



TECHNISCHE
UNIVERSITÄT
WIEN
Vienna University of Technology

Diplomarbeit

Entwicklung eines 3D-Druck-fähigen passiven Exoskeletts für die obere Extremität

ausgeführt zum Zwecke der Erlangung des akademischen Grades eines

Diplom-Ingenieurs

unter der Leitung von

Univ. Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Margit Gföhler

(E307, Institut für Konstruktionswissenschaften und Produktentwicklung)

Univ. Ass. Dipl.-Ing. Markus Puchinger

(E307, Institut für Konstruktionswissenschaften und Produktentwicklung)

eingereicht an der Technischen Universität Wien

Fakultät für Maschinenwesen und Betriebswissenschaften

von

Marta KUNA-KLISZKO, BSc.

Matr. Nr. 1227811 (066 445)

Wien

Wien, im Februar 2021

eigenhändige Unterschrift



TECHNISCHE
UNIVERSITÄT
WIEN
Vienna University of Technology

Ich habe zur Kenntnis genommen, dass ich zur Drucklegung meiner Arbeit unter der Bezeichnung

Diplomarbeit

nur mit Bewilligung der Prüfungskommission berechtigt bin.

Ich erkläre weiter Eides statt, dass ich meine Diplomarbeit nach den anerkannten Grundsätzen für wissenschaftliche Abhandlungen selbstständig ausgeführt habe und alle verwendeten Hilfsmittel, insbesondere die zugrunde gelegte Literatur, genannt habe.

Des Weiteren erkläre ich, dass ich dieses Diplomarbeitsthema bisher weder im In- noch Ausland (einer Beurteilerin/einem Beurteiler zur Begutachtung) in irgendeiner Form als Prüfungsarbeit vorgelegt habe und dass diese Arbeit mit der vom Begutachter beurteilten Arbeit übereinstimmt.

Wien, im Februar 2021

eigenhändige Unterschrift

Danksagung

Zuerst gebührt mein Dank Frau Univ. Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Margit Gföhler für die Möglichkeit, am Institut für Konstruktionswissenschaften und Technische Logistik im Bereich Rehabilitationstechnik diese Diplomarbeit zu verfassen, und für die Bereitstellung des Arbeitsplatzes.

Ebenfalls bedanke ich mich bei Univ. Ass. Dipl.-Ing. Markus Puchinger, der meine Diplomarbeit betreut und begutachtet hat. Seiner endlosen Geduld, hilfreichen Anregungen und der konstruktiven Kritik bei der Erstellung dieser Arbeit verdanke ich, dass sie in dieser Form vorliegt.

Großer Dank gebührt dem Werkstattpersonal; Herrn Hermann Wallner und Herrn Helmut Taxpointner, für die äußerst konstruktiven und wertvollen Anmerkungen bei der Konstruktion und Fertigung. Jederzeit waren sie bereit, Ratschläge zu geben und mir beim Zusammenbau zur Seite zu stehen.

Ich möchte mich weiter bei all jenen bedanken, die mir diese Arbeit ermöglicht haben:

Großer Dank geht an meine Eltern Gabriela und Krzysztof Kuna, die mir auch während der Anfertigung der Diplomarbeit immerzu unterstützend und liebevoll zur Seite standen.

Meinem Mann, Grzegorz Kliszko, danke ich aus ganzem Herzen für alles, besonders für seine Geduld und unzähligen Teekannen.

Bei der Mondstipendiumsstiftung bedanke ich mich für die finanzielle Unterstützung meines Studiums. Ein ganz besonderer Dank geht an Frau Gertraud Max für die außerordentlich gute Zusammenarbeit und die vielen motivierenden Gespräche.

Kurzfassung

Eine körperliche Beeinträchtigung in der oberen Extremität kann durch mehrere Faktoren verursacht werden. Zu den häufigsten Ursachen zählt der Schlaganfall. Die für eine Wiederherstellung der partiellen oder vollständigen Körperleistung erforderliche Rehabilitation sollte man sowohl in einer Klinik als auch zu Hause durchführen können, wobei die Rehabilitationsgeräte vor allem bei einer Durchführung zu Hause möglichst klein, leicht und mobil sein sollten.

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurde basierend auf dem Re-Trainer Exoskelett ein passives Exoskelett für die obere Extremität entworfen. Durch die Anwendung der generativen Fertigung wurden die vorhandenen Baugruppen zusammengefasst, um eine schlankere Baugröße zu erreichen. Für diesen Zweck wurde ein Markforged® Filamentdrucker eingesetzt. Dadurch konnte die Anzahl der konventionell gefertigten Teile verringert werden.

Das Exoskelett besteht aus mehreren durch Karbonstangen verbundenen Modulen, die die Anpassung an den Patienten erleichtern sollen. Im Ellbogen- und Schulter-Modul wurden Gewichtskompensationseinheiten eingesetzt, um das Eigengewicht des Armes zu reduzieren und somit eine Bewegung durch die eigene und nur minimal vorhandene Muskelkraft zu ermöglichen, die sonst nicht mehr möglich wären. In den beiden oben genannten Modulen wurden Bremsen integriert. Durch die Vorgaben des passiven Exoskelettes sind keine Motoren vorhanden. Die Durchführung der Übungen erfordert eine Restkraft, die sich trotz der Unterstützung des Exoskeletts für die Bewegung als ausreichend erweist.

Das Exoskelett kann in zwei Modi arbeiten, nämlich mit einer oder zwei seriell geschalteten Federn für die Gewichtskompensation. Die theoretischen Drehmomentverläufe wurden berechnet und erweisen sich in der vorgesehenen Gruppe vom fünften Perzentil weiblich bis zum 95sten Perzentil männlich als genügend. Die Verwendung bei Kindern wurde nicht geplant.

Die Beurteilung der Wirksamkeit dieser Ausführung des Exoskeletts erfordert Versuche mit Probanden, die im Rahmen dieser Diplomarbeit nicht vorgesehen wurden. Die Funktionsweise des Geräts wurde überprüft und einige Verbesserungsvorschläge für eine Weiterentwicklung wurden angeführt.

Abstract

Numerous reasons can lead to physical disability in upper extremity. One of the most frequent ones is a stroke. The application of rehabilitation is necessary to recover partial or full body functionality. The usage of rehabilitation equipment not only at the rehabilitation centre but also at patient's home requires the devices to be small, light and mobile.

Within the scope of this master thesis and basing on Re-Trainer exoskeleton, a passive exoskeleton for upper extremity was designed. Through application of 3D printing the construction should become slenderer. A 3D printer used for this purpose was a filament printer from the company Markforged®. The application of conventionally machined parts was minimized.

The exoskeleton consists of a few modules that are connected with carbon rods, what enables the adjustment to patient's body. In elbow and shoulder modules gravity compensation units were applied. They reduce the own weight of patient's arm and therefore allow to practice movements that would not be possible without this support. In both above mentioned modules breaks are included, however, because of the passive model no engines were implemented. To exercise with the exoskeleton even with the partial gravity compensation, some residual force in patient's muscles must be provided.

The gravity compensation module can work in one of the two modes: with one or two springs connected in series respectively. The theoretical torque distribution was calculated and in area between 5th percentile female and 95th percentile male is considered to be sufficient. The application on children was not taken into account.

The assessment of this exoskeleton requires tests with probants, that were not includes in scope of this thesis. However, the operating mode was verified and some improvements were postulated.

Abkürzungsverzeichnis

°	Grad
%	Prozent
µm	Mikrometer
ARM	Assisted Rehabilitation and Measurement
bzw.	beziehungsweise
CAD	Computer Aided Design
CFF	Continuous Fiber Fabrication
cm	Centimeter
d.h.	das heißt
EMG	Elektromyografie
FES	Functional Electrical Stimulation
kg	Kilogramm
MIME	Mirror Image Motion Enabler
m	Meter
mm	Millimeter
N	Newton
NMES	Neuromuscular electrical stimulation
Nm	Newton Meter
STL	Stereolithografie
T-WREX	Therapy-Wilmington Robotic Exoskeleton
UV	Ultraviolett
z. B.	zum Beispiel

Für die Berechnung verwendete Parameter:

a_{Rolle}	Abstand zwischen Rollen im Schulter-Modul (horizontal), mm
b_{Rolle}	Abstand zwischen Rollen im Schulter-Modul (vertikal), mm
c	Hypotenuse des $a_{\text{roll}}-b_{\text{roll}}$ Dreieckes, mm
d	Abstand im Schulter-Modul zwischen Rollenmitte und Hebelende, mm
d_{aus}	Durchmesser der Rolle im Schulter-Modul am Seilaustritt, mm
d_{in}	Durchmesser der Rolle im Schulter-Modul am Seileintritt, mm
F	Kraft, N
F_{Brems}	Bremskraft, N
F_{Feder}	Federkraft, N
F_{komp}	Kraft für die Gewichtskompensation, N
i	Übersetzung, -
k	Federsteifigkeitskonstante, N/mm
k_{ell}	Federsteifigkeitskonstante der Feder im Ellbogen-Modul, N/mm
l_{ell_h}	Lage des Massenmittelpunktes der Hand bezüglich des Ellbogens, mm

l_{ell_ua}	Lage des Massenmittelpunktes des Unterarmes bezüglich des Ellbogens, mm
l_{hm}	Handlänge, mm
l_{Hebel}	Hebelarm des Seiles, mm
l_{oa}	Oberarmlänge, mm
l_{oam}	Hebelarm des Massenmittelpunktes des Oberarmes, mm
l_{Seil}	Seillänge, mm
l_{s_h}	Lage des Massenmittelpunktes der Hand bezüglich der Schulter, mm
l_{s_ou}	Lage des Massenmittelpunktes des Oberarmes bezüglich der Schulter, mm
l_{s_ua}	Lage des Massenmittelpunktes des Unterarmes bezüglich der Schulter, mm
l_{ua}	Unterarmlänge, mm
l_{uam}	Hebelarm des Massenmittelpunktes des Unterarmes, mm
M	Drehmoment, Nm
m_{ex_arm}	Masse des Ellbogen-Moduls, kg
m_{ex_h}	Masse des Handgelenk-Moduls, kg
m_h	Handmasse, kg
m_k	Körpermasse, kg
m_{oa}	Oberarmmasse, kg
m_{ua}	Unterarmmasse, kg
m_{zu}	Zusätzliche Masse in der Hand, kg
r	Hebelarm, mm
r_{Bremse}	Radius der Bremse, mm
r_{Feder}	Hebelarm der Kraft im Ellbogen-Modul, mm
r_{Rolle}	Radius der Umlenkungsrolle im Schulter-Modul, mm
S_{Bremse}	Sicherheitsfaktor der Bremse, -
T_{Bremse}	Drehmoment der Bremse im Schulter-Modul, Nm
T_{ell}	Drehmoment im Ellbogen aufgrund der Schwerkraft, Nm
T_{ell_Feder}	Durch die Feder erzeugtes Drehmoment im Ellbogen, Nm
$T_{ell_max_5}$	Maximales Drehmoment im Ellbogen für den 5en Perzentil, Nm
$T_{ell_max_95}$	Maximales Drehmoment im Ellbogen für den 95en Perzentil, Nm
T_{ell_res}	Resultierendes Drehmoment im Ellbogen, Nm
T_{Feder}	Drehmoment der Gewichtskompensation im Schulter-Modul, Nm
T_{komp}	Notwendiges Drehmoment für die Gewichtskompensation im Schulter-Modul, Nm
T_s	Drehmoment im Schulter-Modul, Nm
α_{ell}	Umschlingungswinkel der Bremse im Ellbogen-Modul, °
α_{max}	Maximaler Umschlingungswinkel der Bremse im Ellbogen-Modul, °
α_U	Umschlingungswinkel des Seiles an der kleinen Umlenkrolle im Ellbogen-Modul, °

β	Hilfswinkel zur Berechnung des Schulter-Moduls, °
ξ	Hilfswinkel zur Berechnung des Schulter-Moduls, °
Φ	Bezugswinkel zur Berechnung des Schulter-Moduls, °
Δl_{ell}	Längenänderung des Seils im Ellbogen-Modul, mm
$\Delta l_{\text{ell_max}}$	Maximale Längenänderung des Seils im Ellbogen-Modul, mm

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Exoskelette – Einteilung	1
1.1.1	Anwendungsbranchen	2
1.1.2	Unterstützte Körperteile	4
1.1.3	Antrieb	4
1.1.4	Mobilitätsgrad.....	6
1.2	Medizinische Exoskelette der oberen Extremität – ausgewählte Beispiele ...	7
1.2.1	ARM Guide	7
1.2.2	Mirror Image Motion Enabler (MIME).....	8
1.2.3	T-WREX / Armeo®Spring	10
1.2.4	MIT-Manus / In Motion ARM	11
1.2.5	ReoGo™	12
1.2.6	ReTrainer	13
1.3	3D-Druck Verfahren.....	14
1.3.1	Polymerisation	15
1.3.2	Sintern und Schmelzen.....	16
1.3.3	Extrusion / Fused Layer Modeling.....	18
1.3.4	Pulver-Binder Verfahren	18
1.3.5	Layer Laminate Manufacturing.....	19
1.4	Ökonomische Aspekte.....	20
2	Aufgabenstellung	22
3	Methodik	24
3.1	Statistische Daten.....	24
3.2	Die bestehende Konstruktion	24
3.2.1	Befestigung.....	25
3.2.2	Neigung	26
3.2.3	Gewichtskompensation.....	27
3.2.4	Schulter.....	28
3.2.5	Oberarmrotation.....	28
3.2.6	Ellbogen.....	29

3.2.7	Handgelenk.....	30
3.3	Berechnungen	31
3.3.1	Berechnungsmodell	31
3.3.2	Schwerkraftbedingter Drehmomentverlauf im Schultergelenk	32
3.3.3	Schwerkraftbedingter Drehmomentverlauf im Ellbogengelenk	35
3.3.4	Prinzip der Gewichtskompensation.....	35
3.3.5	Auslegung der Gewichtskompensation im Schulter-Modul	36
3.3.6	Auslegung der Gewichtskompensation im Ellbogen-Modul	43
3.3.7	Riemenberechnung für das Schulter-Modul.....	44
3.4	Software	45
3.5	3D-Drucker	47
3.6	Druckvorgang	49
3.6.1	Druckvorbereitung.....	50
3.6.2	Druckvorgang.....	51
3.6.3	Nachbearbeitung.....	51
4	Ergebnisse	52
4.1	Virtuelle Produktentwicklung	52
4.1.1	Befestigung	53
4.1.2	Neigung	54
4.1.3	Gewichtskompensation.....	56
4.1.4	Schulter.....	58
4.1.5	Ellbogen.....	59
4.1.6	Handgelenk.....	61
4.2	Prototypenbau	63
5	Diskussion.....	67
5.1	Diskussion	67
5.2	Mögliche Schritte zur Weiterentwicklung	68
	Literaturverzeichnis	69
	Abbildungsverzeichnis	73
	Tabellenverzeichnis	75
	Anhang	76
A.1	Ordnerstruktur auf dem Speichermedium.....	76

1 Einleitung

Schlaganfälle waren im Jahr 2015 nach der Demenz weltweit die zweihäufigste Ursache für eine körperliche Behinderung [1]. In der immer älter werdenden österreichischen Gesellschaft waren Erkrankungen des Herz-Kreislaufsystems für 41,2 % der Todesfälle im Jahr 2016 verantwortlich [2]. Schlaganfall ist die dritthäufigste Todesursache, wobei die Sterblichkeitsrate um die 20 % liegt. Ungefähr die Hälfte der Betroffenen benötigt nach einem Schlaganfall Rehabilitation und Pflege [3].

Eines der typischen Krankheitsbilder ist die Lähmung einer Körperseite, inklusive der oberen Extremität. Auch Verkehrsunfälle und neurologische Krankheiten können zu einer partiellen Parese führen. Um die Kraft und Beweglichkeit in den beeinträchtigten Gliedern zurückzugewinnen, sind sowohl sich wiederholende und funktionsspezifische Übungen als auch Zeit notwendig [4]. Zusätzlich unterstützt die Physiotherapie den natürlichen Vernetzungsprozess der Neuronen (nutzungsabhängige Plastizität) [4].

Um eine angepasste physikalische Rehabilitation ermöglichen zu können, sind nicht nur kompetente Ergotherapeuten, sondern auch eine spezialisierte Ausrüstung erforderlich. Mehrere Merkmale müssen bei der Gestaltung der Ausrüstung berücksichtigt werden. Die Entwicklung soll vor allem patientenorientiert erfolgen. So ist eine leichte Zugänglichkeit des Rehabilitationsgerätes, auch zu Hause, als primäre Eigenschaft zu nennen. Außerdem sind ein geringer Platzbedarf und dennoch eine ausreichende Mobilität des Gerätes notwendig, was durch den Einsatz einer Leichtbaustruktur zu erreichen wäre [5]. Darüber hinaus spielen auch die leichte Anpassungsfähigkeit, Kosten und Sicherheitsaspekte eine wichtige Rolle. Die oben genannten Eigenschaften fördern den Einsatz von Exoskeletten, die in der letzten Dekade ausführlich erforscht und entwickelt wurden.

1.1 Exoskelette – Einteilung

Exoskelette sind am Körper getragene Assistenzsysteme, die mechanisch auf den Körper einwirken [6]. Diese allgemeine Definition bezieht sich auf Geräte aller Typen, die Anwendungen können jedoch sehr vielfältig sein. Die Zwecke aller Exoskelette sind die Unterstützung des Tragenden und der Ausbau der vorhandenen körperlichen Fähigkeiten, sowohl bei Personen mit eingeschränkter Leistung als auch als Erweiterung der Fähigkeiten einer vollkommen gesunden Personen bei Tätigkeiten, die mehr Kraft oder Ausdauer erfordern.

Die Einteilung der Exoskelette kann nach mehreren Kriterien erfolgen. Die unten aufgeführte Liste bezieht sich auf die häufigsten Gliederungskriterien, sie erschöpft aber nicht alle Möglichkeiten.

1.1.1 Anwendungsbranchen

Exoskelette können in mehreren Branchen Anwendung finden. Der Einsatz ist momentan aufgrund der Kosten, des Tragekomforts und von Sicherheitsaspekten bei einem längeren Einsatz noch auf wenige Fälle beschränkt.

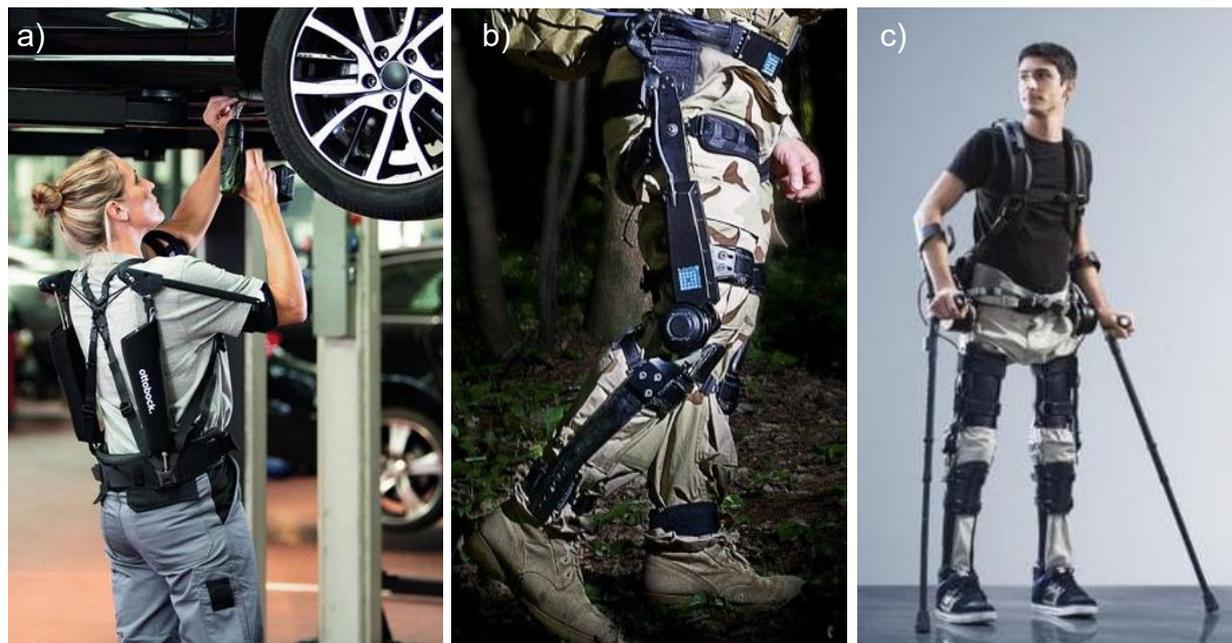


Abbildung 1: Ausgewählte Anwendungsbeispiele der Exoskelette in verschiedenen Branchen: a) Industrie [7], b) Militär [8], c) Rehabilitation [9].

In der Industrie, bei der Montage, bei der Produktion oder auf der Baustelle ist häufig über einen längeren Zeitraum eine erzwungene Körperhaltung notwendig. Die Anwendung eines Exoskeletts ist zur Erhaltung der Gesundheit des Arbeitnehmers und zur Leistungssteigerung etwa zur Entlastung der Muskeln bei langwierigen Arbeiten über Kopf (Beispiel bei der Automontage in Abbildung 1a) oder zur Steigerung der Muskelkraft bei Tätigkeiten zu erwägen, bei denen keine Trage- oder Hebehilfen zum Einsatz kommen. Für eine stärkere Akzeptanz der Arbeitgeber ist aber weitere Forschung hinsichtlich der Sicherheit und der notwendigen Zulassungen erforderlich. Wichtige Herausforderungen dabei sind u. a. die folgenden Faktoren: Es besteht ein erhöhtes Risiko einer Verletzung, etwa beim Stolpern. Die Mobilität ist etwa im Falle eines schnellen Verlassens des Arbeitsplatzes bei einer Evakuierung eingeschränkt. Außerdem besteht die Gefahr eines potenziellen Abbaus der Muskeln bei einer langfristigen Verwendung. Wenn also eine organisatorische und ergonomische Anpassung eines stationären Arbeitsplatzes durch andere Mittel möglich ist, dann sollte man diese vor dem Einsatz eines Exoskeletts bevorzugen [10].

Für die Industrie entwickelte Exoskelette können auch als Basis für eine Weiterentwicklung verwendet werden, um sie nach einer Adaptierung auch in anderen Branchen einsetzen zu können. Ein Beispiel dafür ist ein für den Katastrophenschutz konstruiertes und mobiles Exoskelett der Firma GBS, German Bionic Systems GmbH. Das Gerät hilft dem Rettungsteam nicht nur beim langfristigen Heben und Tragen der Lasten, sondern dient auch als GPS-Sender und Kommunikationsmittel mit dem Krisenzentrum [11].

Auch beim Militär werden Exoskelette eingesetzt und dienen dabei vor allem einer Leistungssteigerung der Soldaten, die damit lange Distanzen mit erheblichen Lasten und bei einem relativ geringen eigenen Energieeinsatz zurücklegen können (siehe Abbildung 1b). Diese Exoskelette sollen sowohl in der Logistik als auch direkt im Kampf verwendet werden. In beiden Ausführungen verfügen sie über eine zusätzliche Halterung entweder für die standardisierten Kisten mit Versorgung oder für Waffen. Die Halterung für Waffen kann auch einen erheblichen Teil des Rückschlags aufnehmen [8; 12].

Die nächste umfangreiche Anwendungsbranche ist die Medizin. Einige Exoskelette wurden als technischer Ersatz für die fehlenden Körperfunktionen konstruiert. Diese mobilen Geräte können beeinträchtigten Menschen bei der Ausführung der Alltagsaktivitäten helfen, was ohne sie nicht möglich wäre. So werden etwa bei einer Querschnittslähmung (siehe Abbildung 1c) Ganzkörper-Exoskelette anstelle eines Rollstuhls eingesetzt, die jedoch mit anderen Gehhilfen wie Unterarmkrücken kombiniert werden müssen [13].

In der Rehabilitationstechnik werden die Exoskelette hingegen für eine Wiederherstellung der körperlichen Fähigkeiten bei bewegungseingeschränkten Menschen eingesetzt. Bei den verschiedenen medizinischen Ausführungen kann man zwischen Therapiemitteln, die vor allem in Kliniken verwendet werden, und technischen Hilfsmitteln für den Gebrauch zu Hause unterscheiden [14]. Die Exoskelette in der Rehabilitationstechnik unterstützen Patienten und Physiotherapeuten bei der Durchführung der Übungen, können sie aber nicht ersetzen.

Als eine Schnittstelle zwischen der medizinischen und der industriellen Anwendung von Exoskeletten kann man den Einsatz für die Rückkehr in die Arbeitswelt nach einem Unfall oder einer Krankheit oder auch für die Integration von Menschen mit Behinderungen in Produktionsprozesse ansehen [10].

Exoskelette können auch beim Sport sowohl bei Profis als auch bei Anfängern eingesetzt werden und sollen dann vor allem die Belastung der Gelenke oder der Wirbelsäule beim Schifahren oder Laufen reduzieren. Dadurch soll eine

Überbelastung der beanspruchten Körperregionen vermieden und eine längere Ausübung des Sports ermöglicht werden [15; 16].

1.1.2 Unterstützte Körperteile

Exoskelette unterstützen einzelne Körpersegmente wie Beine, Rumpf und Arme oder auch den ganzen Körper bei bestimmten Haltungen und Bewegungen [17]. Abhängig von der Konstruktion können sie nur einen Freiheitsgrad besitzen (siehe Abbildung 2b) oder komplexe Bewegungen mit mehreren Freiheitsgraden nachbilden (Abbildung 2a und c).



Abbildung 2: Ausgewählte Exoskelette für die Rehabilitation der: a) unteren Extremität (Lokomat®), b) oberen Extremität (HAL Single Joint Type) und c) der Hand (Hand of Hope) [18].

Ein Beispiel für die Rehabilitation mit nur einem Freiheitsgrad stellt HAL Single Joint Type der Firma Cyberdyne dar, der ein Training der Extension und Flexion einer Extremität bis zu 120° ermöglicht. In Abbildung 2b wird die Variante für den Ellbogen dargestellt, die aber nach einem Wechsel der Befestigungsurte auch für das Knie verwendet werden kann. Beide Gelenke zeigen ein ähnliches kinematisches Muster, was den Einsatz eines Gerätes ermöglicht [19].

Mit steigender Komplexität der Bewegungen werden auch die Rehabilitationsgeräte entsprechend komplexer. Abbildung 2a stellt ein Exoskelett für die Gangtherapie dar, das die ganze kinematische Kette der Bein- und Oberkörperbewegung beim Gehen nachbildet (siehe Kapitel 1.1.4). Abbildung 2c zeigt einen motorisierten Handschuh für die Wiederherstellung der Beweglichkeit in der Hand, den man vor allem bei Patienten nach einem Schlaganfall verwendet. Der „Hand of Hope“ ermöglicht das Beugen und Spreizen einzelner Finger [20].

1.1.3 Antrieb

Anhand der Bauart werden Exoskelette in passive und aktive Geräte eingeteilt (siehe Tabelle 1). Beide Gruppen können sowohl nur einzelne Körperregionen unterstützen oder als Ganzkörper Ausführungen konstruiert werden. Sie unterscheiden sich aber in der Funktionsweise und der Methode der Energiezufuhr.

Die aktiven Exoskelette besitzen elektrische, pneumatische oder hydraulische Antriebe, die durch Aktuatoren gesteuert werden. Die Daten werden über Sensoren gesammelt (z. B. Winkelgeber, Beschleunigungsaufnehmer, Gyroskop, bioelektrische Nervensignale auf der Haut), um dem Benutzer eine mechanische Unterstützung bei einer Bewegung anzubieten [10].

Bauart	A) Passive Exoskelette	B) Aktive Exoskelette	
Eigenschaften	passive (Teil-) Unterstützung der Körpersegmente bei bestimmten Haltungen und Bewegungen	aktive (Teil-) Unterstützung der Körpersegmente bei bestimmten Haltungen und Lastenhandhabungen	aktive (Voll-) Unterstützung der Körpersegmente bei Haltung und Bewegung inkl. Lastenhandhabungen
Unterstützte Körperregion	Beine / Rumpf / Arme / Kombinationen / Ganzkörper	Beine / Rumpf / Arme / Kombinationen	Beine / Rumpf / Arme / Kombinationen / Ganzkörper
Funktionsweise	mech. Feder / Gasdruckfeder / ggfs. max. Beugewinkelbegrenzung (Stützfunktion), ggfs. Funktion schaltbar (An / Aus)	elektrischer / pneumatischer Antrieb mit einfacher Regelungsfunktion, Stärke der Unterstützung einstellbar	elektrischer / pneumatischer Antrieb mit komplexer Regelungs-/ Steuerungsfunktion (Bewegungsprogramme, neurophysiologische Sensorik)
Energiezufuhr	keine – Speicherung von Energie beim Beugen vorzugsweise durch die Schwerkraft und teilweise Rückgewinnung beim Aufrichten entgegen der Schwerkraft	Akku / Druckluft / Stromnetz	Akku / Druckluft / Stromnetz

Tabelle 1: Einteilung von Exoskeletten [6].

Es können zwei Hauptgruppen von aktiven Geräten unterscheiden werden. Die erste Gruppe beruht auf Endeffektoren, die den Greiforganen der industriellen Roboter entsprechen. Bei der Umsetzung für Rehabilitationszwecke nimmt der Endeffektor meistens die Form eines Griffes an, den der Patient in der Hand hält. Alternativ kann er auch am Unterarm über einen Gurt angeschnallt werden [21]. Diese Exoskelette sind nur in einem Punkt mit der Extremität verbunden und können somit den genauen Bewegungsablauf nicht nachahmen, weil sie auf eine Verschiebung des Endeffektors ausgelegt sind.

Die zweite Gruppe der aktiven Exoskelette bildet Gelenksstrukturen nach (parallele Kinematik), wobei jedes Gelenk separat gesteuert wird. Diese Ausführung ist im Vergleich zu der oben beschriebenen viel moderner. Das Exoskelett ist an mehreren Stellen mit dem Körper verbunden, kann einzelne Bereiche besser unterstützen und dem natürlichen Bewegungsablauf genauer folgen [22].

Die passiven Exoskelette können teilweise die kinetische Energie z. B. in der Feder oder in elastischen Werkstoffen speichern, die durch die manuelle Bewegung freigesetzt wurde, sie besitzen aber keine externen Energiequellen. Diese Exoskelette führen z. B. den Arm, die Bewegung erfolgt jedoch durch die Muskelkraft des Patienten und muss von ihm initiiert werden; alternativ kann auch auf die Hilfe des Physiotherapeuten zurückgegriffen werden. Die Mechanismen einiger Exoskelette wurden zusätzlich mit Bremsen ausgestattet.

Bei passiven Geräten stellt die Gewichtskompensation eine Möglichkeit dar, den Anwendungsbereich zu erweitern. Nicht nur die Eigenmasse des Exoskeletts, sondern auch die des Patientenarmes soll kompensiert werden. Da keine externen Energiequellen vorhanden sind, würde sonst der gesamte Kraftaufwand jeder Bewegung dem Benutzer zufallen. Die Patienten mit bereits geschwächtem Muskeltonus bekommen durch die Gewichtskompensation eine Unterstützung bei der Ausübung wiederholenden Tätigkeiten und können dadurch stufenweise Muskelkraft aufbauen. Die Einstellungsmöglichkeit der Kompensationseinheit stellt ein weiteres gewünschtes Merkmal dar, damit die Höhe der Unterstützung im Laufe der Therapie adäquat angepasst werden kann.

Unabhängig davon, ob das Exoskelett passiv oder aktiv ausgeführt ist, sollte es für Rehabilitationszwecke so einstellbar sein, dass die Muskeln der Patienten nicht vollkommen entlastet werden. Bei keinem Beitrag der Tragenden bei einer Übung besteht die Gefahr, sogar eine konträre Auswirkung der Therapie zu erreichen[23].

Für die Sicherheit des Benutzers sind bei aktiven Exoskeletten die Sensoren wesentlich, auch um die Ist-Position mit maximal zulässiger Auslenkung zu vergleichen und diese nicht zu überschreiten [13]. Als eine zusätzliche Maßnahme für aktive und bei allen passiven Geräten sollten auch Anschlagpunkte vorhanden sein, um unerwünschte oder gefährliche Körperstellungen zu vermeiden.

1.1.4 Mobilitätsgrad

Exoskelette können nach dem Mobilitätsgrad in mobile und stationäre Geräte gegliedert werden. Der erste Typ beinhaltet alle Exoskelette, die bei der Verwendung vom Benutzer getragen werden und ihn unterwegs unterstützen. Die stationären Geräte sind meistens wegen der Dimension und dem Gewicht der Antriebe oder einem verbundenen Messsystem an einen Ort gebunden.

Die Auswahl der Ausführung hängt von der Anwendung ab. Auf dem Markt wurden mehrere Exoskelette eingeführt, die die Rehabilitation erleichtern und unterstützen sollen, sich auf dieselbe Körperregion beziehen und trotzdem sowohl stationäre als auch mobile Geräte umfassen.

Als Beispiel dient die Gangtherapie. Der von der Firma Hocoma entworfene Lokomat® (Abbildung 2a) vereint ein Laufband, auf dem der Patient in einer motorisierten Orthese angeschnallt wird und Übungen durchführt, mit einem Messsystem. Dadurch erhält er ein Feedback in Echtzeit (Augmented Performance Feedback), um die Aufgabe noch genauer durchführen zu können. Wegen des Gewichts und der Abmessungen des Laufbandes ist das Gerät stationär [24]. Im Gegensatz dazu ist das Phoenix-Exoskelett der Firma SuitX (Abbildung 1c) ein mobiles und aktives Gerät, das den Patienten begleitet und in einer Kombination mit einem Rollstuhl eine Erleichterung bei Alltagstätigkeiten ermöglicht. Beide Therapien sind auf ein Wiedererlernen des Gehens und Stehens bezogen, sind aber hinsichtlich der Herangehensweise an diese Problemstellung unterschiedlich gestaltet.

1.2 Medizinische Exoskelette der oberen Extremität – ausgewählte Beispiele

Es wurde nachgewiesen, dass für eine erfolgreiche Physiotherapie vier Faktoren entscheidend sind [22]: Sie sollte intensiv und wiederholbar sein, motivierend wirken und das Lernen fördern. Exoskelette können diese Kriterien erfüllen. Um die Motivation zu steigern, wird die Therapie mit Exoskeletten immer häufiger auf der Basis von Computerspielen durchgeführt. Auf einem Bildschirm sieht der Patient die Aufgabe entweder als ein Spiel oder als eine Tätigkeit des Alltags (z. B. ein Glas heben). Die integrierten Sensoren messen Parameter der Bewegung, z. B. Kraft und Genauigkeit, geben in Echtzeit ein Feedback zu den Erfolgen des Patienten und regen zu weiteren Bestrebungen an. Die zielorientierten Übungen auf virtueller Basis haben einen wesentlichen Beitrag zur Verbesserung der motorischen Fähigkeiten in der realen Welt geleistet [25].

Einige der auf dem Markt erhältlichen Exoskelette für die Rehabilitation von Patienten mit einer Beeinträchtigung der oberen Extremität werden in den folgenden Kapiteln beschrieben.

1.2.1 ARM Guide

Eine der ersten Entwicklungen im Bereich Rehabilitation der oberen Extremität war der Assisted Rehabilitation and Measurement (ARM) Guide (siehe Abbildung 3), ein aktives und stationäres Exoskelett.

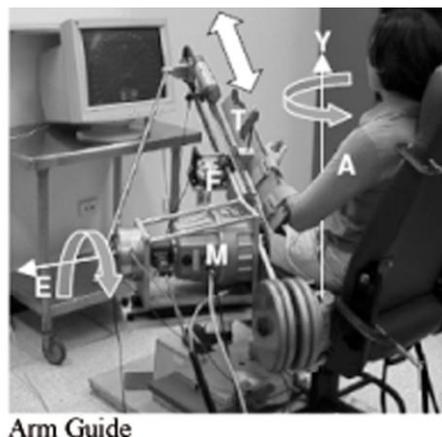


Abbildung 3: ARM Guide [22].

Zur Zielgruppe gehörten Patienten mit einer chronischen Parese der oberen Extremität, zumindest ein Jahr nach einem Schlaganfall, die eine sich wiederholende Übung durchführen sollten, um ein Objekt möglichst schnell zu greifen. Das Eigengewicht des Armes wurde kompensiert. Das Gerät besitzt vier Freiheitsgrade, von denen drei der Einstellung des Armes dienen, die Verschiebung des an die Orthese angeschlachten Unterarmes kann aber nur linear bei einer vorgegebenen Winkeleinstellung erfolgen. Die Bewegung muss vom Benutzer mit minimaler Kraft ausgeführt werden und das System von Aktuatoren unterstützt die darauffolgende Verschiebung, wenn die Eigenkraft des Patienten für die vollständige Ausführung der Bewegung nicht ausreichend ist [22; 25].

Sowohl bei der Testgruppe als auch bei einer Kontrollgruppe, die über denselben Zeitraum und mit gleicher Frequenz die analoge Übung ohne Unterstützung durchgeführt hat, kommt es zu einer signifikanten Verbesserung im Bewegungsbereich, bei der Griffgeschwindigkeit und der benötigten Zeit. Die Resultate konnten 6 Monate lang nach dem Versuch aufrechterhalten werden. Der Vergleich zwischen beiden Gruppen hat jedoch zu keinem Unterschied bei allen oben genannten Parameter geführt. Es scheint also so zu sein, dass allein die Ausübung der sich wiederholenden und zielorientierten Aufgabe die Ergebnisse der Patienten verbessert hat. Darüber hinaus haben die monotonen Übungen keinen motivierenden Effekt erzeugt [25].

1.2.2 Mirror Image Motion Enabler (MIME)

MIME basiert auf dem umgebauten PUMA Industrieroboter, der auf der Basis des Endeffektor-Prinzips funktioniert (siehe Abbildung 4). Das Gerät ist somit stationär und dient der Rehabilitation der Schulter und des Ellbogens im klinischen Umfeld. Die Zielgruppe bestand analog zum ARM Guide aus Patienten mit einer chronischen Parese der oberen Extremität, zumindest ein Jahr nach dem Schlaganfall.

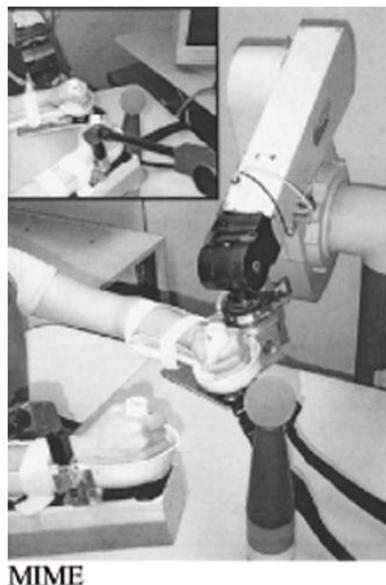


Abbildung 4: Mirror Image Motion Enabler (MIME) [22].

Der Patient sitzt in einem Stuhl, an dem er auch befestigt wird, um die Bewegung des Rumpfes zu minimieren. Die Hand greift den Endeffektor des Roboters und der Unterarm wird auf einer Ablage angeschnallt. Dies erhöht auch die Stabilität der Schulter und durch die vollständige Unterstützung des Unterarmes wird das Gelenk partiell entlastet. Die Position der Hand bleibt dem Ellbogen gegenüber unverändert und die Beweglichkeit der Hand und des Handgelenks wird daher auch nicht beeinflusst. MIME besitzt sechs Freiheitsgrade und ermöglicht eine Bewegung im dreidimensionalen Raum. Der Roboter kann in einem der vier Modi arbeiten, von denen die ersten drei für einen Arm entwickelt wurden:

- **Passiv:** Der Patient entspannt sich und die ganze Bewegung wird mit einem vorgegebenen Pfad bis zur Endposition vom Roboter durchgeführt.
- **Aktiv-unterstützend:** Der Patient initiiert die Bewegung, die danach bei Bedarf vom Roboter bis zur Zielposition unterstützt wird.
- **Widerstandstherapie:** Der Patient führt die Bewegung durch und der Roboter leistet einen Widerstand in der beabsichtigten Bewegungsrichtung.
- **Doppelseitig:** In der Ausführung sind beide Hände angeschnallt, die Bewegung des gesunden Armes wird durch den Roboter auf der Seite der paretischen Extremität spiegelverkehrt durchgeführt [26].

Die auftretenden Kräfte zwischen dem Roboter und dem Arm wurden durch einen Sensor aufgenommen.

In dieser Studie wurde eine Testgruppe mit einer Kontrollgruppe verglichen, die einer konventionellen Ergotherapie ausgesetzt wurde. Nach zwei Monaten Rehabilitation hat die Testgruppe bessere Resultate im Bewegungsbereich von Schulter und

Ellbogen und bei den durch diese Gelenke ausgeübten Kräften erzielt als die Kontrollgruppe [26].

1.2.3 T-WREX / Armeo®Spring

Das T-WREX (Therapy-Wilmington Robotic Exoskeleton) wurde als passives Gerät entwickelt. Zur Zielgruppe gehörten Patienten mit einer chronischen Parese der oberen Extremität, zumindest ein halbes Jahr nach dem Schlaganfall [27]. In der von der Firma Hocoma unter dem Name Armeo® Spring kommerzialisierter Ausführung wird das Exoskelett in Abbildung 5 dargestellt. Das Gerät deckt zumindest zwei Drittel des natürlich erzeugten Bewegungsbereiches des Armes ab.

Eine Konstruktion aus gelenkig verbundenen Stäben verläuft parallel zum Arm und erlaubt die Drehung in jeweils zwei Achsen im Schultergelenk und im Ellbogen. Das Eigengewicht des Armes wurde durch integrierte elastische Bänder kompensiert, die den Unterarm und den Bizeps mit dem Exoskelett verbinden. Dies erlaubt auch Patienten mit minimaler Restkraft selbstständig Bewegungen durchzuführen, die aber aufgrund der passiven Bauweise vom Exoskelett nicht verstärkt werden.



Abbildung 5: Armeo®Spring [25]

Das höhenverstellbare System wurde auf einer rollenden Plattform aufgebaut und ist dadurch zwar mit jedem Stuhl oder Rollstuhl verwendbar, gehört aber dennoch zu den stationären Geräten.

Während der Therapie soll der Patient Aufgaben innerhalb von interaktiven Computerspielen lösen. Sie motivieren die Patienten zur eigenen Tätigkeit in der virtuellen Welt, wobei Alltagstätigkeiten wie Produkte in den Einkaufskorb legen, Kochen oder Putzen ausgeübt werden [28]. Mit dem im Henkel integrierten Sensor wird die Griffkraft gemessen, zusätzlich werden auch die Geschwindigkeit der Bewegung und die Position aufgenommen.

In der Forschung konnte im Jahr 2011 eine positive Auswirkung der Funktion des Armes auf unter Multipler Sklerose leidenden Personen nachgewiesen werden [28]. Bei einer kurzfristigen Durchführung haben sowohl die Kontrollgruppe als auch eine Testgruppe wichtige Fortschritte bei allen gemessenen Parametern der Bewegung

erreicht. Im Vergleich zur Kontrollgruppe konnten aber diejenigen Patienten, die mit dem T-WREX trainiert haben, die Resultate länger aufrechterhalten, was in einer Kontrollmessung sechs Monate nach dem Ende der Therapie gezeigt wurde. Zusätzlich haben die Probanden die interaktive Therapie als angenehmer und motivierender als konventionelle Übungen empfunden [23].

1.2.4 MIT-Manus / In Motion ARM

Das MIT-Manus Konzept wurde unter dem Namen „In Motion 2“ und „In Motion ARM“ kommerzialisiert (siehe Abbildung 6). Dank über 800 Patienten, die an der Auswertung der Apparatur teilgenommen haben, stellt „In Motion“ eines der am häufigsten untersuchten Rehabilitationsgeräte für die obere Extremität dar. Das Gerät kann auch mit anderen Modulen wie „In Motion Wrist“ erweitert werden.

Dieses Exoskelett wurde für Patienten mit chronischer Parese (mehr als 6 Monate nach dem Schlaganfall) unter stationären Rehabilitationsbedingungen entwickelt und besitzt zwei Freiheitsgrade [25]. Das Exoskelett aktiviert analog zum MIME die Schulter und den Ellbogen.



Abbildung 6: In Motion ARM [29].

Analog zum Armeo Spring wird auch hier der Unterarm fixiert. Die Bewegung wird nur planar durchgeführt, also seitlich und vorne-hinten. Die Rehabilitation erfolgt in einer der vier Betriebsweisen: passiv, aktiv-unterstützenden, als Widerstandstherapie und aktiv. Die einzelnen Typen wurden schon in Kapitel 1.2.2 beschrieben. Beim letzten Modus übernimmt der Patient die ganze Arbeit, durch den befestigten Arm spürt er jedoch eine Entlastung des Armes wie bei der konventionellen Therapie auf einem Tisch.

Die Bewegungen der Hand werden durch Sensoren auf die virtuelle Ebene übertragen. Ein Vorteil ist das Feedback über die Genauigkeit der Bewegung und die ausgeübten Kräfte, wodurch die Motivation verstärkt wird, an der Rehabilitation aktiv teilzunehmen.

Während der Vergleichsstudie haben die Patienten ca. 18.000 wiederholte Bewegungen ausgeübt. Die positiven Effekte der Physiotherapie wurden nur an den

trainierten Ellbogen und im Schulterbereich sichtbar. Hand und Handgelenk zeigten keine Erholung. Die Ergebnisse der Kontrollgruppe haben bis auf die Aktivität der Hand keinen signifikanten Unterschied bei der langfristigen Rehabilitation ergeben. Aber nach einem um die Hälfte verkürzten Versuch hat man bei der durch den MIT-Manus unterstützten Gruppe einen größeren Zuwachs bei den motorischen Fähigkeiten festgestellt [25]. Die Patienten mit einem mittleren Grad der Parese haben bessere Resultate erzielt als die mit schwerer Parese [22].

1.2.5 ReoGo™

Das Gerät der Firma Motorica wurde für Patienten mit einer halbseitigen Lähmung nach einem Schlagfall oder einer anderen neurologischen Verletzung entwickelt. Die Therapie konzentriert sich auf Schulter und Ellbogen, ermöglicht aber auch ein gewisses Training der Hand und des Griffes. ReoGo™ ermöglicht sowohl eine 2D- als auch eine 3D-Bewegung und ist eine stationäre, aber transportierbare Rehabilitationshilfe.

ReoGo™ wird durch Gurte am Unterarm befestigt und der Benutzer hält in der Hand einen Griff (siehe Abbildung 7). Der Patient übt den Arm entweder nur in einer einstellbaren Ebene parallel zum Boden oder führt bei einem fortgeschrittenen Stadium der Rehabilitation eine unbeschränkte räumliche Bewegung durch. Die Bewegung wird auf dem Bildschirm vorgegeben und soll möglichst genau nachgebildet werden [30]. Auch bei ReoGo™ sind mehrere Arbeitsmodi wählbar.



Abbildung 7: ReoGo [31]

Die funktionale Aktivität anhand von Computerspielen und zusätzlicher konventioneller Physiotherapie führt zu einer deutlichen Verbesserung der Reichweite und der Koordination der paretischen Hand [25]. Analog zu ähnlichen Geräten bestehen die Vorteile in der leichten Anpassbarkeit und der Unterstützung der geschwächten oberen Extremität. Der größte Nutzen wird, wie auch schon beim Armeo Spring Exoskelett, durch die Attraktivität des Rehabilitationsprozesses anhand des spielerischen Zugangs zur Physiotherapie erreicht [25].

1.2.6 ReTrainer

ReTrainer ist ein passives, über vier frei bewegliche sowie zwei manuell einstellbare Freiheitsgrade verfügendes Exoskelett für Patienten mit einer paretischen oberen Extremität, wobei der Einsatz möglichst zeitnah nach der Erkrankung oder Verletzung stattfinden sollte [32]. Den Schwerpunkt des Trainings stellt die Schulter dar, die Therapie bezieht sich aber auf alle Gelenke der oberen Extremität [33]. Es wurden zwei Module entwickelt. Die Version S1 unterstützt den Ober- und Unterarm beim Üben von Alltagstätigkeiten und die Version S2 wurde als separates System nur für die Hand entworfen. Eine graphische Darstellung der S1 Variante findet sich in Abbildung 8 [32].

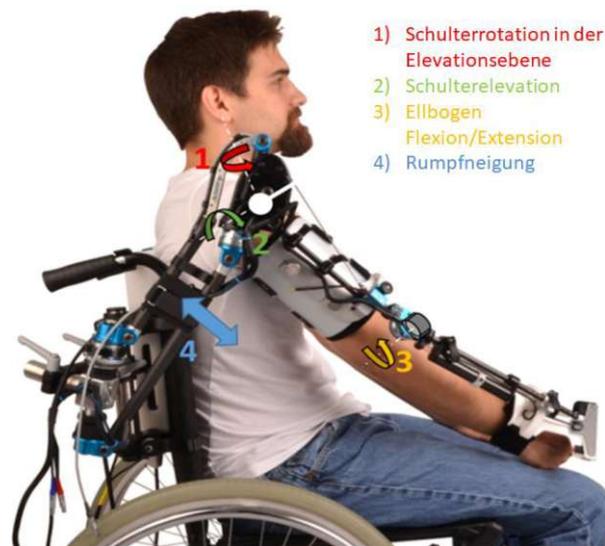


Abbildung 8: ReTrainer [34]

Das Exoskelett kann durch das anpassbare Befestigungs-Modul sowohl am Rollstuhl als auch an der Rückenlehne eines Sessels montiert werden. ReTrainer wird über Armschalen mit integrierten Gurten am Arm fixiert. Die Einstellungen der Armlängen, Humeral Rotation sowie Pro- und Supination werden über Klemmelemente realisiert. Um dem Patienten eine noch größere Bewegungsfreiheit zu gewähren, wurde ein Neigungs-Modul (Position 4 in Abbildung 8) integriert, um eine leichte Bewegung des Oberkörpers zu ermöglichen.

ReTrainer gewährleistet über ein Druckfedersystem eine Schwerkraftkompensation. Die Federkonstante ist in einem gewissen Bereich einstellbar und wird so gewählt, dass die erzeugte Federkraft kleiner bleibt als die gesamte für eine Bewegung benötigte Kraft. Zusätzliche elektromagnetische Bremsen im Schultergelenk und Ellbogen unterstützen die Bewegungsausführung mit NMES (neuromuscular electrical stimulation), um die Stimulationsdauer möglichst kurz zu halten und eine unerwünschte Aktivierung der Antagonisten-Muskulatur zu verhindern. Die Muskelaktivierung wird über EMG (Elektromyografie) erfasst und die Intensität der

FES (Functional Electrical Stimulation) wird abhängig von der gemessenen und noch vorhandenen Aktivierung individuell angepasst [34].

Die Patienten wiederholen vorgegebene Bewegungen, die Tätigkeiten des Alltags ähneln wie etwa das Heben einer Flasche zum Mund und bekommen ein visuelles Feedback zur Erfüllung der Aufgabe und der dabei verwendeten Kraft.

Eine einleitende Studie von 2019 hat bei allen Patienten eine Verbesserung der motorischen Fähigkeiten (Reichweite, Ebenheit und Geschwindigkeit der Bewegung) nach dem Ende der Therapie nachgewiesen. Das System wird gerade in einem klinischen Test untersucht, um verbindliche Ergebnisse zu erhalten [33].

1.3 3D-Druck Verfahren

Der 3D-Druck gehört zum Fertigungsverfahren des Rapid Tooling und Rapid Prototyping, auch bekannt unter dem englischen Ausdruck „Additive Manufacturing“. Diese Technologie ermöglicht eine schnellere Herstellung von Werkzeugen oder Bauteilen mit komplexen Geometrien, wie sie auch bei Exoskeletten vorkommen können.

In den letzten Jahren der Technologieentwicklung gewinnen additive Fertigungsverfahren immer mehr an Bedeutung. Die Leichtbauweise wird dadurch erzielt, dass bei optimalen Druckereinstellungen nur die Menge an Material verwendet wird, die notwendig ist, um die gewünschten mechanischen Erfordernisse zu erfüllen. Im Gegensatz dazu wird durch spanende Fertigung das Objekt aus dem vollen Material geschnitten, wobei die Kostenersparnis durch das Wegfallen zusätzlicher Bearbeitungsschritte häufig ein wichtigerer Faktor ist als die Gewichtsreduktion.

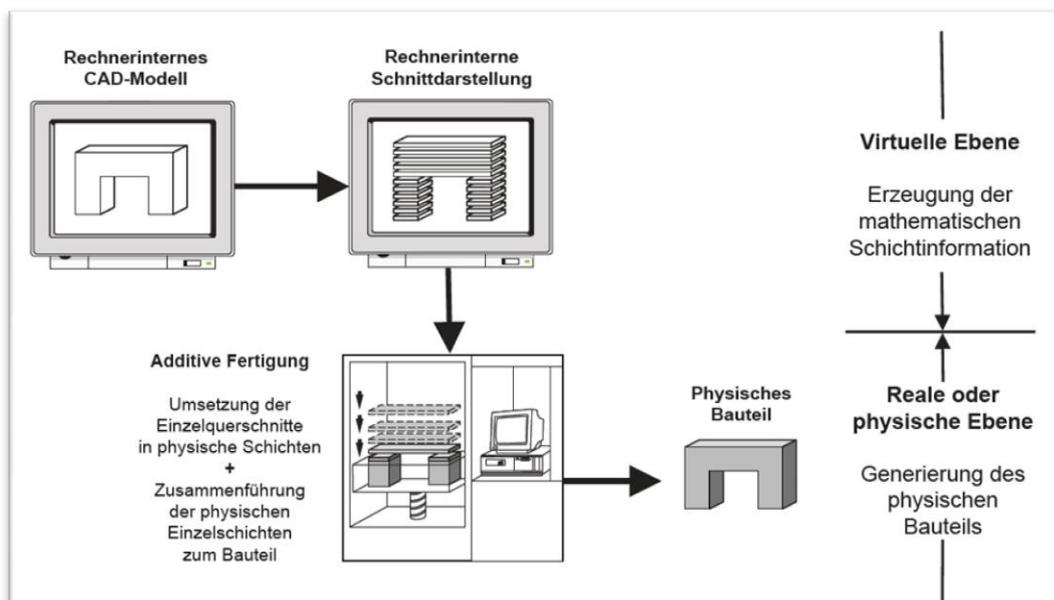


Abbildung 9: Additive Herstellungsverfahren – Prozesskette [35].

Durch 3D-Druck werden die Bauteile schon in ihrer Endgestalt hergestellt und bedürfen einer nur geringen Nachbearbeitung. Die schematische Prozesskette wird in Abbildung 9 dargestellt. Das CAD-Modell wird virtuell in dünne Schichten zerlegt, die danach den reellen und miteinander verbundenen Bauschichten entsprechen. Die Materialien und Technologien, die das ermöglichen, sind sehr vielfältig, jedoch bleibt das Grundprinzip dasselbe.

Die geometrischen Anforderungen, die an ein gedrucktes Bauteil gestellt werden, unterscheiden sich von denen, die von spritzgegossenen oder zerspannten Teilen gefordert werden. Im Gegensatz zur konventionellen und differentialen Bauweise basiert die integrale Bauweise auf wenigen Komponenten, die dafür komplizierter gestaltet sind und einen hohen Grad an Funktionsintegration aufweisen [36].

Der 3D-Druck eignet sich hervorragend für den Prototypenbau und zwar nicht nur wegen der niedrigeren Kosten pro Stück im Vergleich zur Einzelfertigung beim Spritzgießen, sondern auch wegen der immer selbstverständlicher werdenden Verfügbarkeit. Es ist nicht notwendig, selbst einen Drucker zu besitzen, da die Gelegenheit besteht, Bauteile kommerziell drucken zu lassen. Dabei kann jedes Teil, abhängig von der Größe, in wenigen Stunden oder Tagen produziert und dann ausprobiert werden. So ist es häufig möglich, die Teile bereits innerhalb einer Woche zu testen. Durch den dadurch möglichen realen Zusammenbau können notwendige Änderungen schneller erkannt und ausgeführt werden.

Erzeugung einer festen Schicht durch	Konturierung der Schicht mittels	AM-Prozess
Polymerisation	Laser, Druckkopf	Stereolithographie Polymerdrucken
Selektives Schmelzen oder Selektives Sintern und Wiederverfestigung	Laser, IR-Quelle Elektronenstrahl	Lasersintern Laserschmelzen
Kontur Schneiden und Fügen	Laser, Klinge, Fräsen	Layer Lamine Manufacturing
Selektives Fügen oder Kleben durch Binder	Mehrfach-Düsen Druckkopf	3D-Drucken (Pulver-Binder-Verfahren)
Selektive Anwendung thermisch aktivierbarer Phasen	Einzel-Düsen Extruder	Fused Layer Manufacturing

Tabelle 2: Fünf Gruppen der generativen Herstellungsprozesse [35].

Die direkten additiven Prozesse werden anhand der verwendeten Technologie in fünf Gruppen unterteilt. Tabelle 2 liefert einen Überblick über das physikalische Prinzip und die Konturierung der Schichten.

1.3.1 Polymerisation

Das Ausgangsmaterial ist ein flüssiges Polymer, das schichtweise aufgetragen und durch ultraviolette Strahlung in einem Fotopolymerisationsprozess gehärtet wird. Das Bauteil kann entweder in einem Bad von unten (Lampen-Masken-Verfahren) oder von oben (Laser-Stereolithographie) bestrahlt werden. In beiden Fällen bewegt sich

die Bauplattform immer einer Schichtdicke entsprechend nach oben oder nach unten. Der Hohlraum füllt sich mit flüssigem Harz und die gesamte Oberfläche der nächsten Bauteilschicht wird verfestigt. Das Schema des Prozesses für die Laser-Stereolithografie wird in Abbildung 10 dargestellt.

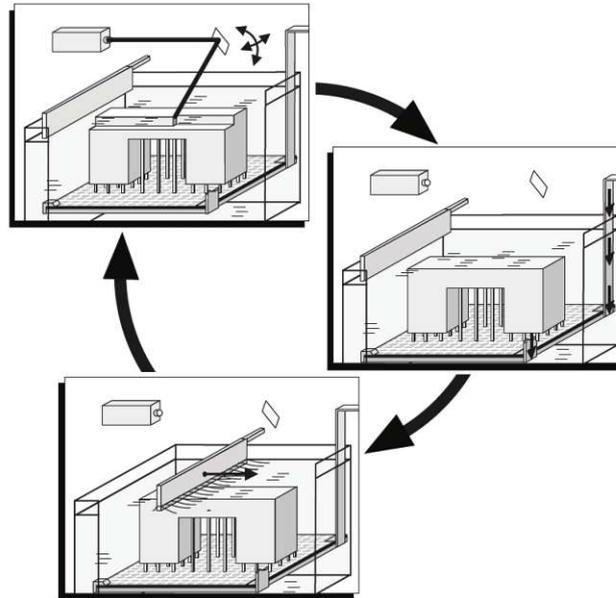


Abbildung 10: Polymerisation, Laser-Stereolithografie, Schema (Verfestigung, Absenkung der Bauplattform, Neubeschichtung) [35].

Der Prozess wird wiederholt, bis das gesamte Bauteil fertig ist. Um stabile Objekte drucken zu können, werden durch eine Software automatisch generierte Stützen benötigt. Diese werden nach Beendigung der Fertigung weggeschnitten und abschließend wird die Oberfläche poliert. Die Oberflächengüte hängt außerdem vom Harz und von der Schichtdicke ab, wobei die letztere durch die Laserstärke gesteuert wird.

Die dritte zu dieser Gruppe gehörende Methode nennt man Polymerdruckverfahren und beruht auf dem Einsprühen des flüssigen Monomers auf das Druckbett. Der Druckkopf ist mit einer UV-Lampe ausgestattet, die das Material aushärtet. Bei diesem Verfahren ist es möglich, ein Bauteil aus zwei verschiedenen Materialien zu erzeugen.

1.3.2 Sintern und Schmelzen

Zu dieser Gruppe gehören drei Verfahren: Elektronenstrahl-Schmelzen, Laser-Sintern und Laser-Schmelzen. Die erste Methode ist für sehr präzise Anwendungen in der Luftfahrt oder Medizin geeignet und erfordert einen gut abgedichteten Raum (Vakuum).

Alle Prozesse erfolgen nach dem gleichen Schema, das Abbildung 11 entnommen werden kann. Der Druckraum ist vollständig mit einem feinkörnigen Pulver gefüllt. Die

Kontur wird mit einem Laser oder einem Elektronenstrahl ins Pulver gebracht und es erfolgt ein örtliches Sintern (Laser-Sintern) oder Schmelzen (Laser-Schmelzen und Elektronenstrahl-Schmelzen). Nachträglich wird das Druckbett um eine Schichtdicke abgesenkt und es wird frisches Pulver nachgefüllt. Um eine gleichmäßige Materialverteilung zu gewährleisten, fährt eine Rolle über die frische Schicht, verdichtet das Pulver und entfernt den Überschuss.

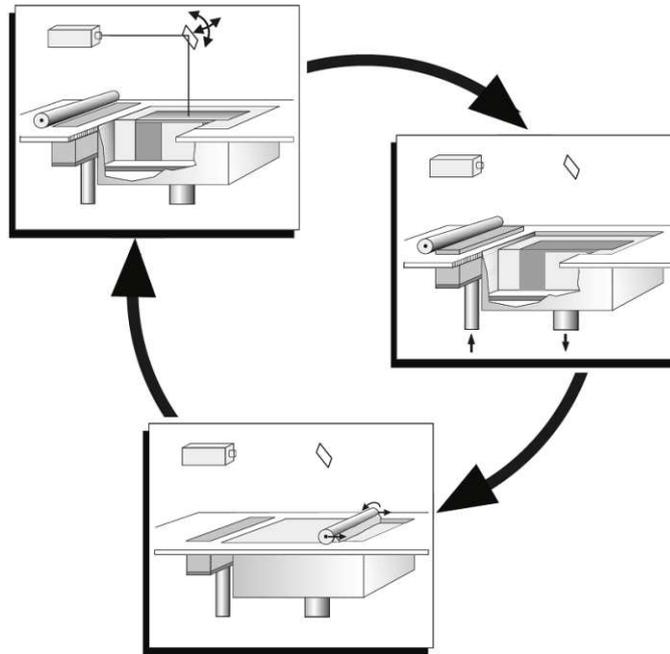


Abbildung 11: Lasersintern und Laserschmelzen, Schema (Aufschmelzen und Verfestigen einer einzelnen Schicht, Absenken der Bauplattform, Neubeschichtung) [35].

Der Unterschied zwischen Laser-Sintern und Laser-Schmelzen liegt vor allem in der erhaltenen Oberflächengüte und Dichte. Mit der ersten Methode können sowohl Metalle als auch Kunststoffe bearbeitet werden, die nach der Entstehung aber porös sind.

Durch das Laser-Schmelzen ist es möglich, detailliertere Objekte aus größeren Spektren aus ausschließlich metallischen Werkstoffen (auch Aluminium und Titan-Legierungen) zu erzeugen.

Wegen des selektiven Aufwärmens kann man eine innen hohle Struktur herstellen, für die Öffnungen zur Pulverentsorgung vorgesehen sein müssen. Daher eignet sich diese Methode hervorragend zur Herstellung von innen gekühlten Werkzeugen.

Schließlich muss der ganze sogenannte Kuchen aus dem Druckraum entnommen und im Ganzen gekühlt werden, um einen wärmebedingten Verzug zu vermeiden. Danach muss das Bauteil sorgfältig vom losen Pulver gereinigt werden.

1.3.3 Extrusion / Fused Layer Modeling

Das Druckprinzip beruht auf dem Aufschmelzen und Verbinden von Kunststoff. Das Filament, also ein Kunststoffdraht, wird geschmolzen und über eine Düse genau auf den Tisch, der das Druckbett bildet, aufgebracht. Der Druckkopf bewegt sich auf dem Schlitten in einem definierten Abstand über den Tisch und trägt das Material auf. Nach dem Beenden einer Schicht fährt der Tisch um eine Lagendicke nach unten und der Prozess wiederholt sich, bis das fertige Bauteil entstanden ist (siehe Abbildung 12).

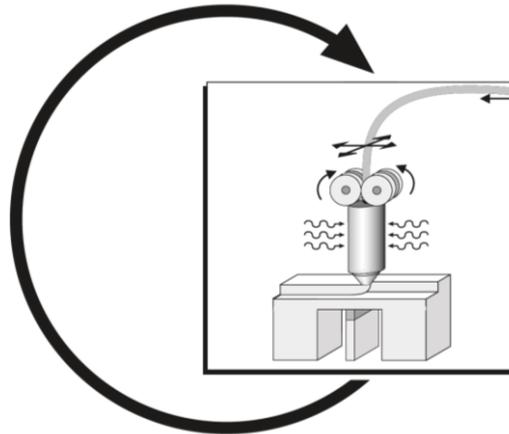


Abbildung 12: Fused Layer Modeling, Schema [35].

Eine andere Bezeichnung für den Prozess – „Fused Deposition Modeling“ – entspricht dem gleichen Vorgang, ist aber von der Stratasys Company marktgeschützt.

Dieser Druckertyp (auch als Personal Printer bezeichnet) gewinnt immer mehr an Bedeutung, weil die Methode sauber und benutzerfreundlich ist. Die Maschinen sind in vielen Ausführungen erhältlich. Dies reicht von kleinen und preiswerten „Do it yourself“ Sets, die stark durch die Internet Gesellschaft entwickelt wurden, über mittelgroße Geräte, die man in jedem Büro aufstellen kann, bis hin zu hochtechnischen Druckern.

Das Filament kann aus verschiedenen Kunststoffen bestehen. Die Teile müssen jedoch aus nur einem Werkstoff gedruckt werden, da es nicht möglich ist, während eines Druckvorgangs das Material zu wechseln.

1.3.4 Pulver-Binder Verfahren

Dieser Prozess wurde von Anfang an 3D-Drucken genannt. Der Name hat sich auf alle Klassen der additiven Herstellung verbreitet. Deswegen sollte besonders auf die Nomenklatur geachtet werden, um Verwirrung zu vermeiden.

Das Verfahren benötigt als Ausgangsmaterial Granulate im Korngrößenbereich ab 50 µm aufwärts und funktioniert sowohl mit Kunststoffen als auch mit Metallen und keramischen Werkstoffen. Das Funktionsprinzip des Druckes ähnelt stark dem Laser-Sintern. Das Schema ist Abbildung 11 zu entnehmen. Der Unterschied liegt darin, dass der Laser durch einen flüssigen Binder ersetzt wird. Es werden daher zuerst Grünlinge erzeugt, d. h. Teile, die die Gestalt des fertigen Objekts besitzen, jedoch ihre Festigkeit erst in einem anderen Produktionsschritt erhalten.

Die Kunststoffgranulate können mit einem farbigen Binder verklebt werden, um bunte Bauteile zu erzeugen. Die transportfesten Grünlinge werden in Wachs oder Epoxidharz gedippt, bis das Medium in die Mitte des Bauteils eingedrungen ist. Die Oberflächengüte und Festigkeit hängen mit dem Infiltrationsgrad zusammen. Es entstehen häufig Luftblasen, weswegen sich die Teile eher zur Konzeptdarstellung als zum Zwecke eines Festigkeitsmodells eignen.

Die Bearbeitung der metallischen Werkstoffe erfolgt bezüglich der Bauteilentstehung nach dem gleichen Prinzip wie beim Kunststoff. Die Verfestigung wird mit 60 % der Zieldichte in dem nachträglichen Sinterprozess erzeugt. Die restlichen 40 % der Verfestigung entstehen durch abschließende Infiltration. Die Oberflächenbehandlung kann mit konventionellen Fertigungsprozessen durchgeführt werden.

Sanddrucken, das keine Nachbearbeitung erfordert, ist eine attraktive Möglichkeit, Kerne für die Innenräume in Gießereianwendungen herzustellen.

1.3.5 Layer Laminate Manufacturing

Dieser Prozess beruht auf schichtweise angebrachtem und zusammengeklebtem Papier, wobei man die folgenden beiden Verfahren unterscheidet:

- **Selective Deposition Lamination:** Hier wird Standardkopierpapier mit Klebstoffmikrotropfen benetzt. Nach jeder Papierschicht muss die Kontur zugeschnitten werden.
- **Laminated Object Manufacturing:** Es beruht auf demselben Konzept wie das vorherige Verfahren, benötigt allerdings spezielle Materialien. Das Schema des Prozesses ist der Abbildung 13 zu entnehmen.

Eine mit Klebstoff beschichtete Papierrolle ist über der Bauplattform aufgespannt. Durch thermische Aktivierung kleben die Schichten zusammen. Die Kontur wird mit einem Laser geschnitten und der Überschuss an Material wird auf eine zweite Rolle aufgewickelt.

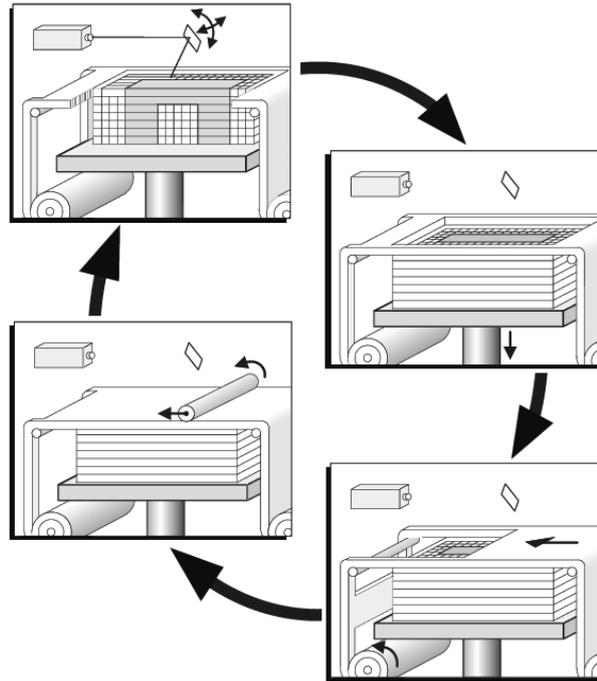


Abbildung 13: Layer Laminated Manufacturing – Schema [35].

Der Prozess wird bis zum fertigen Bauteil wiederholt. Das restliche Material stützt die Struktur ab und muss nachträglich entfernt werden. Um dies zu erleichtern, berechnet eine Software automatisch mehrere Schnittlinien, die überschüssiges Papier in Würfel unterteilen.

1.4 Ökonomische Aspekte

Aus ökonomischer Sicht ist die Herstellung von Kunststoffteilen in kleinen Serien oder in der Prototypenbauphase mittels 3D-Druck günstiger als bei der Verwendung konventioneller Technologien. Abbildung 14 stellt den Zusammenhang zwischen der produzierten Stückzahl und den Kosten für ein erzeugtes Stück graphisch dar. Es ist ersichtlich, dass bei der generativen Herstellung (grüne Linie) der Preis konstant bleibt und nicht von der Menge abhängt. Die blaue Linie, die die konventionelle Herstellung abbildet, weist einen hyperbolischen Verlauf auf. Der Grund liegt vor allem in den hohen Kosten der Spritzgussformen.

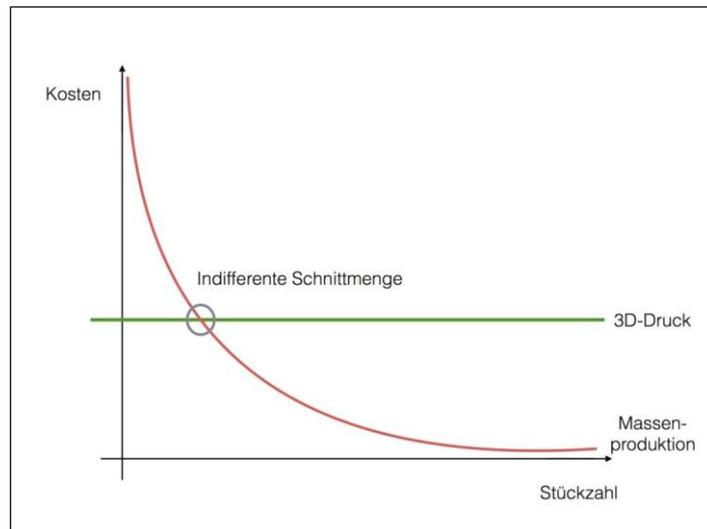


Abbildung 14: Produktionskosten pro Stück [37].

Bei der Serienfertigung bleiben aber die Gussteile eine günstigere und schneller zu erzeugende Alternative. In jedem Fall ist es empfehlenswert, die Wirtschaftlichkeitsgrenze zu berechnen.

2 Aufgabenstellung

Der derzeitige Stand der Technik bei Exoskeletten für die obere Extremität zeigt, dass Verbesserungen in Bezug auf Benutzerfreundlichkeit, Tragekomfort, Leichtbau und Mobilität eine dringende Notwendigkeit darstellen. Deswegen besteht das primäre Ziel dieser Arbeit darin, ein passives Exoskelett für die linke obere Extremität mit verbesserten Eigenschaften in den oben genannten Bereichen zu konstruieren.

Dabei soll ein besonderes Augenmerk auf Leichtbauweise und den Einsatz modernster Materialien und Fertigungsmethoden gerichtet werden. Der Einsatz von faserverstärkten Kunststoffen verringert die Masse bei einem gleichzeitigen Erhalt der Funktionsfähigkeit unter Verwendung der spezifischen Entwurfsregeln. Gleichzeitig sollte durch 3D-Druck eine Vielzahl an konventionellen Fertigungsteilen ersetzt werden und die Bauteile und Baugruppen sollten dem generativen Fertigungsverfahren angepasst werden.

Als Basis der Weiterentwicklung dient das im Projekt ReTrainer entworfene Exoskelett. Das neuentwickelte Exoskelett soll die gleichen Bewegungen ermöglichen, wie die des Ausgangsprojektes (siehe Abbildung 15). Die Konstruktion aus gelenkig verbundenen Stäben soll möglichst dicht am Körper anliegen, um unerwünschte Zwangskräfte und –Momente zu vermeiden.

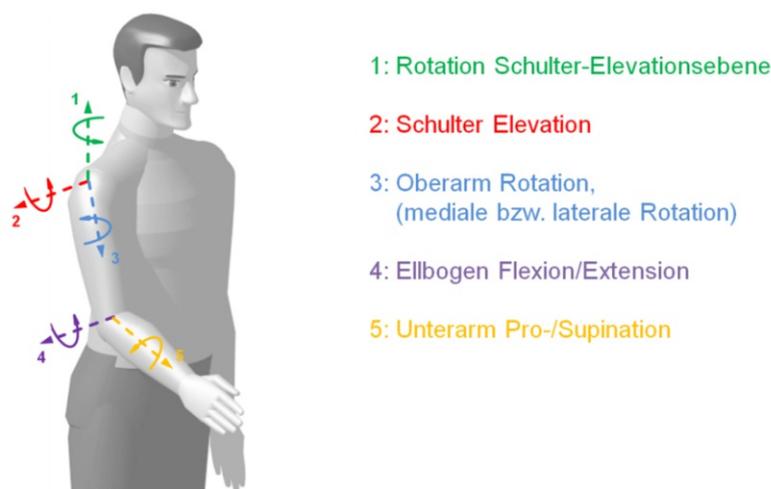


Abbildung 15: Definition der Freiheitsgrade [38].

Die vorher angenommenen Freiheitsgrade sollen erhalten bleiben (siehe Abbildung 16), damit für den Patienten ein möglichst großer Bewegungsbereich der oberen Extremität zugelassen wird.

Das Exoskelett soll einstellbar sein und mit seinem Aufbau sowohl für Erwachsene Männer als auch für Frauen zwischen dem fünften und dem fünfundneunzigsten

Perzentil anwendbar sein. Die Anwendung für Kinder wurde wegen der großen Streuung der Körperabmessungen und des Gewichtes nicht berücksichtigt.

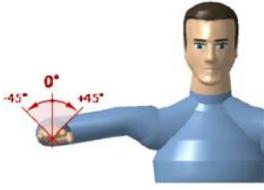
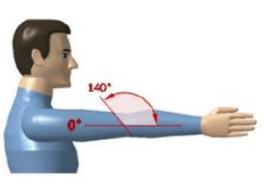
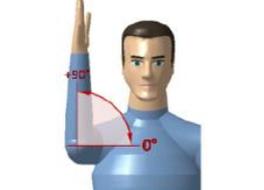
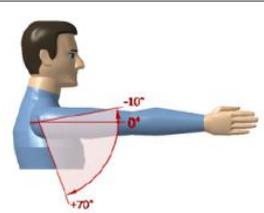
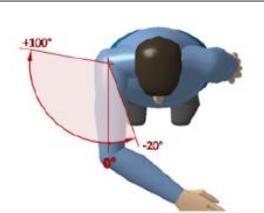
Handgelenks Pro-/Supination	Ellbogen Flexion/Extension	Oberarm Rotation
		
-45° ... +45°	0° ... 140°	0° ... 90°
Schulter Elevation	Schulter Elevationsebene	
		
-10° ... 70°	-20° ... 100°	

Abbildung 16: Bewegungsräume der einzelnen Freiheitsgrade [38].

Wie in Abbildung 16 ersichtlich, ist bei jeder Körperlage das Eigengewicht des Exoskeletts und je nach Einstellung zumindest ein Teil des Körpergewichts zu kompensieren [39]. Für Rehabilitationszwecke ist außerdem eine zusätzliche Masse von 0,5 kg am Handgelenk vorgesehen, die auch bei diesem Entwurf berücksichtigt wurde.

Die Gewichtskompensation erfolgt rein mechanisch. Die bei der Abstützung des gesamten Gewichts des Armes verwendete Einheit aus Druckfedern wird in Kapitel 4.1.3 näher beschrieben. Eine kleinere Kompensationseinheit für die Ellbogenflexion und -Extension wird im Kapitel 4.1.5 dargestellt.

Bei einer Verringerung der Eigenmasse erhöht sich der Tragekomfort und das Gerät wird leichter transportierbar, wodurch es sich für den mobilen Einsatz z. B. im Haus des Patienten besser eignet, was auf die bereits erwähnten Kunststoffteile zurückzuführen ist.

3 Methodik

3.1 Statistische Daten

Die anthropometrischen Daten, die in dieser Arbeit verwendet werden, beziehen sich auf eine statistische Probe. Die Verteilung der Ergebnisse soll der Gaußschen Normalverteilung entsprechen. Die relative Summenhäufigkeit des Auftretens eines Merkmals in einer Gruppe wird Perzentil genannt und wird an dem Beispiel der Körperhöhe erläutert (siehe Abbildung 17).

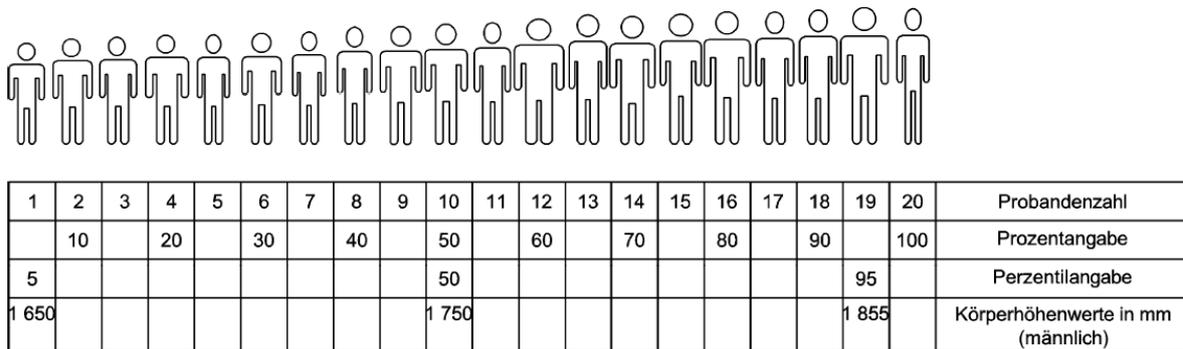


Abbildung 17: Prinzip der Perzentilbildung [40].

Die Einzelwerte sind von der linken Seite weg aufsteigend angeordnet und den regelmäßigen Abständen wurden Zahlen hinzugefügt, wobei die Prozentangabe dem Betrag der Perzentilangabe entspricht. In einem Perzentil werden alle von links bis zum gewünschten Wert gezählten Personen eingeschlossen. So beinhaltet zum Beispiel das fünfundneunzigste Perzentil alle Personen die nicht größer als 1 855 mm sind und somit auf der Skala weiter links liegen. Diejenigen, die auf der rechten Seite des fünfundneunzigsten Perzentils liegen, werden nicht weiter berücksichtigt.

3.2 Die bestehende Konstruktion

ReTrainer wurde in der Ausführung für beide Arme entworfen mit der Annahme, dass entweder die linke oder die rechte Seite (siehe Abbildung 18) verwendet wird. Im Rahmen dieser Arbeit entstand ein Exoskelett nur für die linke obere Extremität. Das Funktionsprinzip und die Grundstruktur des ReTrainer Exoskeletts bleiben bei der neuen Entwicklung erhalten, wobei der genaue Aufbau der einzelnen Module der Ausgangsstruktur im Folgenden näher erläutert wird.

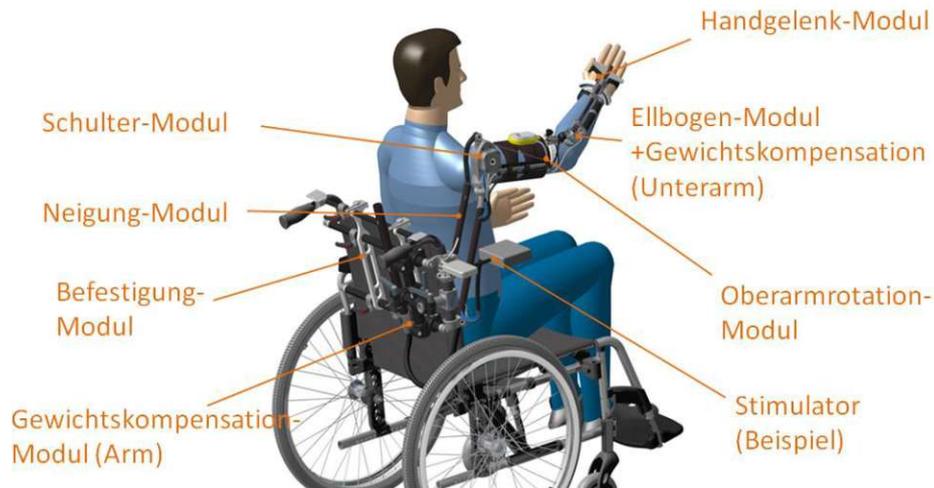


Abbildung 18: ReTrainer – Module [34].

3.2.1 Befestigung

Da das Exoskelett möglichst mobil verwendbar sein soll, muss sich die Montagevorrichtung, die das Gewicht der Konstruktion vollständig übernimmt, sowohl auf einem Rollstuhl als auch auf einem Stuhl mit harter Lehne anbringen lassen (siehe Abbildung 19).

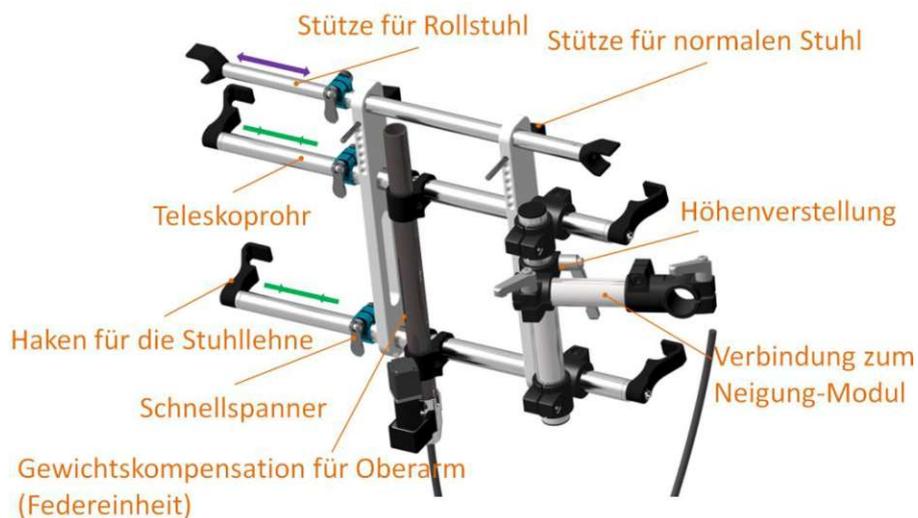


Abbildung 19: ReTrainer: Befestigungs-Modul [41].

Der oberste Stab ist nur für Rollstühle vorgesehen, der Rest für Rollstuhl-Lehnen und herkömmliche Stühle. Stützen halten von oben die vertikale Position und durch die gefederten Stäbe (Teleskoprohre), die mittels Schnellspanner verstellbar sind, lässt sich die Größe der Konstruktion leicht an verschiedene Breiten der Lehne anpassen. Die Querstäbe sind rechts mit dem vertikalen Rohr der Höhenverstellung über Klemmstücke verbunden. Die Querverbindung zum Neigungs-Modul ist ebenso manuell mit einer Klemme einstellbar und bestimmt den Abstand zwischen dem Exoskelett-Befestigungspunkt und der Schulter des Patienten. Abhängig von der

Höhe der Lehne und der Größe des Patienten ist die Einstellung der Montagevorrichtung anzupassen.

3.2.2 Neigung

Das Neigungs-Modul verbindet die Module des Armes mit der fixen Befestigung und soll deswegen genügend Flexibilität aufweisen, damit der Patient auch Bewegungen mit dem Oberkörper in einem begrenzten Bereich ausführen kann. Im Vergleich zu T-WREX und ReoGo hat ReTrainer den Vorteil, dass der Patient nicht über einen längeren Zeitraum in einer Körperstellung verharren muss.

Diese Hauptfunktion wurde durch die Anordnung der Stäbe erfüllt, die ein sich änderndes Parallelogramm bilden und damit das Exoskelett nach vorne biegsam machen. Der notwendige minimale Abstand zwischen den Stäben wird durch das Distanzstück gewährleistet, um ein Verklemmen zu vermeiden. Der Zusammenhalt der Stäbe, der die Parallelogramm-Anordnung sichert, wurde durch ein elastisches Band ermöglicht.



Abbildung 20: ReTrainer: Neigung-Modul [41].

Die Karbon-Rohre sind auf beiden Enden mit Aluminiumaufsätzen ausgestattet, die eine Verbindung mit dem Schulter-Modul auf einer Seite und mit der Hauptsäule auf der anderen Seite ermöglichen. In dem unteren Stab verläuft das für die Gewichtskompensation verwendete Seil.

Die zweite Hauptfunktion des Moduls ist, wie auch später bei dem Schulter-Modul ersichtlich wird, die Rotation in der Schulterelevationsebene. Damit das ganze Exoskelett der Bewegung folgt, ist eine Drehbewegung der Stäbe um die z-Achse der vertikalen Führung erforderlich. Die Bremse verhindert die seitlichen Bewegungen, falls dieser Freiheitsgrad gesperrt sein sollte.

Die Querverbindung, die weiter zum Befestigung-Modul führt, ist vertikal mit einer Gleitbuchse ausgestattet. Die begrenzte Beweglichkeit in der z-Richtung wird durch Schaumstoffdämpfer ermöglicht und dient zur Dämpfung bei der Rückkehr des Patienten in die Ausgangslage, nämlich an den Stuhl angelehnt.

3.2.3 Gewichtskompensation

Um die Entlastung der Muskeln beim Heben des Armes zu verwirklichen, wurde ein Gewichtskompensations-Modul eingesetzt, das an der Montagevorrichtung angebracht wurde (siehe Abbildung 19). Die Berechnungsvorlage für die Drehmomentverläufe findet sich im Kapitel 3.3.4.



Abbildung 21: ReTrainer: Gewichtskompensation-Modul [41].

Die Gewichtskompensation des Armes erfolgt über ein Paket von zwei gleichen, in Serie geschalteten Federn (Abbildung 21). Das gesamte Paket bewegt sich linear in einem Karbonrohr, wobei die Federn auf den Federtellern gestützt werden. Bei der Handbewegung nach oben wird die in der Feder gespeicherte Energie freigegeben und die resultierende Kraft, die für die Übung benötigt wird, wird kleiner als die ohne Unterstützung.

Die Änderung der Federkonstante und dadurch die Anpassung an verschiedene Patienten kann durch eine zusätzliche Vorspannung der Federpakete erfolgen (maximaler Vorspannweg beträgt 30 mm). Die Drehmomentübertragung von einem Schrittmotor auf den Vorspannungsmechanismus findet über einen Zahnriemen statt. Der untere Federteller fährt über ein Gewinde und somit ändert sich der Abstand zwischen beiden Federtellern bei gleichbleibender Seillänge.

Zusätzlich besteht auch die Möglichkeit, den mittleren Federteller festzuhalten und nur die obere Feder zur Gewichtskompensation zu verwenden, um das Gewicht eines Patienten der höheren Perzentilgruppe besser abdecken zu können.

Das Seil wird, wie beschrieben, über ein Neigungs-Modul zum Schulter-Modul geführt.

3.2.4 Schulter

Das Schulter-Modul übernimmt teilweise die anatomische Funktion des Gelenks und ermöglicht eine Schulterelelevation und eine Rotation der Schulterelevations-Ebene. Die Konstruktion sollte möglichst dicht am Körper des Patienten anliegen, um die durch die Versetzung der Lage des Gelenks entstehenden Zwangsspannungen gering zu halten.

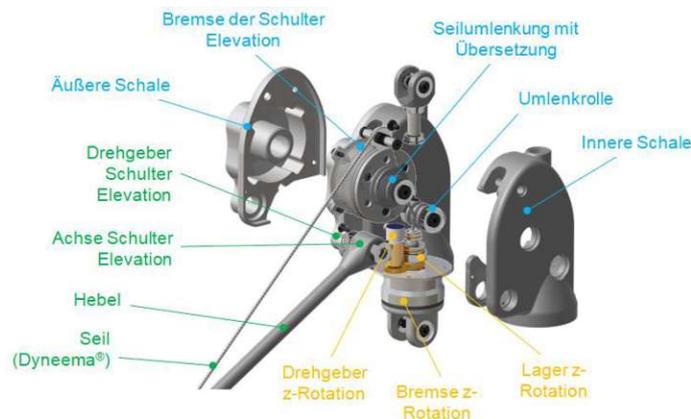


Abbildung 22: ReTrainer: Schulter-Modul [41].

Bei der Schulterelelevation bewegt sich der Hebel nach oben und das damit verbundene Seil wird durch das Rollensystem umgelenkt. Das zweite Ende ist mit dem Gewichtskompensations-Modul verbunden. Damit die Federn als Druckfedern wirken können, müssen sich die Rollen nach der Umlenkung wieder in dieselbe Richtung drehen, weshalb noch ein zusätzlicher Drehrichtungswechsel stattfinden muss. Wegen der Änderung des Durchmessers der Rolle findet eine zusätzliche Übersetzung von 1:2 statt, die genaue Erläuterung des Prozesses findet sich in Kapitel 3.3.4.

Es wurden für beide Rotationsebenen elektromagnetische Bremsen verwendet. Mit Hilfe einer Bremse soll der Freiheitsgrad bei Bedarf gesperrt werden können.

Jede Rotationsebene enthält zusätzlich einen Sensor für die Winkellagenbestimmung des Freiheitsgrades. Der Drehgeber misst die Änderung von der Position gegenüber einem fest an der Welle angebrachten Magneten und wird zur Datenerfassung und Analyse benötigt.

3.2.5 Oberarmrotation

In einem direkten Kontakt zum Körper des Patienten stehen zwei Stellen, nämlich das Handgelenk-Modul und die Oberarmschale.

Die Kunststoffschale (siehe Abbildung 23) ist in mehreren Größen vorhanden, von innen mit Stoff gepolstert und austauschbar, um eine komfortable Empfindung des Patienten und einen festen Sitz zu gewährleisten.

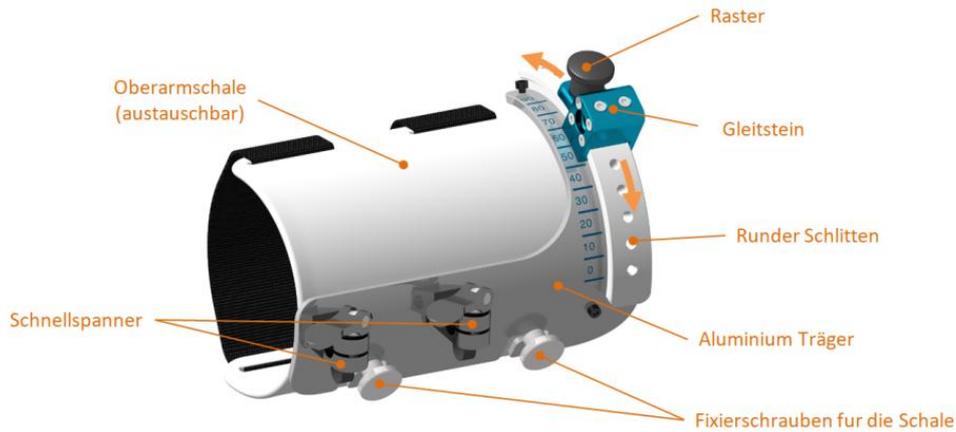


Abbildung 23: ReTrainer: Oberarmrotation-Modul [41].

Die mögliche Oberarmrotation liegt im Bereich von 0° bis 90° und ist in Stufen von 10° einstellbar. Die Verstellung erfolgt über einen sich in der Oberarmschale befindenden, runden Schlitten, auf dem ein Gleitstein angebracht wurde, der um die Schlittenachse rotiert. Zur Fixierung der Lage dient ein Raster.

Die Verbindung zum Schulter-Modul wird über einen Hebel (Abbildung 22) realisiert, der in die Öffnungen der beiden Schnellspanner eingeschoben ist. Damit kann die Oberarmlänge stufenlos eingestellt werden. Die Skala ist zentimeterweise angebracht und es können bis zu 5 cm ausgeglichen werden.

3.2.6 Ellbogen

Das Modul (Abbildung 24) übernimmt die Rolle des anatomischen Ellbogens und ermöglicht die Bewegung des Unterarmes von der gestreckten Lage (0°) bis hin zur 120° Flexion.



Abbildung 24: ReTrainer: Ellbogen-Modul [41].

Zusätzlich ermöglicht das Modul die Unterarm-Gewichtskompensation. Für diesen Zweck wurde ein Seil am Federteller auf einer Seite und auf dem Karbonstab Richtung Schulter-Modul auf der anderen Seite befestigt. Das Seil gleitet auf der

Bremse und wird über eine Rolle in der Halterung umgelenkt. Bei konstanter Seillänge bewirkt ein größerer Anliegewinkel auf der Bremse (größere Bogenlänge) beim Strecken des Armes eine Verkürzung der Feder. Die gespannte Feder setzt die während der Flexion gespeicherte Energie frei und hilft dadurch, den Arm zu beugen. Der Grad der Gewichtsentlastung kann durch die Verschiebung der Feder-Schale auf dem Stab und die Fixierung durch den Schnellspanner eingestellt werden; wodurch die Vorspannung der Feder erreicht wird.

Diese Karbonstange verbindet auch das Ellbogen-Modul mit dem Handgelenk-Modul. Die Skalierung am anderen Ende des Stabes wurde zentimeterweise angebracht, die Einstellung kann aber dennoch stufenlos erfolgen.

Die Gewichtskompensation kann bei einem Bedarf gesperrt werden, indem bei der komprimierten Feder eine Spange in die vorgesehene Öffnung eingeschoben wird.

Analog zum Schulter-Modul wurden auch hier für die Flexion und Extension jeweils eine magnetische Bremse und ein Drehgeber für die Datenerfassung verwendet.

3.2.7 Handgelenk

Das Modul dient als Stütze für die Hand und wird sowohl auf der Höhe des Handgelenks als auch in der Handmitte angeschnallt (siehe Abbildung 25). Auf der Kunststoffschale wurde eine RFID Antenne angeklebt. Die Methode zur Befestigung des Moduls an der Hand sollte deren Beweglichkeit möglichst wenig beeinflussen, um ein Greifen des Trainingsobjekts nicht zu erschweren.

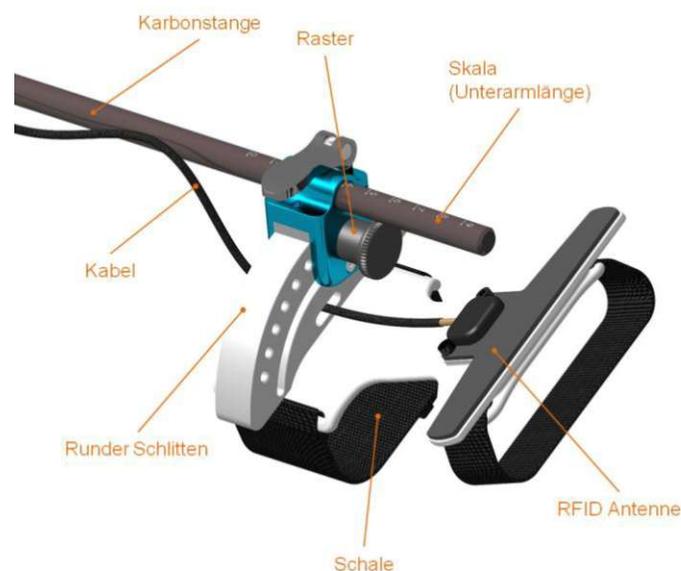


Abbildung 25: ReTrainer: Handgelenk-Modul [41].

Die Verbindung zum nächsten Modul wird über die vorher beschriebene Karbonstange realisiert, die mittels Schnellspanner eingeklemmt wird.

3.3 Berechnungen

3.3.1 Berechnungsmodell

Für die Berechnungen wird ein vereinfachtes, virtuelles Modell angenommen, in dem Unter- und Oberarm jeweils durch einen eindimensionalen Stab angenähert mit den Massenschwerpunkten wie in Abbildung 26b dargestellt werden. Die Stäbe sind durch masselose Gelenke miteinander verbunden. Eine zusätzliche Masse, welche eine Trinkflasche oder ähnliches simulieren soll, wird im Massenmittelpunkt der Hand angenommen.

Die Bestimmung der Massen aller Körperteile kann auf die statistische Massenverteilung zurückgeführt werden. Die für die Berechnung verwendeten Prozentsätze sowie die Lage der Massenmittelpunkte [42] sind in der Abbildung 26a dargestellt.

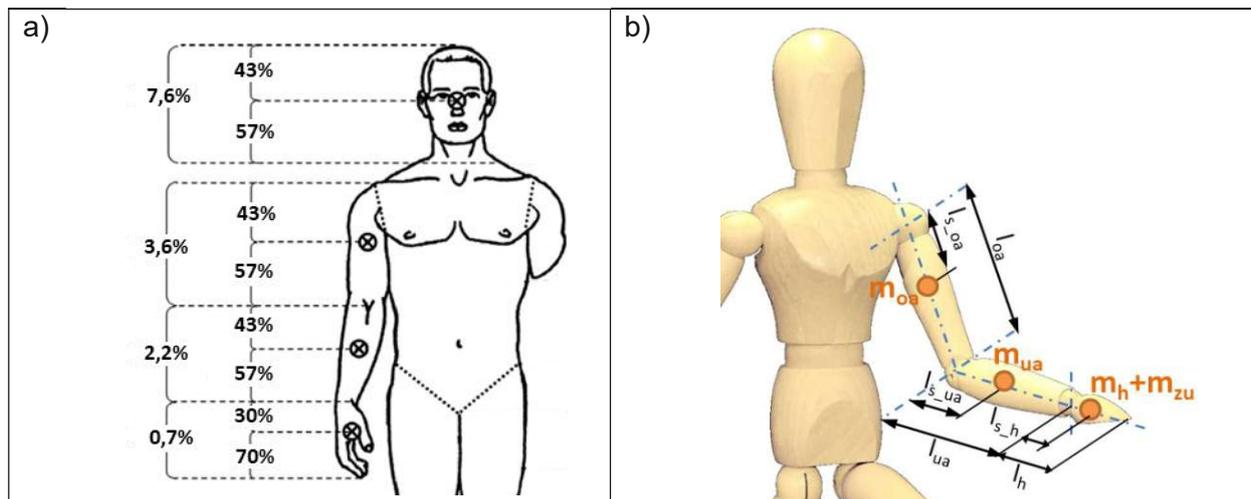


Abbildung 26: Berechnungsmodell a) Prozentuale Massenverteilung sowie Schwerpunktlage im Körper [42], b) bei der Berechnung verwendete Parameter [43].

Weitere Daten für die statistischen Körperabmessungen und das Körpergewicht für die jeweiligen Perzentile wurden aus der Norm DIN 33402-2 und der Literatur [42] entnommen. Die Körpermassen für die betrachteten sechs Fälle: 5., 50. und 95. Perzentil, sowohl weiblich als auch männlich, werden in der Tabelle 3 dargestellt.

Altersgruppen	Körpermasse (Körpergewicht) kg					
	Männer			Frauen		
	Perzentil					
Jahre	5	50	95	5	50	95
18–65	63,5	79,0	100,0	52,0	66,0	87,0

Tabelle 3: Körpermaße der jeweiligen Perzentil Gruppen [39].

Sowohl die Abstände als auch die Massen wurden für die Vereinfachung der Berechnungen in allen Fällen prozentual gleich eingesetzt. In Tabelle 4 wird die Berechnung der Masse sowie der Abstände zu den Massenmittelpunkten der relevanten Körperteile dargestellt.

Körperteil	Masse, kg	Abstand zum Massenmittelpunkt
Hand	$m_h = m_k \cdot 0,007$	$l_{s_h} = l_h \cdot 0,3$
Unterarm	$m_{ua} = m_k \cdot 0,022$	$l_{s_{ua}} = l_{ua} \cdot 0,42$
Oberarm	$m_{oa} = m_k \cdot 0,036$	$l_{s_{oa}} = l_{oa} \cdot 0,44$

Tabelle 4: Verwendete Parameter

Beruhend auf diesen Daten wurden die zu erwartenden Kräfte und Momente ermittelt für vier verschiedene Perzentile ermittelt: fünftes Perzentil weiblich (minimale Belastung), 95stes Perzentil männlich (maximale Belastung) und 50stes Perzentil weiblich sowie männlich (mittlere Belastungen). Resultierend aus den Daten in Tabelle 3, Tabelle 4 und Tabelle 5 ergeben sich die zugrundeliegenden Werte für die zu erwartenden Massen und Längen der verschiedenen Körperteile. Die maximale zusätzliche Masse in der Hand (z.B. Trinkflasche) wurde mit $m_{zu} = 0,5$ kg definiert. Die zu erwartende Eigenmasse des Exoskeletts für den Oberarm wurde mit $m_{ex_{oa}} = 0,225$ kg und für das Handgelenk mit $m_{ex_h} = 0,8$ kg festgelegt.

Eigenschaft	fünftes Perzentil weiblich	50stes Perzentil weiblich	50stes Perzentil männlich	95stes Perzentil männlich
Handmasse m_h , kg	0,364	0,462	0,553	0,7
Unterarmmasse m_{ua} , kg	1,144	1,452	1,738	2,2
Oberarmmasse m_{oa} , kg	1,872	2,376	2,844	3,6
Handlänge l_h , mm	162	177	189	207
Unterarmlänge l_{ua} , mm	238	253	286	303
Oberarmlänge l_{oa} , mm	240	270	305	340

Tabelle 5: Verwendete Werte.

3.3.2 Schwerkraftbedingter Drehmomentverlauf im Schultergelenk

Der Verlauf der zu erwartenden Drehmomente am Schultergelenk, hervorgerufen durch die Schwerkraft, hängt nicht nur von der zu hebenden Masse, sondern auch von der Art der Armbewegung ab. Wird beispielsweise der Arm völlig ausgestreckt und von Körper weg angehoben, so ist das zu erwartende Drehmoment höher als wenn der Arm mit 90° abgewinkelten Ellbogengelenk gehoben wird. Deswegen wurden für das Schultergelenk die Drehmomentverläufe für drei verschiedene Armbewegungen (Arm komplett gestreckt, Arm mit 90° gebeugten Ellenbogengelenk und 90° Oberarmrotation, Arm mit 90° gebeugten Ellenbogengelenk) berechnet.

- a. Gestreckter Arm (Ellbogen Flexion 0°)

$$T_{S_{gestreckt}}(\varphi) = (m_h + m_{zu}) \cdot g \cdot (l_{sh} + l_{ua} + l_{oa}) \cdot \sin \varphi + m_{exh} \cdot g \cdot (l_{ua} + l_{oa}) \cdot \sin \varphi + m_{ua} \cdot g \cdot (l_{sua} + l_{oa}) \cdot \sin \varphi + (m_{oa} + m_{ex_{oa}}) \cdot g \cdot l_{s_{oa}} \cdot \sin \varphi \quad (3.1)$$

b. Ellbogen 90° gebeugt, Oberarmrotation 90°

$$T_{S_{ell90;oa90}}(\varphi) = (m_h + m_{zu}) \cdot g \cdot (l_{oa} \cdot \sin \varphi + (l_{ua} + l_{sh}) \cdot \cos \varphi) + m_{exh} \cdot g \cdot (l_{oa} \cdot \sin \varphi + l_{ua} \cdot \cos \varphi) + m_{ua} \cdot g \cdot (l_{oa} \cdot \sin \varphi + l_{s_{ua}} \cdot \cos \varphi) + (m_{oa} + m_{ex_{arm}}) \cdot g \cdot l_{s_{oa}} \cdot \sin \varphi \quad (3.2)$$

c. Ellbogen 90° gebeugt, Oberarmrotation 0°

$$T_{S_{ell90;oa0}}(\varphi) = (m_h + m_{zu} + m_{exh} + m_{ua}) \cdot g \cdot l_{oa} \cdot \sin \varphi + (m_{oa} + m_{ex_{oa}}) \cdot g \cdot l_{s_{oa}} \cdot \sin \varphi \quad (3.3)$$

Die resultierenden, am Schultergelenk wirkenden Drehmomente für die vier im Kapitel 3.3.1 betrachteten Probanden sind in Abbildung 27, Abbildung 28 und Abbildung 29 ersichtlich.

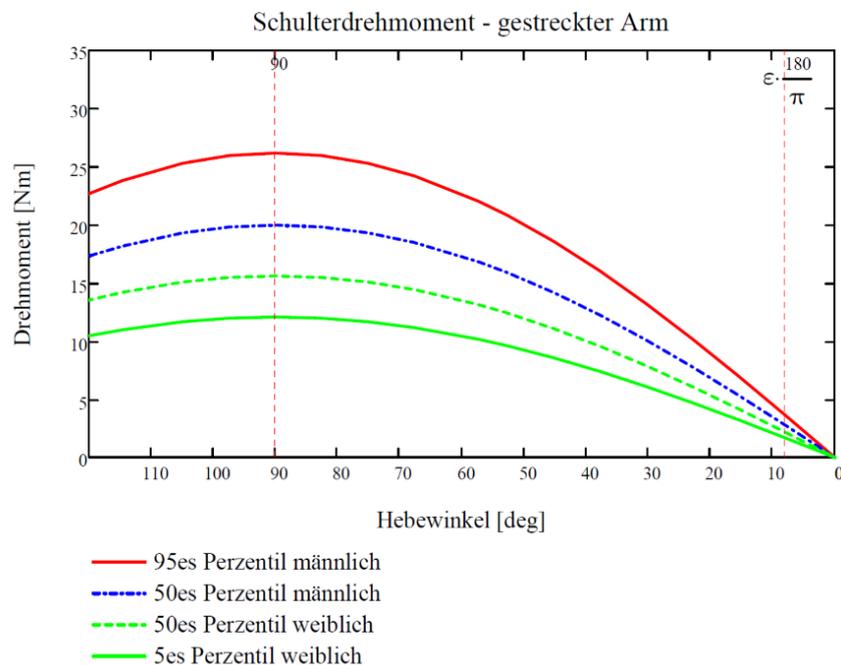


Abbildung 27: Fall a - Verlauf des Drehmoments im Schultergelenk aufgrund der Schwerkraft bei gestrecktem Arm (Ellbogen Flexion 0°)

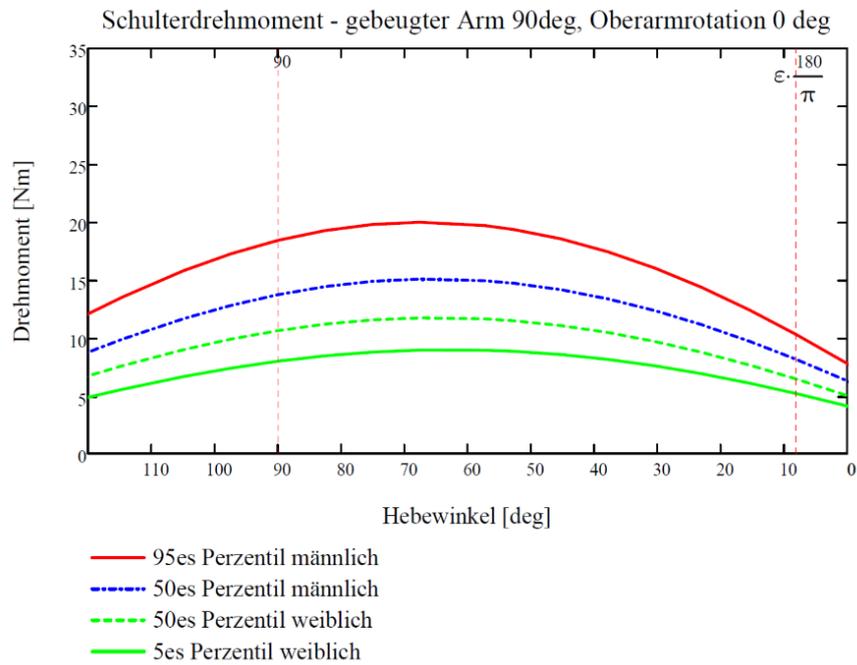


Abbildung 28: Fall b - Verlauf des Drehmoments im Schultergelenk aufgrund der Schwerkraft bei 90° gebeugtem Arm und 0° Oberarmrotation.

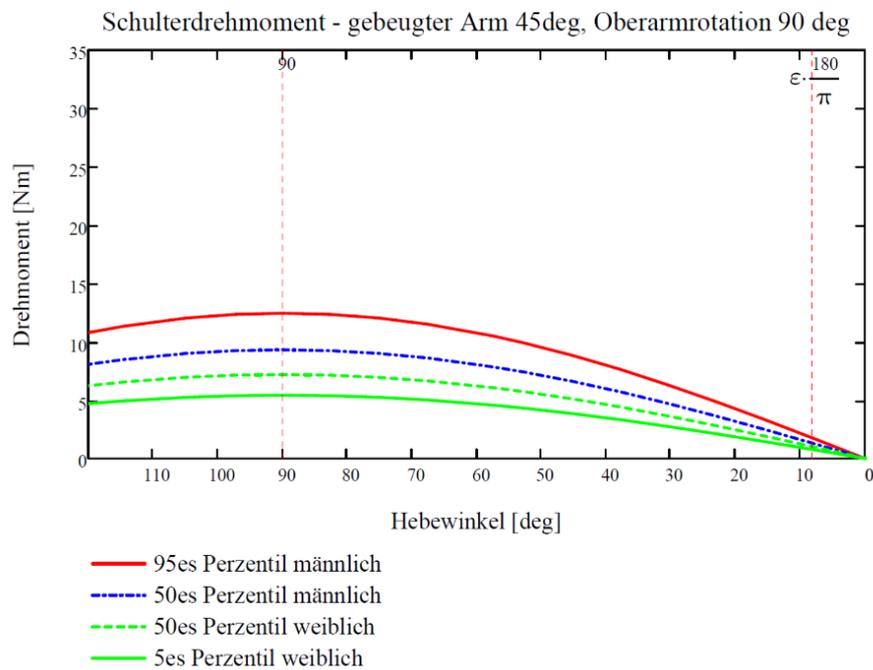


Abbildung 29: Fall c - Verlauf des Drehmoments im Schultergelenk aufgrund der Schwerkraft bei 45° gebeugtem Arm und 90° Oberarmrotation.

Die Fälle a und c erweisen sich als das maximale und das minimale wirkende Drehmoment aufgrund der Schwerkraft. Diese beiden Extremfälle werden weiter bei der Berechnung verwendet.

3.3.3 Schwerkraftbedingter Drehmomentverlauf im Ellbogengelenk

Der Verlauf der zu erwartenden Drehmomente am Ellbogengelenk wird durch die Bewegung des Oberarms und dem Winkel zwischen Oberarm und Unterarm festgelegt. Der Verlauf des maximal auftretenden Drehmoments der Ellbogenbewegung aufgrund der Schwerkraft lässt sich wie folgt zu berechnen:

$$T_{ell}(\alpha_{ell}) = -(m_h + m_{exh}) \cdot g \cdot (l_{ua_h} + l_{s_h}) \cdot \cos(180^\circ - \alpha_{ell}) \quad (3.4)$$

Kurven, der maximalen Drehmomentverläufe für die Ellbogenbewegung des 95sten Perzentil männlich und 5ten Perzentil weiblich können aus Abbildung 30 entnommen werden. Diese Fälle wurden auch für die weiteren Berechnungen herangezogen.

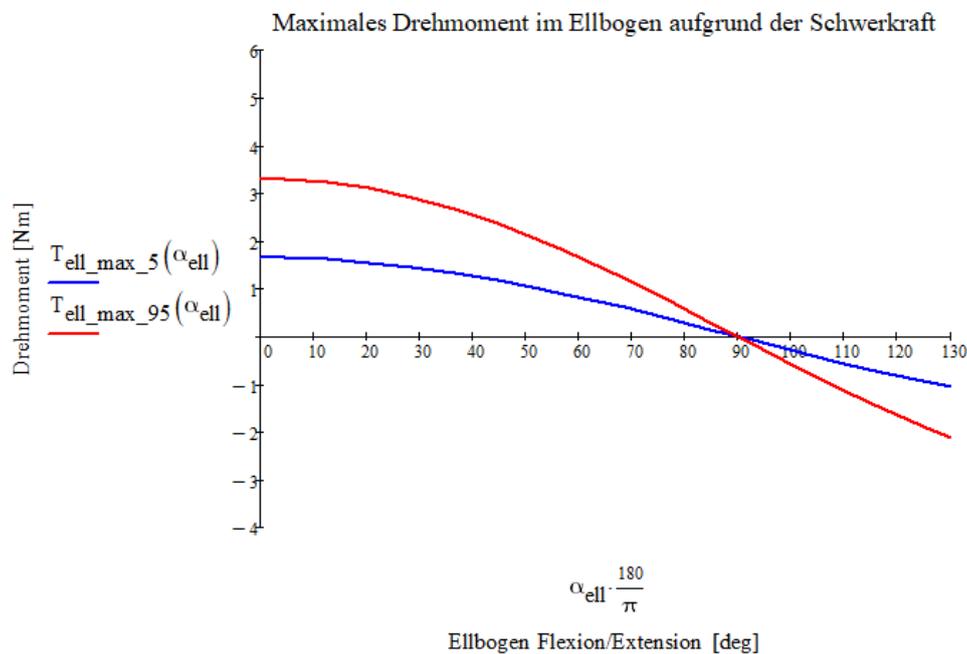


Abbildung 30: Verlauf des Drehmoments im Ellbogen aufgrund der Schwerkraft.

3.3.4 Prinzip der Gewichtskompensation

Das während der Armbewegung durch die Schwerkraft entstehende Drehmoment, wird durch das Kompensationsmoment, welches über eine durch einen Seilzug gespannte Feder erzeugt wird, teilweise ausgeglichen. Der resultierende Verlauf sollte möglichst flach ausgelegt werden. Da die Hebelbewegung eine große Längenänderung des Seils hervorruft, wurde in das Schulter-Modul ein Seilgetriebe mit der Übersetzung $i = 0.5$ integriert, um die Baugröße des Kompensationsmoduls zu reduzieren.

Im Ellbogen-Modul ergibt sich wegen einem relativ geringen Drehmoment aufgrund der Schwerkraft und der daraus resultierenden kleinen Feder keine Notwendigkeit, eine Übersetzung zu implementieren.

3.3.5 Auslegung der Gewichtskompensation im Schulter-Modul

Die geometrischen Zusammenhänge zwischen den Änderungen des Winkels und der Änderung der Seillänge, die für die weiterführende Berechnung benötigt werden, sind in Abbildung 31 dargestellt. Die Anordnung des Seils und der oberen Umlenkrolle entspricht der im Schulter-Modul des ReTrainers (siehe Abbildung 22).

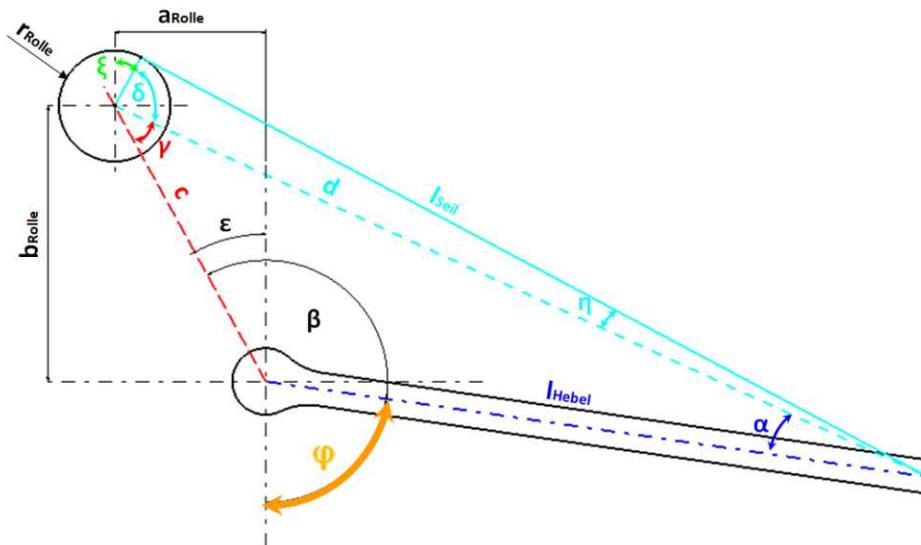


Abbildung 31: Geometrie des Schulter-Moduls.

Als Ausgangsdaten dienen der Durchmesser der oberen Umlenkrolle, die Länge des Hebels sowie der vertikale als auch der horizontale Abstand zwischen den Mittelpunkten der Rolle und der Drehachse des Hebels. Die genauen Werte wurden im ReTrainer Projekt [32] ermittelt und werden unverändert übernommen:

$$r_{Rolle} = 21 \text{ mm} \quad (3.5)$$

$$l_{Hebel} = 170 \text{ mm} \quad (3.6)$$

$$a_{Rolle} = 11 \text{ mm} \quad (3.7)$$

$$b_{Rolle} = 78 \text{ mm} \quad (3.8)$$

Alle in der Berechnung vorkommenden geometrischen Größen werden als Funktion des Hebewinkels φ bestimmt.

$$c = \sqrt{a^2 + b^2} = 78,77 \text{ mm} \quad (3.9)$$

$$\varepsilon(\varphi) = \text{atan}\left(\frac{a}{b}\right) = 8,03^\circ \quad (3.10)$$

Der Winkel $\varepsilon(\varphi)$ bezeichnet auch die Anschlagposition des Exoskelettes; unter diesem Winkel kann die Bewegung aus konstruktiven Gründen nicht weiter geführt werden.

$$\beta(\varphi) = \varepsilon(\varphi) + \pi - \varphi \quad (3.11)$$

$$d(\varphi) = \sqrt{l_{\text{Hebel}}^2 + c^2 - 2l_{\text{Hebel}} \cdot c \cdot \cos(\beta(\varphi))} \quad (3.12)$$

$$\gamma(\varphi) = \arcsin \frac{l_{\text{Hebel}} \cdot \sin(\beta(\varphi))}{d(\varphi)} \quad (3.13)$$

$$\alpha(\varphi) = \pi - \beta(\varphi) - \gamma(\varphi) \quad (3.14)$$

$$\eta(\varphi) = \arccos \frac{r_{\text{Rolle}}}{d(\varphi)} \quad (3.15)$$

$$\delta(\varphi) = \frac{\pi}{2} - \eta(\varphi) \quad (3.16)$$

$$\xi(\varphi) = \pi - \varepsilon - \gamma(\varphi) - \delta(\varphi) \quad (3.17)$$

Die Gesamtlänge des Seils in Abhängigkeit vom Armwinkel ergibt sich aus dem geraden Abschnitt und der an der Rolle anliegenden Bogenlänge:

$$l_{\text{Seil}}(\varphi) = \sqrt{d(\varphi)^2 + r_{\text{Rolle}}^2} \quad (3.18)$$

$$l_{\text{Rolle}}(\varphi) = r_{\text{Rolle}} \cdot \xi(\varphi) \quad (3.19)$$

$$l_{\text{Seil_ges}}(\varphi) = l_{\text{Seil}}(\varphi) + l_{\text{Rolle}}(\varphi) \quad (3.20)$$

Bei der obersten Lage des Hebels ($\varphi = 120^\circ$) erreicht die Feder ihre maximale Länge. Somit wird diese Stellung als Nulllage gewählt. Die Längenänderung des Seils auf der Federseite errechnet sich als:

$$\Delta l_{\text{Seil}}(\varphi) = (l_{\text{Seil_ges}}(\varphi) - l_{\text{Seil_ges}}(120^\circ)) \cdot i \quad (3.21)$$

Die am Schulter-Modul wirkenden Momente und die daraus resultierenden Seilkräfte inklusive geometrischer Zusammenhänge können aus Abbildung 32 entnommen werden.

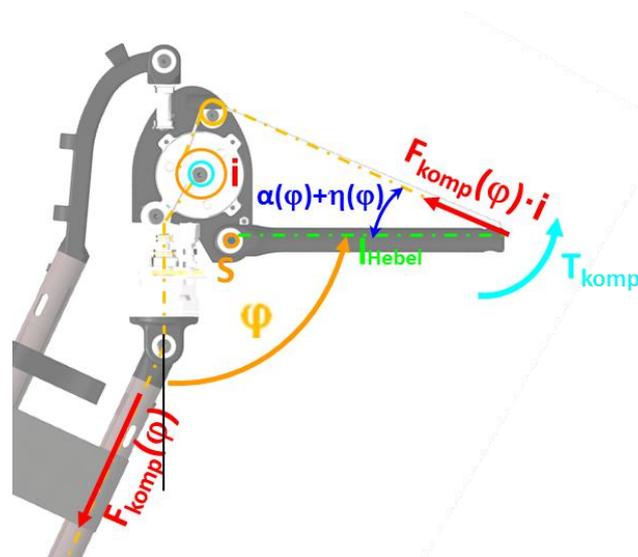


Abbildung 32: Berechnungsmodell für die Schulter [41].

Die im Seilkraft wird im Schultergelenk über eine eingebaute Übersetzung i verändert. Aus dem Momentengleichgewicht im Drehpunkt S folgt für die Federkraft:

$$T_{komp}(\varphi) = F_{komp}(\varphi) \cdot i \cdot l_{Hebel} \cdot \sin [\alpha(\varphi) + \eta(\varphi)] \quad (3.22)$$

$$F_{komp}(\varphi) = \frac{T_{komp}(\varphi)}{l_{Hebel} \cdot \sin [\alpha(\varphi) + \eta(\varphi)] \cdot i} \quad (3.23)$$

Das Federpaket wurde so konzipiert, dass je nach eingestellten Modus eine Feder alleine oder beide Federn in Serie geschaltet arbeiten. Die Federkonstante hängt somit vom gewählten Modus ab und muss in der Berechnung berücksichtigt werden. Im ersten Modus (Modus 1) arbeiten beide Federn gleichzeitig, im zweiten (Modus 2) wird die untere Feder festgehalten und die obere leistet die Arbeit (siehe auch Abbildung 33).

Die Längenänderung des Seils entspricht der Federkompression oder dem Relaxationsweg (Δl_{Seil} in Abbildung 33). Die zwei weitere Komponenten der Federlängenänderung resultieren aus der Vorspannung beim Einbau (Δl_{vorsp} in Abbildung 33) und die mechanische Verstellung des Vorspannmechanismus (Δl_{mech} in Abbildung 33).

Das für ReTrainer verwendete Feder-Kompensationsmodul wurde auch hier verwendet und kann in zwei Modi betrieben werden. In dem ersten arbeiten beide Federn, im zweiten wird die untere Feder festgehalten und ausschließlich die obere leistet Arbeit (siehe Schema in Abbildung 33).

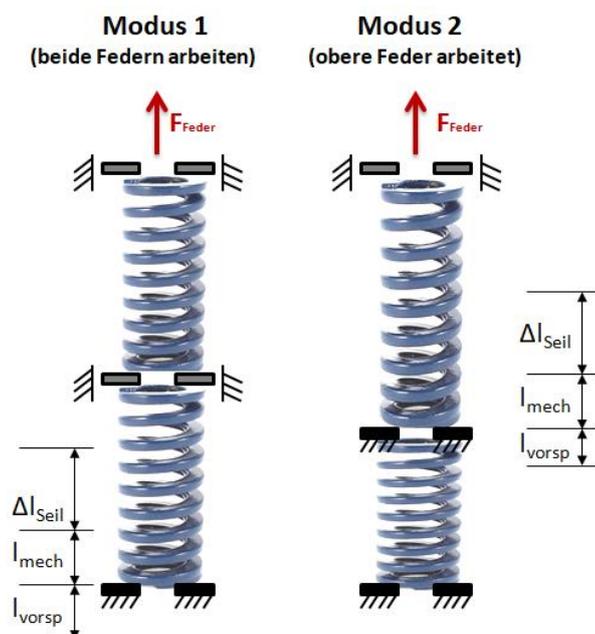


Abbildung 33: Zwei Arbeitsmodi der Gewichtskompensation.

Die Serienschaltung der Federn wurde im Modus 1 verwendet, um die Federsteifigkeit zu senken. Die Federkonstante errechnet sich dann nach der allgemeinen Vorschrift:

$$k_m = \frac{1}{\frac{1}{k_1} + \frac{1}{k_2}} \quad (3.24)$$

Im Modus 2 wird die Federsteifigkeit bei einer arbeitenden Feder nicht beeinflusst.

Um die geeignete Federn auswählen zu können, werden die minimalen und maximalen Momente, welche durch die Schwerkraft hervorgerufen werden, dem Kompensationsmoment gleichgesetzt.

Einen Überblick über die erzeugten Federkräfte bei einem Hebewinkel von $\varphi = 90^\circ$ verschafft Tabelle 6.

Armposition	fünftes Perzentil weiblich	50stes Perzentil weiblich	50stes Perzentil männlich	95stes Perzentil männlich
Gestreckte Hand	169	218	279	365
Ellbogen 90° gebeugt, Oberarmrotation 90°	221	295	381	511
Ellbogen 90° gebeugt, Oberarmrotation 0°	192	242	308	395

Tabelle 6: Maximale benötigte Federkraft in N bei 90° Schulterelevation

Nach der Wahl einer geeigneten Feder mit der Federkonstante $k_s = 2,61\text{N/mm}$ folgt für die Federkonstante k_{m1} in Modus 1 und k_{m2} in Modus 2:

$$k_{m1} = \frac{k_s}{2} = \frac{2,61 \frac{\text{N}}{\text{mm}}}{2} = 1,305 \frac{\text{N}}{\text{mm}} \quad (3.25)$$

$$k_{m2} = k_s = 2,61 \frac{\text{N}}{\text{mm}} \quad (3.26)$$

Um die Federn in den richtigen Kompensationsbereich zu bekommen, werden diese vorgespannt.

$$F_{vorsp} = k_m \cdot l_{vorsp} \quad (3.27)$$

$$l_{vorsp1} = 50 \text{ mm} \quad (3.28)$$

$$l_{vorsp2} = \frac{l_{vorsp1}}{2} - \frac{\Delta l_{seil}(\varepsilon)}{2} \quad (3.29)$$

Eine zusätzliche mechanische Spannvorrichtung kann maximal $l_{mech} = 30 \text{ mm}$ betragen und ermöglicht eine Feineinstellung der Federkraft.

Die gesamte Federkraft besteht sowohl aus der Vorspannung als auch aus einem winkelabhängigen Teil. Im ersten Modus beträgt die Kraft:

$$F_{Feder_ges1}(\varphi) = F_{vorsp1} + k_{m1} \cdot (\Delta l_{Seil}(\varphi) + l_{mech}) \quad (3.30)$$

Alternativ im zweiten Modus:

$$F_{Feder_ges2}(\varphi) = F_{vorsp2} + k_{m2} \cdot (\Delta l_{Seil}(\varphi) + l_{mech}). \quad (3.31)$$

und das Drehmoment:

$$T_{Feder}(\varphi) = F_{Feder_ges} \cdot l_{Hebel} \cdot \sin[\alpha(\varphi) + \eta(\varphi)]. \quad (3.32)$$

Bei positivem Drehmoment bewegt sich der Arm nach unten. Das resultierende und vom Patienten wahrgenommene Moment ergibt sich als:

$$T_{s_res}(\varphi) = T_s(\varphi) - T_{Feder}(\varphi) \quad (3.33)$$

Eine am Seilgetriebe koaxial angeordnete Bremse (siehe Abbildung 22) verhindert ein Absenken des Armes, wenn die Bremse aktiv ist. Die erzeugte maximale Kraft beträgt:

$$F_{Bremse} = \frac{M_{Bremse}}{S_{Bremse} \cdot r_{Bremse}} = \frac{4,5 \text{ Nm}}{1,5 \cdot 0,01 \text{ m}} = 300 \text{ N} \quad (3.34)$$

Die Bremskraft wirkt am größeren Umfang der Umlenkrolle und in der zur Seilkraft entgegengesetzten Richtung. Das Bremsmoment ist winkelabhängig. Der Verlauf über den Hebewinkel wird in Abbildung 34 dargestellt.

$$T_{Bremse}(\varphi) = F_{Bremse} \cdot \sin[\alpha(\varphi) + \eta(\varphi)] \cdot l_{Hebel} \quad (3.35)$$

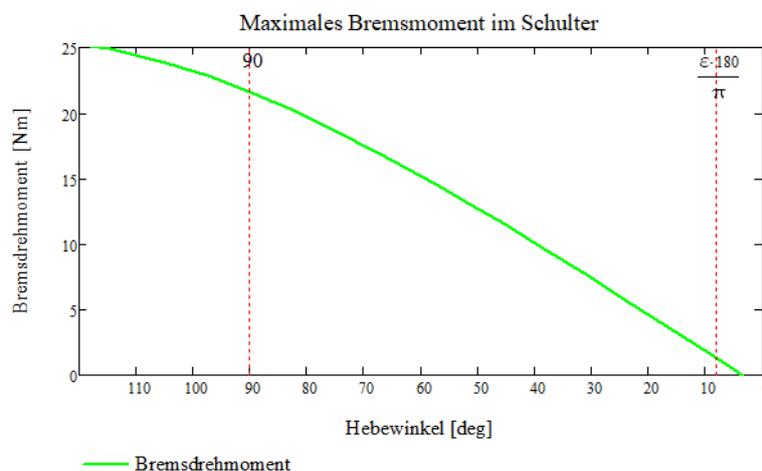


Abbildung 34: Maximales Bremsmoment in der Schulter

Um sicherzustellen, dass auch die integrierte elektromagnetische Bremse im Schultergelenk zureichend hohes Bremsmoment aufbringt, muss noch die Bremsreserve berechnet werden. Dieser Wert soll immer negativ sein.

$$T_{Bremsreserve}(\varphi) = T_s(\varphi) - T_{Feder}(\varphi) - T_{Bremse}(\varphi) \quad (3.36)$$

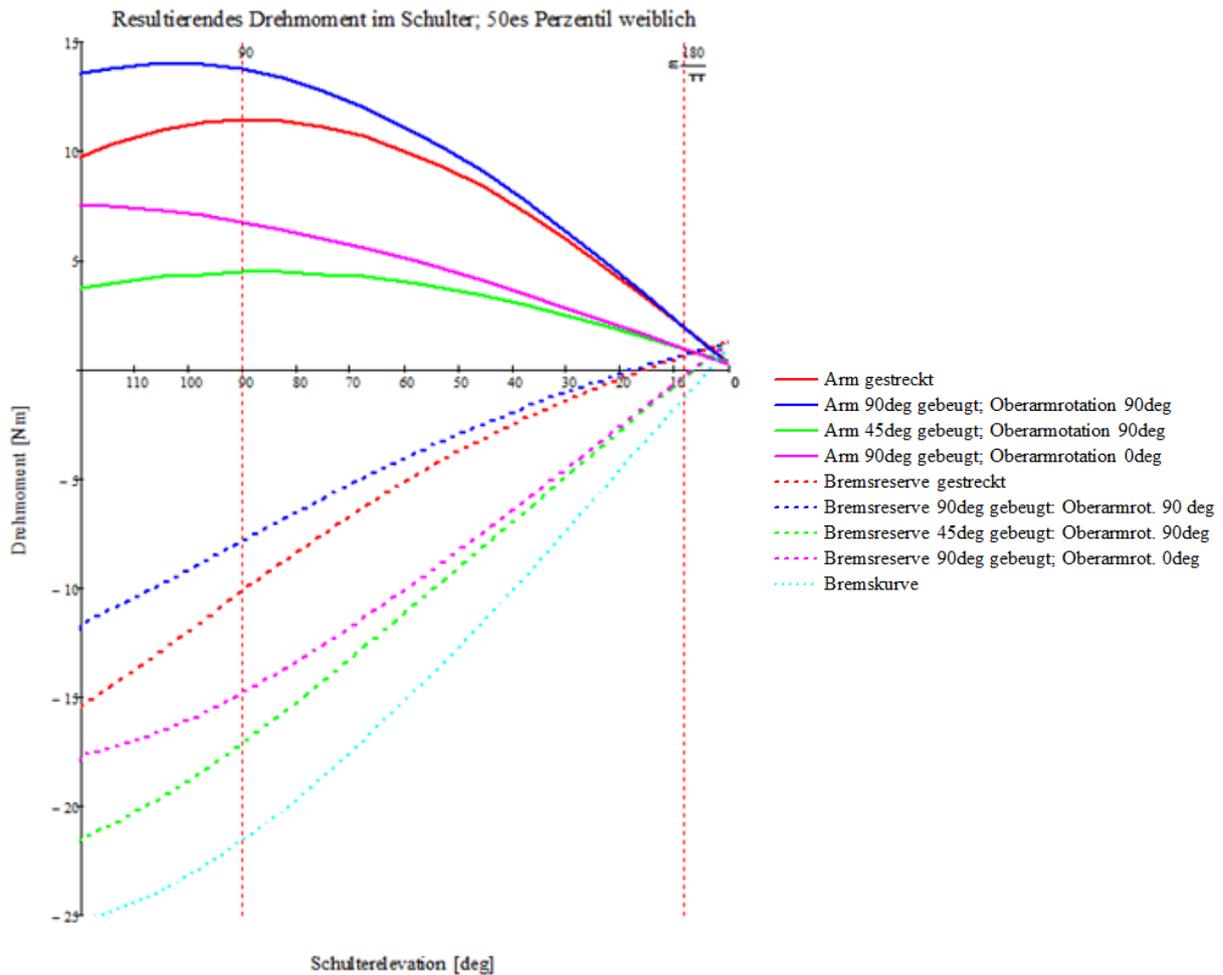


Abbildung 35: Verlauf des Drehmoments; 50stes Perzentil weiblich.

Der Unterschied in der Gewichtskompensation zwischen beiden Modi wird am Beispiel des 50sten Perzentil weiblich in Abbildung 35 gezeigt. Bei einer arbeitenden Feder (Modus 2) ergibt sich eine deutlich flachere Kurve des Verlaufs des Drehmoments, was einem gleichmäßigeren Kraftaufwand bei der Bewegung entspricht. In beiden Fällen ist die Bremsreserve über fast den gesamten Bereich negativ, was ein Absenken des Armes bei aktiver Bremse verhindert.

Der Unterschied zwischen dem leichtesten Probanden bei der Verwendung des ersten Modus und dem schwersten bei der Verwendung zweiten Modus wird in der Abbildung 36 dargestellt. Trotz Einsatz der steiferen Federkonstante wird bei gestrecktem Arm das Drehmoment nicht genügend kompensiert (Bremsreserve positiv). Für alle anderen Fälle ist die Gewichtskompensations-Einheit optimal ausgelegt.

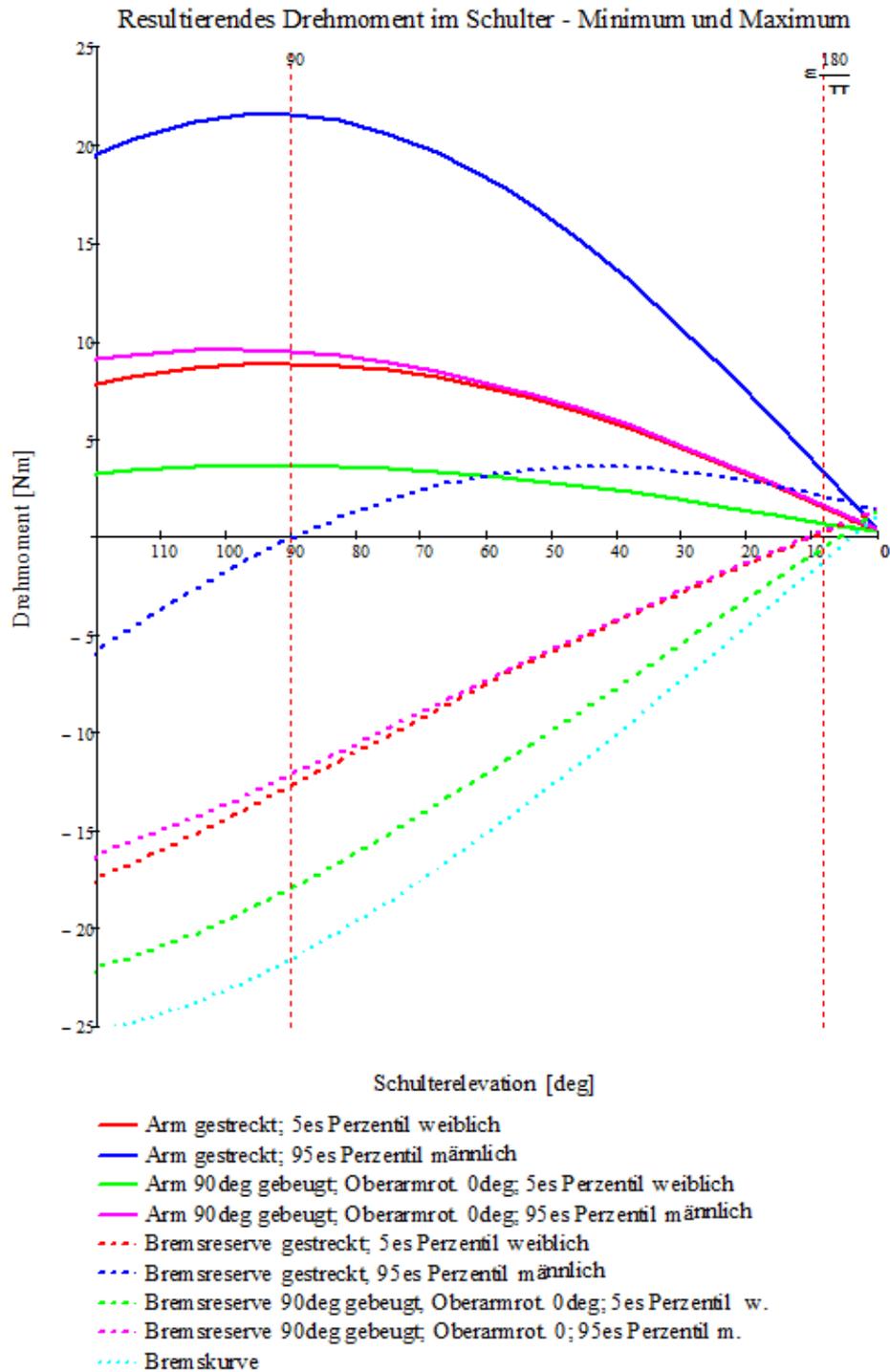


Abbildung 36: Verlauf des Drehmoments im minimalen (5es Perzentil weiblich) und maximalen (95es Perzentil männlich) Fall

3.3.6 Auslegung der Gewichtskompensation im Ellbogen-Modul

Um die Kompensationsmomente zu berechnen, wurden die relevanten Abmessungen sowie die wirkenden Kräfte in das in Abbildung 37 dargestellten Modell eingezeichnet. Als Nulllage für den Winkel wurde der nach vorne gestreckte Arm (Ellbogen Elevation 0°) definiert.

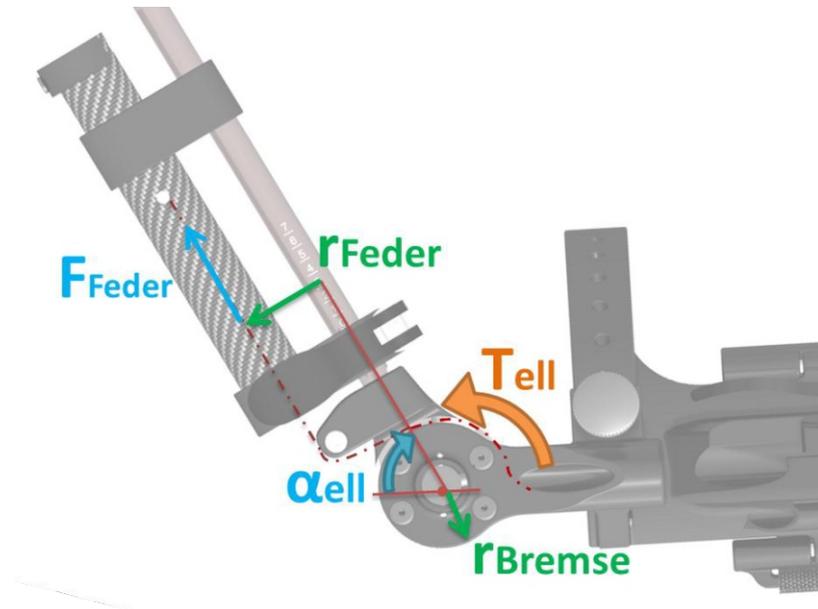


Abbildung 37: Berechnungsmodell für Ellbogen.

Die aus der Konstruktion resultierenden Abmessungen betragen:

$$r_{Bremse} = 21 \text{ mm} \quad (3.37)$$

$$r_{Feder} = 31,173 \text{ mm} \quad (3.38)$$

Die Gewichtskompensations-Einheit besteht aus einer Druckfeder, die beim Strecken des Unterarmes komprimiert wird. Beim Beugen wird die gespeicherte Energie freigegeben und hilft dem Patienten dabei, die Bewegung auszuführen. Die Feder ist bei maximal gebeugtem Arm ($\alpha_{max} = 130^\circ$) entspannt. Die Änderung der Seillänge ist winkelabhängig und wird wie folgt berechnet:

$$\Delta l_{ell}(\alpha_{ell}) = r_{Bremse} \cdot (\alpha_{max} - \alpha_{ell}) \cdot \frac{\pi}{180^\circ} \quad (3.39)$$

Für den gestreckten Arm ergibt dies eine maximale Längenänderung von $\Delta l_{ell_max} = 47,7 \text{ mm}$.

Aufgrund der geometrischen Gegebenheiten (Abbildung 37) als auch durch die mögliche Ferdervorspannung (l_{vorsp}) ergibt sich für die Federkraft:

$$F_{ell_Feder}(\alpha_{ell}) = \sqrt{\left(k_{ell} \cdot (\Delta l_{ell}(\alpha_{ell}) + l_{vorsp})\right)^2 + \left(k_{ell} \cdot (\Delta l_{ell}(\alpha_{ell}) + l_{vorsp})\right)^2 + 2\left(k_{ell} \cdot (\Delta l_{ell}(\alpha_{ell}) + l_{vorsp})\right)^2 \cdot \cos\alpha_U} \quad (3.40)$$

Für das Kompensationsmoment der Feder folgt:

$$T_{ell_Feder}(\alpha_{ell}) = F_{ell_Feder}(\alpha_{ell}) \cdot r_{Feder} \quad (3.41)$$

Das resultierende Drehmoment beträgt am Ellbogen:

$$T_{ell_res}(\alpha_{ell}) = T_{ell}(\alpha_{ell}) - T_{ell_Feder}(\alpha_{ell}) \quad (3.42)$$

Für die gewählte Feder mit einer Federsteifigkeitskonstante von $k_{ell} = 0,54 \frac{N}{mm}$, einer Federvorspannung von 30 mm ergibt sich für die wirkende Federkraft der in Abbildung 38 dargestellte Verlauf. Sowohl das minimale als auch das maximale resultierende Drehmoment liegt unterhalb des maximalen Bremsmomentes ($T_{ell_Brems_max}$, ± 3 Nm), das Drehmoment ist optimal kompensiert.

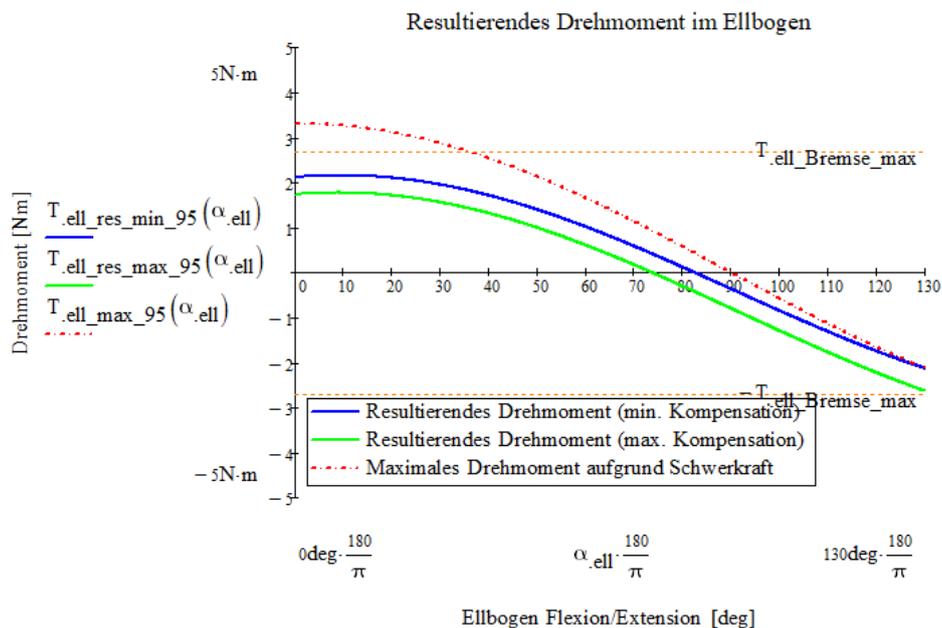


Abbildung 38: Resultierendes Drehmoment im Ellbogen für das 95ste Perzentil männlich ohne (min. Kompensation) und mit Vorspannung (max. Kompensation) bei der Schulter Elevation 0° .

3.3.7 Riemenberechnung für das Schulter-Modul

Bei dem ReTrainer Exoskelett wurde zum Übertragen der Drehbewegung zwischen den beiden Rollen mit der Übersetzung $i = 1:2$ ein Seil verwendet (siehe Abbildung 32). Der Abstand zwischen beiden Achsen wurde vorgegeben. Es wurde eine Berechnung durchgeführt, um zu überprüfen, ob es eine einfachere Möglichkeit für

die Übertragung des Drehmomentübertragung gibt. Aus konstruktiven Gründen wurden keine Zugmittelgetriebe berücksichtigt, die Schlupf zulassen (winkeltreue Übertragung vorausgesetzt).

- Zahnräder

Die Verwendung von Zahnrädern war wegen der zu niedrigen Festigkeit in der gewünschten Baugröße nicht möglich.

- Kette

Aus Platzgründen konnte keine Kette verwendet werden. Zusätzlich würde die Anwendung einer Kette auch einen Polygoneffekt und somit keine stetige Drehbewegung verursachen. Die Notwendigkeit einer Schmierung und die dabei erwartete Verschmutzung waren nicht erwünscht.

- Zahnriemen

Die Zahnriemenberechnung wurde basierend auf den von der Firma Continental zur Verfügung gestellten Unterlagen durchgeführt [45]. Aufgrund von kleinen Dimensionen und hoher Festigkeit wurde die Serie Conti® Synchroflex AT Gen III von Hochleistungszahnriemen mit dem maximal zu erwartenden Drehmoment $M_{\max} = 25 \text{ Nm}$ und der Breite $b = 10 \text{ mm}$ untersucht:

AT 3 GEN III	AT 5 GEN III
$t = 3 \text{ mm}$ $z_{\min} = 15$ $d_0 = z_{\min} \cdot \frac{t}{\pi} = 15 \cdot \frac{3 \text{ mm}}{\pi} \approx 14,32 \text{ mm}$ $F_{\text{umax}} = \frac{2 \cdot 10^3 \cdot M_{\max}}{d_0} = \frac{2 \cdot 10^3 \cdot 25 \text{ Nm}}{0,01432 \text{ m}}$ $= 3\,492 \text{ N}$ $F_{\text{zul}} = 599 \text{ N} \ll F_{\text{umax}}$	$t = 5 \text{ mm}$ $z_{\min} = 15$ $d_0 = z_{\min} \cdot \frac{t}{\pi} = 15 \cdot \frac{5 \text{ mm}}{\pi} \approx 23,87 \text{ mm}$ $F_{\text{umax}} = \frac{2 \cdot 10^3 \cdot M_{\max}}{d_0} = \frac{2 \cdot 10^3 \cdot 25 \text{ Nm}}{0,02387 \text{ m}}$ $= 2\,094 \text{ N}$ $F_{\text{zul}} = 787 \text{ N} \ll F_{\text{umax}}$

In beiden untersuchten Fällen hat sich die Riemenfestigkeit als nicht ausreichend erwiesen.

3.4 Software

Der digitale Prototyp wurde mittels CAD (Catia® V5R21) erstellt. Die Software umfasst mehrere Module, die unterschiedliche Aspekte der virtuellen Produktentwicklung unterstützen. Die für die Erstellung des Exoskeletts verwendeten Funktionen werden in der Tabelle 7 aufgelistet.

Modulbezeichnung	Funktion
 Part Design	3D Konstruktion

 Generative Shape Design	Schellengestaltung
 Assembly Design	Baugruppen
 Drafting	Fertigungszeichnungen
 STL Rapid Prototyping	Tesselation – Vorbereitung für 3D-Druck
 Photo Studio	Bildererzeugung

Tabelle 7: Catia® - Verwendete Module

Die virtuelle Produktdarstellung unterstützt die Auslegung der gesamten Konstruktion, vor allem bei größeren Baugruppen sind die geometrischen Zusammenhänge deutlich besser zu erkennen.

Nach der Erzeugung der einzelnen Komponenten als Volumenkörper ist es vorteilhaft, das gewünschte Objekt zuerst in Untermodule, die aus mehreren Teilen bestehen, zu unterteilen und erst dann ganze Gruppen als Modul zusammensetzen. Andernfalls nimmt die große Anzahl an geometrischen Zwängen viel Speicherplatz in Anspruch.

Abhängig von der Fertigungsmethode wurde entweder „Drafter“ oder „STL Rapid Prototyping“ verwendet, wobei die erste Methode für Fertigungsbauteile eingesetzt wird, um die 2D-Ableitungen (Werkstattzeichnungen) zu erstellen.

Bei der Umwandlung eines 3D-Modells in fertige Bauteile, die durch additive Herstellungsverfahren entstanden sind, wurden notwendigerweise zwei verschiedene Softwareprodukte eingesetzt. Im ersten Schritt wird der Volumenkörper in einem *.stl Datenformat gespeichert, das danach in der Drucker-Software verwendet wird. In Catia® dient „STL Rapid Prototyping“ diesem Zweck. Durch die Tesselation Funktion wird die Körperform mit mehreren kleinen geometrischen Elementen, zumeist Tetraeder, angenähert. Mit steigender Anzahl an Elementen verbessert sich die Darstellungsgenauigkeit, vor allem bei Rundungen. Ein Anwendungsbeispiel der Tesselation wird in Abbildung 39 präsentiert.

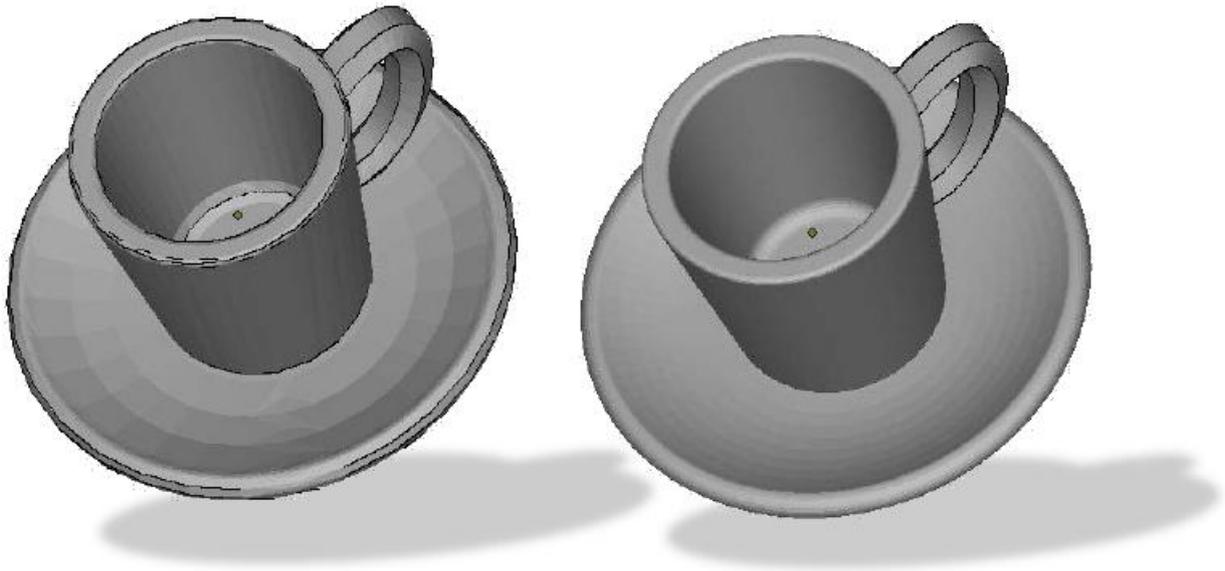


Abbildung 39: Vor und nach der Tessellation [46].

Das andere Modul – Photo Studio – dient der Erzeugung von Bildern in guter Auflösung mit verschiedenen Lichteffekten und wurde für diesen Zweck auch in der Diplomarbeit verwendet.

Die zur Weiterverarbeitung der Daten für den 3D-Drucker zur Verfügung gestellte Software „Eiger“ wird im Kapitel 3.5 beschrieben.

Als analytische Software für alle erforderlichen Berechnungen wurde PTC® MathCad® 15 eingesetzt.

3.5 3D-Drucker

Im Rahmen der Diplomarbeit wurde der Drucker MarkTwo der Firma Markforged Inc. verwendet. Es handelt sich um einen Filamentdrucker (Fused Layer Modelling, siehe auch Kapitel 1.3.3), der als Trägermaterial den Kunststoff Nylon oder Onyx (Nylon mit eingeschlossenen Kurzfasern aus Karbon) verwendet.

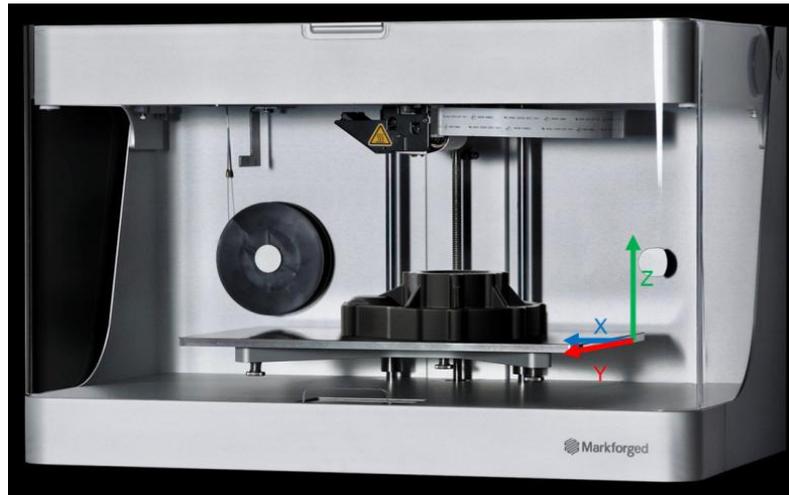


Abbildung 40: Achsen des Druckers [47].

Bei den generativen Herstellungsverfahren ist die Raumanordnung des Teiles besonders zu beachten. Aufgrund der Schichtbauweise entsteht ein Bauteil mit anisotropen Materialeigenschaften. In der xy-Ebene (siehe Abbildung 40) können die Teile als isotrop betrachtet werden, in der z-Achse hängen die Materialparameter jedoch sehr stark von der gewählten Druckmethode ab.



Abbildung 41: Beispiel eines mit verschiedenen Langfasern verstärkten Bauteils [47].

Eine zusätzliche Option ist die Möglichkeit der Bauteilverstärkung mittels Langfasern aus Karbon, Glas, HSHT Glas (für den Einsatz bei hohen Temperaturen) oder Kevlar™, die in das Trägermaterial eingelegt werden (siehe Abbildung 41). Der Prozess wurde von der Firma Markforged Inc. eingeführt und als Continuous Fiber Fabrication (CFF) bezeichnet [47]. Die Druckmethode ähnelt derjenigen des Fused Layer Modeling (siehe Kapitel 1.3.3), der Drucker besitzt aber außer einer Düse für den Kunststoffdraht noch eine zusätzliche Düse für die Langfasern. Die Außenschale besteht ausschließlich aus dem Kunststoff, beim Innenteil sind zwischen den Lagen aus geschmolzenem Filament die Lagen aus Fasern in der xy-Ebene eingelegt und mit der nächsten Schicht am Kunststoff befestigt.

Dabei stehen dem Benutzer zwei Muster der Verstärkung zur Verfügung. In der isotropen Variante werden die Fasern parallel zueinander unter einem bestimmten

Winkel angeordnet und die erzeugten Muster und Materialeigenschaften entsprechen denen, die bei der Herstellung der faserverstärkten Kunststoffen nach konventionellen Methoden entstehen. Dieser Typ der Verstärkung wird bei hoher Biegung in der xy-Ebene empfohlen.

Die zweite Verteilung der Fasern verläuft konzentrisch an der Außenwand (siehe auch Abbildung 41) oder als Verstärkung um die inneren Hohlräume und erhöht den Biege widerstand um die z-Achse.

Die Druckeinstellung findet mit einer vom Druckerhersteller zur Verfügung gestellten Software [48] statt. Diese Software ist Cloud-basierend und aktuell nur mit Google Chrome kompatibel. Ein Anwendungsbeispiel zeigt Abbildung 42.

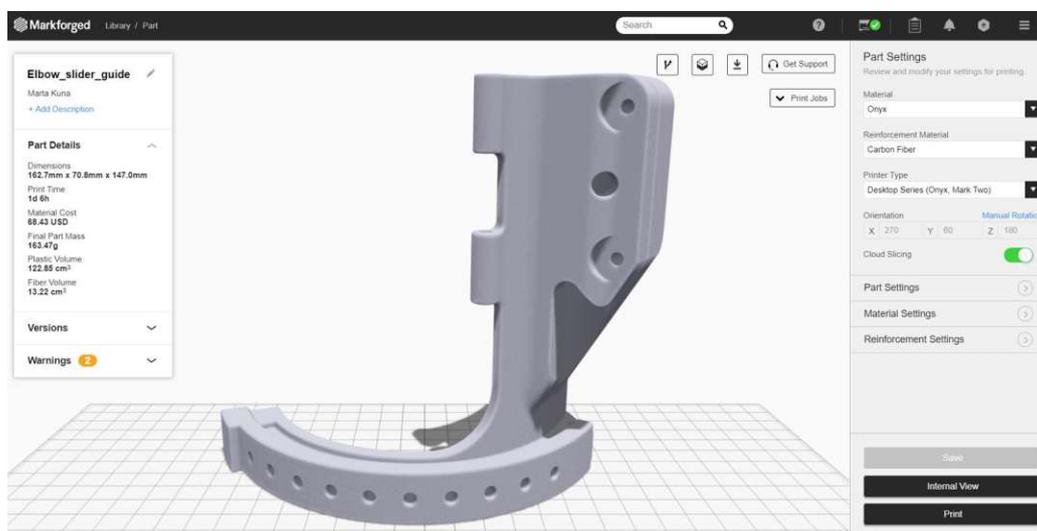


Abbildung 42: „Eiger“ Software.

Zusätzlich zur Raumanordnung, die als einer der entscheidenden Faktoren über die Festigkeit des erzeugten Bauteils schon in der Entwurfsphase beachtet werden sollte, sind weitere Parameter einstellbar. Zur Wahl stehen die Dicke der einzelnen Schichten, die Anzahl der Wandschichten, die Materialdichte im Inneren des Teils und die genaue Wahl der verstärkten Lagen. Außerdem gibt es noch Funktionen für den Druckablauf, wie zum Beispiel den Anordnungswinkel für das Stützmaterial oder die Vergrößerung der Auflagefläche bei kleinen Teilen (Brim).

Aufgrund der konstruktiven Entscheidungen werden durch die Software automatisch die Kosten der verwendeten Materialien, das Gewicht, das Volumen und die Druckzeit berechnet.

3.6 Druckvorgang

Im Folgenden wird der Ablauf eines vollständigen Druckvorgangs beschrieben.

3.6.1 Druckvorbereitung

Den Ausgangspunkt für die Druckvorbereitung stellt, wie schon in Kapitel 3.5 beschrieben wurde, die Eiger Software dar. Anhand des Beispiels der Oberarmschale – eines Teils des Ellbogen-Moduls (Position 1 in Abbildung 54) – werden die Druckeinstellungen näher erläutert (siehe Abbildung 43).

Zuerst muss die Orientierung des Bauteils zum Druckbett bestimmt werden. Zu beachten ist, dass der Kontakt mit dem Druckbett über die größte gerade Fläche gewährleistet ist. Je größer die Auflagefläche ist, umso besser ist die Haftung.

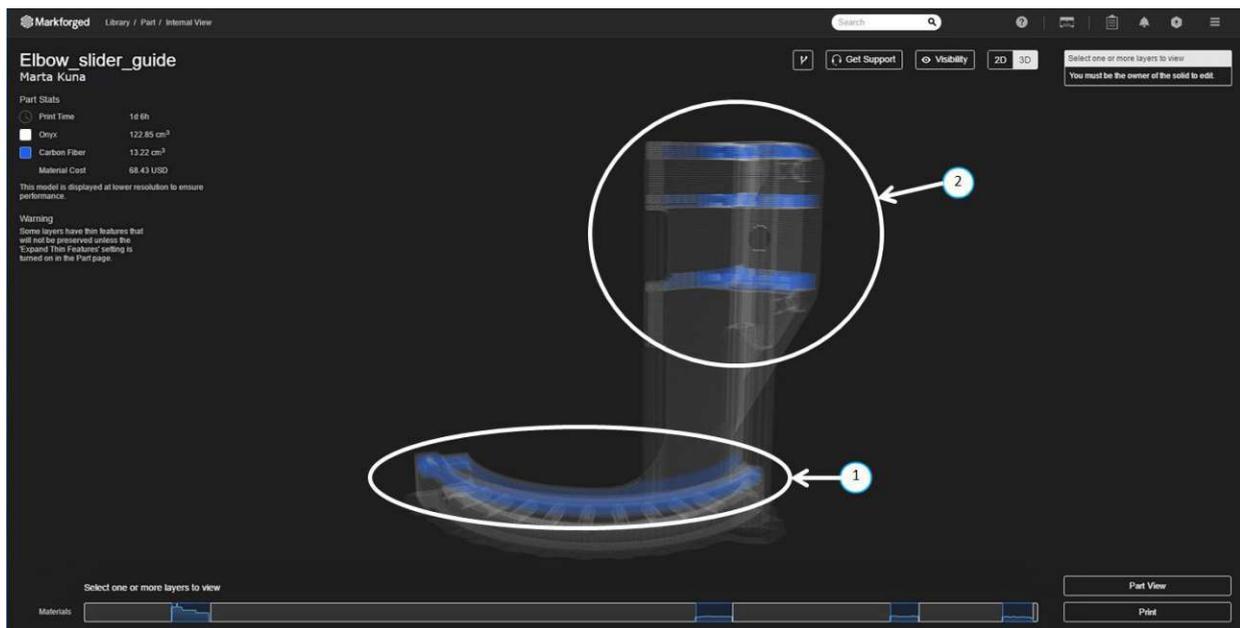


Abbildung 43: Visualisierung der Schichtzerlegung mit Verstärkungsfaser.

Das Bauteil ist schichtweise aufgebaut. Bei den mit langen Fasern verstärkten Bauteilen beträgt die Schichtdicke fix 0,125 mm, sonst ist sie als Parameter wählbar. Diese Programmeinstellung beeinflusst die Oberflächengüte, weil mit steigender Schichtanzahl und sinkender Dicke auch die Genauigkeit der erzeugten Oberfläche zunimmt.

Randlagen, deren Anzahl auch einstellbar ist, werden immer als Vollmaterial gefertigt, um eine glatte Oberfläche mit keinen bzw. sehr kleinen Poren zu erzielen. Die in Prozent ausgedrückte Material-Dichte im Innenraum ist auch ein veränderbarer Eingabewert und beträgt in diesem Fall 51 %. Je höher die Angabe ist, umso höher ist die Festigkeit zu erwarten.

Der wichtigste Schritt ist die Auslegung der Verstärkungslagen. Auf dem Gleitstein ist ein hohes Drehmoment um den Rand zu erwarten, weshalb in der äußeren Schicht 46 Lagen von der Karbonfaser eingeplant wurden (siehe Punkt 1 in Abbildung 43).

Die zweite stark beanspruchte Stelle ist die Öffnung für das P3G-Polygonprofil – die Verbindung zum Schulter-Modul (siehe Punkt 2 in Abbildung 43). Hier wurde die Verstärkung senkrecht zum Loch in drei Cluster geteilt, um die Festigkeit über den ganzen geraden Abschnitt des Stabes zu verteilen.

3.6.2 Druckvorgang

Beim Druckvorgang werden im Drucker zwei Spulen eingespannt. Auf einer befindet sich Filament (Kunststoffdraht), auf der anderen befinden sich die Langfasern, die als zusätzliche Verstärkung dienen. Auf die zu bedruckende Fläche des Druckbetts ist noch eine dünne Klebstoffschicht aufzutragen, um die Haftung der Bauteile zu erhöhen. Das Teil entsteht nach dem im Kapitel 3.5 beschriebenen Prozess. Nach der Fertigstellung des Objekts muss das Bauteil vom Druckerbett mit einer Spachtel abgetrennt und gegebenenfalls nachbearbeitet werden.

3.6.3 Nachbearbeitung

Bei den Teilen, die vom Druckerbett abgetrennt werden, ist meistens ein zusätzlicher Schritt erforderlich, um den Rand und die durch den Druckvorgang notwendigen Stützstrukturen zu entfernen. Einige Bauteilformen benötigen eine maschinelle Bearbeitung (z. B.: Entfernen von Stegen bei dünnwandigen Bauteilen), andere können mit einfachen Werkzeugen manuell bearbeitet werden (wie beim Entfernen von Verstärkungen bei Öffnungen mit großem Durchmesser).

Um optisch einwandfreie Bauteile zu erhalten, müssen die Grate und andere Unebenheiten abgeschliffen werden.

4 Ergebnisse

4.1 Virtuelle Produktentwicklung

Die Änderungen bei der neuen Konstruktion im Vergleich zum ReTrainer wurden vor allem bei den verwendeten Werkstoffen und Fertigungsverfahren ersichtlich. Das neue Design sollte die von der additiven Herstellung gebotenen Vorteile in den Vordergrund rücken, nämlich die integrale Bauweise, die kostengünstige Einzelfertigung und die geringe Masse.

Die modulare Bauweise wurde gewählt, um auch einzelne Module des Exoskeletts wegzulassen, falls sie nicht benötigt werden. Diese Lösung ermöglicht eine maximale Anpassung der Struktur an den Patienten. Das CAD-Modell der gesamten Konstruktion stellt Abbildung 44 dar. Im Vergleich zum ReTrainer wurde die Aufteilung leicht verändert und das Oberarmrotation-Modul wurde in das Ellbogen-Modul integriert. Die Platzierung der Gewichtskompensations-Einheit für den Arm wurde von der Befestigung auf das Neigungs-Modul verschoben.

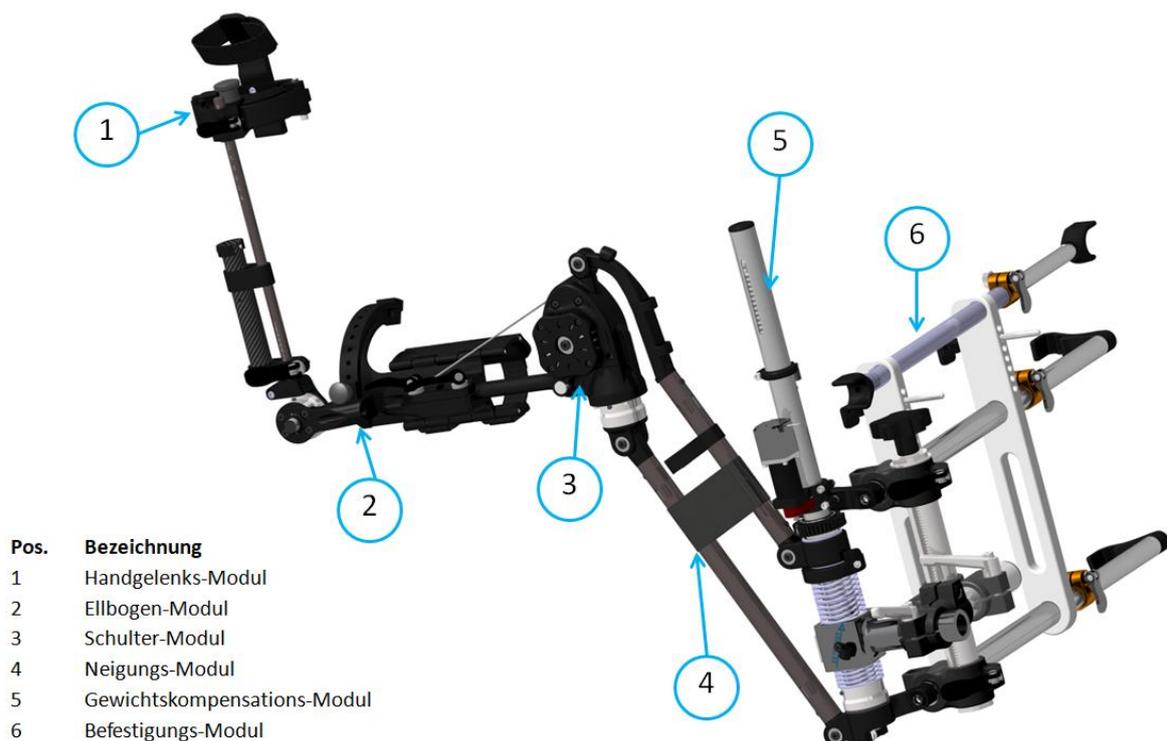


Abbildung 44: Das gesamte CAD-Modell des Exoskeletts.

Sämtliche Module sind über Carbon-Stangen mit angebrachter Skala miteinander verbunden. Die Klemmmechanismen der Schnellspanner dienen dem bequemen Anpassen an die Ober- und Unterarm-längen des Patienten.

Im folgenden Abschnitt wird auf einige konstruktive Entscheidungen eingegangen und der gewählte Aufbau jedes Moduls erläutert.

4.1.1 Befestigung

Abbildung 45 stellt den schematischen Aufbau des Befestigungs-Moduls dar.

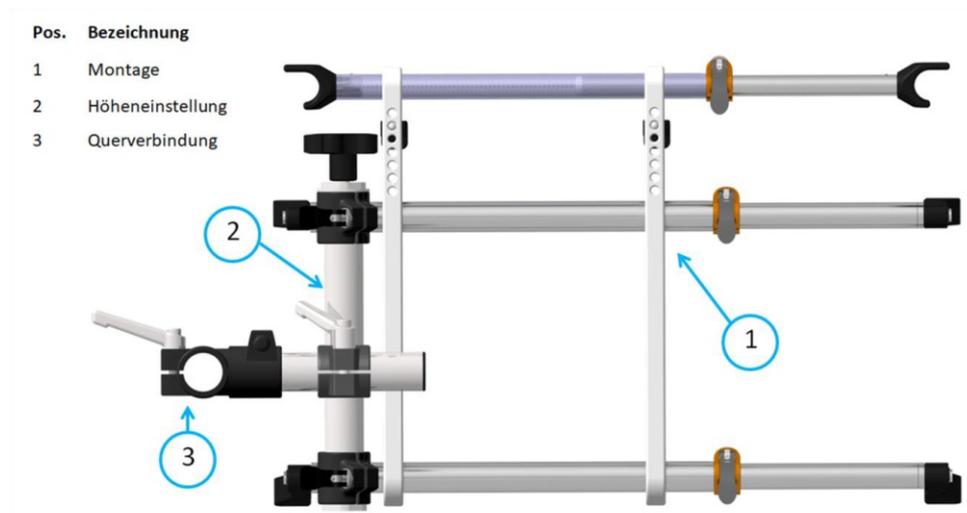


Abbildung 45: Befestigungs-Modul – Überblick.

Die Montagevorrichtung und die Querverbindung (entsprechend Position 1 und 3 in Abbildung 45) wurden von der ursprünglichen Konstruktion übernommen. Die Teleskoprohre sind links mit dem vertikalen Rohr der Höheneinstellung (Position 2 in Abbildung 45) über aus Onyx gedruckte Klemmstücke verbunden. Aufgrund hoher Belastung wurde jedoch die Klemme bei der Querverbindung zum Neigungs-Modul unverändert als metallisches Zukaufteil beibehalten.

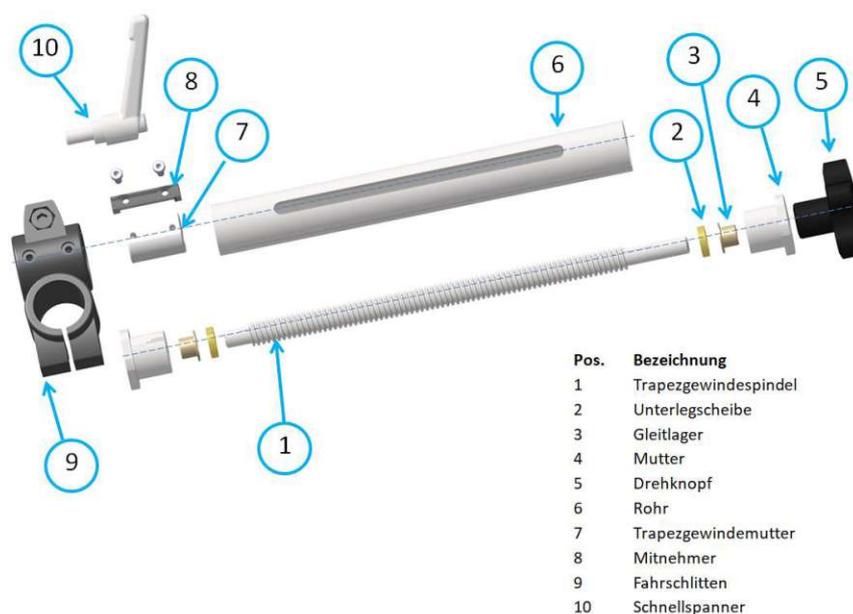


Abbildung 46: Höhenverstellung – Explosionszeichnung.

Im Vergleich zum ReTrainer wurde die Höheneinstellung optimiert, die in beiden Projekten stufenlos erfolgt. Der Klemmmechanismus des ReTrainers wurde durch eine manuell angetriebene Trapezgewindespindel ersetzt. Bei einer Eigenmasse des Exoskeletts von etwa 7 kg erleichtert dies die präzise Einstellung der gewünschten Lage.

Die Trapezgewindespindel (Position 1 in Abbildung 46) ist selbsthemmend, das heißt, sie bewegt sich nicht von selbst aufgrund der Gravitationskraft. Auf der Trapezgewindemutter (Position 7 in Abbildung 46) wurde mittels eines sich ausschließlich linear entlang der Rohrachse bewegenden Mitnehmers der Fahrschlitten befestigt, der den Übergang zum Neigungs-Modul bildet (siehe Kapitel 4.1.2). Für die Gewindemutter besitzt Onyx (Nylon mit Karbon-Kurzfasern verstärkt) keine ausreichende Oberflächengüte, weshalb die fertige Trapezgewindemutter Tr 14x3 aus dem Werkstoff iglidur® W300 (igus®) gewählt wurde. Der zusätzliche Vorteil dieser Lösung liegt darin, dass diese Technologie schmiermittelfrei arbeitet.

4.1.2 Neigung

Die Grundstruktur des Neigungs-Moduls des ReTrainers mit der Parallelogramm-Anordnung wurde erhalten. Sowohl das Distanzstück als auch das elastische Band (entsprechend Position 4 und 5 in Abbildung 47) haben genau dieselbe Gestalt wie im Ausgangsprojekt.

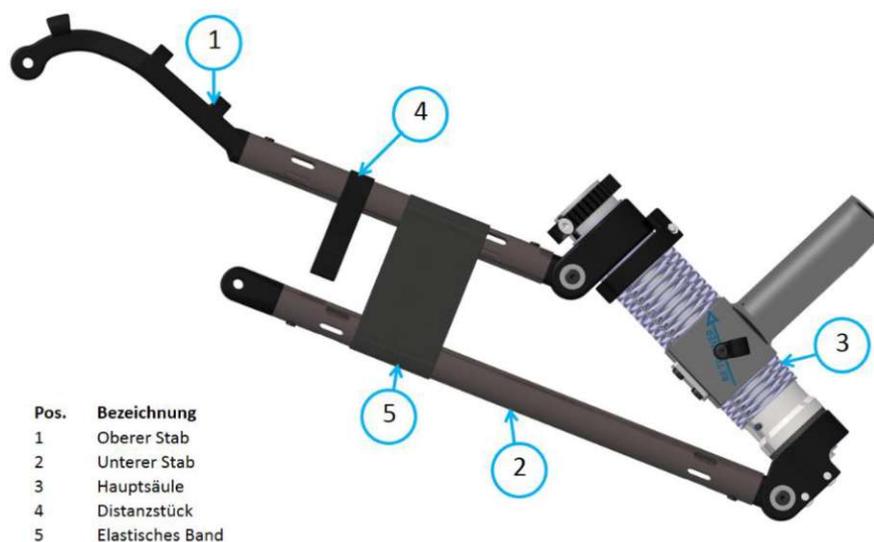


Abbildung 47: Neigungs-Modul – Überblick

Sowohl der obere als auch der untere Stab (Position 1 und 2 in Abbildung 47) weisen eine ähnliche Bauweise auf. Die Aufsätze auf beiden Enden wurden aber nicht mehr aus Aluminium gefertigt, sondern aus Onyx gedruckt. In der oberen Halterung des Schulter-Moduls wurden zusätzlich Ösen für die Verkabelung vorgesehen.

Die Hauptsäule (Position 3 in Abbildung 47) – weiter vertikale Führung genannt – überträgt das gesamte Drehmoment und muss deswegen eine entsprechend hohe Festigkeit aufweisen. Das Kernstück (Position 1 in Abbildung 48) wurde unverändert aus Aluminium gefertigt, die Gestalt wurde jedoch an die Integration des Gewichtskompensations-Moduls adaptiert. Durch die gesamte Länge verläuft ein Loch, minimal mit 3 mm Durchmesser, um das Seil zu führen. Außerdem wurde die Ausnehmung von oben vergrößert und bildet damit die äußere Federführung der Gewichtskompensation (siehe Abbildung 50).

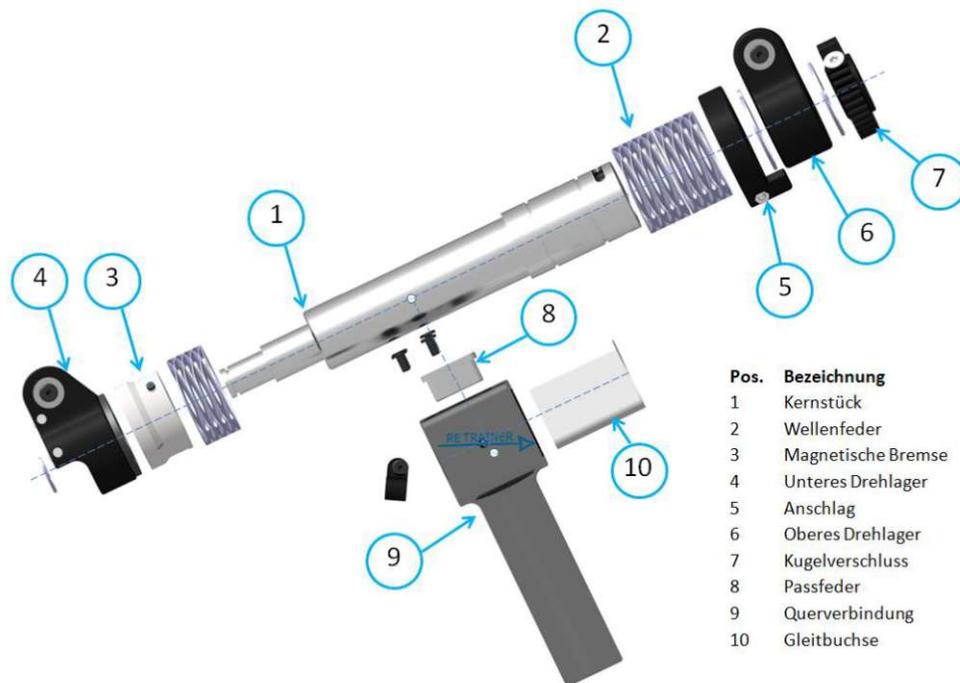


Abbildung 48: Vertikale Führung – Explosionszeichnung.

Eine weitere Veränderung gegenüber dem Vorgänger ist die Lage der Bremse, die aus konstruktiven Gründen von der oberen Position an der Hauptsäule nach unten verschoben wurde. Der gewonnene Platz wurde durch die Wellenfeder und den Anschlag (Positionen 2 und 7 in Abbildung 48) in Anspruch genommen.

Die Rotation um die z-Achse wird durch die mit dem Drucker erzeugten Gleitlager ermöglicht (Position 4 und 6 in Abbildung 48). Die Kunststoffeigenschaften haben sich für die niedrige Geschwindigkeit als ausreichend erwiesen. Im Unterschied zum ReTrainer enthält das untere Lager noch zusätzliche Umlenkrollen, die das Seil in die Gewichtskompensations-Einheit weiterführen und als Bremsbefestigung dienen. Der obere Teil der Bremse ist am Kernstück angeklebt.

Für die kleinen Umlenkrollen würden jedoch die Eigenschaften von Onyx nicht genügen. Wegen einer hohen Flächenpressung wurde für diesen Zweck der Sonderkunststoff igildur® X (igus®) verwendet. Ein Vorteil dieses Kunststoffes liegt darin, dass das Material als Gleitlagerkunststoff entworfen wurde und in der

Verbindung mit dem Edelstahlkern bilden die Umlenkrollen aus diesem Werkstoff eine besonders platzsparende Lösung (siehe Abbildung 49).



Abbildung 49: Umlenkrollen.

Die Gleitbuchse in der vertikalen Führung der Querverbindung (entsprechend den Positionen 10 und 9 in Abbildung 48) wurde erhalten und mit einer angeschraubten Passfeder gegen Verdrehung gesichert. Die begrenzte Beweglichkeit in der z-Richtung ist durch Wellenfedern statt Schaumstoffdämpfer gewährleistet.

Am oberen Ende wurde noch ein Ring angebracht, der ein Teil des Kugerverschlusses ist (Position 7 in Abbildung 48). Die Funktionsweise wird genauer in Kapitel 4.1.3 erläutert.

Im Vergleich zum ReTrainer wurde trotz der Integration des Gewichtskompensations-Moduls die Masse des Neigung-Moduls um 150 Gramm gesenkt.

4.1.3 Gewichtskompensation

Das Gewichtskompensations-Modul (siehe Abbildung 50) hat gegenüber dem Vorgänger eine unveränderte Funktion, die Arbeitsweise des Spermechanismus weist jedoch konstruktive Unterschiede auf. Aufgrund hoher örtlicher Spannungen wurden in diesem Modul im Vergleich mehr metallische Komponenten eingesetzt.



Abbildung 50: Gewichtskompensations-Modul – CAD-Modell.

Die gewählten Federn entsprechen denen des ReTrainers. Das gesamte Paket bewegt sich in einem Aluminiumrohr, das durch zwei Gewindestifte mit der vertikalen

Führung des Neigungs-Moduls verbunden ist. Um eine lineare und leichtgängige Verschiebung des Federpakets zu gewährleisten, wurden drei Kolbenringe auf den Federtellern angebracht (siehe Position 5, 7 und 11 in Abbildung 51). Das Aluminiumrohr weist jedoch keinen ausreichenden Rundlauf auf, damit sich innen die Federteller ununterbrochen bewegen können.

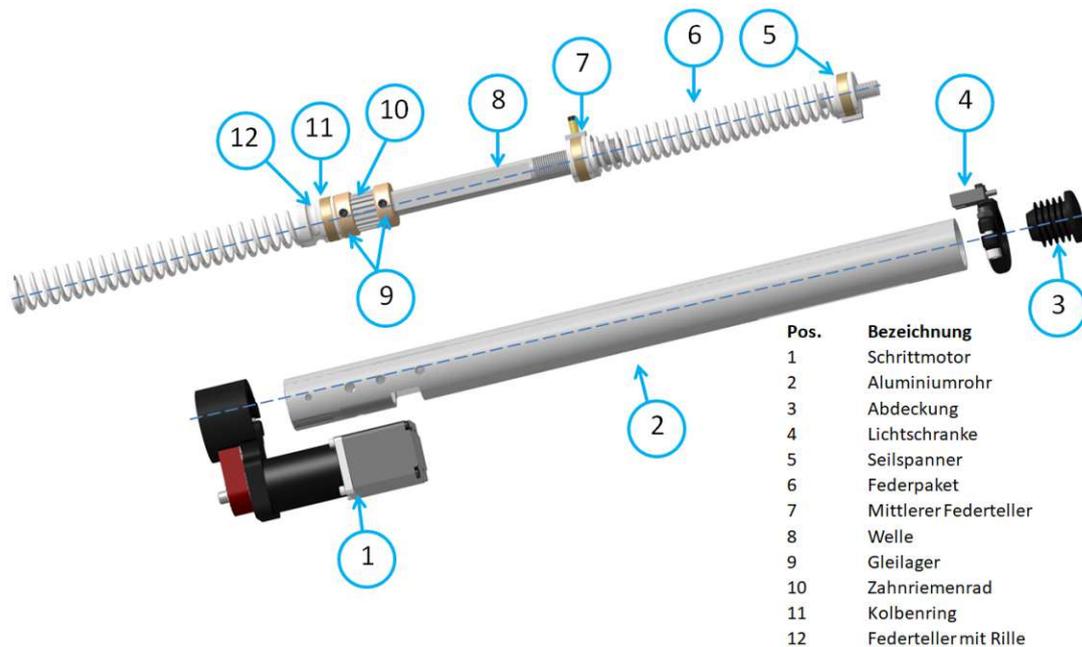


Abbildung 51: Gewichtskompensations-Modul – Überblick.

Die Drehmoment-Übertragung findet analog zum ReTrainer über einen Zahnriemen statt. Die Halterung des Schrittmotors wurde im Gegensatz zur vorherigen Version aus Onyx gedruckt, um eine aufwendige spanende Bearbeitung der Aluminiumhalterung zu vermeiden. Zusätzlich wurde die Vorspannungseinheit vom unteren Ende im ReTrainer in die Mitte des Rohres versetzt. Die fixe Position des Zahnriemenrades wurde durch zwei mittels Gewindestiften am Rohr befestigte Gleitlager gewährleistet. Die Rotation des mittleren Federtellers (Position 7 in Abbildung 51) wurde gesperrt. Somit ergibt die Verdrehung der über Zahnriemen angetriebenen Welle (Position 8 in Abbildung 51) eine Verschiebung des Federtellers gegenüber dem Gewinde am Wellenende und die gewünschte Vorspannung des Federpakets.

Um den Modus mit nur einer Feder im Einsatz zu verwenden, besteht die Möglichkeit, durch den Kugerverschluss den mittleren Federteller festzuhalten. Der Mechanismus des Kugerverschlusses hat nur zwei Lagen, nämlich offen oder zu. In der offenen Position kann sich der Federteller uneingeschränkt bewegen und die Kugeln verstecken sich in den dafür vorgesehenen Taschen im Ring und im Aluminiumrohr. Wird der Ring (Position 7 in Abbildung 48) verdreht, dann werden die Kugeln nach innen gedrückt und klemmen in der Rille (Position 12 in Abbildung 51).

Wegen nicht ausreichend kleiner Toleranzen des mit 3D Druck erzeugten Kugerverschlusses ist die Stellung „zu“ nicht realisierbar. Somit erfüllt der eingesetzte Kugerverschluss im Moment keine Funktion.

4.1.4 Schulter

Im Vergleich mit dem ReTrainer wurde die Gestalt des Schulter-Moduls kaum verändert. Bei dem in Kapitel 3.3.7 berechneten Riemen als Alternative zur Drehbewegungsübertragung mit Seil wurde die maximale Zugkraft in beiden Fällen deutlich überschritten. Andere Riemen wurden wegen ihrer Größe nicht in Betracht gezogen. Die Verwendung von einem Kettenzug oder von Zahnrädern wurde ebenfalls ausgeschlossen. Daraus resultiert die Beibehaltung des Rollensystems des ReTrainers.

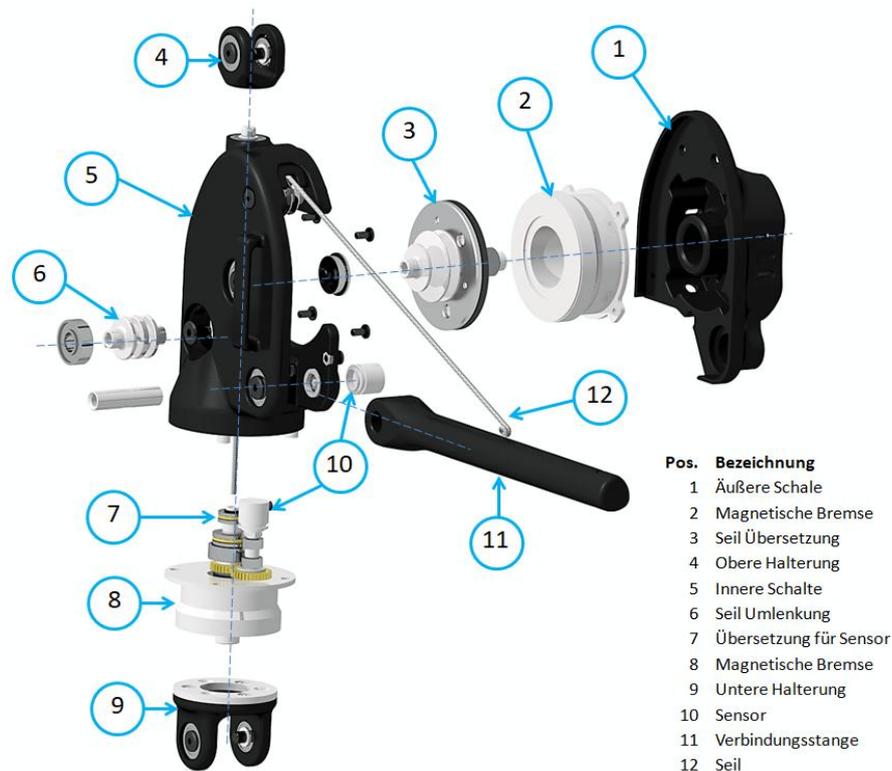


Abbildung 52: Schulter-Modul – Explosionszeichnung.

Der größte Unterschied liegt im Werkstoff des Gehäuses, das aus Onyx anstelle von Aluminium gefertigt wurde. Wegen der komplexen Geometrie der beiden Schalen (Position 1 und 5 in Abbildung 52) ist die konventionelle spanende Bearbeitung sehr aufwändig, während mit dem 3D-Drucker fast dieselbe Kontur leicht erreicht werden konnte. Um eine bessere Kühlung zu gewährleisten, wurden im Außenteil Schlitze vorgesehen. Das Modul wurde bei längerem Einsatz nicht getestet. Daher musste bewiesen werden, ob diese Kühlungsmethode für die Wärmeabfuhr ausreichend ist und damit den Sicherheitsstandards entspricht.

Um das Exoskelett am Oberkörper zu fixieren und dadurch die unerwünschten Zwangsspannungen zu reduzieren, wurden in der inneren Schale zusätzlich zwei Ösen für die Gurtbefestigung vorgesehen.

Für die Rotation um die vertikale Achse sind die obere und die untere Halterung (Positionen 4 und 9 in Abbildung 52) drehbar gelagert. Beide Halterungen wurden ebenfalls aus Onyx gedruckt.

Die Sensoren, die im ReTrainer Modell zur Datenerfassung und Analyse benötigt wurden, bleiben für potenzielle und zukünftige Erweiterungen dieses Projekts erhalten, erfüllen aber im vorhandenen Exoskelett keine Funktion.

4.1.5 Ellbogen

Das Ellbogen-Modul (in Abbildung 53 in der Anordnung bei 90° Flexion) ermöglicht die Oberarmrotation, die Ellbogen Flexion und Extension und die Anpassung des Exoskeletts an den Patienten bezüglich des Bizepsumfangs. Im Vergleich zum ReTrainer wurde die Anzahl der Einzelteile, vor allem im Zentral-Modul, deutlich reduziert.



Abbildung 53: Ellbogen-Modul – CAD-Modell.

Der größte konstruktive Unterschied zum ReTrainer liegt in der Oberarmschale. Analog zum Vorgänger wurde die in 10° Stufen mögliche Oberarmrotation realisiert und sie ist von 0° bis 90° einstellbar. Der Aluminium Träger und der runde Schlitten wurden dagegen in einem Teil (Position 1 in Abbildung 54) aus mit langen Karbonfasern verstärktem Onyx gedruckt (siehe Kapitel 3.6). Dies stellt eine integrale Bauweise dar, durch die im Vergleich mit der differenzialen Bauweise mehrere Teile (separater Schlitten, Träger und Verbindungselemente) und somit auch Gewicht und Zusammenbauaufwand eingespart werden können.

Die Verbindung zum Schulter-Modul wurde über ein P3G Polygon Profil realisiert, das sehr steif und verdrehsicher ist. Die dazu passende Öffnung wurde in die Schale

integriert. Die Oberarmlänge kann wie vorher über zwei Schnellspanner stufenlos eingestellt werden.

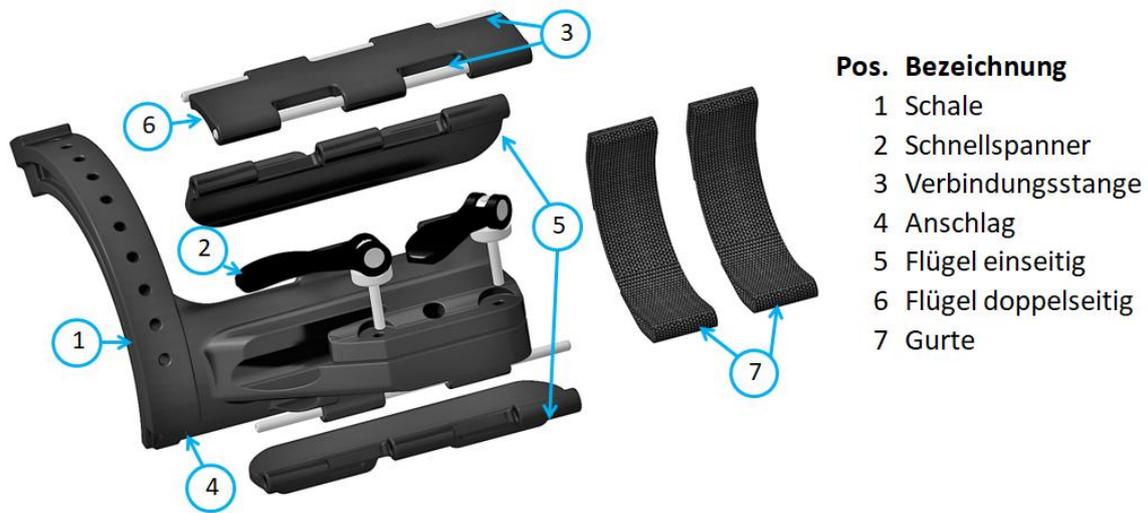


Abbildung 54: Oberarmrotations-Modul – Explosionszeichnung.

Die Größenveränderung wird anstelle einer austauschbaren Schale über mit Klettverschlüssen versehene Gurte realisiert. Damit sich die Schale leichter an jeden Bizeps anpassen lässt, ist an den seitlichen Flügeln ein Stangenscharnier-Aufbau angebracht. Die Anzahl der Zwischenglieder (Position 6 in Abbildung 54) kann man auch individuell für einen Patienten anpassen. Der Nachteil der neuen Ausführung liegt an der zu geringen Stabilisation des Geräts gegenüber dem Oberarm. Bei einer Kontraktion des Bizeps' verschiebt sich die ganze Struktur, was den Tragekomfort negativ beeinflusst.

Das Ellbogen-Zentral-Modul arbeitet mit dem Schlitten im Oberarmrotations-Modul zusammen. Die obere Platte (Position 2 in Abbildung 55) enthält einen integrierten Gleitstein, der zur Winkeleinstellung dient und über einem Raster (Position 1 in Abbildung 55) fixiert ist.

Die Rotationsachse samt Lagerung (Position 4 in Abbildung 55), die Bremse (Position 6, Abbildung 55) und der Sensor (Position 3, Abbildung 55) wurden von der ursprünglichen Konstruktion übernommen.

Im Ellbogen-Zentral-Modul wurde sowohl die untere als auch die obere Halterung (entsprechend Position 7 und 2 in Abbildung 55) der Bremse in integraler Bauweise ausgeführt. Beide Teile wurden mit Onyx gedruckt und mit Karbonlangfasern zusätzlich verstärkt. Die Langfaserlagen liegen jedoch nicht parallel zueinander, um den bauteilspezifischen Belastungen entgegenzuwirken.

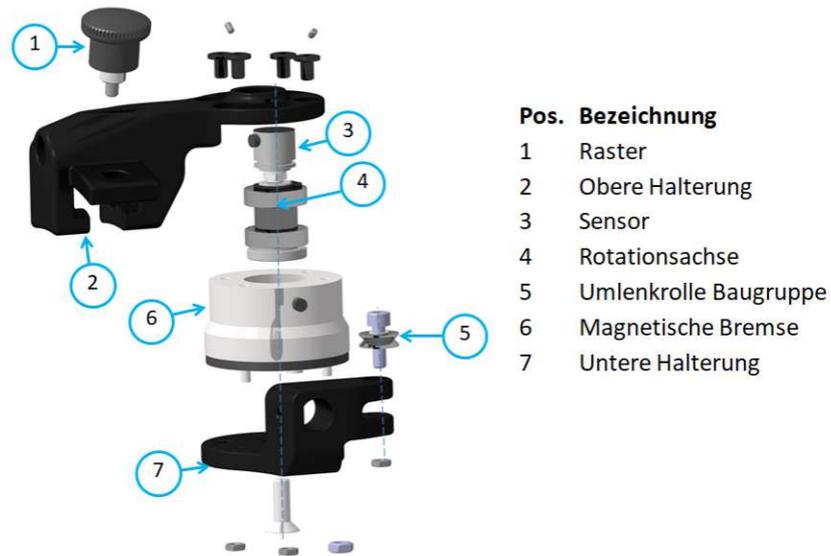


Abbildung 55: Ellbogen-Zentral-Modul – Explosionszeichnung.

Im Unterarm-Gewichtskompensations-Modul (Abbildung 56) wurden keine großen konstruktiven Änderungen gegenüber dem ReTrainer vorgenommen.



Abbildung 56: Unterarm-Gewichtskompensations-Modul – CAD-Modell.

4.1.6 Handgelenk

Abbildung 57 stellt das Handgelenks-Modul in der Null-Lage dar. Im Vergleich zum ReTrainer wurden in diesem Modul wichtige konstruktive Unterschiede implementiert.



Abbildung 57: Handgelenks-Modul – CAD-Modell.

Die durch generative Herstellung ermöglichte Besonderheit liegt in dem Gleitstein (in Abbildung 57 orange dargestellt), der direkt auf dem runden Schlitten (hellgrauer Teil) gedruckt wurde und dadurch nicht von ihm trennbar ist, sondern lediglich auf ihm verschoben werden kann. Die Handgelenksstellung kann eine Pro- oder Supination von $\pm 80^\circ$ in 10° Schritten erreichen. Zur Fixierung der Lage dient wie vorher ein Raster (Position 3 in Abbildung 58).



Abbildung 58: Handgelenks-Modul – Explosionszeichnung.

Bei dem im Gleitstein befestigten Schnellspanner (Position 2 in Abbildung 58) musste eine zusätzliche Maßnahme ergriffen werden, indem die Tasche für eine Mutter nachkonstruiert wurde. Die Festigkeit des Kunststoffgewindes wäre sonst wegen der Wechselbeanspruchung des M3 Gewindes nicht ausreichend. Es ist zwar möglich, ein Gewinde in den Kunststoff zu schneiden, dessen Festigkeit ist jedoch beschränkt und nur für statische Belastungen anwendbar. Je kleiner das Gewinde ist, umso höher ist die Wahrscheinlichkeit des Ausreißen.

Der runde Verbindungsstab kann mit dem Schnellspanner genau auf der entsprechenden Längsposition gehalten werden. Die Anpresskraft ist jedoch zu gering, um die Verdrehung des Handgelenk-Moduls um die Stabachse zu verhindern. Eine mögliche Optimierung wäre analog zur Verbindung zwischen Ellbogen- und Schulter-Modul die Verwendung eines Polygonprofils.

Die Handfläche liegt auf einer um 20° geneigten Unterlage, die der natürlichen Griffposition entspricht. Im Gegensatz zum ReTrainer ist die Stützstruktur unter der Hand und nicht auf dem Handrücken montiert. Diese Lösung sollte für den Patienten einen angenehmeren Griff gewährleisten, es wurde aber soweit keine Vergleichsstudie durchgeführt.

Die beide Schalen rotieren um eine Drehachse (Position 8 in Abbildung 58), damit die Hand seitlich eingeführt werden kann. Um die untere Schale zu befestigen und an den Handumfang anpassen zu können, dienen zwei mit Klettverschluss versehene Gurte (Position 4 und 5 in Abbildung 58).

Sowohl die obere Schale als auch die untere Handgelenksstütze (Position 6 und 7 in Abbildung 58) wurden aus Onyx gedruckt und benötigen daher keine zusätzliche Längsfaserverstärkung. Die untere Schale dient als Beispiel für Grenzen des 3D-Druck Verfahrens. In der ersten Version bestand sie aus einer Komponente, die für das Druckbett zu groß war. Deswegen war es nötig, das Bauteil in zwei Elemente aufzuteilen und die beiden Elemente dann nach dem Druck mechanisch zusammenzufügen (Schraubverbindung).

4.2 Prototypenbau

Aus den im Kapitel 4.1 beschriebenen Modulen entstand ein Prototyp, der in Abbildung 59 dargestellt wird. Die für das Exoskelett entworfenen metallischen Komponenten wurden in der Werkstatt des Instituts für Konstruktionswissenschaften und Produktentwicklung angefertigt. Die 3D gedruckten Teile wurden ebenso auf dem vom Institut zur Verfügung gestellten Drucker erzeugt.

Beim Handgelenk-Modul hat sich vor allem die Entfernung der Stützstruktur von Gleitstein und Gleitschlitten (Position 1 in Abbildung 58) als zeitintensiv erwiesen, da diese beiden Teile nicht getrennt werden durften. Nach dem Nachschleifen der seitlichen Führungen erweist sich das Gleiten auf dem Schlitten als problemlos.

Die Befestigung des Moduls mit einem Gurt an der Hand ist einhändig möglich, sollte jedoch erst nach einer Schulung durch einen Therapeuten selbst praktiziert werden.



Abbildung 59: Der Prototyp.

Bei beiden Gewichtskompensations-Einheiten wurden die Enden der Seile angeklebt, wodurch die Konstruktion nicht mehr zerlegbar ist. Die Montage dieser Einheit im Ellbogen-Modul war ohne größere Schwierigkeiten durchführbar. Der Grund dafür ist das abnehmbare Rohr, das erst danach auf der Feder zu befestigen ist. Dadurch ist der Zugang zur Feder erleichtert und auch die Federkonstante ist niedrig genug, um die Feder mit der Hand vorzuspannen.

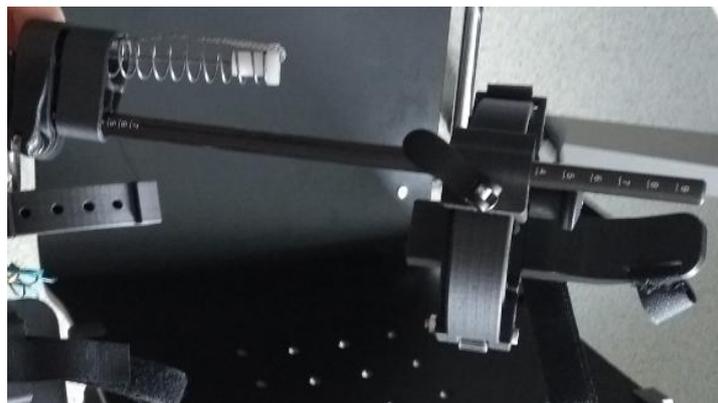


Abbildung 60: Gewichtskompensation im Ellbogen-Modul.

Das für das Gewichtskompensations-Modul benötigte Seil verläuft durch zwei andere Module (Schulter-Modul und Neigungs-Modul) und musste daher entsprechend eingefädelt werden. Vor allem in der ersten Baugruppe war eine sehr präzise Führung nötig (siehe Abbildung 61). Das Seil ist auf der Rolle aufgeklebt, um nicht zu gleiten und dadurch die geometrischen Zusammenhänge auf beiden Seiten beizubehalten: Zum Hebel im Schulter-Modul auf einem Ende (Position 11 in

Abbildung 52) und zur Seileinspannung auf dem anderen Ende (Position 6 in Abbildung 51). Der am Ende des Hebels angeklebte Knoten verhindert die Trennung des Ellbogen-Moduls von der Schulter Einheit.

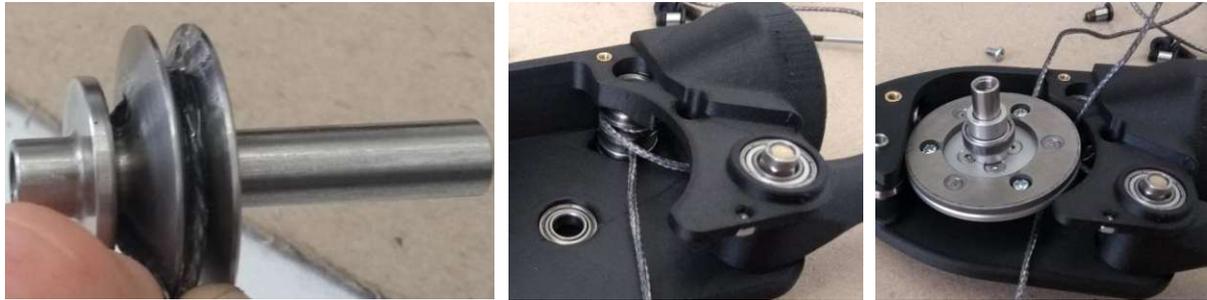


Abbildung 61: Seildurchlauf im Schulter-Modul.

Die Befestigung des Seiles im Gewichtskompensations-Modul wurde mit einem durch das Seil durchgehenden Pin realisiert, der zusätzlich noch angeklebt wurde. Die Herausforderung stellte die Entlastung des Seils während dieses Vorganges dar, weil sie in dem Aluminiumrohr erfolgen musste (siehe Abbildung 62). Um die trotzdem vorhandenen Ungenauigkeiten bei der Seillänge in der Nulllage auszugleichen, wurde eine Gewindestange am Ende des Rohres montiert, die eine Feineinstellung ermöglicht.



Abbildung 62: Seilbefestigung im Gewichtskompensations-Modul

Die vertikale Führung des Neigungs-Moduls ist wegen der angeklebten magnetischen Bremse auch nicht mehr trennbar (siehe Abbildung 63).

Aufgrund des beschriebenen Montageprozesses ist ein einmal aufgebautes Exoskelett von Ellbogen bis Gewichtskompensation nach dem Zusammenbau nicht mehr zerlegbar, ohne dabei das Seil abzuschneiden und die Rolle im Schulter-Modul auszutauschen. Für den Austausch der Teile und die Nachbearbeitung der Stellen mit Entwicklungspotenzial erschwert es deutlich das Ausprobieren verschiedener Varianten.



Abbildung 63: Vertikale Führung.

Die Masse des gesamten Exoskeletts beträgt 6,83 kg und wurde im Vergleich zum ReTrainer um 0,33 kg verringert. Der Tragekomfort des gesamten Exoskelettes erfordert weitere Untersuchungen und mehrere Probanden.

5 Diskussion

5.1 Diskussion

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein passives Exoskelett für die linke obere Extremität konstruiert. Der Schwerpunkt beim Entwurf wurde auf den Leichtbau gelegt. Die integrale Bauweise lässt es zu, viele Funktionen in einem Teil zu vereinbaren und reduziert die Anzahl der Verbindungen. Dieses Ziel wurde durch den Einsatz der gedruckten Teile erreicht.

Der 3D-Druck ist eine relativ neuartige Technologie, die es ermöglicht, Prototypen schnell und einigermaßen kostengünstig zu fertigen. Zusätzlich ergibt sich dadurch die Möglichkeit, Einzelstücke zu produzieren und in der Realität auszuprobieren. Jedoch müssen die CAD-Files drucktauglich entworfen und die Parameter der Anwendung entsprechend gewählt werden. Druckertoleranzen müssen ebenso berücksichtigt werden. Bei hoher angeforderter Genauigkeit ist es empfehlenswert, das Bauteil mit einem minimalen Materialüberschuss zu drucken und nachträglich mit konventionellen Verfahren der spanenden Fertigung die gewünschte Masse zu erreichen.

Zum Zweck dieser Arbeit wurde der MarkTwo Drucker der Firma Markforged Inc. eingesetzt, der es ermöglicht, die Kunststoffteile zusätzlich mit Langfasern aus Nylon, Kevlar oder Karbon in den gewählten Lagen zu verstärken. Durch die Verwendung der gedruckten Teile wurde die Masse des Exoskeletts bei der gleichzeitigen Erhaltung der benötigten Festigkeit um 0,33 kg im Vergleich zum ReTrainer reduziert.

Das Exoskelett erfüllt die geforderte Funktion und ermöglicht Bewegung innerhalb der vorher angenommenen Freiheitsgrade. Das beibehaltene Befestigungs-Modul gewährleistet die Montage sowohl auf Rollstuhl-Lehnen als auch auf herkömmlichen Stühlen. Die neu implementierte Höheneinstellung mittels Trapezgewindespindel erleichtert die Anpassung des Exoskeletts an den Patienten.

Einige Module könnten aber als Basis für weitere Entwicklungen dienen. Vor allem bei der Armbewegung ist ein unregelmäßiger Lauf des Seils zu bemerken. Aufgrund der fehlenden Option das Exoskelett zerstörungsfrei zu zerlegen und wieder zusammenzubauen lässt sich nur vermuten, dass der mit nicht ausreichender Genauigkeit gefertigte Kugelverschluss dafür verantwortlich ist und in dem Übergang zwischen Neigungs- und Gewichtskompensations-Modulen eine unerwünschte Reibung verursacht.

Daher wäre es denkbar, in der nächsten Version einen anderen Montageablauf zu implementieren, um die gesamte Konstruktion nach Zerlegung ohne größeren

Zeitaufwand wiederverwendbar zu machen. Diese Möglichkeit würde die Behebung jener Fehler erleichtern, die erst im zusammengebauten Zustand ersichtlich sind.

Darüber hinaus könnte das Gewichtskompensations-Modul für einen breiteren Bereich bemessen werden. Wie in Abbildung 36 sichtbar, ist beim 95. Perzentil männlich die Bremsreserve positiv und somit die Kompensation bei der Bewegung des gestreckten Armes nicht ausreichend. Alle anderen Berechnungsfälle konnten wie angenommen genügend kompensiert werden.

Bei der Weiterentwicklung des Exoskeletts wäre es ebenso wichtig, die Oberarmschale neu zu gestalten, um die Verschiebung unter dem sich bewegenden Bizeps zu reduzieren oder zu verhindern und dadurch den Tragekomfort zu erhöhen.

5.2 Mögliche Schritte zur Weiterentwicklung

Die Technologie des 3D-Druckes gewinnt in den letzten Jahren immer mehr an Bedeutung und erlebt einen kontinuierlichen Fortschritt. Die steigende Druckgenauigkeit könnte in Zukunft zur Verwirklichung der angenommenen Toleranzen des Kugelverschlusses führen.

Es ist außerdem denkbar, dass die neu entwickelte Technologie, mit der man Metall auch durch die Fused Layer Modeling Methode bearbeiten kann, eine weitere Vereinfachung bei der Prototypenkonstruktion mit sich bringt. Seit 2018 ist zum Beispiel Metal-X - ein weiteres Druckermodell von Markforged - auf dem Markt verfügbar. Dieses ermöglicht auch das Drucken mit Edelstahl, Titan- und Nickellegierungen.

Literaturverzeichnis

- [1] A. M. Stewart, C. G. Pretty, M. Adams, und X. Q. Chen, „Review of Upper Limb Hybrid Exoskeletons“, *IFAC-PapersOnLine*, 2017.
- [2] „Statistik Austria. Todesursachen im Überblick“. [Online]. Verfügbar unter: http://www.statistik.at/web_de/statistiken/menschen_und_gesellschaft/gesundheit/todesursachen/todesursachen_im_ueberblick/021990.html. [Zugegriffen: 12-Dez-2017].
- [3] H. P. Haring, *Schlaganfall - jede Minute zählt*, 1. Aufl. Wien: MedMedia Verlag, 2014.
- [4] R. C. Senelick, „Technological Advances in Stroke Rehabilitation—High Tech Marries High Touch“, *US Neurol.*, 2010.
- [5] E. C. Lu, R. H. Wang, D. Hebert, J. Boger, M. P. Galea, und A. Mihailidis, „The development of an upper limb stroke rehabilitation robot: identification of clinical practices and design requirements through a survey of therapists“, *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, Bd. 6, Nr. 5, S. 420–431, Sep. 2011.
- [6] „Einsatz von Exoskeletten an gewerblichen Arbeitsplätzen“, *Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung*. [Online]. Verfügbar unter: <https://publikationen.dguv.de/regelwerk/fachbereich-aktuell/handel-und-logistik/3579/fbhl-006-einsatz-von-exoskeletten-an-gewerblichen-arbeitsplaetzen>. [Zugegriffen: 12-Apr-2020].
- [7] S. Dürmuth, „Maschine gegen Rückenschmerzen“, *Schwäbisches Tagblatt*. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.tagblatt.de/Nachrichten/Maschine-gegen-Rueckenschmerzen-410478.html>. [Zugegriffen: 10-Apr-2020].
- [8] A. Donath, „Exoskelett soll Soldaten leistungsfähiger machen“. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.golem.de/news/lockheed-martin-exoskelett-soll-soldaten-leistungsfahiger-machen-1705-127925.html>. [Zugegriffen: 10-Apr-2020].
- [9] „SuitX Produkte“. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.medicalexpo.de/prod/suitx/product-120014-833120.html>. [Zugegriffen: 10-Apr-2020].
- [10] R. Schick, „Mechanische Assistenzsysteme. Einsatz von Exoskeletten an gewerblichen Arbeitsplätzen“, *DGUV Forum*, S. 8–11.
- [11] E. von Rekowski, „Roboter-Exoskelett für den Katastrophenschutz“. [Online]. Verfügbar unter: <https://mednic.de/roboter-exoskelett-fuer-den-katastrophenschutz/10668>. [Zugegriffen: 04-Okt-2020].
- [12] G. von Schoenebeck, „US-Armee rüstet Soldaten und Werftarbeiter mit Exoskeletten aus“. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.ingenieur.de/technik/fachbereiche/maschinenbau/us-armee-ruestet-soldaten-werftarbeiter-exoskeletten/>. [Zugegriffen: 10-Apr-2020].
- [13] D. P. Ferris, B. R. Schlink, und A. J. Young, „Robotics: Exoskeletons“, in

Encyclopedia of Biomedical Engineering, 2018.

- [14] E. Biesel, „Die Nutzer brauchen einen starken Willen“, *DGUV Forum*, S. 21.
- [15] „Againer“. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.austrianski.at/againer/>. [Zugegriffen: 10-Apr-2020].
- [16] T. Klaus, „Revolutionäres Exoskelett erleichtert das Laufen“, *Der Standard*. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.derstandard.de/story/2000107439962/revolutionaeres-exoskelett-erleichtert-das-laufen>. [Zugegriffen: 10-Apr-2020].
- [17] S. Koll, „Perspektiven fürs Exoskelett in der Medizin und in der Industrie“. [Online]. Verfügbar unter: <https://medizin-und-technik.industrie.de/medizintechnik-studium/faszination-medizintechnik/perspektiven-fuers-exoskelett-in-der-medizin-und-in-der-industrie/>. [Zugegriffen: 10-Apr-2020].
- [18] „Exoskeleton Report“. [Online]. Verfügbar unter: <https://exoskeletonreport.com/product-tag/rehabilitation/>. [Zugegriffen: 09-Apr-2020].
- [19] „HAL for Well-being Single Joint Type“. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.cyberdyne.jp/english/products/SingleJoint.html>. [Zugegriffen: 10-Apr-2020].
- [20] „Hand of Hope“. [Online]. Verfügbar unter: <https://pdf.medicalexpo.com/pdf/rehab-robotics-company/hand-hope-hand-rehabilitation/77946-153280.html>. [Zugegriffen: 10-Apr-2020].
- [21] D. Galinski, J. Sapin, B. Dehez, M. Gilliaux, G. Stoquart, und T. Lejeune, „Engineers speak to therapists: Development of rehabilitation robotics“, *Ann. Phys. Rehabil. Med.*, 2013.
- [22] J. V. G. Robertson, N. Jarrassé, und A. Roby-Brami, „Rehabilitation robots: a compliment to virtual reality“, *Schedae, Press. Univ. ...?*, 2010.
- [23] S. J. Housman, K. M. Scott, und D. J. Reinkensmeyer, „A randomized controlled trial of gravity-supported, computer-enhanced arm exercise for individuals with severe hemiparesis“, *Neurorehabil. Neural Repair*, 2009.
- [24] „Lokomat“. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.hocoma.com/us/solutions/lokomat/>. [Zugegriffen: 10-Apr-2020].
- [25] S. E. Fasoli, „Rehabilitation Technologies to Promote Upper Limb Recovery after Stroke“, in *Stroke Rehabilitation*, 2016.
- [26] P. S. Lum, C. G. Burgar, M. Van Der Loos, P. C. Shor, M. Majmundar, und R. Yap, „MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: A follow-up study“, *J. Rehabil. Res. Dev.*, 2006.
- [27] M. K. Habib und J. P. Davim, *Interdisciplinary Mechatronics: Engineering Science and Research Development*. 2013.
- [28] „UC Irvine Biorobotics Laboratory“. [Online]. Verfügbar unter:

- <http://biorobotics.eng.uci.edu/armrehab>. [Zugegriffen: 02-Feb-2018].
- [29] „InMotion ARM, WRIST and HAND Robots Redefine Neurorehabilitation“. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.fitness-gaming.com/news/health-and-rehab/inmotion-arm-wrist-and-hand-robots-redefine-neurorehabilitation.html>. [Zugegriffen: 02-Feb-2018].
- [30] Motorica Medical, *Motorika: How to use ReoGo - Part A: Introduction*. 2016.
- [31] „ReoGo for adults & pediatric“. [Online]. Verfügbar unter: <http://motorika.com/reogo-gallery/>. [Zugegriffen: 02-Feb-2018].
- [32] „RETRAINER Project“. [Online]. Verfügbar unter: <http://www.retrainer.eu/>. [Zugegriffen: 06-Juli-2019].
- [33] E. Ambrosini u. a., „A Hybrid robotic system for arm training of stroke survivors: Concept and first evaluation“, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2019.
- [34] E. Ambrosini u. a., „The combined action of a passive exoskeleton and an EMG-controlled neuroprosthesis for upper limb stroke rehabilitation: First results of the RETRAINER project“, in *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2017, S. 56–61.
- [35] A. Gebhardt, J. Kessler, L. Thurn, A. Gebhardt, J. Kessler, und L. Thurn, „3D-Drucken“, in *3D-Drucken*, 2016.
- [36] F. G. Rammersdorfer, *Leichtbau*. Wien: Technische Universität Wien, 2012.
- [37] „Warum die 3D-Druck Entwicklung langfristig die Massenproduktion ablöst“. [Online]. Verfügbar unter: <http://www.my3d.guru/2017/01/22/warum-die-3d-druck-entwicklung-langfristig-die-massenproduktion-ablost/>. [Zugegriffen: 12-Dez-2017].
- [38] M. Puchinger, „Entwicklung eines mobilen motorisierten Arm-Exoskeletts“, Technische Universität Wien, 2015.
- [39] *DIN 33402-2. Körpermaße des Menschen - Teil 2*. 2005.
- [40] *DIN SPEC 33402-6. Körpermaße des Menschen - Teil 6*. 2015.
- [41] M. Puchinger und J. Zajc, „Das ReTrainer Projekt“, Wien, Unterlagen zur Vorlesung „Rehabilitationstechnik“, 2019.
- [42] Ramachandran, Hari & Vasudevan, Devanandh & Brahma, Aditya & Pugazhenth, S., „Estimation of mass moment of inertia of human body, when bending forward, for the design of a self-transfer robotic facility“. *Journal of Engineering Science and Technology.*, 2016, 11. S. 166-176.
- [43] „Abbildung“. [Online]. Verfügbar unter: <https://pixabay.com/pl/drewno-postac-drewniane-manekin-219924/>. [Zugegriffen: 17-Feb-2018].
- [44] P. Hagedorn und J. Wallaschek, *Technische Mechanik. Band 1: Statik*, 7. Aufl. Haan-Gruiten: Verlag Europa-Lehrmittel, 2018.
- [45] „Lieferprogramm CONTI® SYNCHROFLEX Zahnriemen“. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.contitech.de/getmedia/c49294e0-e4d9-4c02-86c8->

-
- a5bf2a9649c7/PTG6220-DeEn-CONTI-SYNCHROFLEX.pdf. [Zugegriffen: 12-Juli-2017].
- [46] S. Janker und S. F., „Tutorial Export von Catia-Dateien“. [Online]. Verfügbar unter: https://w3-mediapool.hm.edu/mediapool/media/fk03/fk03_lokal/verbundlabore/kca/rpmlab/fk03_rp_catia.pdf. [Zugegriffen: 22-Juli-2019].
- [47] „Markforged“. [Online]. Verfügbar unter: <https://markforged.com>. [Zugegriffen: 12-Dez-2017].
- [48] „Eiger“. [Online]. Verfügbar unter: www.eiger.io. [Zugegriffen: 12-Dez-2017].

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Ausgewählte Anwendungsbeispiele der Exoskelette in verschiedenen Branchen: a) Industrie [7], b) Militär [8], c) Rehabilitation [9].	2
Abbildung 2: Ausgewählte Exoskelette für die Rehabilitation der: a) unteren Extremität (Lokomat®), b) oberen Extremität (HAL Single Joint Type) und c) der Hand (Hand of Hope) [18].....	4
Abbildung 3: ARM Guide [22].	8
Abbildung 4: Mirror Image Motion Enabler (MIME) [22].	9
Abbildung 5: Armeo®Spring [25]	10
Abbildung 6: In Motion ARM [29].	11
Abbildung 7: ReoGo [31]	12
Abbildung 8: ReTrainer [34].....	13
Abbildung 9: Additive Herstellungsverfahren – Prozesskette [35].	14
Abbildung 10: Polymerisation, Laser-Stereolithographie, Schema (Verfestigung, Absenkung der Bauplattform, Neubeschichtung) [35].	16
Abbildung 11: Lasersintern und Laserschmelzen, Schema (Aufschmelzen und Verfestigen einer einzelnen Schicht, Absenken der Bauplattform, Neubeschichtung) [35].	17
Abbildung 12: Fused Layer Modeling, Schema [35].	18
Abbildung 13: Layer Laminate Manufacturing – Schema [35].	20
Abbildung 14: Produktionskosten pro Stück [37].	21
Abbildung 15: Definition der Freiheitsgrade [38].	22
Abbildung 16: Bewegungsräume der einzelnen Freiheitsgrade [38].	23
Abbildung 17: Prinzip der Perzentilbildung [40].	24
Abbildung 18: ReTrainer – Module [34].	25
Abbildung 19: ReTrainer: Befestigung-Modul [41].	25
Abbildung 20: ReTrainer: Neigung-Modul [41].	26
Abbildung 21: ReTrainer: Gewichtskompensation-Modul [41].	27
Abbildung 22: ReTrainer: Schulter-Modul [41].	28
Abbildung 23: ReTrainer: Oberarmrotation-Modul [41].	29
Abbildung 24: ReTrainer: Ellbogen-Modul [41].	29
Abbildung 25: ReTrainer: Handgelenk-Modul [41].	30
Abbildung 26: Berechnungsmodell a) Prozentuale Massenverteilung sowie Schwerpunktlage im Körper [42], b) bei der Berechnung verwendete Parameter [43].	31
Abbildung 27: Fall a - Verlauf des Drehmoments im Schultergelenk aufgrund der Schwerkraft bei gestrecktem Arm (Ellbogen Flexion 0°).....	33
Abbildung 28: Fall b - Verlauf des Drehmoments im Schultergelenk aufgrund der Schwerkraft bei 90° gebeugtem Arm und 0° Oberarmrotation.	34

Abbildung 29: Fall c - Verlauf des Drehmoments im Schultergelenk aufgrund der Schwerkraft bei 45° gebeugtem Arm und 90° Oberarmrotation.....	34
Abbildung 30: Verlauf des Drehmoments im Ellbogen aufgrund der Schwerkraft.	35
Abbildung 31: Geometrie des Schulter-Moduls.	36
Abbildung 32: Berechnungsmodell für die Schulter [41].	37
Abbildung 33: Zwei Arbeitsmodi der Gewichtskompensation.	38
Abbildung 34: Maximales Bremsmoment in der Schulter	40
Abbildung 35: Verlauf des Drehmoments; 50stes Perzentil weiblich.	41
Abbildung 36: Verlauf des Drehmoments im minimalen (5es Perzentil weiblich) und maximalen (95es Perzentil männlich) Fall	42
Abbildung 37: Berechnungsmodell für Ellbogen.	43
Abbildung 38: Resultierendes Drehmoment im Ellbogen für das 95ste Perzentil männlich ohne (min. Kompensation) und mit Vorspannung (max. Kompensation) bei der Schulter Elevation 0°.	44
Abbildung 39: Vor und nach der Tesselation [46].	47
Abbildung 40: Achsen des Druckers [47].	48
Abbildung 41: Beispiel eines mit verschiedenen Langfasern verstärkten Bauteils [47].	48
Abbildung 42: „Eiger“ Software.	49
Abbildung 43: Visualisierung der Schichtzerlegung mit Verstärkungsfaser.	50
Abbildung 44: Das gesamte CAD-Modell des Exoskellts.	52
Abbildung 45: Befestigungs-Modul – Überblick.	53
Abbildung 46: Höhenverstellung – Explosionszeichnung.	53
Abbildung 47: Neigungs-Modul – Überblick.....	54
Abbildung 48: Vertikale Führung – Explosionszeichnung.....	55
Abbildung 49: Umlenkrollen.....	56
Abbildung 50: Gewichtskompensations-Modul – CAD-Modell.....	56
Abbildung 51: Gewichtskompensations-Modul – Überblick.	57
Abbildung 52: Schulter-Modul – Explosionszeichnung.	58
Abbildung 53: Ellbogen-Modul – CAD-Modell.....	59
Abbildung 54: Oberarmrotations-Modul – Explosionszeichnung.	60
Abbildung 55: Ellbogen-Zentral-Modul – Explosionszeichnung.....	61
Abbildung 56: Unterarm-Gewichtskompensations-Modul – CAD-Modell.....	61
Abbildung 57: Handgelenks-Modul – CAD-Modell.....	62
Abbildung 58: Handgelenks-Modul – Explosionszeichnung.	62
Abbildung 59: Der Prototyp.....	64
Abbildung 60: Gewichtskompensation im Ellbogen-Modul.	64
Abbildung 61: Seildurchlauf im Schulter-Modul.	65
Abbildung 62: Seilbefestigung im Gewichtskompensations-Modul.....	65
Abbildung 63: Vertikale Führung.	66

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Einteilung von Exoskeletten [6].	5
Tabelle 2: Fünf Gruppen der generativen Herstellungsprozesse [35].	15
Tabelle 3: Körpermaße der jeweiligen Perzentil Gruppen [39].	31
Tabelle 4: Verwendete Parameter	32
Tabelle 5: Verwendete Werte.	32
Tabelle 6: Maximale benötigte Federkraft in N bei 90° Schultererelevation.	39
Tabelle 7: Catia® - Verwendete Module	46

Anhang

A.1 Ordnerstruktur auf dem Speichermedium

- ▼  Diplomarbeit Kuna-Kliszko
 -  Berechnung
 - ▼  CAD Catia
 -  CATIA Rahmen
 -  Compensation
 - >  Elbow
 -  Inclination
 - >  Mounting
 - >  Shoulder
 - >  Wrist
 -  Diplomarbeit
 -  Literatur
 - ▼  Werkstattzeichnungen
 -  Compensation
 -  Elbow
 -  Inclination
 -  Mounting