖHME, Max ; JÄKEL, Jens ; ZENTNER, Johannes ; WITT, Maren: *Stair ascent
comparison of lower limb kinematics with differing time normalization techniques*. In: *Journal
of Biomechanics* 119 (2021), S. 1–5

WIENDAHL, Hans-Peter: *Planung modularer Fabriken : Vorgehen und Beispiele aus der Pra-
xis*. München : Hanser, 2005

WINTER, David A.: *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken,
N.J : Wiley, 2009

WIRHED, Rolf (Hrsg.); DANGUILLIER, Anja (Hrsg.); DOTTER, Margret (Hrsg.): *Sportanatomie
und Bewegungslehre*. 3. Aufl. Stuttgart : Schattauer, 2001

WITTEL, Herbert: *Roloff/Matek Maschinenelemente : Normung, Berechnung, Gestaltung*. 20.,
überarbeitete und erweiterte Auflage. Wiesbaden : Vieweg+Teubner Verlag / Springer Fach-
medien Wiesbaden GmbH Wiesbaden, 2011

WOODS, Christine ; CALLAGHER, Lisa ; JAFFRAY, Tim: *Walk tall: The story of Rex Bionics*. In:
Journal of Management & Organization (2018), S. 1–14

WOOLLASTON, Victoria: *Robotic exoskeleton to help rehabilitate disabled people passes
safety tests - paving the way for it to go on sale in the UK*. URL <http://www.dailymail.co.uk/sciencetech/article-2384930/Robotic-exoskeleton-help-rehabilitate-disabled-pe-ople-passes-safety-tests--paving-way-sale-UK.html>. – Aktualisierungsdatum: 05.08.2013 –
Überprüfungsdatum 08.05.2017

WU, Sai-Kit ; JORDAN, Matthew ; SHEN, Xiangrong: *A pneumatically-actuated lower-limb or-
thosis*. In: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology
Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference
2011* (2011), S. 8126–8129. URL <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22256228/>

- XU, Fashu ; HUANG, Rui ; CHENG, Hong ; QIU, Jing ; XIANG, Shiqiang ; SHI, Congbin ; MA, Wenhao: *Stair-ascent strategies and performance evaluation for a lower limb exoskeleton*. In: *International Journal of Intelligent Robotics and Applications* 4 (2020), Nr. 3, S. 278–293
- XU, Fashu ; LIN, Xichuan ; CHENG, Hong ; HUANG, Rui ; CHEN, Qiming: Adaptive stair-ascenting and stair-descending strategies for powered lower limb exoskeleton. In: *2017 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation : IEEE ICMA 2017 : August 6-9, 2017, Takamatsu, Japan*. Piscataway, NJ : IEEE, 2017, S. 1579–1584
- YAN, Zefeng ; LI, Nan ; LONG, Xingguo ; REN, Hao ; WU, Xinyu: Bionic Mechanical Design and Stair Ascending/Descending Gait Planning of A Lower-limb Exoskeleton Robot. In: *2018 IEEE International Conference on Cyborg and Bionic Systems (CBS) : IEEE, 2018, S. 155–160*
- YANG, C-J ; ZHANG, J-F ; CHEN, Y. ; DONG, Y-M ; ZHANG, Y.: *A review of exoskeleton-type systems and their key technologies*. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science* 222 (2008), Nr. 8, S. 1599–1612
- YEUNG, Ling-Fung ; OCKENFELD, Corinna ; PANG, Man-Kit ; WAI, Hon-Wah ; SOO, Oi-Yan ; LI, Sheung-Wai ; TONG, Kai-Yu: *Design of an exoskeleton ankle robot for robot-assisted gait training of stroke patients*. In: *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics 2017 (2017)*, S. 211–215
- YOUNG, Aaron J. ; FERRIS, Daniel P.: *State of the Art and Future Directions for Lower Limb Robotic Exoskeletons*. In: *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 25 (2017), Nr. 2, S. 171–182
- YUAN, Bo ; LI, Bo ; CHEN, Yong ; TAN, Bilian ; JIANG, Min ; TANG, Shuai ; WEI, Yi ; WANG, Zhi-jie ; MA, Bin ; HUANG, Ju: Designing of a Passive Knee-Assisting Exoskeleton for Weight-Bearing, Bd. 10463. In: HUANG, YongAn; WU, Hao; LIU, Honghai; YIN, Zhouping (Hrsg.): *Intelligent Robotics and Applications*. Cham : Springer International Publishing, 2017 (Lecture Notes in Computer Science), S. 273–285
- ZATSIORSKY, Vladimir M ; SELUYANOV, V N: The mass and inertia characteristics of the main segment of human body. In: MATSUI, Hideji (Hrsg.): *Biomechanics VIII : Proceedings of the Eighth International Congress of Biomechanics, Nagoya, Japan*. Champaign, Ill. : Human Kinetics Publ, 1983 (International series on biomechanics).
- ZHANG, Zongwei ; ZHU, Yanhe ; ZHENG, Tianjiao ; ZHAO, Sikai ; MA, Shun ; FAN, Jizhuang ; ZHAO, Jie: Lower Extremity Exoskeleton for Stair Climbing Augmentation. In: *IEEE ICARM 2018 - 2018 3rd IEEE International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM) : Singapore, July 18-20, 2018*. [Piscataway, NJ] : IEEE, 2018, S. 762–768

ZHAO, Sikai ; YANG, Yeqin ; GAO, Yang ; ZHANG, Zongwei ; ZHENG, Tianjiao ; ZHU, Yanhe:
Development of a soft knee exosuit with twisted string actuators for stair climbing assistance.
In: *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics : Dali, Yunnan, China, December 6-8, 2019 : program digest*. Piscataway, NJ : IEEE, 2019a, S. 2541–2546

ZHAO, Xiaoming ; CHEN, Wei-Hai ; LI, Bing ; WU, Xingming ; WANG, Jianhua: *An adaptive stair-ascending gait generation approach based on depth camera for lower limb exoskeleton*.
In: *The Review of scientific instruments* 90 (2019b), Nr. 12, S. 1–13

Anhangsverzeichnis

Anhang 1: Übersicht mit relevanten kommerziell erhältlichen Systemen	XXXVII
Anhang 2: Übersicht des relevanten Forschungsstandes	XXXIX
Anhang 3: Übersicht mit relevanten Patenten	XLII
Anhang 4: Modell der Produktentwicklung (VDI 2221 Blatt 1, S. 31)	XLIII
Anhang 5: relevante Normen und Richtlinien für eine eBUS-Entwicklung	XLIV
Anhang 6: Gemessene anthropometrische Daten der Probanden	XLV
Anhang 7: Treppenaufstieg mit Einteilung in die Subphasen	XLVI
Anhang 8: Treppenabstieg mit Einteilung in die Subphasen	XLVII
Anhang 9: Winkel-, Momenten- und Leistungsverläufe für den Treppenaufstieg	XLVIII
Anhang 10: Winkel-, Momenten- und Leistungsverläufe für den Treppenabstieg	XLIX
Anhang 11: Erläuterung der inversen Dynamik	L
Anhang 12: Antriebsanordnungen und unterstützte Bewegungen	LI
Anhang 13: Parameter von Motor-Getriebe-Kombination und Energieversorgung	LII
Anhang 14: Ergebnisse der Energieberechnung	LII
Anhang 15: Technische Daten für die FEM-Analyse	LIII
Anhang 16: Setup der FEM-Analyse	LIII
Anhang 17: Darstellung der sieben modellierten Baugruppen des linken eBUS	LIV
Anhang 18: Darstellung der sieben modellierten Baugruppen des rechten eBUS	LV
Anhang 19: Funktionsstruktur des eBUS (Demonstrator 2.0) mit zugehöriger Legende	LVI
Anhang 20: Ergebnisse der FMEA	LVII
Anhang 21: Bedeutung beziehungsweise Schwere des Fehlers	LXI
Anhang 22: Beurteilungskriterien für die Fehlererkennung	LXII
Anhang 23: Auftreten des Fehlers in Bezug auf die Eintrittshäufigkeit	LXII
Anhang 24: Gemessene externe Kräfte beim experimentellen Funktionsnachweis	LXIII

Anhang

Anhang 1: Übersicht mit relevanten kommerziell erhältlichen Systemen zur Unterstützung des unteren Bewegungsapparates.

Unterstützte Bewegung(en): Gehen (G), Treppen überwinden (Tü), Lasten heben (Lh), Balance halten (Bh), Aufstehen (As), Hinsetzen (Hs), Rampen überwinden (Rü).

Anwender: Senioren (S), Querschnittsgelähmte (Q), Rehabilitationsbedürftige (R), Industriearbeitende (IA), Schlaganfallpatienten (Sa), teilweise Gelähmte (tG).

Struktureller Aufbau: rigide (r), unilateral (ul), bilateral (bl), beidbeinig (bb), einbeinig (eb).

Merkmale: aktiv (a), passiv (p), unaktuiert (ua), Hüfte (H), Knie (K), Fuß (F), Extension (e), Flexion (f), Adduktion (add), Abduktion (abd), Plantarflexion (pf), Dorsalextension (de), Schwerkraftkompensation (Skk)

System	Firma	Quellen	Energiever-sorgung	Unterstützte Bewegung(en)	Anwender	Struktureller Aufbau	Merkmale
Walking Assist De-vice with Bodyweight Support System	Honda	Ikeuchi u. a. 2009; Ashihara u. a. 3/30/2007	Aktiv	G, Tü	S, IA	r, ul, bb	Skk
ReWalk Personal 6.0	ReWalk Robotics	Aliman, Ramli, Haris 2017; Esquenazi u. a. 2012; Goffer, Tamari 3/10/2013; ReWalk Robotics 2021	Aktiv	G, Tü	Q	r, ul, bb	a: H (e/f), K (e/f) p: F (pf/de)
Hybrid Assistive Limb (HAL)	Cyberdyne	Taketomi, Sankai 2012; Sankai 2011; Tanaka 12/27/2011	Aktiv	G, Tü, Lh	S, R	r, ul, bb	a: H (e/f), K (e/f) p: F (pf/de)
Keeogo™	b-temia	McGibbon u. a. 2018; B-TEMIA INC. 2021b; Bedard u. a. 2/18/2011	Aktiv	G, Tü, Lh	S, R	r, ul, bb	a: K (e/f) ua: H (e/f/abd/add)
HUMA (Hyundai Universal Medical Assist)	Hyundai	Hyundai Motor Europe GmbH 2017; Exoskeleton Report LLC 2021b; Hyun 9/11/2019	Aktiv	G, Tü, Lh	S, Q	r, ul, bb	a: H (e/f/abd/add), K (e/f) ua: F (pf/de)

Anhang

System	Firma	Quellen	Energiever- sorgung	Unterstützte Bewegung(en)	Anwender	Struktureller Aufbau	Merkmale
REX	Rex Bionics	Rex Bionics Ltd 2021; Woods, Callagher, Jaffray 2018; Little 11/29/2013	Aktiv	G, Tü, Bh	Q	r, ul, bb	a: H (e/f/abd/add), K (e/f), F (pf/de/abd/add)
ExoAtlet I	ExoAtlet	Berezij u. a. 7/18/2016; Pais-Vieira u. a. 2020	Aktiv	G, As, Hs, Tü, Rü	Q, Sa, R	r, ul, bb	a: H (e/f), K (e/f) ua: F (pf/de)
Myosuit	Myoswiss	MyoSwiss AG 2021; Riener, Duarte, Schmidt 12/21/2017; Haufe u. a. 2020	Aktiv	G, As, Hs, Tü	S, R	r/w, ul, bb	a (Seilzug): H (e), K (e) p: H (f)
Indego®	Parker Hannifin	Parker Hannifin Corporation 2020; Parker Hannifin Corporation 2021; Goldfarb, Murray 6/17/2013	Aktiv	G, Bh	Q	r, ul, bb	a: H (e/f), K (e/f) ua: F (pf/de) Modulare Bauweise
C-Brace®	Otto Bock	Pröbsting, Kannenberg, Zacharias 2017; Schmalz, Pröbsting 2014; Otto Bock HealthCare Deutschland GmbH 2021; Auberger 5/20/2009	Aktiv	G, Tü	tG	r, ul, eb	p (aktiv gesteuert): K (e/f) p/ua: F (pf/de) Individuell gefertigt

Anhang

Anhang 2: Übersicht des relevanten Forschungsstandes mit Systemen zur Unterstützung des unteren Bewegungsapparates.

Unterstützte Bewegung(en): Gehen (G), Treppen überwinden (Tü), Treppen aufsteigen (Tau), Treppen absteigen (Tab), Lasten heben (Lh), Aufstehen (As), Hinsetzen (Hs), Kniebeuge (Kb), Rampen überwinden (Rü)

Anwender: Senioren (S), Querschnittsgelähmte (Q), Rehabilitationsbedürftige (R), Industriearbeitende (IA), Schlaganfallpatienten (Sa), Menschen mit schwacher Muskulatur (MmsM)

Struktureller Aufbau: rigide (r), unilateral (ul), bilateral (bl), beidbeinig (bb), einbeinig (eb).

Merkmale: aktiv (a), passiv (p), unaktuiert (ua), Hüfte (H), Knie (K), Fuß (F), Extension (e), Flexion (f), Adduktion (add), Abduktion (abd), Plantarflexion (pf), Dorsalextension (de), Schwerkraftkompensation (Skk)

System	Einrichtung/ Institution	Quellen	Energiever- sorgung	Unterstützte Bewegung(en)	Anwender	Struktureller Aufbau	Merkmale
Aktive Experimentier- orthese	TU Berlin	Fleischer 2007	Aktiv	G, As, Hs, Tü	MmsM, S, (R, Sa)	r, bl, eb	a: K (e/f) ua: F (pf/de)
RoboKnee	Yobotics, USA	Pratt u. a. 2004	Aktiv	Kb, Tü	MmsM, S, (R, Sa)	r, ul, eb	a: K (e/f)
Pneumatically-Actu- ated Lower-Limb Or- thosis	University of Alabama	Wu, Jordan, Shen 2011	Aktiv	G, Tü	MmsM, S, (R, Sa)	r, bl, eb	a (Pneumatik): K (e/f), F (pf/de)
Walking assist sys- tem	Meiji University Gradu- ate School	Morichika u. a. 2007	Aktiv	G, Tü	MmsM, S, (R, Sa)	r, ul, eb	a (Pneumatik): K (e/f) ua: F (pf/de)
LLE Stair Climbing	University of Canter- bury	Chandrapal, Chen, Wang 2013	Aktiv	Tü	MmsM	r, bl, eb	a (Pneumatik): K (e/f) p: F (pf/de) Steuerung via sEMG
LLE cable driven	University of Theran	Joudzadeh u. a. 2018	Aktiv	Tü	S	r, ul, eb	a (Seilzug): K (e), F (pf)
Aktive Knieorthese (Experimentierplatt- form)	TU Darmstadt	Müller 2017	Aktiv	G, As, Tü	S	r, bl (K), ul (F), bb	a (TSA/PTSA): K (e) ua: F (pf/de)
Robotic Hip Exoskel- eton	Samsung Advanced Institute of Technology	Jang u. a. 2016	Aktiv	Tau	S	r, ul, bb	a: H (e/f) ua: H (abb/abd)

Anhang

System	Einrichtung/ Institution	Quellen	Energiever- sorgung	Unterstützte Bewegung(en)	Anwender	Struktureller Aufbau	Merkmale
HiBSO	École polytechnique fédérale de Lausanne	Baud u. a. 2018	Aktiv	G, As, Tü	S	r, ul, bb	a: H (e/f)
Autonomyo	École polytechnique fédérale de Lausanne	Ortlieb, Bouri 10/4/2017	Aktiv	G, As, Tau, Lh	Sa, Q, R	r, ul, bb	a: H (e/f/abb/abd), K (e/f) ua: F (pf/de)
MoonWalker	French National Cen- ter for Scientific Re- search (CNRS)	Krut u. a. 2010	Aktiv	G, Rü, Tü, Lh	MmsM, R	r, ul, bb	Skk
Exosuit Konzept	ETH Zürich	Bartenbach 2017; Bartenbach u. a. 2015	Aktiv	G, As, Tau	MmsM, S	w, bb	a (Seilzug): H (e), K (e)
Hitexosuit	Harbin Institute of Technology	Zhao u. a. 2019a	Aktiv	Tau	S	w, bb	a (TSA): K(e)
Lower extremity exo- skeleton	Harbin Institute of Technology	Zhang u. a. 2018	Aktiv	Tau (mit erhöhter Last)	S, MmsM, IA	r, ul, bb	a: K (e/f) p: H (e/f) ua: F (pf/de), H (abb/abd)
Lower limb exo	Beihang University	Zhao u. a. 2019b	Aktiv	Tau	MmsM, (R)	r, ul, bb	a: H (e/f), K (e/f) ua: F (pf/de),
Hybride Orthese (THKAFO mit EI- lektrostimulation)	Louis Stokes Cleve- land Department of Veterans Affairs Medi- cal Center	Kobetic u. a. 2009	Aktiv	G, Tü	Q	r, ul, bb	a: H (e/f) p: K (e/f) ua: F (pf/de)

Anhang

System	Einrichtung/ Institution	Quellen	Energiever- sorgung	Unterstützte Bewegung(en)	Anwender	Struktureller Aufbau	Merkmale
AIDER	University of Electronic Science and Technol- ogy of China	Xu u. a. 2017; Xu u. a. 2020	Aktiv	G, Tü	Q	r, ul, bb	a: H (e/f), K (e/f) ua: F (pf/de)
Ankle robot	Chinese University of Hong Kong	Yeung u. a. 2017	Aktiv	G, Tü	Sa	r, ul, bb	a: F (pf/de)
Vanderbilt Exoskelett	Vanderbilt University	Farris 2012	Aktiv	G, As, Hs, Tü	Q	r, ul, bb	a: H (e/f), K (e/f)
LLEX	Chinese Academy of Science(CAS)	Yan u. a. 2018	Aktiv	G, As, Hs, Tü	Q	r, ul, bb	a: H (e/f), K (e/f) p: F (pf/de)
PKAExo	Chongqing University of Technology	Yuan u. a. 2017; Li u. a. 2018	Passiv	G, Tau	-	r, ul, bb	p: K(e) ua: H (e/f), K(f)

Anhang

Anhang 3: Übersicht mit relevanten Patenten zu Systemen zur Unterstützung des unteren Bewegungsapparates.

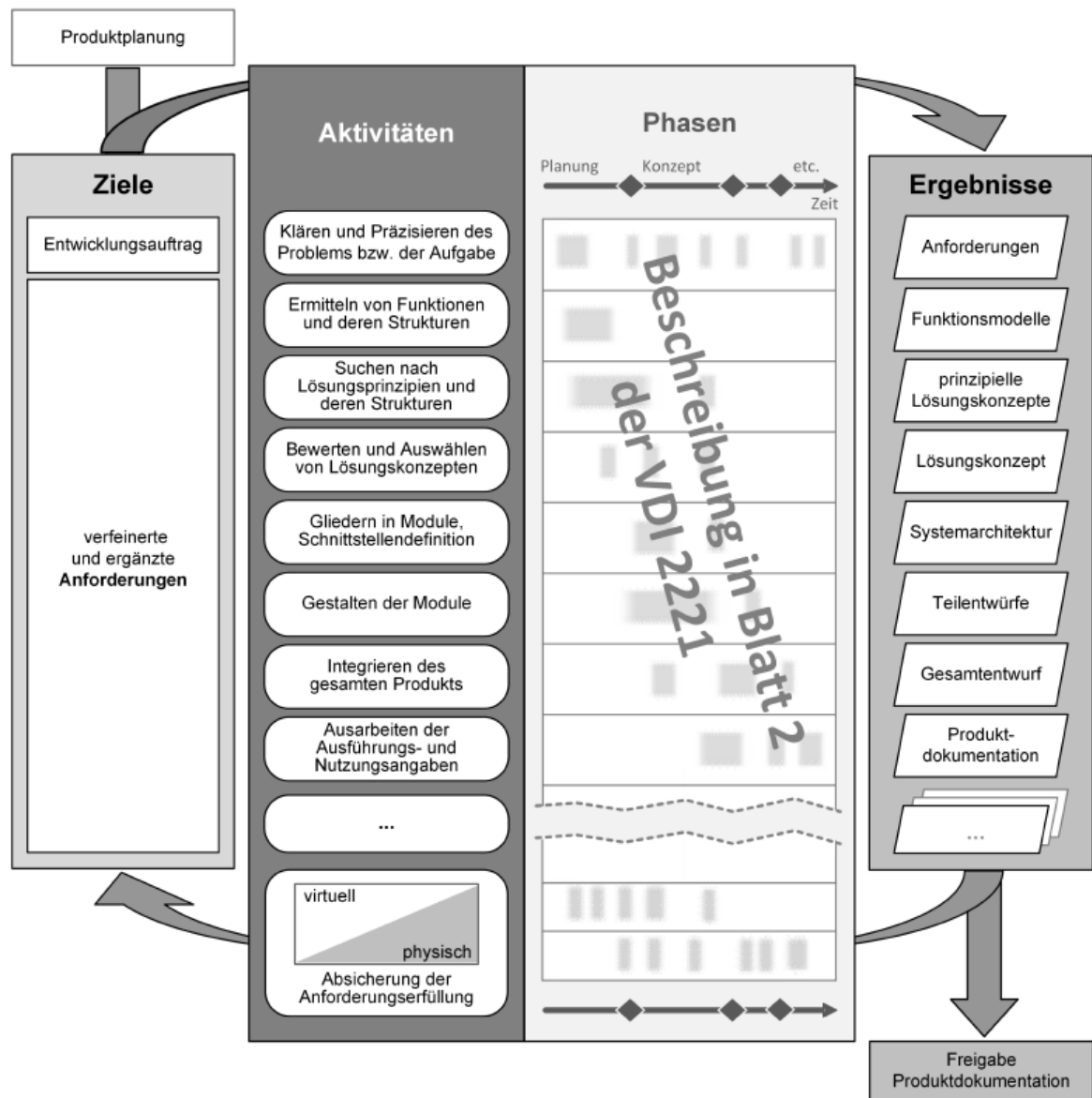
Unterstützte Bewegung(en): Gehen (G), Treppen überwinden (Tü), Lasten heben (Lh), Balance halten (Bh), Kniebeuge (Kb), Rampen überwinden (Rü).

Struktureller Aufbau: rigide (r), unilateral (ul), bilateral (bl), beidbeinig (bb), einbeinig (eb).

Merkmale: aktiv (a), passiv (p), unaktuiert (ua), Hüfte (H), Knie (K), Fuß (F), Extension (e), Flexion (f), Adduktion (add), Abduktion (abd), Plantarflexion (pf), Dorsalextension (de)

System	Anmelder	Quellen	Energiever-sorgung	Unterstützte Bewegung(en)	Struktureller Aufbau	Merkmale
Orthese für menschliches Kniegelenk mit Federelement	Elysium Industries	Hohenwarter 2018/12/27	Passiv	Knieextension	r, ul, bb	p: K (e)
Passives Exoskelett eines Kniegelenkes	Polska Bionika	Stranz 2/9/2018	Passiv	Knieextension	r, bl, eb	p: K (e)
Anordnung für ein Exoskelett	TU Berlin	Fleischer, Wege 2007/07/26	Passiv	diverse	r	diverse
Legged Robotic Device	Sarcos	Smith 5/6/2015	Aktiv	G, Tü, Kb, Rü	r, ul, eb	a: H (e/f) ua (optional aktuiert): K (e/f), F (pf/de)
semi-powered lower extrem-ity exoskeleton	University of California (Berkeley)	Angold, Harding, Kazerooni 4/13/2006	Aktiv	Tü	r, ul, bb	a: K (e/f) ua: H (e/f/abd/abb), F (pf/de/abd/add)
Soft exosuit	Harvard College	Walsh u. a. 5/30/2014	Aktiv	G, Tü, Rü, ...	w	diverse
Leg exoskeleton System and method	Other LAB	Lamb u. a. 4/13/2018	Aktiv	G, Tü, Kb, As, Hs	r, ul, eb	a: K (e)

Anhang 4: Modell der Produktentwicklung (VDI 2221 Blatt 1, S. 31)



Anhang 5: relevante Normen und Richtlinien für eine eBUS-Entwicklung

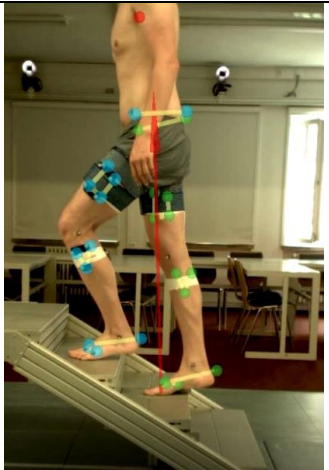
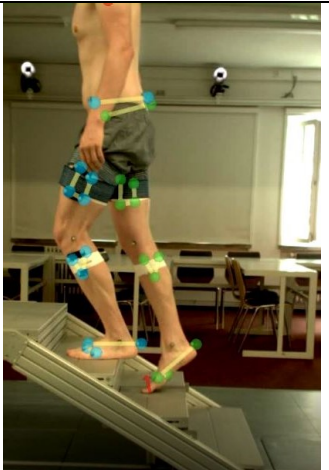
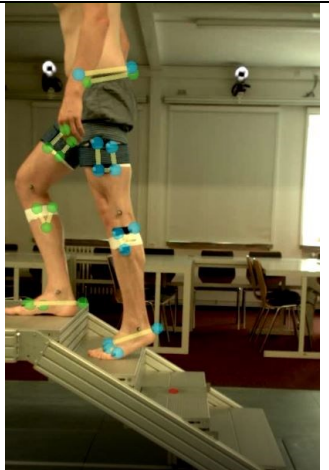
Norm/Richtlinie	Titel
DIN EN ISO 13482	Roboter und Robotikgeräte – Sicherheitsanforderungen für persönliche Assistenzroboter
DIN EN ISO 22523	Externe Gliedmaßenprothesen und externe Orthesen – Anforderungen und Prüfverfahren
DIN 33402-2	Ergonomie - Körpermaße des Menschen - Teil 2: Werte
DIN 18065	Gebäudetreppen – Begriffe, Messregeln, Hauptmaße
DIN ISO/TS 15066	Roboter und Robotikgeräte - Kollaborierende Roboter
Europäische Union 29.06.2006	2006/42/EG Maschinenrichtlinie
DIN EN ISO 12100	Sicherheit von Maschinen – Allgemeine Gestaltungsleitsätze– Risikobeurteilung und Risikominderung
DIN EN ISO 12100 Berichtigung 1	Sicherheit von Maschinen – Allgemeine Gestaltungsleitsätze – Risikobeurteilung und Risikominderung
DIN EN ISO 13849-1	Sicherheit von Maschinen – Sicherheitsbezogene Teile von Steuerungen – Teil 1: Allgemeine Gestaltungsleitsätze
DIN EN ISO 13849-2	Sicherheit von Maschinen – Sicherheitsbezogene Teile von Steuerungen – Teil 1: Validierung
DIN EN ISO 13850	Sicherheit von Maschinen – Not-Halt – Gestaltungsleitsätze
DIN EN ISO 13854	Sicherheit von Maschinen – Mindestabstände zur Vermeidung des Quetschens von Körperteilen
DIN EN ISO 13855	Sicherheit von Maschinen – Anordnung von Schutzeinrichtungen im Hinblick auf Annäherungsgeschwindigkeiten von Körperteilen
DIN EN ISO 13857	Sicherheitsabstände gegen das Erreichen von Gefährdungsbereichen mit den oberen und unteren Gliedmaßen
VDI/VDE 3850 Blatt 1	Gebrauchstaugliche Gestaltung von Benutzungsschnittstellen für technische Anlagen - Konzepte, Prinzipien und grundsätzliche Empfehlungen
DIN EN 614-1; DIN EN 614-2	Sicherheit von Maschinen –Ergonomische Gestaltungsgrundsätze (alle Teile)
ISO 15534-1; ISO 15534-2; ISO 15534-3	Ergonomische Gestaltung für die Sicherheit von Maschinen (alle Teile)
DIN EN ISO 9241-11	Ergonomie der Mensch-System-Interaktion - Gebrauchstauglichkeit: Begriffe und Konzepte

Anhang 6: Gemessene anthropometrische Daten der Probanden zur Ermittlung des Unterstützungsbedarfs mit PK=Probandenkennung, A=Alter in Jahren, G=Geschlecht (m=männlich, w=weiblich), km=Körpergewicht [kg], kph=Körperhöhe [m], usl=Unterschenkelänge [m], fl=Fußlänge [m], osu=Oberschenkelumfang [m], usu=Unterschenkelumfang [m]

PK	A	G	km	kph	rechte Seite				linke Seite			
					usl	fl	osu	usu	usl	fl	osu	usu
1-01	26	m	76,2	1,76	0,400	0,290	0,570	0,390	0,391	0,295	0,580	0,390
1-02	25	m	81,2	1,83	0,422	0,280	0,620	0,400	0,419	0,280	0,600	0,390
1-03	28	m	88,0	1,93	0,463	0,295	0,560	0,395	0,454	0,295	0,565	0,395
1-04	22	w	69,1	1,64	0,367	0,240	0,575	0,385	0,365	0,240	0,570	0,380
1-05	23	w	67,9	1,63	0,361	0,245	0,550	0,365	0,360	0,245	0,550	0,365
1-06	25	w	60,7	1,63	0,368	0,240	0,560	0,340	0,360	0,245	0,555	0,340
1-07	23	w	65,3	1,73	0,390	0,250	0,540	0,360	0,385	0,250	0,540	0,360
1-08	25	w	60,8	1,66	0,378	0,225	0,535	0,350	0,371	0,230	0,510	0,350
1-09	23	w	55,5	1,67	0,358	0,235	0,470	0,350	0,357	0,240	0,480	0,340
1-10	22	w	51,5	1,72	0,397	0,235	0,465	0,325	0,385	0,235	0,470	0,320
1-11	23	m	79,4	1,78	0,384	0,265	0,550	0,370	0,385	0,265	0,550	0,370
1-12	22	m	88,3	1,82	0,423	0,275	0,530	0,400	0,424	0,280	0,530	0,400
1-13	25	m	77,1	1,87	0,436	0,275	0,540	0,370	0,421	0,275	0,550	0,375
2-01	69	w	92,6	1,75	0,427	0,260	0,630	0,400	0,418	0,260	0,610	0,385
2-02	72	m	81,1	1,77	0,402	0,270	0,490	0,340	0,398	0,270	0,520	0,350
2-03	73	w	77,2	1,55	0,355	0,240	0,530	0,385	0,348	0,240	0,530	0,370
2-04	73	m	70,9	1,66	0,372	0,260	0,490	0,355	0,365	0,260	0,490	0,360
2-05	74	m	99,6	1,78	0,428	0,295	0,494	0,388	0,419	0,300	0,510	0,387
2-06	76	w	42,1	1,49	0,321	0,225	0,440	0,290	0,317	0,225	0,440	0,290
2-07	69	w	69,7	1,62	0,375	0,240	0,560	0,380	0,369	0,240	0,550	0,390
2-08	74	w	69,4	1,76	0,419	0,270	0,510	0,400	0,411	0,270	0,505	0,390
2-09	72	w	62,6	1,59	0,368	0,235	0,500	0,340	0,362	0,230	0,500	0,340
2-10	72	m	73,7	1,71	0,388	0,260	0,470	0,350	0,383	0,260	0,480	0,350
2-11	77	m	81,7	1,76	0,418	0,290	0,470	0,360	0,418	0,290	0,480	0,360
2-12	72	w	78,0	1,58	0,371	0,250	0,510	0,370	0,370	0,250	0,500	0,380

Anhang

Anhang 7: Treppenaufstieg mit Einteilung in die Subphasen

Aufstieg					
Phase	Standphase			Schwungphase	
Bezeichnung	Gewichtsakzeptanz (Weight acceptance)	Hochziehen (Pull-up)	Vorschreiten (Forward continuance)	Fußabheben (Foot clearance)	Fußaufsetzen (Foot placement)
Zykluszeit	0-10 %	10-30 %	30-60 %	60-80 %	80-100 %
Abbildung					
Beschreibung	Das nächste Standbein steht auf der nächst höheren Stufe. Das Körpergewicht wird auf dieses Bein verlagert.	Der Körper wird über das Standbein auf eine höhere Position auf der Treppe gezogen.	Fortführung der Vorwärtsbewegung und Einleitung des Wechsels von Stand- zu Schwungphase.	Abheben des Fußes am Standbein und Vorbeiführen des Schwungbeins am Standbein.	Aufsetzen des Fußes auf der nächst höheren Stufe.

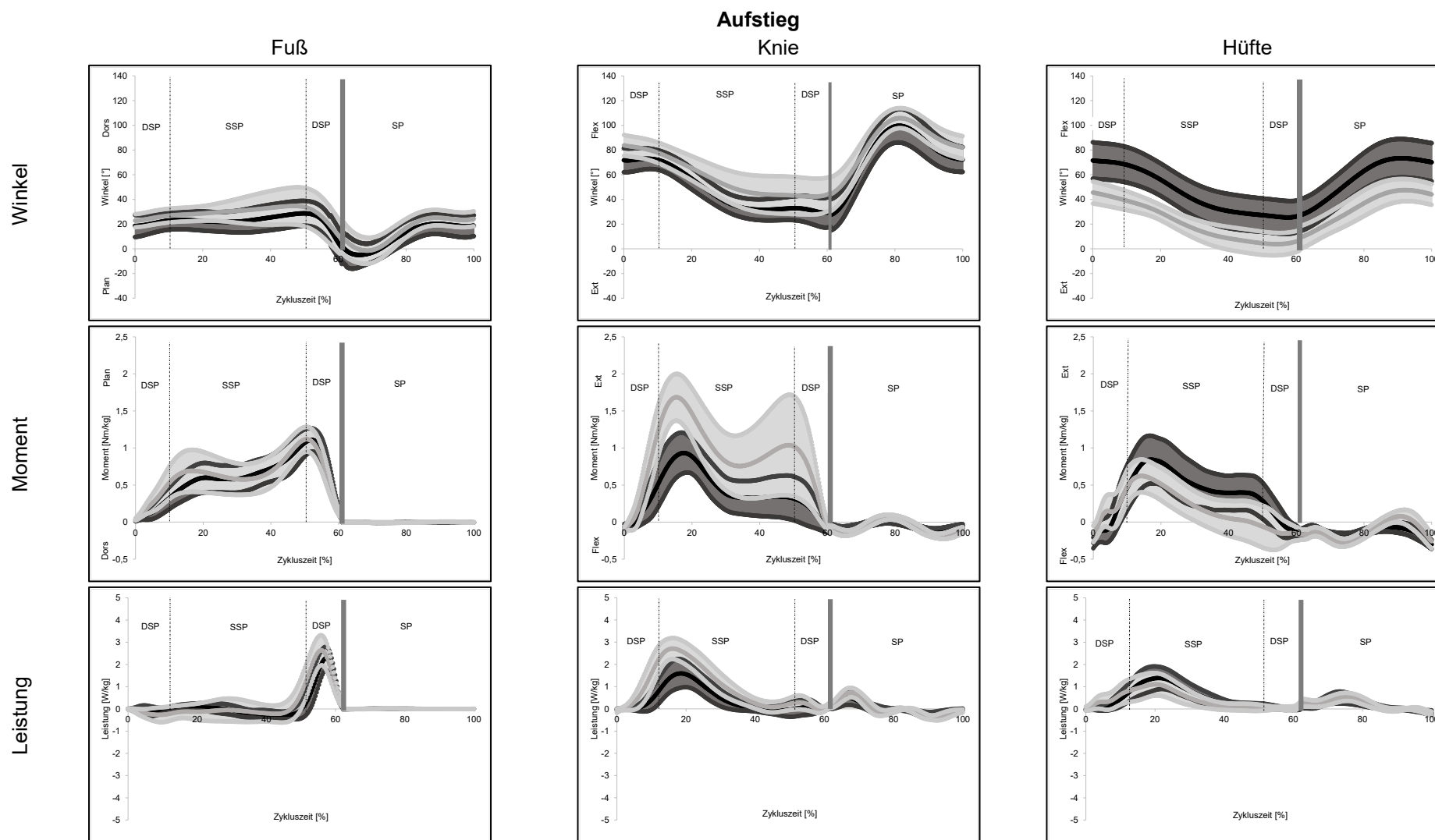
Anhang

Anhang 8: Treppenabstieg mit Einteilung in die Subphasen

Abstieg					
Phase	Standphase			Schwungphase	
Bezeichnung	Gewichtsakzeptanz (Weight acceptance)	Vorschreiten (Forward continuance)	Kontrolliertes Absenken (Controlled lowering)	Vorbeiziehen (Leg-pull through)	Fußaufsetzen (Foot placement)
Zykluszeit	0-10 %	10-30 %	30-60 %	60-80 %	80-100 %
Abbildung					
Beschreibung	Das Körpergewicht wird auf das weiter untenstehende Bein verlagert.	Das Schwungbein wird am Standbein vorbeigeführt.	Der Fuß des Schwungbeins wird kontrolliert zur nächst tiefer gelegenen Stufe geführt. Dabei geht das Kniegelenk des Standbeines in Flexion und senkt den Körper ab.	Das Schwungbein wird wiederum am Standbein vorbeigeführt.	Das Schwungbein wird auf der nächst tieferen Stufe zum Standbein abgesetzt.

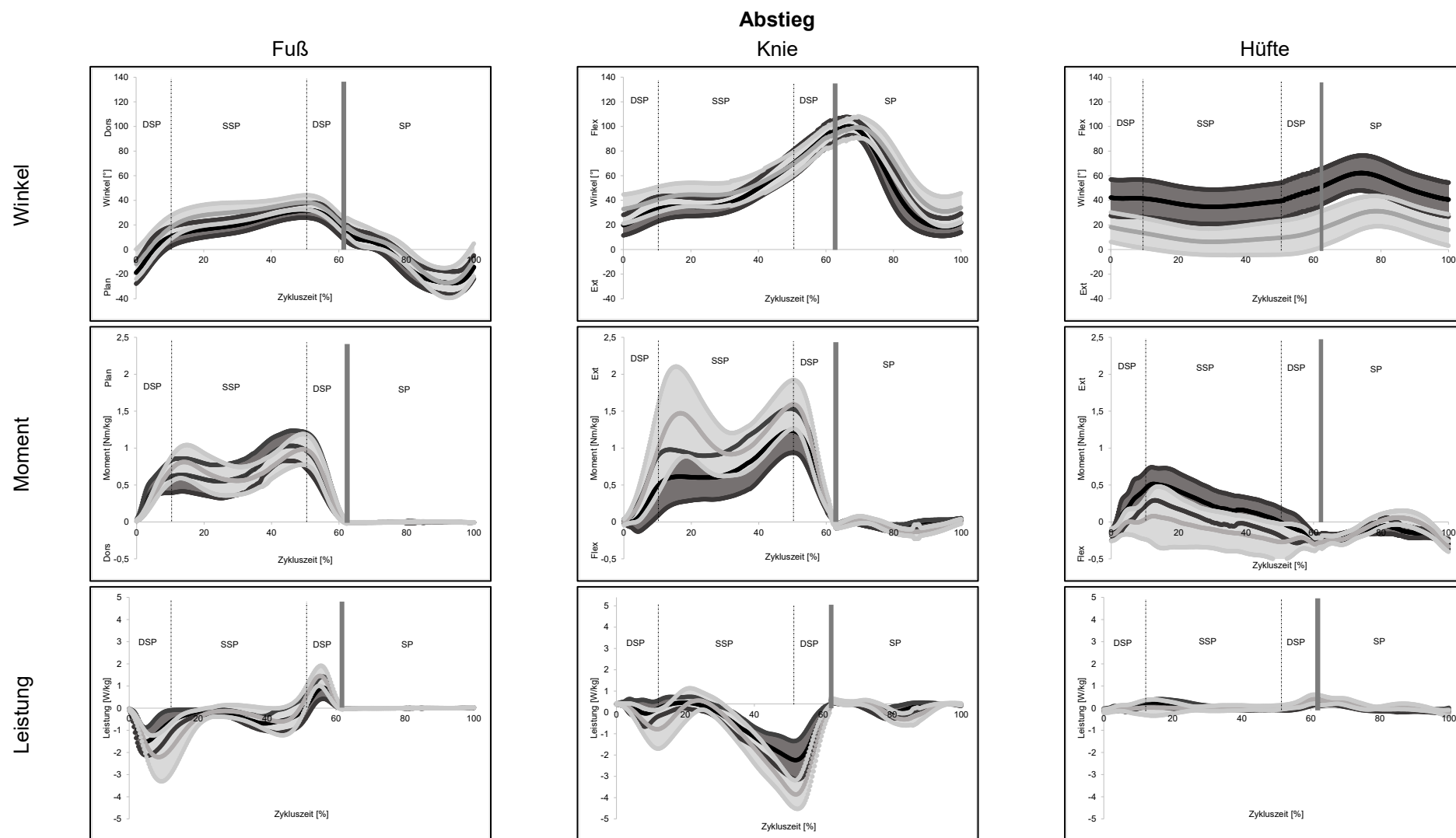
Anhang

Anhang 9: Winkel-, Momenten- und Leistungsverläufe für den Treppenaufstieg als Mittelwerte (± 1 SD) von Fuß-, Knie- und Hüftgelenk in der Sagittalebene von jungen (grau) und älteren Probanden (schwarz); absolute Zykluszeit für jung $1,40 \text{ s} \pm 0,22 \text{ s}$ und alt $1,93 \text{ s} \pm 0,37 \text{ s}$; DSP=Doppelte Standphase, SSP=einfache Standphase, SP=Schwungphase; Übergang von Stand- in Schwungphase bei $62,3 \% \pm 17,1 \%$ der Zykluszeit



Anhang

Anhang 10: Winkel-, Momenten- und Leistungsverläufe für den Treppenabstieg als Mittelwerte (± 1 SD) von Fuß-, Knie- und Hüftgelenk in der Sagittalebene von jungen (grau) und älteren Probanden (schwarz); absolute Zykluszeit für jung $1,36 \text{ s} \pm 0,32 \text{ s}$ und alt $1,87 \text{ s} \pm 0,36 \text{ s}$; DSP=Doppelte Standphase, SSP=einfache Standphase, SP=Schwungphase; Übergang von Stand- in Schwungphase bei $62,3 \% \pm 17,1 \%$ der Zykluszeit



Anhang 11: Erläuterung der inversen Dynamik am Beispiel der Mehrkörpersimulationssoftware AnyBody Modeling System™ (AMS) (Rasmussen, Damsgaard, Voigt 2001; Damsgaard u. a. 2006)

Mittels inverser Dynamik berechnet das AMS interne Muskelkräfte, die erforderlich sind, damit das muskuloskelettale menschliche Modell bekannte Bewegungen ausführen und bekannte Kräfte mit seiner Umgebung austauschen kann. Das Redundanzproblem, das durch einen Überschuss an kraftproduzierenden Muskeln im menschlichen Modell entsteht, als für die Durchführung einer bestimmten Bewegungsaufgabe unbedingt erforderlich ist, wird gelöst, indem die dynamischen Gleichgewichtsbedingungen als ein Optimierungsproblem formuliert werden. In dieser Arbeit ist das Optimierungsproblem definiert als die zu minimierende Zielfunktion mit einem Polynomkriterium der Potenz $p = 3$:

$$G(\mathbf{f}^{(M)}) = \sum_{i=1}^{n^{(M)}} \left(\frac{f_i^{(M)}}{N_i} \right)^p \quad (\text{A.1})$$

mit folgenden Randbedingungen:

$$\mathbf{C}\mathbf{f} = \mathbf{r} \quad (\text{A.2})$$

$$0 \leq f_i^{(M)} \leq N_i; i \in \{1, \dots, n^{(M)}\} \quad (\text{A.3})$$

wobei G die Zielfunktion der Rekrutierungsstrategie ist, beschrieben in Form der Muskelkräfte $\mathbf{f}^{(M)}$. N_i ist die Maximalkraft des Muskels. $n^{(M)}$ ist die Anzahl der Muskeln. $\mathbf{C} = [\mathbf{C}^{(M)} \mathbf{C}^{(R)}]$ ist die Koeffizientenmatrix des unbekannten Kraftvektors, $\mathbf{f} = [\mathbf{f}^{(M)T} \mathbf{f}^{(R)T}]^T$. Hochgestellte (M) und (R) bezeichnen Terme, die sich auf Muskelkräfte beziehungsweise Gelenkreaktionen beziehen. Stattdessen ist $\mathbf{r}$ ein Vektor der bekannten externen Kräfte und Trägheitskräfte. Die Zwangsbedingung (A.3) beschränkt die Muskeln nur auf das Ziehen und verhindert das Drücken.

Anhang 12: Antriebsanordnungen und unterstützte Bewegungen als Zusammenhang mit Auswahl zur Unterstützung des Treppenauf- und -abstiegs (grau)

Bewegung Konzept			Hüft- extension	Hüft- flexion	Knie- extension	Knie- flexion	Dorsal- extension	Plantar- flexion
koaxiales Drehmoment	unterstützte Bewegungen: 1	1	x					
		2		x				
		3				x		
		4			x			
		5						x
		6					x	
Zugkraft	unterstützte Bewegungen: 1	7p		x				
		8p	x					
		9p			x			
		10p				x		
		11p					x	
		12p						x
	unterstützte Bewegungen: 2	13p		x	x			
		14p	x			x		
		15p		x		x		
		16p	x		x			
		17p			x		x	
		18p				x		x
		19p			x			x
		20p				x	x	
	unterstützte Bewegungen: 3	21p		x	x		x	
		22p	x			x		x
		23p		x		x		x
		24p		x	x			x
		25p		x		x	x	
		26p	x		x		x	
		27p	x			x	x	
		28p	x		x			x
Druckkraft	unterstützte Bewegungen: 1	7c	x					
		8c		x				
		9c				x		
		10c			x			
		11c						x
		12c					x	
	unterstützte Bewegungen: 2	13c	x			x		
		14c		x	x			
		15c	x		x			
		16c		x		x		
		17c				x		x
		18c			x		x	
		19c				x	x	
		20c			x			x
	unterstützte Bewegungen: 3	21c	x			x		x
		22c		x	x		x	
		23c	x		x		x	
		24c	x			x	x	
		25c	x		x			x
		26c		x		x		x
		27c		x	x			x
		28c		x		x	x	

Anhang 13: Parameter von Motor-Getriebe-Kombination und Energieversorgung des zweiten Demonstrators

Motor EC 60 flat		
Bezeichnung	Wert	Einheit
Nennspannung	24	V
Leerlaufdrehzahl	4300	rpm
Mechanische Anlaufzeitkonstante	8,6	ms
Rotorträgheitsmoment	810	$\frac{\text{g}}{\text{cm}^2}$
Max. Wirkungsgrad μ_M	85,2	%
Gewicht	350	g
Planetengetriebe GP 52 C		
Bezeichnung	Wert	Einheit
Untersetzung	43:1	
Massenträgheitsmoment	17,3	$\frac{\text{g}}{\text{cm}^2}$
Max. Dauerdrehmoment	30	Nm
Kurzzeitig zulässiges Drehmoment	45	Nm
Max. Wirkungsgrad μ_G	75	%
Gewicht	770	g
Max. radiale Belastung, 12 mm ab Flansch	900	N
Energieversorgung FB7S1P18650-28		
Bezeichnung	Wert	Einheit
Nennspannung	25,55	V
speicherbare Strommenge	73	Wh
Kapazität	2,85	Ah
Gewicht	380	g

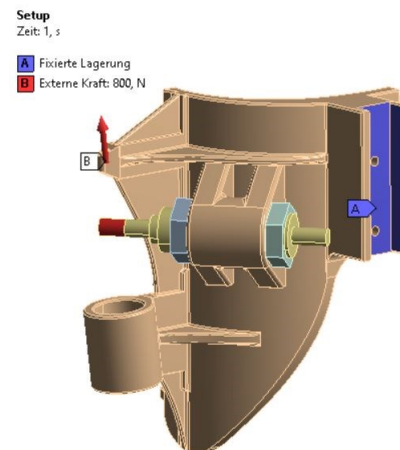
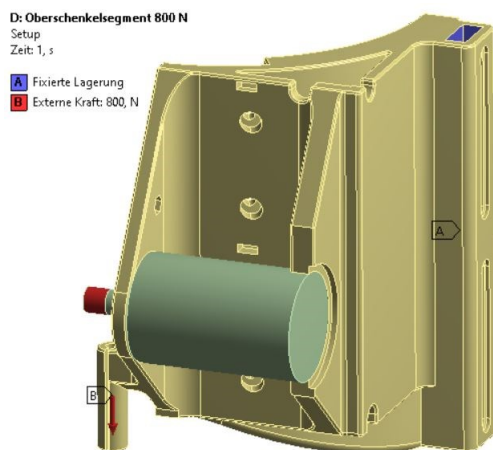
Anhang 14: Ergebnisse der Energieberechnung nach der Gleichung (8.3) mit dem mittleren und maximalen Leistungsbedarf nach Abbildung 5.8 mit verwendeten mittleren Zykluszeiten t_{zyklus} des Aufstieges für Jung (1,4 s) und Alt (1,93 s) und des Abstieges für Jung (1,36 s) und Alt (1,87 s)

	Mittlerer Bedarf		Maximaler Bedarf	
	Jung	Alt	Jung	Alt
Aufstieg W_{Auf} [J/kg]	0,19	0,26	0,55	0,76
Abstieg W_{Ab} [J/kg]	-0,16	-0,22	-0,68	-0,94
Absolute Summe $W_{\text{Auf}} + W_{\text{Ab}} $ [J/kg]	0,35	0,48	1,23	1,70
W_{Gesamt} für 100 kg [Wh]	3,0	4,1	10,5	14,4
W_{Gesamt} für 120 kg [Wh]	3,5	4,9	12,6	17,3

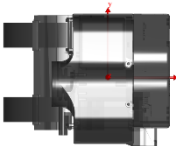
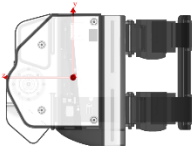
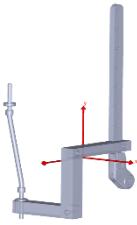
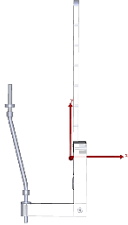
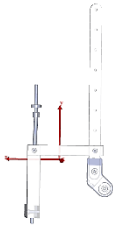
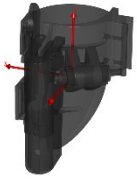
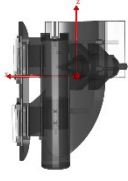
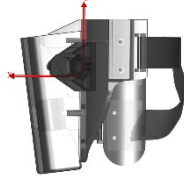
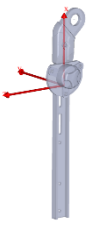
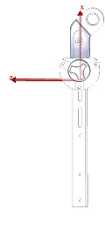
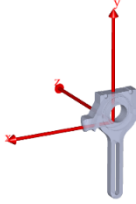
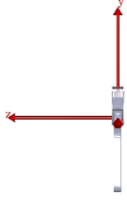
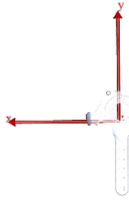
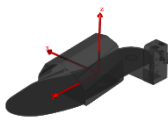
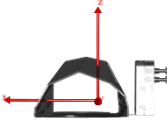
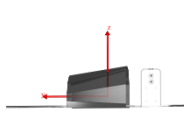
Anhang 15: Technische Daten für die FEM-Analyse zur Modellierung des PC-ABS (Grenzwerte) als steifer, zäher Kunststoff (Stratasys 2020; Stratasys 2017), Daten zum Modell und des Setup sowie Ergebnisse des Ober- und Unterschenkelsegmentes

Oberschenkelsegment					Unterschenkelsegment			
Technische Daten								
Zugfestigkeit [MPa]					41			
Streckgrenze [MPa]					36			
E-Modul [MPa]					1900			
Bruchdehnung [%]					6			
Dichte [$\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$]					1099			
Querkontraktionszahl (Kunz 2011, S. 4)					0,4			
Modell								
Verwendete Elemente					Tet10 (Tetraederelement mit 10 Knoten)			
Anzahl der Elemente					139236	129759		
Anzahl der Knoten					230250	222849		
Setup								
Kraft [N]	2520	2100	1700	800	2520	2100	1700	800
Ergebnisse								
Vorhandene Spannung [MPa]	39	38	34	21	37	35	31	14
Vorhandene Sicherheit (Berechnung gegen Bruch)	1,1	1,1	1,2	2,0	1,1	1,2	1,3	2,9
Vorhandene Sicherheit (Berechnung gegen Verformung)	0,9	0,9	1,1	1,7	1,0	1,0	1,2	2,6

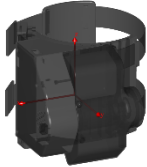
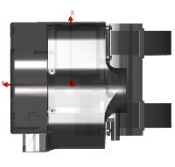
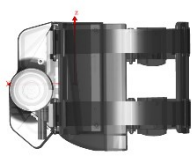
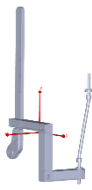
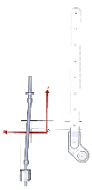
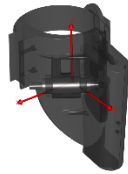
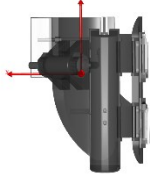
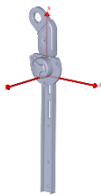
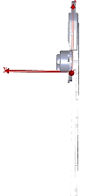
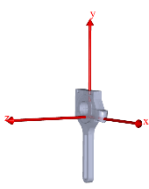
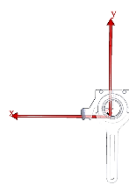
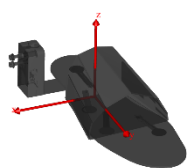
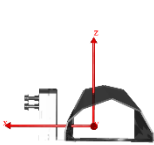
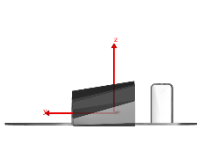
Anhang 16: Setup der FEM-Analyse für das Oberschenkelsegment (links) und das Unterschenkelsegment (rechts) mit fixierter Lagerung und extern angreifender Kraft



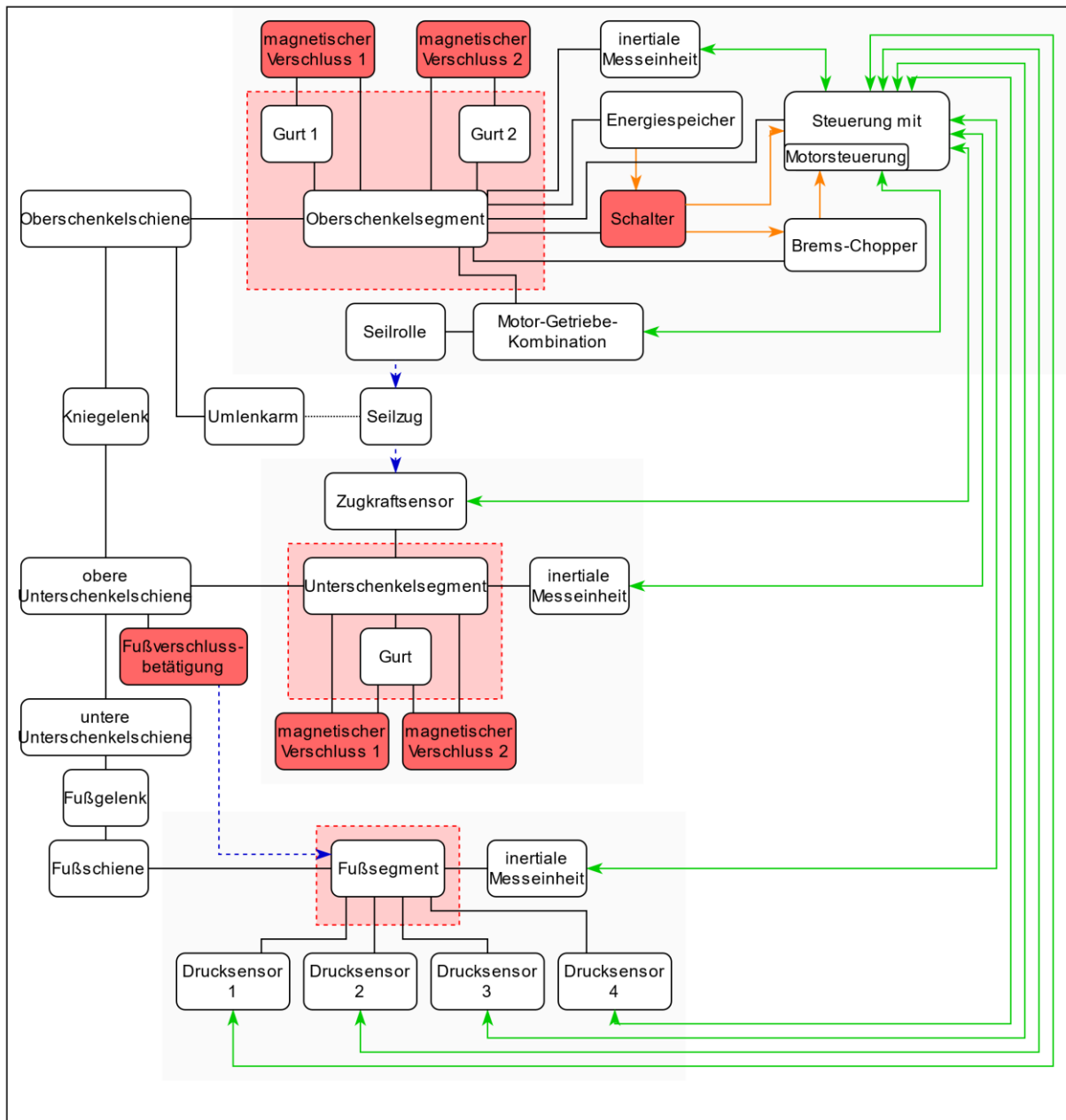
Anhang 17: Darstellung der sieben modellierten Baugruppen des linken eBUS mit nicht maßstabsgetreuen Abbildungen mit Massenschwerpunkt (rotes Koordinatensystem), der Massenverteilung als Trägheitstensor bezogen auf den Schwerpunkt sowie der Masse der Baugruppe; L = links; TS = Oberschenkelsegment, TR = Oberschenkel-schiene, SS = Unterschenkelsegment, SUR = obere Unterschenkelschiene, SLR = untere Unterschenkel-schiene, FR = Fußschiene, FS = Fußsegment

Bau- gruppe	Isometrische Ansicht mit Schwerpunkt	Frontalansicht mit Schwerpunkt	Seitenansicht von rechts mit Schwerpunkt	Trägheitstensor J	Masse [kg]
				[kg*cm ²] $\begin{pmatrix} J_{xx} & J_{xy} & J_{xz} \\ J_{yx} & J_{yy} & J_{yz} \\ J_{zx} & J_{zy} & J_{zz} \end{pmatrix}$	
L-TS				$\begin{pmatrix} 240 & -2 & -3 \\ -2 & 230 & 0 \\ -3 & 0 & 160 \end{pmatrix}$	3,56
L-TR				$\begin{pmatrix} 120 & 9 & -5 \\ 9 & 40 & -30 \\ -5 & -30 & 100 \end{pmatrix}$	0,82
L-SS				$\begin{pmatrix} 40 & 1 & 9 \\ 1 & 40 & 3 \\ 9 & 3 & 40 \end{pmatrix}$	1,10
L-SUR				$\begin{pmatrix} 0,3 & -0,3 & -0,1 \\ -0,3 & 9,3 & 0,0 \\ -0,1 & 0,0 & 9,2 \end{pmatrix}$	0,17
L-SLR				$\begin{pmatrix} 10,0 & -0,3 & 0,0 \\ -0,3 & 0,6 & 0,4 \\ 0,0 & 0,4 & 10,0 \end{pmatrix}$	0,24
L-FR				$\begin{pmatrix} 0,3 & 0,0 & 0,0 \\ 0,0 & 0,1 & 0,0 \\ 0,0 & 0,0 & 0,3 \end{pmatrix}$	0,05
L-FS				$\begin{pmatrix} 8,7 & 2,3 & -0,4 \\ 2,3 & 3,5 & -0,6 \\ -0,4 & -0,6 & 10,0 \end{pmatrix}$	0,17

Anhang 18: Darstellung der sieben modellierten Baugruppen des rechten eBUS mit nicht maßstabsgetreuen Abbildungen mit Massenschwerpunkt (rotes Koordinatensystem), der Massenverteilung als Trägheitstensor bezogen auf den Schwerpunkt sowie der Masse der Baugruppe; R = rechts; TS = Oberschenkelsegment, TR = Oberschenkelschiene, SS = Unterschenkelsegment, SUR = obere Unterschenkelschiene, SLR = untere Unterschenkelschiene, FR = Fußschiene, FS = Fußsegment

Bau- gruppe	Isometrische Ansicht mit Schwerpunkt	Frontalansicht mit Schwerpunkt	Seitenansicht von rechts mit Schwerpunkt	Trägheitstensor J	Masse [kg]
				[kg*cm ²] $\begin{pmatrix} J_{xx} & J_{xy} & J_{xz} \\ J_{yx} & J_{yy} & J_{yz} \\ J_{zx} & J_{zy} & J_{zz} \end{pmatrix}$	
R-TS				$\begin{pmatrix} 240 & -3 & -2 \\ -3 & 160 & 0 \\ -2 & 0 & 230 \end{pmatrix}$	3,56
R-TR				$\begin{pmatrix} 120 & -5 & 9 \\ -5 & 100 & -30 \\ 9 & -30 & 40 \end{pmatrix}$	0,82
R-SS				$\begin{pmatrix} 40 & -1 & -9 \\ -1 & 40 & 3 \\ -9 & 3 & 40 \end{pmatrix}$	1,10
R-SUR				$\begin{pmatrix} 0,3 & 0,3 & -0,1 \\ 0,3 & 9,3 & 0,0 \\ -0,1 & 0,0 & 9,2 \end{pmatrix}$	0,17
R-SRR				$\begin{pmatrix} 10,0 & 0,3 & 0,0 \\ 0,3 & 0,6 & 0,4 \\ 0,0 & 0,4 & 10,0 \end{pmatrix}$	0,24
R-FR				$\begin{pmatrix} 0,3 & 0,0 & 0,0 \\ 0,0 & 0,1 & 0,0 \\ 0,0 & 0,0 & 0,3 \end{pmatrix}$	0,05
R-FS				$\begin{pmatrix} 8,7 & -2,3 & -0,4 \\ -2,3 & 3,5 & -0,6 \\ -0,4 & -0,6 & 10,0 \end{pmatrix}$	0,17

Anhang 19: Funktionsstruktur des eBUS (Demonstrator 2.0) mit zugehöriger Legende



Legende

System	Subsystem	Komponente	Mensch-BUS-Schnittstelle	vom Anwender zu betätigen
Verbindung (kraft- und/oder formschlüssig)	Führung	Übertragung von Kraft	Übertragung von elektrischer Energie	Übertragung von el. Energie und Signalen

Anhang 20: Ergebnisse der FMEA mit berechneter Risikoprioritätszahl (RPZ) unter Berücksichtigung von Bedeutung (B), Erkennung (E) und Auftreten (A); S=Subsystem, B=Baugruppe, K=Komponente

Nr.	S	B	K	Potentieller Fehler	Mögliche Fehlerfolge(n)	Mögliche Fehlerursachen	Ist-Zustand					
							derzeitige Maßnahme	B	E	A	RPZ	
1.	Gesamtsystem			Instabilität während des Anlegens des eBUS	Quetschungen, Stoßverletzungen	eBUS wurde nicht korrekt angelegt	eBUS wird nur unter Aufsicht angelegt	10	1	1	10	
2.				Instabilität während des Ablegens des eBUS	Quetschungen, Stoßverletzungen	eBUS wurde nicht korrekt abgelegt	eBUS wird nur unter Aufsicht abgelegt	10	1	1	10	
3.	Oberschenkel	Elektronik	Energiespeicherung und -versorgung (inkl. Brems-Chopper)	Ungesteuerte Freisetzung gespeicherter Energie (Explosion)	Brand, Verbrennungen, Ausfall der Hauptfunktion, Beschädigung an eBUS und/oder Mensch	Fehler innerhalb der Komponente	praktische Prüfung, Beobachtung während des Betriebs	10	2	1	20	
4.				Stromausfall	unkontrolliertes Fortbewegen, Ausfall der Hauptfunktion	Fehler innerhalb der Komponente	praktische Prüfung, Beobachtung während des Betriebs	8	2	1	16	
5.				Überlast	zu hohe Wärmeentwicklung, Brand, Verbrennungen, Ausfall der Hauptfunktion, Beschädigung an eBUS und/oder Proband	zu hohe Last über zu langen Zeitraum	praktische Prüfung, Beobachtung während des Betriebs	10	2	1	20	
6.				Teilweiser Stromausfall (Spannungsmangel)	unkontrolliertes Fortbewegen, Hauptfunktion mit geminderter Leistung	Fehler innerhalb der Komponente	praktische Prüfung, Beobachtung während des Betriebs	5	4	6	120	
7.			IMU	Lokalisierungsfehler, die eine unerwartete Bewegung des eBUS verursachen	Bewegungsunterstützung findet nicht wie gefordert statt	falsche Orientierung, Fehler in der Komponente, Softwarefehler	Prüfung von Software, praktische Prüfung, Beobachtung während des Betriebs	3	4	10	120	
8.			Schalter	Schädigende Ereignisse durch Benutzerfehler oder falsche Handlungen	unkontrolliertes Fortbewegen, Ausfall der Hauptfunktion	versehentliche Betätigung, unzureichende Anleitungen	Einweisung, Beobachtung während des Betriebs	8	1	1	8	
9.			Steuerung (Motorstrg.)	eBUS sendet elektromagnetische Störstrahlen in schädigendem Umfang aus	Gefährdende Wirkung auf (medizinische) Geräte, elektronische Systeme, Infrastruktursteuerungen	Gefährdende nichtionisierende Strahlung	einzelne Komponente unkritisch	10	10	1	100	
10.			Oberschenkel-Schnittstelle	Oberschenkelsegment	Gefährdender physischer Kontakt während der Mensch-eBUS-Kooperation	Gefährliche Reaktionskräfte bei taktischer Interaktion; Reibung zwischen Haut und eBUS; Scherbeanspruchung; Quetschungen	ungünstige Form/Fläche der Schnittstelle; Verschiebung von Belastungszonen	Auslegung, praktische Prüfung	10	10	1	100
11.					Versagen des Oberschenkelsegmentes aufgrund unzureichender Haltbarkeit	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt (mit evtl. schädlichen Folgen für den Probanden)	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; falscher Gebrauch	Auslegung mittels FEM, praktische Prüfung, Sichtprüfung hinsichtlich Schäden	10	3	1	30
12.	Gurt	Gefährdender physischer Kontakt während der Mensch-eBUS-Kooperation		Gefährliche Reaktionskräfte bei taktischer Interaktion; Reibung zwischen Haut und eBUS;	ungünstige Form/Fläche der Schnittstelle; Verschiebung von Belastungszonen	Auslegung, praktische Prüfung	10	10	1	100		

				Scherbeanspruchung; Quetschungen							
13.				Versagen von Bauteilen aufgrund unzureichender Haltbarkeit	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; vorhersehbarer falscher Gebrauch	Auslegung, praktische Prüfung, Sichtprüfung hinsichtlich Schäden	7	2	1	14
14.				Gurt liegt nicht eng genug an Oberschenkel an	Instabilität beim Fortbewegen bzw. unkontrolliertes Fortbewegen	eBUS wurde nicht korrekt angelegt	eBUS wird nur unter Aufsicht angelegt, Sichtprüfung	4	1	7	28
15.			magnetischer Verschluss	Versagen von Bauteilen aufgrund unzureichender Haltbarkeit	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; vorhersehbarer falscher Gebrauch	Auslegung, praktische Prüfung	7	3	3	63
16.				Schädigende Ereignisse durch Benutzerfehler oder falsche Handlungen	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt	Verschluss nicht korrekt geschlossen	eBUS wird nur unter Aufsicht angelegt, Sichtprüfung	7	4	10	280
17.		Antriebsstrang	Motor-Getriebe-Kombination	Versagen von Bauteilen aufgrund unzureichender Haltbarkeit	unkontrolliertes Fortbewegen, Ausfall der Hauptfunktion	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; vorhersehbarer falscher Gebrauch	Auslegung, praktische Prüfung	8	3	1	24
18.			Seilrolle	Versagen von Bauteilen aufgrund unzureichender Haltbarkeit	unkontrolliertes Fortbewegen, Ausfall der Hauptfunktion	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; vorhersehbarer falscher Gebrauch	Auslegung, praktische Prüfung	8	1	6	48
19.			Seilzug	Öffnungen oder Lücken zwischen sich bewegenden Teilen	Quetschungen, Kneifen, Schnittwunden, Abschürfung	Anwender greift rein; Gefährdung durch die Form des eBUS	Einweisung, Beobachtung während des Betriebs	10	1	1	10
20.				Schädigender Kontakt mit beweglichen mechanischen Teilen	Quetschungen, Schnittwunden	Anwender greift rein; Gefährdender Kontakt mit beweglichen Teilen	Einweisung, Beobachtung während des Betriebs	10	1	1	10
21.				Versagen von Bauteilen aufgrund unzureichender Haltbarkeit	unkontrolliertes Fortbewegen, Ausfall der Hauptfunktion	mech. Beanspruchung zu hoch; Fehler in der Komponente	Auslegung, praktische Prüfung	8	5	1	40
22.	Unterschenkel	Elektronik	IMU	Lokalisierungsfehler, die eine unerwartete Bewegung des eBUS verursachen	Bewegungsunterstützung findet nicht wie gefordert statt	falsche Orientierung, Fehler in der Komponente, Softwarefehler	Prüfung von Software, praktische Prüfung, Beobachtung während des Betriebs	3	4	10	120
23.			Zugkraftsensor	Versagen von Bauteilen aufgrund unzureichender Haltbarkeit	unkontrolliertes Fortbewegen, Ausfall der Hauptfunktion	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; vorhersehbarer falscher Gebrauch	Auslegung, praktische Prüfung; Messung während des Betriebes	8	1	1	8

24.	Unterschenkel-Schnittstelle	Unterschenkelsegment	Gefährdender physischer Kontakt während der Mensch-eBUS-Kooperation	Gefährliche Reaktionskräfte bei taktischer Interaktion; Reibung zwischen Haut und eBUS; Scherbeanspruchung; Quetschungen	ungünstige Form/Fläche der Schnittstelle; Verschiebung von Belastungszonen	Auslegung, praktische Prüfung	10	10	1	100
25.			Versagen des Unterschenkelsegmentes aufgrund unzureichender Haltbarkeit	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt (mit evtl. schädlichen Folgen für den Probanden)	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; vorhersehbarer falscher Gebrauch	Auslegung mittels FEM, praktische Prüfung, Sichtprüfung hinsichtlich Schäden	10	3	1	30
26.			Gefährdender physischer Kontakt während der Mensch-eBUS-Kooperation	Gefährliche Reaktionskräfte bei taktischer Interaktion; Reibung zwischen Haut und eBUS; Scherbeanspruchung; Quetschungen	ungünstige Form/Fläche der Schnittstelle; Verschiebung von Belastungszonen	Auslegung, praktische Prüfung	10	10	1	100
27.			Versagen von Bauteilen aufgrund unzureichender Haltbarkeit	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; vorhersehbarer falscher Gebrauch	Auslegung, praktische Prüfung, Sichtprüfung hinsichtlich Schäden	7	2	1	14
28.		Gurt	Gurt liegt nicht eng genug an Oberschenkel an	Instabilität beim Fortbewegen bzw. unkontrolliertes Fortbewegen	eBUS wurde nicht korrekt angelegt	eBUS wird nur unter Aufsicht angelegt, Sichtprüfung	4	1	7	28
29.			Versagen von Bauteilen aufgrund unzureichender Haltbarkeit	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; vorhersehbarer falscher Gebrauch	Auslegung, praktische Prüfung	7	3	3	63
30.			Schädigende Ereignisse durch Benutzerfehler oder falsche Handlungen	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt	Verschluss nicht korrekt geschlossen	eBUS wird nur unter Aufsicht angelegt, Sichtprüfung	7	4	10	280
31.			Lokalisierungsfehler, die eine unerwartete Bewegung des eBUS verursachen	Bewegungsunterstützung findet nicht wie gefordert statt	falsche Orientierung, Fehler in der Komponente, Softwarefehler	Prüfung von Software, praktische Prüfung, Beobachtung während des Betriebs	3	4	10	120
32.		Elektronik	Lokalisierungsfehler, die eine unerwartete Bewegung des eBUS verursachen	Bewegungsunterstützung findet nicht wie gefordert statt	Fehler in der Komponente, Softwarefehler	Prüfung von Software, praktische Prüfung, Beobachtung während des Betriebs	4	3	5	60
33.			Gefährdender physischer Kontakt während der Mensch-eBUS-Kooperation	Gefährliche Reaktionskräfte bei taktischer Interaktion; Reibung zwischen Haut und eBUS; Scherbeanspruchung; Quetschungen	ungünstige Form/Fläche der Schnittstelle; Verschiebung von Belastungszonen	Auslegung, praktische Prüfung	10	10	1	100
34.	Fuß	Fußsegment	Versagen von Bauteilen aufgrund unzureichender Haltbarkeit	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; vorher-	Auslegung, praktische Prüfung, Sichtprüfung hinsichtlich Schäden	7	1	10	70

						sehbarer falscher Gebrauch					
35.				Fußsegment liegt nicht eng genug an Fußspann an	Instabilität beim Fortbewegen bzw. unkontrolliertes Fortbewegen	eBUS wurde nicht korrekt angelegt	eBUS wird nur unter Aufsicht angelegt, Sichtprüfung	4	1	7	28
36.	Schienensystem	Oberschenkel-schienensystem	Oberschenkel-schiene	Versagen von Bauteilen aufgrund unzureichender Haltbarkeit	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; vorhersehbarer falscher Gebrauch	Auslegung, praktische Prüfung, Sichtprüfung hinsichtlich Schäden	7	3	1	21
37.			Umlenkarm	Versagen von Bauteilen aufgrund unzureichender Haltbarkeit	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; vorhersehbarer falscher Gebrauch	Auslegung, praktische Prüfung, Sichtprüfung hinsichtlich Schäden	7	3	1	21
38.			Kniegelenk	Öffnungen oder Lücken zwischen sich bewegenden Teilen	Quetschungen, Kneifen, Schnittwunden, Abschürfung	Anwender greift rein; Gefährdung durch die Form des eBUS	Einweisung, Beobachtung während des Betriebs	10	1	1	10
39.				Gefährdung durch Stress, Körperhaltung und Benutzung	Anstrengende Körperhaltung, Ermüdung des Benutzers	Falsche Annahme zur Körpergröße des Benutzers	richtige Einstellung vor Benutzung, Beobachtung während des Betriebs	6	4	2	48
40.				Versagen von Bauteilen aufgrund unzureichender Haltbarkeit	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; vorhersehbarer falscher Gebrauch	CE-zertifizierte Komponente, praktische Prüfung, Sichtprüfung hinsichtlich Schäden	7	5	1	35
41.		Unterschenkel-schienensystem	Obere Unterschenkel-schiene	Versagen von Bauteilen aufgrund unzureichender Haltbarkeit	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; vorhersehbarer falscher Gebrauch	Auslegung, praktische Prüfung, Sichtprüfung hinsichtlich Schäden	7	3	1	21
42.			Fußverschlussbetätigung	Versagen von Bauteilen aufgrund unzureichender Haltbarkeit	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; vorhersehbarer falscher Gebrauch	praktische Prüfung, Sichtprüfung hinsichtlich Schäden	7	1	1	7
43.				Schädigende Ereignisse durch Benutzerfehler oder falsche Handlungen	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt	Verschluss nicht korrekt geschlossen	eBUS wird nur unter Aufsicht angelegt, Sichtprüfung	7	1	3	21
44.			Untere Unterschenkel-schiene	Versagen von Bauteilen aufgrund unzureichender Haltbarkeit	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; vorhersehbarer falscher Gebrauch	Auslegung, praktische Prüfung, Sichtprüfung hinsichtlich Schäden	7	3	1	21

45.			Fußgelenk	Gefährdung durch Stress, Körperhaltung und Benutzung	Anstrengende Körperhaltung, Ermüdung des Benutzers	Falsche Annahme zur Körpergröße des Benutzers	richtige Einstellung vor Benutzung, Beobachtung während des Betriebs	6	4	2	48
46.			Fußgelenk	Versagen von Bauteilen aufgrund unzureichender Haltbarkeit	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; vorhersehbarer falscher Gebrauch	CE-zertifizierte Komponente, praktische Prüfung, Sichtprüfung hinsichtlich Schäden	7	5	1	35
47.		Fußschienensystem	Fußschiene	Versagen von Bauteilen aufgrund unzureichender Haltbarkeit	sichere Funktion des eBUS ist beeinträchtigt	mech. Beanspruchung zu hoch; unerwartete Lasten; vorhersehbarer falscher Gebrauch	praktische Prüfung, Sichtprüfung hinsichtlich Schäden	7	3	1	21

Anhang 21: Bedeutung beziehungsweise Schwere des Fehlers in Anlehnung an DIN EN 60812 (S. 23)

Bedeutung/ Schwere	Kriterien	Rang
keine	Keine erkennbare Auswirkung	1
sehr gering	Bewegungsunterstützung findet nicht wie gefordert statt. Fehler wird von einigen Probanden bemerkt (weniger als 25%).	2
gering	Bewegungsunterstützung findet nicht wie gefordert statt. Fehler wird von 50 % der Probanden bemerkt.	3
sehr niedrig	Bewegungsunterstützung findet nicht wie gefordert statt. Fehler wird von den meisten Probanden bemerkt (mehr als 75%).	4
niedrig	eBUS ist betriebsbereit, aber nur mit reduziertem Leistungsniveau. Proband etwas unzufrieden.	5
mittelmäßig	eBUS ist betriebsbereit, aber nur mit reduziertem Leistungsniveau und mit erhöhter Anstrengung. Proband unzufrieden.	6
hoch	eBUS ist betriebsbereit, aber nur mit reduziertem Leistungsniveau, erhöhter Anstrengung und unsicherem Gefühl. Proband sehr unzufrieden.	7
sehr hoch	eBUS ist nicht betriebsbereit (Verlust der Hauptfunktion).	8
gefährlich (für eBUS)	Sehr hoher Rang für Schwere, wenn ein möglicher Fehler die sichere Funktion des eBUS beeinträchtigt (mit schädlichen Folgen für das eBUS)	9
gefährlich (für Proband)	Sehr hoher Rang für Schwere, wenn ein möglicher Fehler die sichere Funktion des eBUS beeinträchtigt (mit schädlichen Folgen für den Probanden)	10

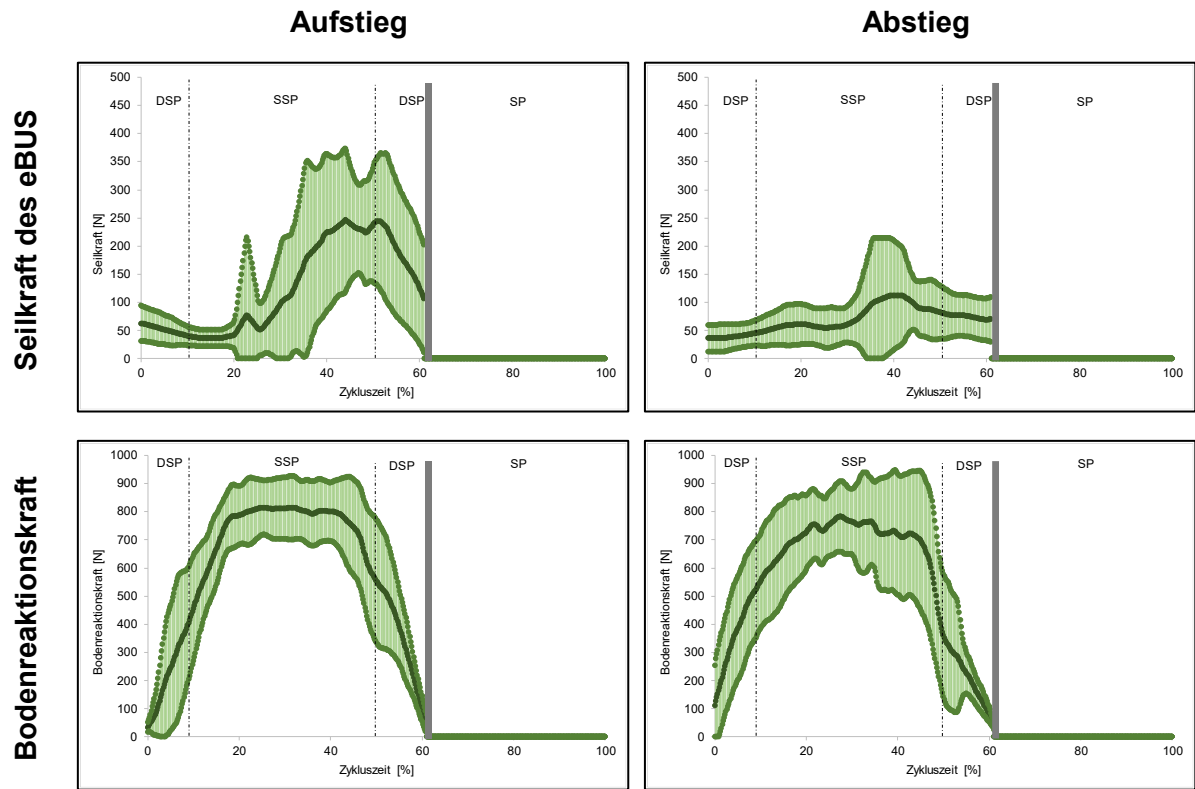
Anhang 22: Beurteilungskriterien für die Fehlererkennung in Anlehnung an DIN EN 60812 (S. 25)

Entdeckung	Kriterium: Erkennungswahrscheinlichkeit durch Überprüfung	Rang
fast sicher	Die Überprüfung wird eine mögliche Ursache samt nachfolgender Fehler fast sicher erkennen.	1
sehr hoch	Sehr gute Aussichten, dass die Überprüfung eine mögliche Ursache samt nachfolgender Fehler erkennen wird.	2
hoch	Gute Aussichten, dass die Überprüfung eine mögliche Ursache samt nachfolgender Fehler erkennen wird.	3
mäßig hoch	Mäßig gute Aussichten, dass die Überprüfung eine mögliche Ursache samt nachfolgender Fehler erkennen wird.	4
mittelmäßig	Mittelmäßige Aussichten, dass die Überprüfung eine mögliche Ursache samt nachfolgender Fehler erkennen wird.	5
niedrig	Niedrige Aussichten, dass die Überprüfung eine mögliche Ursache samt nachfolgender Fehler erkennen wird.	6
sehr niedrig	Sehr niedrige Aussichten, dass die Überprüfung eine mögliche Ursache samt nachfolgender Fehler erkennen wird.	7
gering	Geringe Aussichten, dass die Überprüfung eine mögliche Ursache samt nachfolgender Fehler erkennen wird.	8
sehr gering	Sehr geringe Aussichten, dass die Überprüfung eine mögliche Ursache samt nachfolgender Fehler erkennen wird.	9
völlig ungewiss	Die Überprüfung wird bzw. kann eine mögliche Ursache samt nachfolgender Fehler nicht erkennen oder es gibt keine Überprüfung.	10

Anhang 23: Auftreten des Fehlers in Bezug auf die Eintrittshäufigkeit in Anlehnung an DIN EN 60812 (S. 24)

Auftreten der Fehler	Häufigkeit	Rang
gering: Auftreten ist unwahrscheinlich	≤0,01 pro tausend überwundene Stufen	1
	0,1 pro tausend überwundene Stufen	2
niedrig: relativ seltenes Auftreten	0,5 pro tausend überwundene Stufen	3
	1 pro tausend überwundene Stufen	4
mittelmäßig: gelegentliches Auftreten	2 pro tausend überwundene Stufen	5
	5 pro tausend überwundene Stufen	6
hoch: wiederholtes Auftreten	10 pro tausend überwundene Stufen	7
	20 pro tausend überwundene Stufen	8
sehr hoch: Auftreten ist fast unvermeidbar	50 pro tausend überwundene Stufen	9
	≥100 pro tausend überwundene Stufen	10

Anhang 24: Gemessene externe Kräfte beim experimentellen Funktionsnachweis (Seilkraft des eBUS und Bodenreaktionskraft der zweiten Stufe) im Mittel und mit Standardabweichung über alle Versuche



Eidesstattliche Erklärung nach §5 der Promotionsordnung

Ich versichere wahrheitsgemäß, die Dissertation selbstständig angefertigt, alle benutzten Hilfsmittel vollständig und genau angegeben und alles kenntlich gemacht zu haben, was aus Arbeiten anderer unverändert oder mit Abänderungen entnommen wurde. Die Arbeit hat bisher noch nicht zu Prüfungszwecken gedient.

Leipzig, den 20.12.2021

Max Böhme