



Alexander Weiß-Seunig, BSc.

Rehabilitationsroboter für die unteren Extremitäten mit dem Focus auf Gangrehabilitation

MASTERARBEIT

zur Erlangung des akademischen Grades

Diplom-Ingenieur

Masterstudium Biomedical Engineering

eingereicht an der

Technischen Universität Graz

Betreuer

Assoc.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Jörg Schröttner

Dipl.-Ing. Dr.techn. Alexander Kollreider

Institute for Health Care Engineering

Leiter: Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Christian Baumgartner

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt, und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe. Das in TUGRAZonline hochgeladene Textdokument ist mit der vorliegenden Masterarbeit identisch.

Datum

Unterschrift

Kurzfassung

Rehabilitationsroboter für die unteren Extremitäten mit dem Focus auf Gangrehabilitation

Die steigende Lebenserwartung und das weltweite Bevölkerungswachstum in den letzten Jahren haben dazu geführt, dass immer mehr Menschen ein Alter erreichen, in dem neurologische Störungen häufig auftreten. Aus der Global Burden of Disease Studie von 2015 (GBD 2015) geht hervor, dass der Schlaganfall den größten Anteil an den gesamten Disability-Adjusted Life Years (47,3%) und Todesfällen (67,3%) ausmacht. Mit dem Anstieg von neurologischen Erkrankungen wächst auch der Bedarf nach adäquaten Lösungen. Neben den konventionellen Rehabilitationsoptionen gibt es einen weiteren Ansatz, der auf die positive Beeinflussung der motorischen Kontrolle und des Lernens abzielt. Hierbei handelt es sich um den Einsatz von Rehabilitationsrobotern, die eine Therapie durchführen. In dieser Arbeit wird speziell nach einer Therapiemöglichkeit für die unteren Extremitäten, auf der Grundlage von bereits auf dem Markt erhältlichen Produkten, gesucht. Es stellte sich heraus, dass weltweit 23 Unternehmen und 37 Produkte für die Rehabilitation der unteren Extremitäten zur Verfügung stehen. Im Technologievergleich zeigte sich, dass das Biofeedback in rund 84% der Fälle verwendet wurde. Aus der abschließend durchgeführten Clusteranalyse geht hervor, dass die Produkte Lokomat und HAL für ein Entwicklungskonzept heranzuziehen sind.

Schlüsselwörter: End effector, untere Extremität, assistive Therapie, Rehabilitationroboter, Gangtherapie

Abstract

Rehabilitation robot for the lower extremities with focus on gait rehabilitation

In recent years global population growth and increasing life expectancy have led to an increasing number of people reaching an age at which neurological disorders are common. According to the 2015 Global Burden of Disease Survey (GBD 2015), stroke accounts for the largest share of total Disability-Adjusted Life Years (47.3%) and deaths (67.3%). As neurological disorders increase, so does the need for adequate therapeutic solutions. In addition to conventional rehabilitation options, there is another approach which positively influences motor control and learning. This involves the use of rehabilitation robots performing a therapy. This work specifically focuses on lower extremity therapy based on products already available on the market. It turned out that there are 23 companies worldwide and 37 products for lower limb rehabilitation. Comparing the different technologies with each other, the biofeedback was used in about 84% of cases. A final cluster analysis identified Lokomat and HAL as the products to be used for a design concept.

Keywords: end effector, lower extremity, assistive therapy, rehabilitation robot, gait therapy

Inhalt

| | |
|---|-------------|
| Kurzfassung und Abstract | III |
| Danksagung | VII |
| Abkürzungsverzeichnis | VIII |
| 1. Einleitung | 1 |
| 1.1. Strategie der Literatursuche | 2 |
| 2. Aufgabenstellung | 3 |
| 3. Methoden | 4 |
| 3.1. Grundlagen der menschlichen Bewegung | 4 |
| 3.1.1. Grundbegriffe | 4 |
| 3.1.2. Knochen | 7 |
| 3.1.3. Gelenke und Bänder | 11 |
| 3.1.4. Muskel und Sehnen | 13 |
| 3.1.4.1. Muskeln, die nur am Hüftgelenk wirken | 14 |
| 3.1.4.2. Muskeln, die über das Hüft- und Kniegelenk wirken | 15 |
| 3.1.4.3. Muskeln, die nur am Kniegelenk wirken | 16 |
| 3.1.4.4. Muskeln, die über das Knie- und Sprunggelenk wirken | 16 |
| 3.1.4.5. Muskeln, die über das Sprunggelenk und Subtalargelenk wirken | 16 |
| 3.1.4.6. Muskeln, die im Fuß wirken | 17 |
| 3.1.5. Rückenmark und Spinalnerven | 17 |
| 3.1.6. Der Bewegungsumfang | 20 |
| 3.1.7. Die Bewegungsentwicklung | 22 |
| 3.1.7.1. Zwölf Monate | 22 |
| 3.1.7.2. Sechzehn bis Achtzehn Monate | 22 |
| 3.1.7.3. Zwei Jahre | 22 |
| 3.1.7.4. Drei Jahre | 23 |
| 3.1.7.5. Vier Jahre | 23 |
| 3.1.7.6. Fünf Jahre | 23 |
| 3.1.7.7. Ab Sechs Jahren | 23 |
| 3.1.8. Der Gangzyklus | 24 |
| 3.2. Krankheit und Rehabilitation | 28 |
| 3.2.1. Neurologische Erkrankungen | 28 |
| 3.2.2. Schlaganfall | 29 |
| 3.2.2.1. Rehabilitation | 31 |
| 3.3. Klassifikation von Behinderungen | 36 |
| 3.4. Roboter im Gesundheitswesen | 39 |
| 3.5. Marktsituation | 41 |
| 3.5.1. AlterG Inc. | 43 |

| | |
|---|----|
| 3.5.1.1. Anti-Gravity Treadmill M320 | 43 |
| 3.5.1.2. Bionic Leg | 44 |
| 3.5.2. Aretech llc | 45 |
| 3.5.2.1. ZeroG [®] System | 45 |
| 3.5.3. BAMA Teknoloji | 46 |
| 3.5.3.1. RoboGait [®] | 46 |
| 3.5.4. Biodex Medical Systems Inc. | 47 |
| 3.5.4.1. System 4 Pro [™] Dynamometer | 47 |
| 3.5.4.2. Gait Training System | 48 |
| 3.5.5. Bioness Inc. | 49 |
| 3.5.5.1. L300 Go System | 49 |
| 3.5.5.2. Vector Gait & Safety System [®] | 50 |
| 3.5.6. Cyberdyne Inc. | 51 |
| 3.5.6.1. Medical HAL [®] | 51 |
| 3.5.7. Ekso Bionics | 52 |
| 3.5.7.1. Ekso GT | 52 |
| 3.5.8. HDT Expeditionary Systems Inc. | 53 |
| 3.5.8.1. KineAssist-MX | 53 |
| 3.5.9. Hocoma AG | 54 |
| 3.5.9.1. Lokomat [®] | 54 |
| 3.5.9.2. Andago [®] | 55 |
| 3.5.9.3. Erigo [®] | 56 |
| 3.5.10.h/p/cosmos | 57 |
| 3.5.10.1.locomotion [®] 150/50 DE med | 57 |
| 3.5.11.medica Medizintechnik GmbH | 58 |
| 3.5.11.1.THERA-Trainer lyra | 58 |
| 3.5.12.Meditouch Ltd. | 59 |
| 3.5.12.1.BalanceTutor [™] | 59 |
| 3.5.13.Motekforce link | 60 |
| 3.5.13.1.DynSTABLE | 60 |
| 3.5.13.2.CAREN | 61 |
| 3.5.13.3.C-Mill | 62 |
| 3.5.13.4.GRAIL | 63 |
| 3.5.14.Motorika Medical Ltd. | 64 |
| 3.5.14.1.Optimal-G [™] | 64 |
| 3.5.15.P&S Mechanics CO. Ltd. | 65 |
| 3.5.15.1.Walkbot [®] | 65 |
| 3.5.16.Parabel s.r.o. | 66 |
| 3.5.16.1.LokoHelp [®] | 66 |
| 3.5.16.2.LokoStation [®] | 67 |
| 3.5.17.Parker Hannifin Corp. | 68 |
| 3.5.17.1.Indego [®] | 68 |
| 3.5.18.Reha Technology AG | 69 |
| 3.5.18.1.G-EO System [™] | 69 |
| 3.5.18.2.NexStep [™] | 70 |
| 3.5.19.Reha-Stim Medtec GmbH & Co. KG | 71 |

| | |
|---|------------|
| 3.5.19.1. Gait Trainer GT I | 71 |
| 3.5.20. ReWalk Robotics Ltd. | 72 |
| 3.5.20.1. ReWalk™ Rehabilitation | 72 |
| 3.5.21. Rex Bionics Plc | 73 |
| 3.5.21.1. REX Rehab | 73 |
| 3.5.22. Swortec SA | 74 |
| 3.5.22.1. WalkTrainer™ | 74 |
| 3.5.22.2. MotionMaker™ | 75 |
| 3.5.23. Techno Concept | 76 |
| 3.5.23.1. Vibramoov™ G pack | 76 |
| 3.6. Clusteranalyse | 77 |
| 3.6.1. Die Clustervariablen | 78 |
| 3.6.2. Die Standardisierung | 78 |
| 3.6.3. Das Clusterverfahren | 79 |
| 3.6.3.1. Das hierarchische Clusterverfahren | 79 |
| 3.6.3.2. Das nicht-hierarchische Clusterverfahren | 80 |
| 3.6.4. Die Silhouetten Methode | 80 |
| 4. Ergebnisse | 82 |
| 4.1. Datenbank | 82 |
| 4.2. Hersteller- und Produktvergleich | 84 |
| 4.3. Clusteranalyse | 89 |
| 5. Diskussion | 97 |
| 5.1. Die Marktsituation | 97 |
| 5.2. Die Clusteranalyse | 97 |
| 5.3. Das Entwicklungskonzept | 98 |
| 6. Schlussfolgerung | 100 |
| Literatur | 101 |
| Abbildungen | 108 |
| Tabellen | 112 |
| Anhang | 114 |
| Anhang A: Ordnerstruktur der Datenbank | 114 |
| Anhang B: Main index.html | 115 |
| Anhang C: Sub index.html | 119 |
| Anhang D: main.css | 123 |
| Anhang E: myscript.js | 126 |
| Anhang F: R-Code | 127 |
| Anhang G: Abkürzungen der Gesundheitszustände | 129 |

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wurde in dieser Diplomarbeit auf eine genderkonforme Schreibweise verzichtet. Sämtliche personenbezogenen Bezeichnungen sind als geschlechtsneutral zu verstehen.

Danksagung

Diese Arbeit ist meiner Frau, die auch in schwierigen Zeiten zu mir gehalten, meinen Rücken gestärkt und den Grundstein für unsere Zukunft gelegt hat, gewidmet. Des Weiteren unseren Jungs, die mir ebenfalls einen unbezahlbaren Ausgleich gegeben haben. Auch möchte ich meiner Mama und meinem Papa danke sagen, da Sie mich heute noch verblüffen. An dieser Stelle möchte ich noch ein Zitat von Einstein, das mir sehr gut gefällt, erwähnen.

„Imagination is more important than knowledge. For knowledge is limited, whereas imagination embraces the entire world, stimulating progress, giving birth to evolution.“

— Albert Einstein, What Life Means to Einstein (1929)

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|----------------|--|
| AGT | Anti-Gravity Treadmill |
| AR | Augmented Reality |
| BWS | Body Weight Support |
| BWSTT | Body weight-supported treadmill training |
| CE | Conformité Européenne |
| CDRH | Center for Devices and Radiological Health |
| CP | Cerebralparese |
| CSS | Cascading Style Sheets |
| DALY | Disability-Adjusted Life Year |
| df | Degree of Freedom, weitere sind DOF oder DoF |
| EE | End-Effektor Roboter |
| ES | Exoskelett Roboter |
| EMG | Elektromyographie |
| EU | Europäische Union |
| EUDAMED | European Databank on Medical Devices |
| FAC | Functional Ambulation Categories |
| FPB | Foot-Plate-Based |
| FDA | Food and Drug Administration |
| FES | Functional Electrical Stimulation |
| GBD | Global Burden of Disease Study |
| HDE | Humanitarian Device Exemption |
| HTML | Hypertext Markup Language |
| ICF | International Classification of Functioning, Disability and Health |
| ICTRP | International Clinical Trials Registry Platform |
| JS | JavaScript |
| KORA | KOnkuRenzAnalyse |
| MC | Motion Capture |

| | |
|----------------|---|
| MEDLINE | Medical Literature Analysis and Retrieval System Online |
| MD | Muskeldystrophie |
| MDR | Medical Device Regulation |
| MS | Multiple Sklerose |
| MP | Medizinprodukt |
| NB | Notified Bodies |
| OGGT | Overground Gait Trainer |
| REM | Rasterelektronenmikroskop |
| ROM | Range of motion |
| SGT | Stationary Gait Trainer |
| SCI | Spinal cord injury, Rückenmarksverletzung |
| SHT | Schädel-Hirn-Trauma |
| TGT | Treadmill Gait Trainer |
| TFL | M. tensor fasciae latae |
| USA | United States of America |
| VR | Virtual Reality |
| WHO | World Health Organization |
| YLL | Years of Life Lost |
| YLD | Years Lost due to Disability |
| ZNS | Zentrale Nervensystem |

1 Einleitung

Die frühesten wissenschaftlichen Arbeiten, die sich mit Rehabilitationsrobotern beschäftigten, reichen bis in die 1960er Jahre zurück. Seitdem haben viele Projekte stattgefunden. Einige davon wurden zu kommerziell erhältlichen Produkten weiterentwickelt. Von diesen am Markt befindlichen Geräten konnten und können Menschen mit einer Behinderung profitieren. Um ein Verständnis des Begriffes „Rehabilitationsrobotern“ zu schaffen, folgen die beide Definitionen des Doppelwortes [1].

„Rehabilitation: the restoration of a person to an optimal level of physical, mental, and social function and well being.“ [1]

„Robot: A re-programmable, multifunctional manipulator designed to move material, parts, tools or specialized devices through variable programmed motions for the performance of a variety of tasks.“ [1]

Obwohl diese Definition den industriellen Robotern gilt, identifizieren sie die wichtigsten Merkmale, wie die Programmierbarkeit, Flexibilität und Bewegung. Auf dem breiten Gebiet der Rehabilitationsroboter kristallisierte sich insbesondere in den letzten Jahren ein Hauptarbeitsgebiet heraus, nämlich die Verwendung von Robotern zur therapeutischen Unterstützung. Ein Großteil des Interesses liegt in der Rehabilitation nach einem Schlaganfall. Heutzutage stellt das zunehmende Bevölkerungsalter das Gesundheitswesen vor eine große Herausforderung. Zu einer dieser Herausforderungen zählen neurologische Erkrankungen, welche ebenfalls mit ansteigen [2]. Eine Möglichkeit diese Erkrankungen zu therapieren, ist die Verwendung von Rehabilitationsrobotern. Diese Therapiemöglichkeit bringt viele Vorteile mit sich. Zum einen entlastet sie die Therapeuten, da das Gerät die Bewegungsabläufe und somit den Kraftaufwand übernimmt. Zum anderen kann eine größere Anzahl an Betroffenen eine derartige Therapie in Anspruch nehmen, da ein Therapeut mehrere Patienten gleichzeitig therapieren kann. Durch ein einstellbares Bewegungsmuster können Therapiefortschritte exakt protokolliert werden [3]. Für die Behandlung von neurologischen Krankheiten, welche unter anderem ein motorisches Defizit der unteren Extremität mit sich bringen können, finden Rehabilitationsroboter für die unteren Extremitäten ihren Einsatzbereich. Die Beweggründe ein optimales Rehabilitationsprodukt zu schaffen, um Therapeuten ein Werkzeug in die Hände zu legen und so dem Patienten wieder zu mehr Lebensqualität zu verhelfen, sind groß. Die vorliegende Arbeit soll die ersten Schritte für solch ein Produkt beschreiten. Diese Arbeit ist entstanden, um einen Überblick der derzeitigen Marktsituation im Bereich der Roboterunterstützten Therapie zu schaffen und wurde als Kooperation zwischen dem Institut für Health Care Engineering der Technischen Universität Graz und der Firma Tyromotion GmbH ins Leben gerufen. Das Unternehmen Tyromotion wurde im Jahre 2007 gegründet und befasst sich seit dem mit der Entwicklung und dem Vertrieb von Rehabilitationsrobotern für die obere Extremität [4]. Im Überblick gesehen befasst sich diese Arbeit mit Produkten, die sich derzeit am Markt befinden. Weiters wird auf die ICF Klassifikation eingegangen, welche dazu verwendet wird einen Menschen im Hinblick auf den funktionalen Gesundheitszustand, den Grad der Behinderung, seinen sozialen Beeinträchtigungen und der relevanten Umgebungsfaktoren zu beschreiben. Fragen, welche sich zum Grundgedanken des physiologischen Gangmuster stellen, werden aus der anatomischen und

physiologischen Sicht beleuchtet. Weiters wird kurz auf neurologische Erkrankungen und Rehabilitationsmöglichkeiten eingegangen. Die daraus resultierenden Informationen werden verwendet, um einen Vorschlag für ein Rehabilitationsprodukt, welches die Therapie der unteren Extremitäten ermöglichen soll, zu geben [1, 5].

1.1 Strategie der Literatursuche

Als erstes wurde eine allgemeine Internetrecherche durchgeführt, um einen Überblick zu erhalten. Im Anschluss daran sind die Herstellerfirmen der Produkte durch Ihre Webpräsenzen und wissenschaftliche Publikationen ausfindig gemacht worden. Informationen zu den Produkten konnten aus der Gebrauchsanweisung, dem Produktdatenblatt, der Konformitätserklärung sowie durch die Homepage der Food and Drug Administration (FDA), des Herstellers und div. anderen Seiten im Internet bezogen werden. Durch die wissenschaftlichen Literaturdatenbanken „Medical Literature Analysis and Retrieval System Online (MEDLINE)“, „ScienceDirect“, die wissenschaftliche Suchmaschine google scholar, die Internetplattform researchgate.net und die Bibliothek der TUGraz konnten finale Informationen gewonnen werden. Es wurde Literatur verwendet welche bis ins Jahr 2002 zurückreicht. Die Suche von wissenschaftlichen Publikationen wurde von Juli bis November 2017 durchgeführt.

2 Aufgabenstellung

Ziel dieser Arbeit ist ein Entwicklungskonzept für einen Rehabilitationsroboter, welcher zur Therapie der unteren Extremitäten eingesetzt werden kann, zu erarbeiten. Folgende Punkte stehen dabei im Fokus, um solch ein Konzept zu erstellen.

- anatomischer und physiologischer Aufbau der unteren Extremität
- Grundbegriffe der Bewegung (Bewegungsumfang, Bewegungsentwicklung und Gangzyklus)
- neurologische Erkrankungen mit Auswirkungen auf den Gangapparat
- International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF)
- Gangrehabilitationsmöglichkeiten am Markt

Die gewonnenen Informationen über die Hersteller und die zugehörigen Produkte die für einen Entwicklungskonzept in Frage kommen, sind übersichtlich in einer Tabelle darzustellen. Des weiteren ist eine Möglichkeit der fortlaufenden Datensammlung von Fremdfirmen und übersichtlicher Präsentation dieser Informationen zu erstellen. Aus den gesammelten Daten soll abschließend ein Entwicklungskonzept gewonnen werden.

3 Methoden

3.1 Grundlagen der menschlichen Bewegung

3.1.1 Grundbegriffe

Aus einem makroskopischen Blickwinkel kann der menschliche Körper als eine Gruppe starrer Segmente modelliert werden. In diesem Fall ist es möglich, die menschliche Bewegung gemäß den Postulaten der Mechanik zu analysieren [6]. Dadurch wird der Gang zu einem mechanischen Vorgang, der von einem biologischen System durchgeführt wird. Solche Systeme, wie der menschliche Körper, können durch die Biomechanik untersucht werden [7]. Um Bewegungen von Gelenken des Körpers zu beschreiben, werden sechs Grundbewegungen verwendet. Diese treten in verschiedenen Kombinationen in den Gelenken des Körpers auf. Die ersten beiden Bewegungen, **Flexion** und **Extension**, sind Bewegungen in fast allen frei beweglichen Gelenken des Körpers, einschließlich der Zehen, Knöchel, Knie, Hüfte, Rumpf, Schulter, Ellenbogen, Handgelenke und Finger. Eine Person kann auch eine Hyperflexion oder Hyperextension durchführen, wenn die Bewegung über die ursprüngliche Nullposition hinausgeht. **Abduktion** und **Adduktion** sind Bewegungen, die nur in bestimmten Gelenken, wie dem Metatarsophalangealis (Zehengrundgelenk) oder der Hüfte vorkommen. Die Kontrolle von Abduktions- und Adduktionsbewegungen des Oberschenkels ist besonders wichtig für die Aufrechterhaltung der Becken- und Gliedmaßenstabilität während des Gehens und Laufens. Die letzten beiden Grundbewegungen beinhalten Rotationen. Es wird zwischen der **medial** (intern) und **lateral** (extern) Rotation unterschieden. Diese Rotationen treten unter anderem im Hüft- und in den Kniegelenken auf. Die gerade beschriebenen Bewegungen sind in der Abbildung 3.1 ersichtlich [8]. Zusätzlich zu den Grundbewegungen gibt es spezialisierte

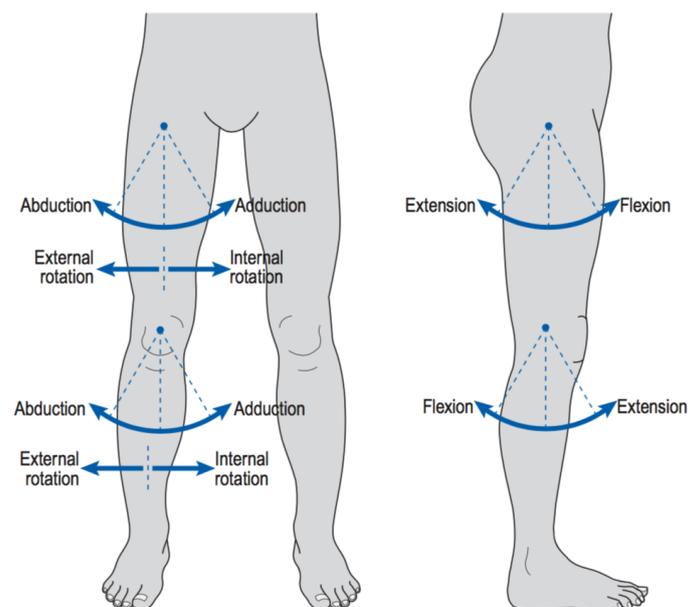


Abb. 3.1: Bewegungen um das Hüftgelenk (oben) und Kniegelenk (unten) [7].

Bewegungsamen, die einer Vielzahl von segmentalen Bewegungen zugeordnet sind. Im Fuß sind **Plantarflexion** und **Dorsalextension** spezielle Bezeichnungen. Plantarflexion ist die Bewegung, bei der sich die Fußsohle nach unten bewegt und der Winkel zwischen Fuß und Bein zunimmt. Dorsalflexion ist die Bewegung des Fußes in Richtung des Beines, die den Winkel zwischen dem Bein und dem Fuß verringert. Jeder Fußbeinwinkel größer als 90° wird als Plantarflexion bezeichnet und jeder Fußbeinwinkel kleiner als 90° wird als Dorsalflexion bezeichnet. Der Fuß hat weitere spezialisierte Bewegungen, genannt **Inversion** und **Eversion**. Die Inversion des Fußes findet statt, wenn die mediale Grenze des Fußes angehoben wird, so dass die Fußsohle medial in Richtung des anderen Fußes zeigt. Eversion ist die entgegengesetzte Bewegung des Fußes. Der laterale Aspekt des Fußes hebt sich so, dass die Fußsohle vom anderen Fuß abgewandt ist. Auch die Verwendung von Pronation und Supination als Deskriptoren der Fußbewegung kommen in der Literatur vor. Inversion und Eversion sind jedoch nicht dasselbe wie Pronation und Supination. Tatsächlich sind sie nur ein Teil von Pronation und Supination. Die Pronation des Fußes ist eigentlich eine Folge von Bewegungen, die aus Dorsalflexion am Sprunggelenk, Eversion und Abduktion des Vorfußes besteht. Die Supination wird durch Plantarflexion und Inversion am Knöchelgelenk und Adduktion des Vorfußes erzeugt. Pronation und Supination sind dynamische Bewegungen des Fußes und Knöchels, die besonders dann auftreten, wenn der Fuß während dem Laufen oder Gehen auf dem Boden liegt. Diese beiden Bewegungen werden durch die Fußstruktur, das Körpergewicht, die Bodenbeschaffenheit und den Schuhen bestimmt. Diese speziellen Bewegungsbezeichnungen können der Abbildung 3.2 entnommen werden. Bei der letzten spezialisierten Bewegung handelt es sich um die **Zirkumduktion**, die in jedem Gelenk oder Segment, welches in zwei Richtungen bewegt werden kann, vorkommt [8]. Die meisten menschlichen Bewegungen finden in mehreren Ebenen an

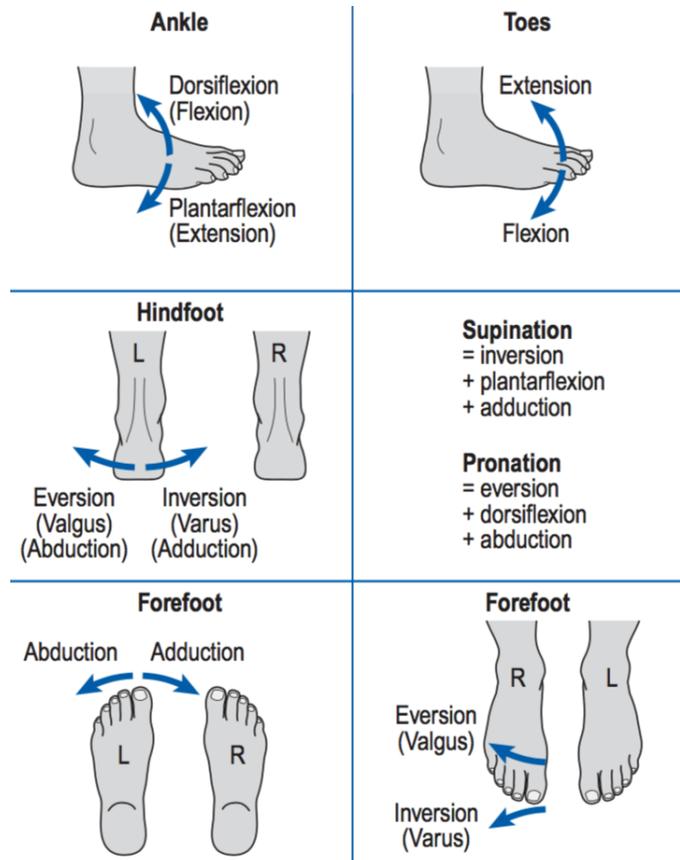


Abb. 3.2: Bewegungen des Knöchels, der Zehen, des Fußrückens und des Vorfußes [7].

den verschiedenen Gelenken statt. Beim Laufen, zum Beispiel, scheint sich die untere Extremität vorwiegend in der Sagittalebene zu bewegen, wenn die Gliedmaßen während des Gangzyklus vorwärts und rückwärts schwingen. Bei genauerer Betrachtung der Gliedmaßen und Gelenke findet man Bewegungen in allen Ebenen. Im Hüftgelenk beispielsweise führt der Oberschenkel Flexion und Extension in der Sagittalebene, Abduktion und Adduktion in der Frontalebene und Innen- und Außenrotation in der Transversalebene durch. Diese Ebenen werden anhand des Standardbezuges in der Abbildung 3.3 dargestellt. Beim Standardbezug befindet sich der Körper in einer aufrechten Haltung, der Kopf ist dabei nach vorne gerichtet, die Arme befinden sich an der Seite des Rumpfes mit nach vorne gerichteten Handflächen, sowie die Beine zusammen mit den Füßen [7, 8]. Die Bewe-

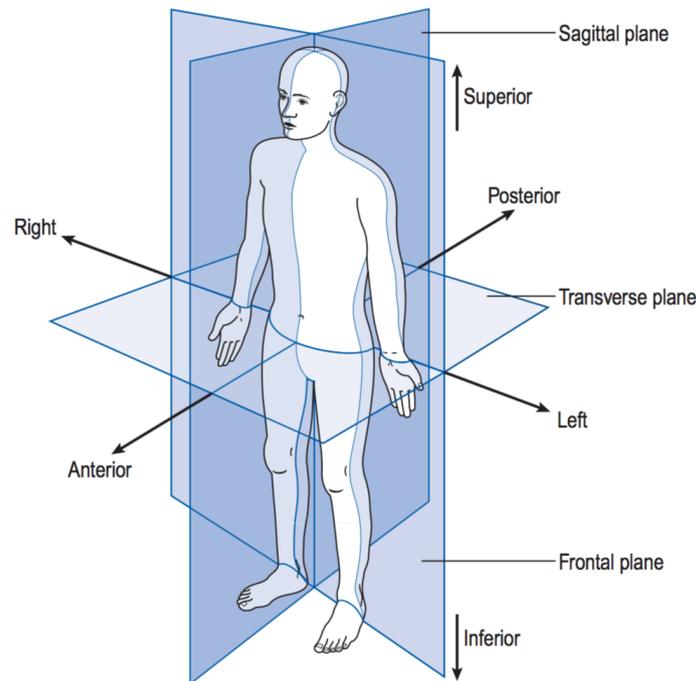


Abb. 3.3: Die anatomische Position mit drei Referenzebenen und sechs Grundrichtungen [7].

gung in einer Ebene kann auch als ein einziger Freiheitsgrad (Abkz. df) beschrieben werden. Diese Terminologie wird üblicherweise verwendet, um die Art und Menge der Bewegung zu beschreiben, die von den anatomischen Gelenken strukturell erlaubt ist. Ein Gelenk mit einem Freiheitsgrad zeigt an, dass das Gelenk dem Segment erlaubt, sich durch eine Bewegungsebene zu bewegen. Ein Gelenk mit einem Freiheitsgrad wird auch einachsig genannt, weil eine Achse senkrecht zu der Bewegungsebene steht, um die herum eine Bewegung stattfindet. Die meisten Gelenke haben einen, zwei oder drei Freiheitsgrade, was ein Bewegungspotential bietet, das einachsig, zweiachsig oder dreiachsig ist. Dabei bedeuten drei Freiheitsgrade nicht immer eine große Beweglichkeit, sie weisen jedoch darauf hin, dass das Gelenk Bewegung in allen drei Bewegungsebenen ermöglicht. Die Schulter ist viel beweglicher als die Hüfte, obwohl sie beide Triaxialgelenke sind und die gleichen Bewegungen ausführen können. Auch gleitende Bewegungen treten über die Gelenkflächen auf. Gleitbewegungen können so interpretiert werden, dass mehr Freiheitsgrade zu den in der Literatur definierten hinzugefügt werden. Zum Beispiel wird angenommen, dass das Kniegelenk zwei Freiheitsgrade für Flexion und Extension in der Sagittalebene und Rotation in der Transversalebene hat. Das Kniegelenk zeigt jedoch auch eine lineare Translation und es ist bekannt, dass es eine Bewegung in der Frontalebene gibt, wenn die Gelenkoberflächen übereinander gleiten, um Translationsbewegungen von einer Seite zur anderen zu erzeugen. Obwohl diese Bewegungen gemessen

wurden, sind sie nicht als zusätzlicher Freiheitsgrad für das Gelenk festgelegt. In der Tabelle 3.1 sind alle Gelenke der unteren Extremität mit deren Freiheitsgraden angeführt [8]. Durch die Kom-

Tab. 3.1: Es sind die Segmente mit deren Gelenken und Freiheitsgraden, welche durch die Bewegung der unteren Extremitäten auftreten, angeführt. Darüber hinaus sind die Bewegungen in ihre Grund- und Spezialbewegungen unterteilt [8]

| Segment | Joint | df | Movements |
|---------|---------------------|----|---|
| Thigh | Hip | 3 | Flexion, extension, hyperextension, abduction, adduction, hyperadduction, horizontal adduction, horizontal abduction, med/lat rotation, circumduction |
| Leg | Knee | 2 | Flexion, extension, hyperextension, med/lat rotation |
| Foot | Ankle | 1 | Plantarflexion, dorsiflexion |
| | Intertarsal | 3 | Inversion, eversion |
| Toes | Metatarsophalangeal | 2 | Flexion, extension, abduction, adduction, circumduction |
| | Interphalangeal | 1 | Flexion, extension |

ination von Freiheitsgraden an verschiedenen Gelenken, die eine Bewegung erzeugen, kann eine kinematische Kette abgeleitet werden. Diese Kette ist die Summe der Freiheitsgrade in benachbarten Gelenken, die die gesamten Freiheitsgrade angibt, die für die Ausführung einer Bewegung verfügbar oder notwendig sind. Als Beispiel kann gehen im unebenen Gelände ein 12-DOF-System darstellen [8].

3.1.2 Knochen

Das erwachsene Skelett, bestehend aus etwa 206 Knochen, kann in das axiale und appendikuläre Skelett unterteilt werden. Das **axiale Skelett** (Achsen skelett) enthält 80 Knochen, zu denen der Schädel, die Wirbelsäule, das Sternum und die Rippen gehören. Das **appendikuläre Skelett** enthält 126 Knochen, zu denen alle Knochen der oberen und unteren Extremitäten gehören. Aufgrund seiner Bedeutung für die Verbindung des Achsen skeletts mit den unteren Extremitäten des appendikulären Skeletts wird das Becken manchmal als Teil des axialen Skeletts klassifiziert [9]. Die genaue Anzahl der Knochen sowie ihre spezifischen Merkmale variieren gelegentlich von Mensch zu Mensch [9]. Da beim Gehen fast jeder Knochen des menschlichen Skeletts beteiligt ist, wird aus praktischen Gründen nur auf die Knochen des Beckens und der Beine eingegangen. Diese sind in Abbildung 3.4 dargestellt. Das Becken (Pelvis) ist mit dem Rumpf am Iliosakralgelenk (Sacroiliac joint) verbunden, einem starken Synovialgelenk mit Faserknorpel und kräftigem Bandapparat. Das Iliosakralgelenk überträgt das Gewicht des Körpers auf die Hüfte und unterliegt Belastungen aus dem Lendenbereich und aus dem Boden. Es nimmt Scherkräfte während des Gehens auf und absorbiert die auftretende Energie. Drei Bändersätze unterstützen die linken und rechten Iliosakralgelenke. Bei diesen Bändern handelt es sich um die stärksten im Körper. Obwohl das Iliosakralgelenk gut durch diese sehr starken Bänder verstärkt ist, kommt es zu Bewegungen am Gelenk. Das Becken wird aus dem Kreuzbein (Sacrum), dem Steißbein (Coccyx) und den Darmbein (Ilium) gebildet. Das Kreuzbein besteht aus den fünf miteinander verbundenen Sakralwirbeln. Das Steißbein ist der verkümmerte „Schwanz“, der aus drei bis fünf rudimentären Wirbeln besteht. Der Hüftknochen wird auf jeder Seite durch die Verschmelzung von drei Knochen gebildet, dem Darmbein, Sitzbein (Ischium) und Schambein (Pubis). Die einzige wirkliche Bewegung zwischen den Beckenknochen findet am Iliosakralgelenk statt und diese Bewegung ist bei Erwachsenen im Allgemeinen sehr gering. Bei Ganganalysen wird aus diesem Grund das Becken als eine einzige starre Struktur betrachtet. Der obere Teil des Kreuzbeins artikuliert mit dem fünften Lendenwirbel der Wirbelsäule. Auf jeder Seite des unteren Teils des Beckens befindet

sich die Beckenpfanne (Acetabulum), in die der Oberschenkelkopf passt. Der Oberschenkelknochen (Femur) ist der längste Knochen im Körper. Der kugelförmige Femurkopf artikuliert mit der Beckenpfanne, um das Hüftgelenk (hip joint) zu bilden. An seinem unteren Ende erweitert er sich zu den medialen und lateralen Kondylen (Condyle). Diese bilden den proximalen Teil des Kniegelenks (Knee joint) und weisen vorne eine Rinne auf, die mit der Patella artikuliert [7, 8]. Die Patella

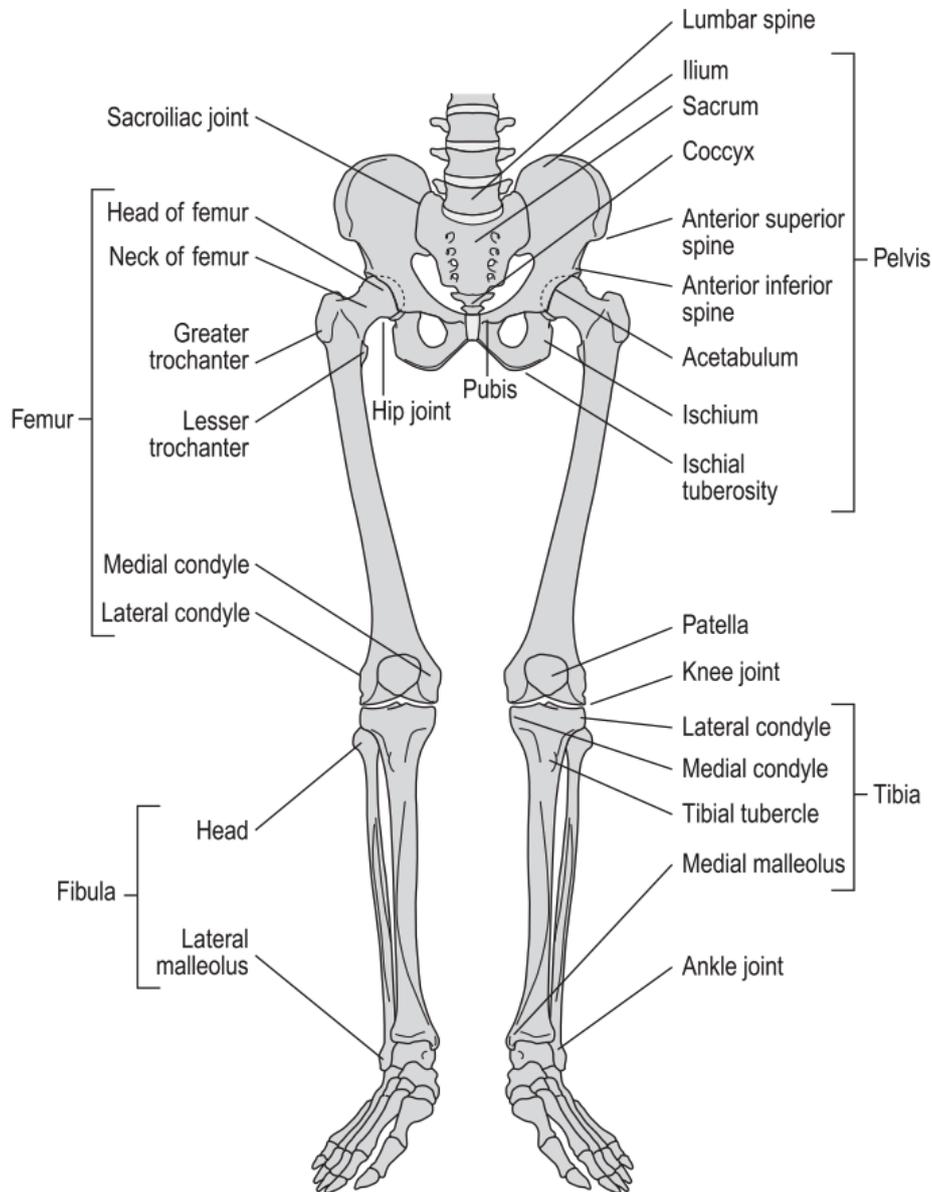


Abb. 3.4: Die Gelenke und Knochen der unteren Extremitäten [7].

oder Kniescheibe ist ein Sesambein. Dabei handelt es sich um einen Knochen, der in eine Sehne eingebettet ist, in diesem Fall die massive Quadrizepssehne, die unterhalb der Patella als Patellarsehne bekannt ist. Die vordere Oberfläche der Patella ist subkutan (unmittelbar unter der Haut) seine hintere Oberfläche artikuliert mit der vorderen Oberfläche des unteren Endes des Femurs, um das Patellofemoralgelenk zu bilden. Die Patella hat eine wichtige mechanische Funktion, nämlich die Quadrizepssehne nach vorne zu verlagern und dadurch ihre Hebelwirkung zu verbessern. Das Schienbein (Tibia) erstreckt sich vom Kniegelenk bis zum Sprunggelenk (Ankle joint). Sein

oberes Ende ist in mediale und laterale Kondylen erweitert, mit einer fast flachen Oberfläche, die mit dem Oberschenkelknochen artikuliert. Die vordere Oberfläche des Schienbeins ist subkutan. Das untere Ende des Schienbeins bildet die obere und mediale Fläche des Sprunggelenks mit einer subkutanen medialen Projektion, dem so genannten Malleolus medialis (Medial malleolus). Das Wadenbein (Fibula) ist an der lateralen Seite neben dem Schienbein. Für den größten Teil seiner Länge ist es ein ziemlich schlanker Knochen, obwohl er an beiden Enden verbreitert ist, wobei das obere Ende als Kopf bekannt ist. Das verbreiterte untere Ende bildet den lateralen Teil des Sprunggelenks mit einer als lateraler Malleolus (Lateral malleolus) bezeichneten subkutanen seitlichen Projektion. Die Tibia und die Fibula berühren sich an ihren oberen und unteren Enden durch das Tibiofibulargelenk. Dieses Gelenk lässt nur sehr kleine Bewegungen zu. Der Fuß ist eine sehr komplizierte Struktur, der zur Veranschaulichung in drei Abschnitte geteilt werden kann. Diese Bereiche sind in der Abbildung 3.5 dargestellt. Der **Rückfuß** (Hindfoot) besteht aus zwei Knochen welche über einander liegen. Der **Mittelfuß** (Midfoot) besteht aus fünf Knochen und der **Vorderfuß** (Forefoot) setzt sich aus fünf Mittelfußknochen (Metatarsals) und den Zehenknochen (Phalanges) zusammen. Die Bezeichnung der Knochen des Fußes sind in der Abbildung 3.6 ersichtlich [7]. Das Sprungbein (Talus) ist der obere der beiden Knochen im Rückfuß. Seine

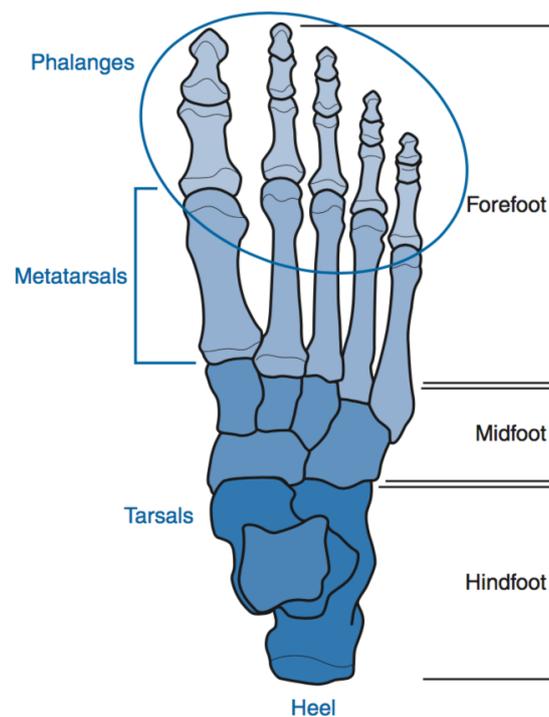


Abb. 3.5: Funktionelle Gruppen des Fußes [7].

obere Fläche bildet das Sprunggelenk, das oberhalb und medial mit der Tibia und lateral mit der Fibula artikuliert. Unten artikuliert das Sprungbein mit dem Fersenbein (Calcaneus) durch das Subtalargelenk. Anterior artikuliert es mit dem Kahnbein (Navicular). Seine untere Oberfläche überträgt das Körpergewicht durch eine dicke Schicht aus Fett, faserigem Gewebe und Haut, das Fersenpolster, auf den Boden. Die vordere Oberfläche artikuliert mit dem Würfelbein (Cuboid). Der Mittelfuß besteht aus dem Kahnbein, Würfelbein und drei Keilbeinen (Cuneiforms). Die fünf Mittelfußknochen (Metatarsals) liegen ungefähr parallel zueinander, die seitlichen zwei und die drei medialen Keilbeinknochen. Die Zehenknochen werden auch als Phalangen bezeichnet, es gibt zwei im großen Zeh und drei in jedem der anderen Zehen. Der große Zeh wird auch als Hallux

bezeichnet. Die Abbildungen 3.7 und 3.8 zeigen die Bögen des Fußes. Die Knochen des Fußes sind durch Bandstrukturen miteinander verbunden, die durch Muskelsehnen verstärkt werden, um eine flexible Struktur zu bilden, die wie zwei stark gekrümmte Federn nebeneinander wirken. Dies sind die **longitudinalen Bögen** des Fußes, welche das Körpergewicht hauptsächlich durch das Fersenbein posterior und die Metatarsalköpfe nach anterior auf den Boden übertragen. Der Mittelfuß überträgt relativ wenig Gewicht direkt auf den Boden, da er insbesondere auf der medialen Seite angehoben ist. Das hintere Ende beider Bögen ist das Fersenbein. Der mediale Bogen geht nach oben durch das Sprungbein, dann vorwärts und allmählich wieder abwärts durch das Kahnbein und die drei Keilbeine zu den drei medialen Mittelfußknochen, die das distale Ende des Bogens bilden. Der laterale Bogen verläuft vom Fersenbein durch das Würfelbein zu den beiden lateralen Mittelfußknochen [7].

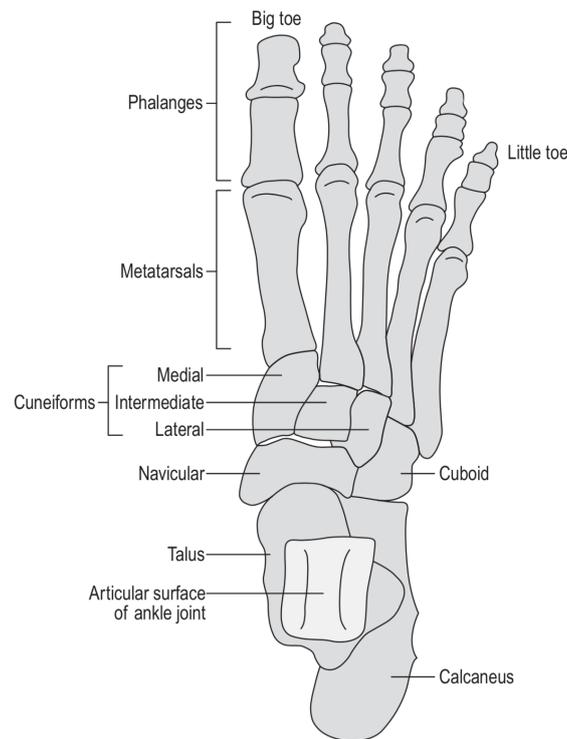


Abb. 3.6: Knochen des rechten Fußes von oben gesehen [7].

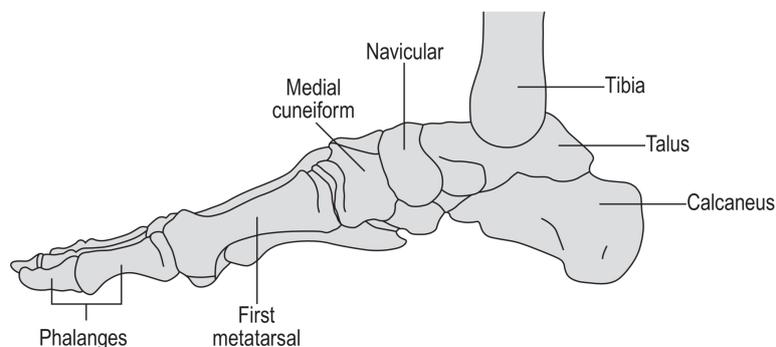


Abb. 3.7: Mediale Seite des rechten Fußes. Der mediale Bogen besteht aus Calcaneus, Talus, Navicular, Keilschrift und medialen drei Metatarsalen [7].

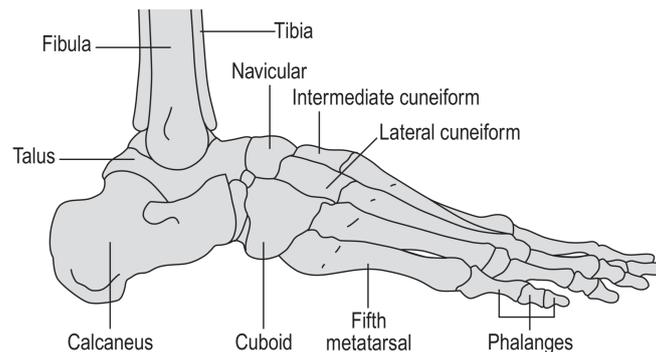


Abb. 3.8: Seitliche Seite des rechten Fußes. Der laterale Bogen besteht aus dem Calcaneus, den kuboiden und lateralen zwei Metatarsalen [7].

3.1.3 Gelenke und Bänder

Ein Gelenk tritt auf, wenn ein Knochen in Kontakt mit einem anderen ist. Sie können in Gelenke eingeteilt werden, in denen signifikante Bewegungen auftreten, den Synovialgelenken (auch als echte Gelenke oder Diarthrosen bezeichnet), und Gelenke, in denen nur kleine Bewegungen stattfinden können. Da beim Gehen normalerweise ziemlich große Bewegungen auftreten, werden nur Synovialgelenke näher betrachtet. Bei einem Synovialgelenk sind die Knochenenden mit Knorpel überzogen und das Gelenk ist von einer Synovialkapsel umgeben die Synovialflüssigkeit enthält, das als Gleitmittel dient. Die meisten Gelenke werden durch Bänder (Ligamente) stabilisiert, bei denen es sich um Bänder aus relativ unelastischem Fasergewebe handelt, die einen Knochen mit einem anderen verbinden. Die Faszie ist eine spezielle Art von Ligament die aus einer kontinuierlichen Schicht aus fibrösem Gewebe besteht. Das **Hüftgelenk** ist das einzige echte Kugelgelenk im Körper, wobei die Kugel der Kopf des Femurs und die Pfanne das Acetabulum des Beckens ist. Extreme Bewegungen werden durch eine Reihe von Bändern verhindert, die zwischen dem Becken und dem Femur verlaufen, durch eine das Gelenk umgebende Kapsel und durch ein kleines Ligamentum (Ligamentum teres), das die Mitte des Femurkopfes mit der Mitte des Acetabulums verbindet. Das Gelenk ist in der Lage Flexion, Extension, Abduktion, Adduktion, Innen- und Außenrotation auszuführen. Das **Kniegelenk** besteht aus den medialen und lateralen Kondylen des Femurs, oben, und den entsprechenden Kondylen der Tibia, unten. Die Gelenkflächen an der medialen und lateralen Seite sind getrennt, so stellt das Kniegelenk praktisch zwei Gelenke nebeneinander dar. Die Femurkondylen sind von vorne nach hinten und von Seite zu Seite gekrümmt, während die Tibiakondylen fast flach sind. Die Lücken um den Kontaktpunkt herum sind mit Knorpel ausgefüllt, der die Last verteilt und den Druck an der Kontaktstelle verringert. Die Bewegung des Gelenks wird durch fünf Bänder kontrolliert, durch diese ist eine sehr genaue Kontrolle am Kniegelenk möglich [7].

- das mediale Kollateralband (MCL) verhindert, dass sich die mediale Seite des Gelenks öffnet (d.h. es wirkt einer Abduktion oder einem Valgus entgegen)
- das laterale Kollateralband (LCL) wirkt in ähnlicher Weise einer Adduktion oder einem Varus entgegen
- die posteriore Gelenkkapsel verhindert eine Hyperextension
- das vordere Kreuzband (ACL), in der Mitte des Gelenks, zwischen den Kondylen, ist an der Tibia anterior und dem Femur anterior befestigt. Es verhindert, dass sich die Tibia relativ

zum Femur nach vorne bewegt, und verhindert eine übermäßige Rotation

- Das posteriore Kreuzband (PCL), ebenfalls in der Mitte des Gelenks, ist an der Tibia posterior und dem Femur anterior befestigt und verhindert, dass sich die Tibia relativ zum Femur rückwärts bewegt, und verhindert eine übermäßige Rotation

Die vorderen und hinteren Kreuzbänder sind nach den Positionen benannt, an denen sie an der Tibia befestigt sind. Durch die Kreuzbänder ist die Achse, um die sich das Gelenk beugt und streckt nicht fixiert, sondern sie ändert sich mit dem Beuge- oder Streckwinkel. Im normalen Individuum sind die Bewegungen des Knies Flexion und Extension mit einer kleinen Menge an innerer und äußerer Rotation. Signifikante Mengen von Abduktion und Adduktion sind nur bei geschädigten Knien zu sehen. Wenn das Knie zur vollen Extension kommt, gibt es eine Außenrotation von wenigen Graden, die sogenannte automatische Rotation. Das Patellofemoralgelenk liegt zwischen der posterioren Oberfläche der Patella und der vorderen Oberfläche des Femurs. Die Gelenkfläche besteht aus einem flachen V-förmigen Grat auf der Patella, der in eine flache Rinne zwischen den medialen und lateralen Kondylen passt. Die Kniescheibe gleitet während der Streckung und Beugung des Knies in dieser Furche. Dies führt dazu, dass verschiedene Bereiche der Patella mit verschiedenen Teilen der Gelenkflächen des Femurs in Kontakt kommen. Das Sprunggelenk ist das Gelenk zwischen Unterschenkel und Fuß. Es wird zwischen oberem und unterem Sprunggelenk unterschieden. Das **obere Sprunggelenk** ist ein Scharniergelenk und hat drei Gelenkflächen. Die obere Gelenkfläche ist die Hauptverbindung des Gelenks, diese ist zylindrisch und wird von der unteren Gelenkfläche der Tibia und dem Talus gebildet. Die mediale Gelenkfläche befindet sich zwischen dem Talus und der Innenseite des Malleolus medialis der Tibia. Entsprechend liegt die laterale Gelenkfläche zwischen dem Talus und der Innenfläche des lateralen Malleolus der Fibula. Die Hauptbänder des Knöchelgelenks sind jene zwischen der Tibia und der Fibula, die verhindern, dass sich diese beiden Knochen auseinander bewegen. Die Seitenbänder halten die Gelenkoberflächen in Kontakt und befinden sich auf beiden Seiten zwischen den beiden Malleolen, sowohl dem Talus als auch dem Kalkaneus. Das Sprunggelenk, das zylindrisch ist, erlaubt die Dorsalextension und Plantarflexion. Das **untere Sprunggelenk** besteht aus zwei Gelenkabschnitten. Das erste Gelenk (Subtalargelenk oder Talocalcaneal) befindet sich zwischen Sprungbein und Fersenbein, das zweite Gelenk (Talonavikulargelenk) liegt zwischen Sprungbein und Kahnbein. Das Subtalargelenk hat drei Gelenkflächen. Eine große Anzahl von Bändern verbindet die beiden Knochen miteinander und mit allen benachbarten Knochen. Aus funktioneller Sicht ist das Subtalargelenk wichtig, da es eine Abduktion und Adduktion des Rückfußes erlaubt. Bei einer Ganganalyse ist es in der Regel unmöglich, zwischen Bewegungen am oberen Sprunggelenk und am Subtalargelenk zu unterscheiden. Dieses Gelenk umfasst bei gesunden Individuen die Dorsalextension, Plantarflexion, Rückfußabduktion und Rückfußadduktion, plus eine geringe Drehung um die Längsachse des Beins. Das **Chopart Gelenk** (Midtarsal oder Transverse Tarsal Gelenk) besteht aus dem Calcaneocuboidgelenk und dem Subtalargelenk. Die Bewegung dieser Gelenke sind meist sehr klein, da Bänder die Gelenke kreuzen und die Gelenkflächen für große Bewegungen nicht geformt sind. Die mittleren Fußwurzelgelenke zusammen betrachtet, stellen eine flexible Verbindung zwischen dem Rückfuß und dem Vorderfuß her, was eine Menge an kleinen Bewegung in alle Richtungen erlaubt. Durch das Zusammenfassen der mittleren Fußwurzelgelenke, des Subtalargelenks und Midtarsalgelenks wird das Intertarsalgelenk gebildet. Das **Lisfranc Gelenk** (Tarsometatarsalgelenk) liegt zwischen den fünf Mittelfußknochen, drei Keilbeinen und dem Würfelbein. Dieses Gelenk ist wegen der relativ flachen Gelenkflächen und Bänder nur zu kleinen Gleitbewegungen fähig. Es gibt auch Gelenkflächen zwischen benachbarten Metatarsalen, mit Ausnahme der medialen. Die Metatarsophalangealen und

interphalangealen Gelenke bestehen aus einer konvexen proximalen Oberfläche, die in eine flache konkave distale Oberfläche passt. Die **Metatarsophalangealgelenke** erlauben Abduktion und Adduktion sowie Flexion und Extension. Die **Interphalangealgelenke** sind durch ihre Bänder auf Flexion und Extension beschränkt, wobei der Flexionsbereich größer ist als der Extensionsbereich. Die wichtigste Bewegung beim Gehen ist in der Region, welche durch die Erweiterung der Metatarsophalangealgelenke dargestellt wird, gegeben [7, 10]. Durch ein Klassifizierungssystem ist es möglich sieben Arten von Diarthrosegelenken zu unterscheiden. Eine Gelenkart ist das **Gleitgelenk** (Arthrodial), welches im Fuß das Intertarsalgelenk darstellt. Die Bewegung bei dieser Art von Verbindung wird als nicht axial bezeichnet, da sie aus zwei flachen Oberflächen besteht, die übereinander anstatt um eine Achse gleiten. Die Literatur ist sich bei dieser Gelenkart uneinig, es konnte ebenfalls die Zuordnung zu den multiaxialen Gelenken gefunden werden. Ein weiteres Beispiel ist die Verschiebung der Fußwurzeln während der Pronation und Supination, dabei gleiten die Knochen übereinander. Das **Scharniergelenk** (Hinge) ist einachsiger und ermöglicht Bewegung in einer Ebene (Flexion, Extension). Zu dieser Gelenkart zählen die Interphalangealgelenke im Fuß und das Sprunggelenk. Das **Kondylengelenk** (Condyloid) ermöglicht eine primäre Bewegung in einer Ebene (Flexion und Extension) mit kleinen Bewegungsmengen in einer anderen Ebene (Rotation). Ein Beispiel ist das Kniegelenk welches aufgrund der Gelenkverbindung zwischen den beiden Kondylen des Femurs und dem Tibiaplateau zu diesen gezählt wird. Aufgrund der mechanischen Verbindungen, die durch die Bänder erzeugt werden, fungiert das Kniegelenk jedoch als Scharnier und wird in der Literatur aus diesem Grund als modifiziertes Scharniergelenk bezeichnet. Das **Kugelgelenk** ermöglicht eine Bewegung in drei Ebenen (Flexion und Extension, Abduktion und Adduktion, Rotation) und ist das beweglichste der Diarthrodialgelenke. Die Hüfte ist ein Beispiel für das Kugelgelenk. Die Tabelle 3.2 gibt einen Überblick der in den unteren Extremitäten vorkommenden Gelenkartarten auf der Grundlage dieser Klassifizierung [8, 9].

Tab. 3.2: Die Diarthrosegelenke und deren Analogien, die in den unteren Extremitäten vorkommen. Das uniaxiale Scharniergelenk (Hinge), das biaxiale Eigelenk (Condyloid), das multiaxiale Gleitgelenk (Plane) und das Kugelgelenk (Ball and Socket) [8, 9].

| Classification name | Number of axes | df | Joint examples |
|--------------------------------|----------------|----|--|
| Ginglymus (Hinge) | Uniaxial | 1 | Ankle and Interphalangeal joint |
| Condyloid | Biaxial | 2 | Metatarsophalangeal joint Tibiofemoral (knee) joint |
| Arthrodial (Plane) | Multiaxial | 3 | Intertarsal joint |
| Enarthrodial (Ball and Socket) | | | Hip joint |

3.1.4 Muskel und Sehnen

Muskeln sind verantwortlich für Bewegungen an den Gelenken. Die meisten sind an ihren beiden Enden an verschiedenen Knochen befestigt und kreuzen entweder ein Gelenk (monoartikulärer Muskel), zwei Gelenke (biartikulärer Muskel) oder mehrere Gelenke (polyartikulärer Muskel). In vielen Fällen bedeckt die Befestigung des Muskels an einem Knochen einen breiten Bereich, während sie sich am anderen Ende zu einer Sehne verengt und so in Kontakt mit einem weiteren Knochen steht. Allgemein gilt, dass durch Bänder Knochen in Verbindung stehen, während Sehnen Muskeln mit Knochen verbinden. Die meisten Muskeln haben auch sekundäre Aktionen, die abhängig von der Gelenkposition variieren können, insbesondere bei biartikulären Muskelquellen.

Die größeren und oberflächlicheren Muskeln sind in Abbildung 3.9 dargestellt. In den folgenden Unterkapiteln wird auf die Muskeln, welche für die Bewegung an den unterschiedlichen Gelenken verantwortlich sind, eingegangen [7].

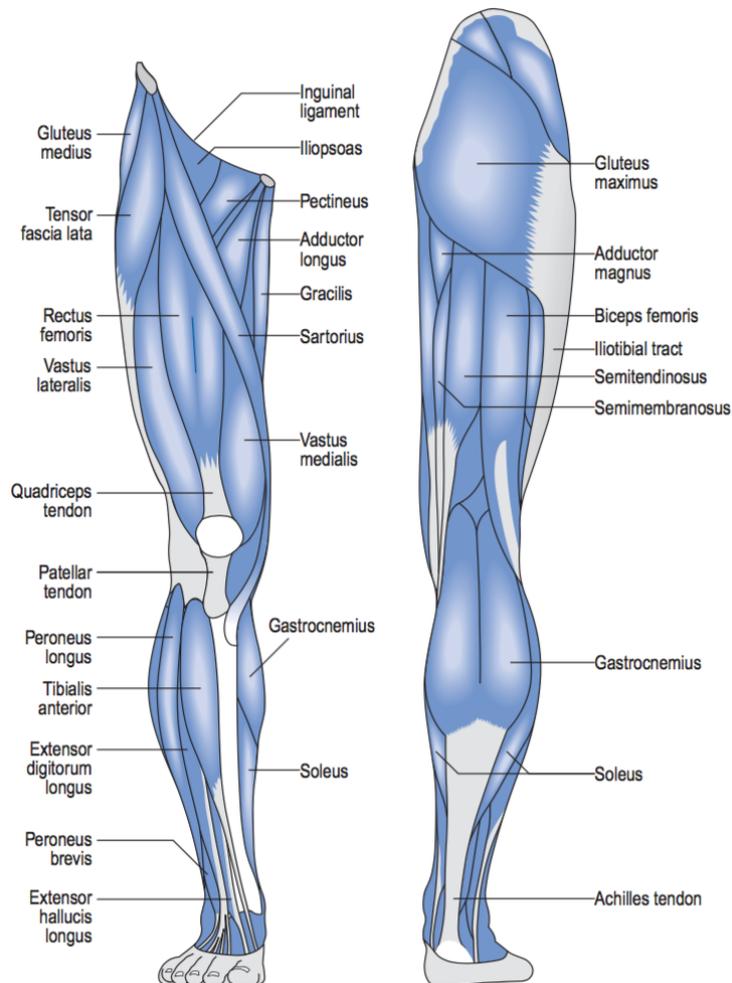


Abb. 3.9: Oberflächliche Muskulatur des rechten Beines mit der Vorderseite (links) und der Hinterseite (rechts) [7].

3.1.4.1 Muskeln, die nur am Hüftgelenk wirken

- i) *Musculus Psoas major* stammt von der Vorderseite des ersten bis fünften Lendenwirbelbereiches. *M. Iliacus* entspringt an der Innenseite des Beckens. Diese Muskeln werden zum *M. Iliopsoas* zusammengefasst, welcher am Trochanter minor des Oberschenkel ansetzt. Die Hauptfunktion dieser Muskeln besteht in der Flexion der Hüfte [7].
- ii) *M. Gluteus maximus* entspringt der Rückseite des Beckens und wird in die Rückseite des Femur in der Nähe seiner Spitze eingeführt [7].
- iii) *M. Gluteus medius* und *M. Gluteus minimus* stammen von der Seite des Beckens und werden in den Trochanter major des Femurs eingeführt und bewegen hauptsächlich die Hüfte [7].

- iv) *M. Adductor magnus*, *M. Adductor brevis* und *M. Adductor longus* stammen alle aus dem Ischium und Pubis des Beckens. Sie setzen sich in einer Linie entlang der medialen Seite des Femurs ein und adduzieren die Hüfte [7].
- v) *M. Quadratus femoris*, *M. Piriformis*, *M. Obturator internus*, *M. Obturator externus*, *M. Gemellus superior* und *M. Gemellus inferior* stammen aus dem Becken und legen sich nahe der Oberseite des Femurs an. Sie alle bewirken ein externes Rotieren des Femur, obwohl die meisten auch sekundäre Wirkungen haben [7].
- vi) *M. Pectineus* entspringt am Pubis des Beckens. Er verläuft lateral und setzt an der Vorderseite des Femurs nahe dem Trochanter minor ein. Er dient der Flexion und Adduktion der Hüfte [7].

Es wurde Beobachtet, das eine interne Rotation des Femurs als sekundäre Wirkung durch *M. Gluteus medius*, *M. Gluteus minimus*, *M. Psoas major*, *M. Iliacus*, *M. Pectineus* und *M. Tensor fasciae latae* erreicht wird [7].

3.1.4.2 Muskeln, die über das Hüft- und Kniegelenk wirken

- i) *M. Rectus femoris* entspringt im Bereich der Spina iliaca anterior superior und führt in die Quadrizepssehne ein. Er biegt die Hüfte (Flexion) und ist Teil des Quadrizeps, einer Gruppe von vier Muskeln, die das Knie ausdehnen (Extension) [7].
- ii) *M. Tensor fascia lata* stammt aus dem Becken in der Nähe der Spina iliaca anterior superior und wird in den Tractus iliotibialis eingebracht, eine breite Bande von fibrösem Gewebe, das an der Außenseite des Oberschenkels entlang läuft und am Kopf der Fibula anliegt. Der Muskel dient der Abduktion der Hüfte und des Knies [7].
- iii) *M. Sartorius* ist ein riemenähnlicher Muskel, der an der Spina iliaca anterior superior entsteht und sich um die Vorderseite des Oberschenkels wickelt, um an der medialen Vorderseite der Tibia eingeführt zu werden. Er ist hauptsächlich für die Flexion der Hüfte verantwortlich [7].
- iv) *M. Semimembranosus* und *M. Semitendinosus* sind zwei der rückseitigen Oberschenkelmuskeln (Ischiocrurale Muskulatur). Sie entstehen am Tuber ischiadicum des Beckens und werden in den medialen Kondylus der Tibia eingeführt. Sie dienen zur Hüftextension und Knieflexion [7].
- v) *M. Biceps femoris* ist der dritte rückseitige Oberschenkelmuskel (Ischiocrurale Muskulatur). Er entspringt der Tuber ischiadicum und der Mitte des Schaftes des Femurs. Er fügt in den lateralen Kondylus der Tibia ein, dient ebenfalls der Hüftextension und Knieflexion [7].
- vi) *M. Gracilis* läuft die mediale Seite des Oberschenkels vom Schambein (Pubis) nach hinten an der medialen Seite der Tibia. Er dient zur Adduktion der Hüfte und Flexion des Knies [7].

3.1.4.3 Muskeln, die nur am Kniegelenk wirken

- i) *M. Vastus medialis*, *M. Vastus intermedius* und *M. Vastus lateralis* sind drei Elemente des *M. quadriceps femoris*. Sie stammen alle aus dem oberen Teil des Femurs, jeweils auf der medialen, anterioren und lateralen Seite. Das vierte Element des Quadrizeps ist der oben beschriebene *Rectus femoris*. Die vier Muskeln verbinden sich zur Quadrizepssehne. Diese umgibt die Patella und setzt sich darüber hinaus als Patellarsehne fort, die in das *Tuberculum tibiale* eingreift. Der *Quadriceps* ist der einzige Muskel, der zu einer Extension des Knies führt [7].
- ii) *M. Popliteus* ist ein kleiner Muskel hinter dem Knie. Er hilft das Knie zu entsperren, indem er die Tibia zu Beginn der Flexion nach innen dreht [7].

3.1.4.4 Muskeln, die über das Knie- und Sprunggelenk wirken

- i) *M. Gastrocnemius* stammt von der Rückseite der medialen und lateralen Kondylen des Femurs, seine Sehne verbindet sich mit der des *Soleus* (und manchmal auch der *Plantaris*), um die *Achillessehne* zu bilden, die in den Rücken des *Kalkaneus* eindringt. Die Hauptwirkung dieser Muskeln besteht in der Plantarflexion des Knöchels, obwohl der *Gastrocnemius* auch eine Flexion des Knies erlaubt [7].
- ii) *M. Plantaris* ist ein sehr schlanker Muskel, der vom lateralen Condylus des Femurs bis zum *Calcaneus* tief zum *Gastrocnemius* verläuft. Er ist ein schwacher Plantarflexor des Knöchels [7].

3.1.4.5 Muskeln, die über das Sprunggelenk und Subtalargelenk wirken

- i) *M. Soleus* entsteht von der hinteren Oberfläche der Tibia, der Fibula und den tiefen Wadenmuskeln. Seine Sehne verbindet sich mit der des *Gastrocnemius* (und manchmal *Plantaris*), für eine Plantarflexion des Knöchels. Der *Soleus* und der *Gastrocnemius* zusammen werden *Triceps surae* genannt [7].
- ii) *M. Extensor hallucis longus*, *M. Extensor digitorum longus*, *M. Tibialis anterior* und *M. Peroneus tertius* bilden die anteriore Tibialgruppe. Sie stammen von der Vorderseite der Tibia und Fibula und der *Membrana interossea*. Die beiden ersteren werden in die Zehen eingeführt, die sie ausstrecken (Extension). Die beiden letzteren werden in die Tarsalknochen eingesetzt und heben den Mittelfuß an der medialen Seite (*Tibialis anterior*) oder lateralen Seite (*Peroneus tertius*) an. *Tibialis anterior* ist der wichtigste Dorsalflexor des Sprunggelenks, die anderen sind schwache Dorsalflexoren [7].
- iii) Der *M. flexor hallucis longus*, der *M. flexor digitorum longus*, der *M. tibialis posterior*, der *M. peroneus longus* und der *M. peroneus brevis* sind die tiefen Wadenmuskeln, die alle von der Rückseite der Tibia, der Fibula und der *Membrana interossea* stammen. Die zwei ersten sind zur Beugung (Flexion) der Zehen. Der Mittlere (*M. tibialis posterior*) befindet sich auf der medialen Seite und bewirkt eine Supination und Adduktion des Fußes. Die letzten zwei sind auf der lateralen Seite und wirken bei der Pronation und Abduktion (Eversion) des Fußes mit. Alle fünf Muskeln unterstützen die Plantarflexion [7].

3.1.4.6 Muskeln, die im Fuß wirken

- i) *M. Extensor digitorum brevis* und *M. dorsaler interossei* befinden sich auf dem Fußrücken. Der erste Muskel dient zur Extension und der zweite zur Abduktion und Flexion der Zehen [7].
- ii) *M. Flexor digitorum brevis*, *M. Abductor hallucis* und *M. Abductor digiti minimi* bilden die oberflächliche Schicht der Fußsohle. Sie erlauben die Flexion der Zehen und dienen der Abduktion des großen Zehs bzw. des kleinen Zehs [7].
- iii) *M. Flexor accessorius*, *M. Flexor hallucis brevis* und *M. Flexor digiti minimi brevis* bilden eine Zwischenschicht in der Fußsohle. Durch sie ist eine Flexion aller Zehen möglich [7].
- iv) Der *M. Adductor hallucis* besteht aus zwei Teilen. Dem schrägen und transversalen Kopf. Er adduziert den großen Zeh [7].
- v) Die *Musculi interossei plantares* und die *Musculi lumbricales pedis* liegen in der tiefsten Schicht der Fußsohle. Die ersten sind für die Adduktion und Flexion der Zehen und die zweiten zur Flexion der proximalen Phalangen [7].

Die gerade erwähnten Muskelgruppen sind zusammen als die *intrinsischen Muskeln* des Fußes bekannt [7].

3.1.5 Rückenmark und Spinalnerven

Das Rückenmark ist eine Erweiterung des Gehirns und spielt eine aktive Rolle bei der Verarbeitung von Nervensignalen. Wie das Gehirn selbst besteht es aus weißer Substanz, welche sich zu Nervenfasern bündeln, und aus grauer Substanz, die viele Zellkörper und Nervenenden enthält. Das Rückenmark liegt innerhalb des Spinalkanals, der vorne von den Wirbelkörpern und hinten von den Wirbelbögen gebildet wird (siehe Abbildung 3.10) [7]. Die Wirbel sind in vier Gruppen unterteilt

- 7 Halswirbel (Vertebrae cervicales)
- 12 Brustwirbel (Vertebrae thoracicae)
- 5 Lendenwirbel (Vertebrae lumbales)
- 5 Kreuzbeinwirbel (Vertebrae sacrales)

Es ist üblich abgekürzte Namen zu verwenden so wird zum Beispiel der vierte Brustwirbel als "T4" bezeichnet. Das Rückenmark ist kürzer als der Spinalkanal und endet bei Erwachsenen etwa auf Höhe des ersten Lendenwirbels (L1) und bei Kindern etwas tiefer. Am Ende des Rückenmarks befindet sich ein Bündel von Nerven, die Cauda equina, die aus jenen Nervenwurzeln besteht, die in die unteren Ebenen des Spinalkanals ein- und austreten (siehe Abbildung 3.10 von L1 bis S5). Es gibt acht Halsnervenwurzeln, aber nur sieben Halswirbel. Jede Nervenwurzel tritt über dem entsprechend nummerierten Wirbel aus. Im Rest der Wirbelsäule entstehen die Nervenwurzeln unter den entsprechend nummerierten Wirbeln. Die Hauptneurone (Nervenzellen), die für die Muskelkontraktion verantwortlich sind, gehen vom Gehirn als obere Motoneurone in den absteigenden Bahnen des Rückenmarks aus. Auf der entsprechenden Wirbelsäulenebene treten sie

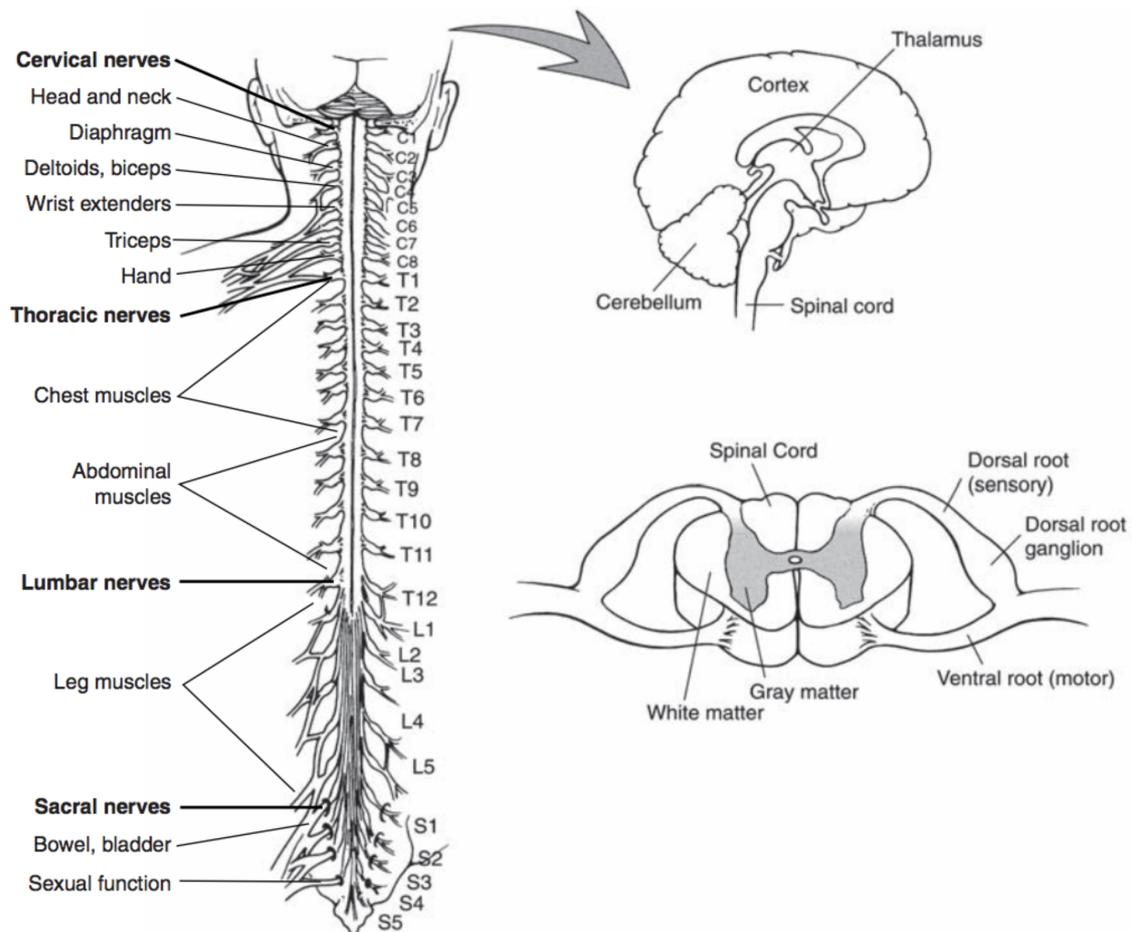


Abb. 3.10: Das zentrale Nervensystem (ZNS) besteht aus dem Gehirn und dem Rückenmark. Das periphere Nervensystem besteht aus allen Nerven, die außerhalb des Rückenmarks liegen. Die 31 Rückenmarksnervenpaare treten aus und in das Rückenmark an den verschiedenen Wirbelebenen ein und versorgen bestimmte Regionen des Körpers. Die motorische Information verlässt das Rückenmark durch die ventrale Wurzel (anterior) und die sensorische Information dringt durch die dorsale Wurzel (posterior) in das Rückenmark ein [8].

in die graue Substanz ein und verbinden sich mit den unteren motorischen Neuronen, auch efferente Neuronen genannt. Die Axone (Nervenfasern) dieser Zellen treten durch die vordere Wurzel aus dem Rückenmark aus, vereinigen sich mit anderen Rückenwurzeln und teilen sich dann in immer kleinere Nerven auf und erreichen schließlich den Muskel selbst. Nervenfasern wandern auch in die entgegengesetzte Richtung, von den Muskeln, der Haut und anderen Strukturen zum Rückenmark. Sie treten an der Hinterwurzel in das Rückenmark ein, nachdem sie das hintere Wurzelganglion passiert haben, eine Schwellung, die die Zellkörper der Neuronen enthält. Diese afferenten Neuronen übertragen viele verschiedene Arten von sensorischen Informationen. Einige verbinden sich mit den Nervenfasern, die das Rückenmark zum Gehirn in den aufsteigenden Trakten passieren, während andere mit anderen Nervenzellen auf derselben oder naher Wirbelsäulebene in Kontakt stehen. Wenn das Rückenmark durch Unfall oder Krankheit beschädigt wird, hängen die Auswirkungen sowohl von der Höhe der Wirbelsäule ab, auf der der Schaden aufgetreten ist, als auch davon, ob das Rückenmark vollständig oder nur teilweise durchtrennt wurde. Eine Vielzahl von Behinderungen kann durch eine unvollständige Zerstörung des Rückenmarks entstehen. Wenn das Rückenmark vollständig durchtrennt ist, sind die oberen Motoneuronen nicht in der Lage, die

Muskelgruppen auf oder unter diesem Niveau zu kontrollieren, so dass die willkürliche Kontrolle dieser Muskeln verloren geht. Es gibt auch einen vollständigen Verlust der Empfindung unterhalb des Schadensniveaus. Jedoch bleiben normalerweise die unteren Motoneuronen, die sensorischen Nerven und die spinalen Reflexe erhalten. Verletzungen der Wirbelsäule unter L1 schädigen die Cauda equina und nicht das Rückenmark. Die Cauda equina besteht aus unteren Motoneuronen und sensorischen Fasern, deren Schädigung ein völlig anderes Krankheitsbild verursacht als die Schädigung des Rückenmarks. Patienten, die auf Höhe der Halswirbelsäule gelähmt sind, werden als Tetraplegiker oder Quadriplegiker mit Lähmung der Arme und Beine bezeichnet. Bei einer Läsion der Halswirbel oberhalb von C4 ist das Zwerchfell ebenfalls gelähmt, was das Atmen erschwert oder unmöglich macht, und die Überlebenschancen sind schlecht. In den unteren Halswirbeln bleibt eine Arm- oder Handfunktion erhalten. Wenn die Schädigung des Rückenmarks im Brust- oder Lendenbereich erfolgt, sind nur die Beine gelähmt und der Patient ist querschnittsgelähmt. Wenn nur die Cauda equina geschädigt ist, hat der Patient eine unvollständige Paraplegie und kann in der Lage sein, eine Orthese zu tragen (externe Unterstützung). Lähmungen des Patienten, die auf eine Seite des Körpers beschränkt sind, werden als Hemiplegie bezeichnet. Bei einer Hemiparese handelt es sich jedoch um eine unvollständige halbseitige Lähmung. Der Bereich der Haut, der von den sensorischen Nerven einer bestimmten spinalen Wurzel bedient wird, wird als **Dermatom** bezeichnet. Die Verteilung der Dermatome für alle Spinalnerven ist in der Abbildung 3.11 dargestellt. In den Beinen wird die vordere Fläche von den höheren Wirbelsäulensegmenten und die hintere von den unteren angesprochen. Verlust der Empfindung von Gesäß und Perineum folgt wahrscheinlich bei fast allen Wirbelsäulenverletzungen. Beim Austritt aus dem Rückenmark bilden die Spinalwurzeln aus benachbarten Ebenen ein Netzwerk, das als **Plexus** bekannt ist. Die peripheren Nerven, die aus einem solchen Plexus hervorgehen, enthalten gewöhnlich Nervenfasern von mehreren benachbarten spinalen Wurzeln. Die peripheren Nerven, die die Muskeln des Gehens versorgen, entstehen alle entweder aus dem Plexus lumbalis oder dem Plexus sacralis [7].

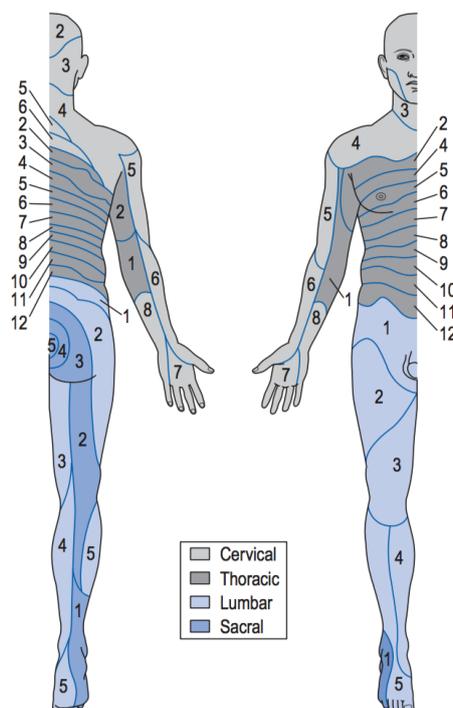


Abb. 3.11: Sensorische Verteilung (Dermatome) der Spinalnervenwurzel [7].

3.1.6 Der Bewegungsumfang

Gelenke können Segmente normalerweise frei und schmerzlos im sogenannten Bewegungsumfang (range of motion, Abkz. ROM) bewegen. Die spezifische Bewegungsmenge, die in einem Gelenk oder Bewegungsbereich möglich ist, kann durch ein Goniometer in Grad gemessen werden. Es folgen die möglichen Bewegungsbereiche, welche die einzelnen Gelenke zu lassen. Aufgrund der individuellen Unterschiede gibt es einige Unstimmigkeiten über den genauen möglichen Bereich jeder Bewegung. Im Hüftgelenk sind die Bereiche im Allgemeinen 0 bis 130 Grad Flexion, 0 bis 30 Grad Extension, 0 bis 35 Grad Abduktion, 0 bis 30 Grad Adduktion, 0 bis 45 Grad Innenrotation und 0 bis 50 Grad Außenrotation (siehe Abbildung 3.12). Das Kniegelenk besitzt normalerweise

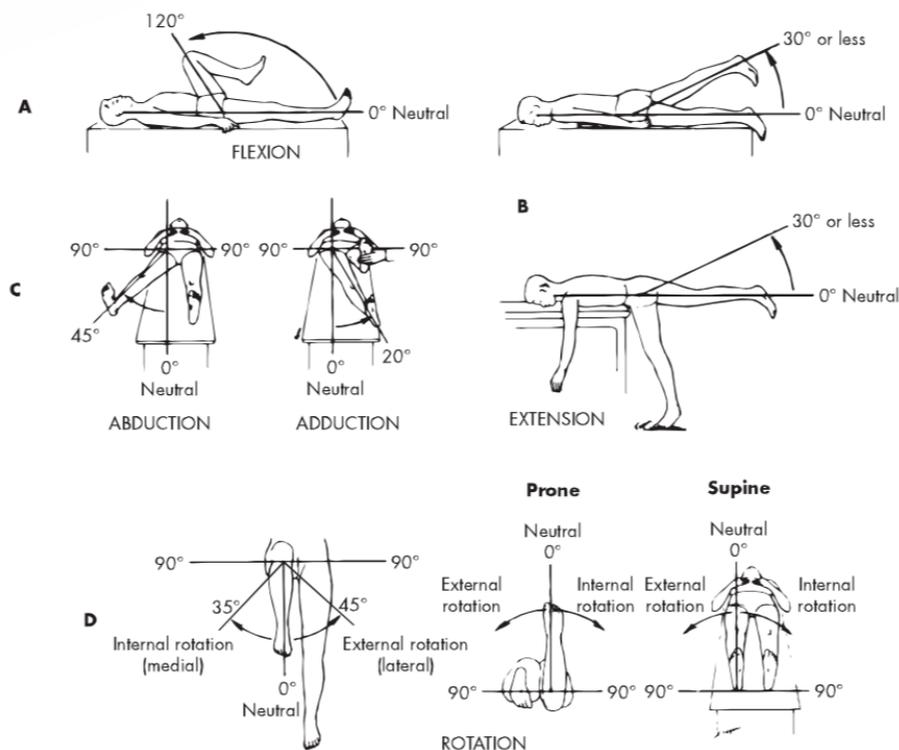


Abb. 3.12: Aktive Bewegung der Hüfte. A: Flexion wird in Grad von einer Rückenlage aus gemessen, das Knie kann verlängert oder gebeugt werden B: Extension oder Hyperextension wird normalerweise bei gestrecktem Knie gemessen C: Abduktion kann in Rücken- oder Seitenlage gemessen werden, die Adduktion wird am besten mit der auf dem Rücken liegenden Person gemessen D: interne und externe Rotation kann entweder in Rückenlage oder in Bauchlage ausgewertet werden [9].

einen Bewegungsbereich bis 150 Grad Extension und Flexion. Eine Hyperextension des Kniegelenkes bis zu 10 Grad oder mehr ist ebenfalls nicht ungewöhnlich. Wenn das Knie um 30 Grad oder mehr gebeugt ist, können etwa 30 Grad Innenrotation und 45 Grad Außenrotation auftreten (siehe Abbildung 3.13). Das Sprunggelenk ermöglicht eine Plantarflexion von etwa 50 Grad und eine Dorsalflexion von 15 bis 20 Grad (siehe Abbildung 3.14). Ein größerer Bereich der Dorsalflexion, insbesondere bei Belastung ist möglich, wenn das Knie gebeugt ist. Die Fibula dreht sich um 3 bis 5 Grad nach außen mit Dorsalflexion des Knöchels und 3 bis 5 Grad nach innen während der Plantarflexion. Obwohl angenommen wird das Inversions und Eversions Bewegungen durch das Sprunggelenk hervorgerufen werden, treten diese in den subtalaren und transversalen Fußwurzelgelenken auf. Diese Gelenke, die als gleitend oder arthrodial klassifiziert werden, ermög-

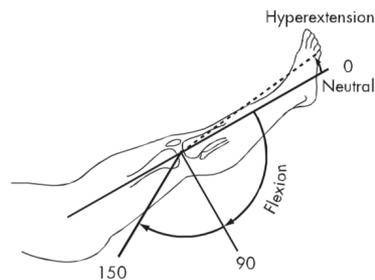


Abb. 3.13: Aktive Bewegung des Kniegelenks. Die Flexion wird in Grad von der Ausgangsposition (Neutrallinie) aus gemessen, wobei die Person entweder in Bauchlage oder in Rückenlage liegt [9].

lichen zusammen 20 bis 30 Grad Inversion und 5 bis 15 Grad Eversion. Innerhalb der intertarsal und tarsometatarsal Gelenke gibt es nur minimale Bewegungen. Die Zehenknochen verbinden sich mit den Mittelfußknochen über die Metatarsophalangealgelenke (MP), welche als Kondylengelenk klassifiziert werden. Das MP Gelenk der großen Zehe erlaubt eine Flexion um 45 Grad und eine Extension um 70 Grad, während das interphalangeale Gelenk von 0 Grad eine Extension bis 90 Grad und Flexion ermöglicht. Die MP Gelenke der vier Kleinzehen erlauben etwa 40 Grad Flexion und 40 Grad Extension. Auch eine minimale Abduktion und Adduktion der MP Gelenke ist möglich. Die proximalen interphalangealen Gelenke in den kleinen Zehen biegen sich von 0 bis 35 Grad Flexion. Die distalen interphalangealen Gelenke erlauben eine Flexion bis 60 Grad und eine Extension um 30 Grad. Anzumerken ist, dass es in allen diesen Gelenken große Unterschiede von Gelenk zu Gelenk und von Mensch zu Mensch gibt [9].

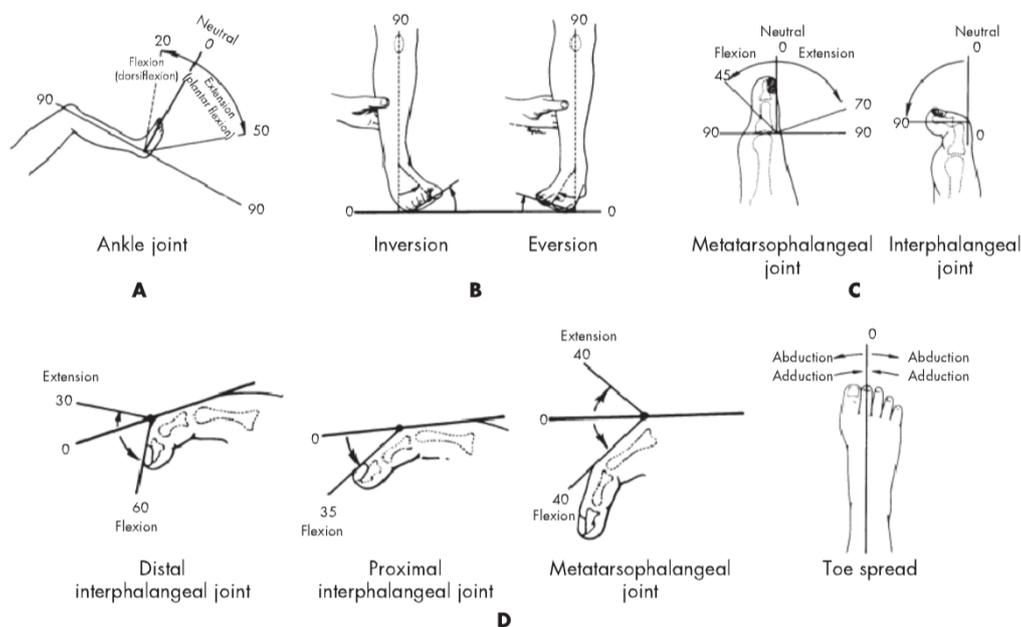


Abb. 3.14: Aktive Bewegung des Knöchel-, Fuß- und Zehengelenks A: Dorsalextension und Plantarflexion werden in Grad von der rechtwinkligen neutralen Position angegeben, auch eine Angabe in Prozent im Vergleich zum gegenüberliegenden Knöchel ist möglich B: 20 bis 30 Grad Inversion und 5 bis 15 Grad Eversion werden normalerweise in Grad ausgedrückt, ebenfalls ist eine Angabe in Prozent im Vergleich zum gegenüberliegenden Fuß möglich C: Flexion und Extension der großen Zehe D: ROM für die lateralen vier Zehengelenke [9].

3.1.7 Die Bewegungsentwicklung

Die menschliche Entwicklung kann in Entwicklungsphasen eingeteilt werden. Bei der ersten Entwicklungsphase handelt es sich um das Säuglingsalter, welches sich über die ersten 2 Lebensjahre nach der Geburt erstreckt. In dieser Zeit lernt das Kind sein eigenes Bewegungssystem kennen. Es nutzt die Bewegung um die Umgebung zu erforschen. Die Kindheit beginnt mit 2 Jahren und dauert bis zur Adoleszenz (Jugend). In dieser Zeit werden Bewegungsstrategien entwickelt um alltägliche Probleme zu lösen. Die Adoleszenz beginnt mit 10 Jahren beim weiblichen und mit 12 Jahren beim männlichen Geschlecht. Sie deckt den Zeitraum vor, während und nach der Pubertät ab. Das Erwachsenenalter ist die längste Zeitspanne des menschlichen Lebens und wird biologisch im Alter von 18 Jahren bei Frauen und im Alter von 20 Jahren bei Männern erreicht. Diesen Phasen können motorische Meilensteine, in denen motorische Fähigkeiten zu erwarten sind, zugeordnet werden. So wird mit c.a. 4 Monaten die Kopfkontrolle, mit 4 bis 8 Monaten das eigenständige Sitzen und mit 12 bis 18 Monaten das Gehen erwartet. Jedoch kann ein Säugling, der erst 7 Monate alt ist, die Fähigkeit des Gehens bereits besitzen. Es ist akzeptabel, dass ein Kind den typischen Entwicklungsrichtlinien voraus ist. Die Erreichung von Meilensteinen bereiten das Kind darauf vor die Kontrolle über die körperliche Bewegung zu erlangen. In den folgenden Unterkapiteln werden die zu erwartenden Fähigkeiten, welche die unteren Extremitäten betreffen, in Abhängigkeit des Alters besprochen [11].

3.1.7.1 Zwölf Monate

Der Säugling wird mit 1 Jahr ein Kleinkind. Die meisten Säuglinge versuchen in diesem Alter sich fortzubewegen. Anzumerken ist, dass die Verwendung von Gehhilfen in diesem Alter als bedenklich angesehen wird. Da eine zu frühe Verwendung von Gehhilfen es dem Kind nicht ermöglicht ausreichend Kraft für Oberkörper und Rumpf zu entwickeln. Ein Fortschreiten der Fähigkeiten wird in der Bauchlage gesehen. Typische erste Gehversuche sind laterale Gewichtverschiebungen von einem weit entführten Bein zum anderen [11].

3.1.7.2 Sechzehn bis Achtzehn Monate

Mit 16 bis 18 Monaten ist das Kleinkind so entspannt, dass ein Spielzeug gleichzeitig getragen oder gezogen werden kann. Mit Hilfe geht das Kleinkind Schritt für Schritt die Treppe hinauf und hinunter. Die meisten Kinder können in diesem Alter seitwärts und rückwärts laufen, wenn sie nach 12 Monaten oder früher gehen. Momentanes Gleichgewicht auf einem Fuß ist ebenfalls möglich [11].

3.1.7.3 Zwei Jahre

Der Gang des 2-Jährigen wird schneller, die Arme schwingen hin und her, die Schritte sind größer und die Zeit, die für die Einzelbeinhaltung benötigt wird, nimmt zu. Viele zusätzliche motorische Fähigkeiten entstehen in diesem Jahr. Ein Zweijähriger kann Treppen hoch und runter gehen, indem er einen Schritt nach dem anderen macht. Mit einem zwei Fuß hohen Absprung von einer Stufe springen, einen großen Ball treten und einen kleinen werfen. Treppensteigen zeigt eine verbesserte Stabilität beim Verlagern des Körpergewichts von einem Bein zum anderen. Das Überschreiten niedriger Objekte gehört ebenfalls zu den Bewegungsfähigkeiten des Kindes in der Umgebung.

Richtungsänderungen, welche noch viel Platz benötigen, können während des Laufens ausgeführt werden [11].

3.1.7.4 Drei Jahre

Grundlegende motorische Muster wie Galopp, Hüpfen und Häschensprünge entwickeln sich zwischen 3 und 6 Jahren. Diese Zeitspanne beinhaltet auch das Laufen, Springen, Werfen und Fangen. Eine andere Aktion, die im Alter von 3 Jahren bewältigt wird, ist das Treten eines Dreirads. Stehen mit einem Fuß vor dem anderen, welches als Tandem Stehen bezeichnet wird, ist ebenfalls möglich. Beim Häschensprung können Geschlechtsunterschiede festgestellt werden, wobei Mädchen besser als Jungen abschneiden. Eine mögliche Erklärung ist, dass Mädchen in der Kindheit ein besseres Gleichgewicht als Jungen aufweisen [11].

3.1.7.5 Vier Jahre

Rhythmisches entspanntes Galoppieren ist für ein 4-jähriges Kind möglich. Galoppieren besteht aus einem Spaziergang auf dem Führungsbein gefolgt von einer Laufstufe auf dem Hinterbein. Galoppieren ist eine asymmetrische Gangart. Eine gute Möglichkeit, Galopp zu visualisieren, ist, an ein Kind zu denken ein Stockpferd reiten. Schon 20 Monate nach dem Laufen lernen wurden Kleinkinder auf Galopp gebracht, aber die Bewegung ist steif, und die Arme sind in hohem Schutz wie beim Gehen. Ein 4-Jähriger hat ein besseres statisches und dynamisches Gleichgewicht, was sich an der Fähigkeit zeigt, länger auf einem Fuß zu stehen (4 bis 6 Sekunden) als ein 3-jähriger. Jetzt kann das Kind mit wechselnden Füßen Treppen steigen [11].

3.1.7.6 Fünf Jahre

Im Alter von 5 Jahren kann ein Kind 8 bis 10 Sekunden auf einem Fuß stehen, auf einem Schwebbalken vorwärts gehen, auf einem Fuß 8 bis 10 Mal springen. In diesem Alter kann das Kind die Richtung ändern und beim Laufen schnell anhalten. Es kann Fahrrad und Rollschuh fahren [11]. Experten empfehlen ein Alter von mindestens fünf Jahren, um an einer intensiven roboterunterstützten Therapie teilzunehmen. Allgemeine Erfahrungen zeigten, dass Kinder unter 5 Jahren in der Regel nicht in der Lage sind, sich auf eine derartige Therapie, die aus mehr als einer Sitzung besteht, zu konzentrieren und aktiv daran teilzunehmen [12].

3.1.7.7 Ab Sechs Jahren

Ein 6-jähriges Kind ist gut koordiniert und kann mit offenen oder geschlossenen Augen länger als 10 Sekunden auf einem Fuß stehen. Eine weitere Fähigkeit ist es auf einem Schwebbalken der auf dem Boden liegt, vorwärts, rückwärts und seitwärts zu gehen ohne abzusteigen. Im Spiel erlernte Bewegungsmuster bilden die Grundlage für spätere Sportfähigkeiten. Während des Prozesses motorische Aktivitäten und Fähigkeiten zu verändern, reifen die Nerven-, Muskel- und Skelettsysteme, und der Körper wächst in Höhe und Gewicht. Kraft entwickelt sich bei Kindern langsam, weil Kraft und Geschwindigkeit innerhalb eines bestimmten Bewegungsmusters benötigt werden. Rasche Veränderungen des Ganges treten während der ersten 4 Lebensjahre auf, wobei langsamere Veränderungen

bis zu 7 Jahre andauern, wenn das Gangbild nach Bewegungsstandards als ausgereift betrachtet wird. Die Ganggeschwindigkeit verdoppelt sich zwischen 1 und 7 Jahren. Zwischen 6 und 10 Jahren beherrscht ein Kind die erwachsenen Formen des Laufens. Obwohl das Nervensystem im Alter von 10 Jahren allgemein für reif gehalten wird, treten Veränderungen der Bewegungsmuster im Jugend- und Erwachsenenalter auf. Früh in der motorischen Entwicklung scheinen Bewegungsmuster homogener zu sein und folgen einer ziemlich vorgeschriebenen Entwicklungssequenz. Wenn eine Person reift, werden Bewegungsmuster symmetrischer. Mit zunehmendem Alter werden Bewegungsmuster asymmetrischer [11].

3.1.8 Der Gangzyklus

Der Gangzyklus ist definiert als das Zeitintervall zwischen zwei aufeinanderfolgenden Vorgängen eines der sich wiederholenden Gangereignisse. Obwohl jedes Ereignis gewählt werden könnte, um den Gangzyklus zu definieren, ist es im Allgemeinen günstig, den Zeitpunkt zu verwenden an dem ein Fuß den Boden berührt (initialer Bodenkontakt). Wenn entschieden wird mit dem ersten Kontakt des rechten Fußes zu beginnen, wie in Abbildung 3.16 gezeigt, wird der Zyklus fortgesetzt bis der rechte Fuß wieder den Boden berührt. Der linke Fuß durchläuft genau die gleiche Reihe von Ereignissen wie der Rechte aber um einen halben Zyklus verschoben [7]. Ein normaler Gangzyklus betrachtet somit das Intervall des Fersenkontakts eines Fußes mit dem Fersenkontakt desselben Fußes. Der Gangzyklus ist in acht Phasen unterteilt, die in zwei Perioden (Stand- und Schwungperiode) auftreten. Die Phasen werden wie folgt bezeichnet, initialer Bodenkontakt (Initial Contact), Belastungsantwort (Loading Response), Mittlere Standphase (Mid Stance), Standphasenende (Terminal Stance), Schwungphasenvorbereitung (Pre Swing), Initiale Schwungphase (Initial Swing), Mittlere Schwungphase (Mid Swing) und Terminale Schwungphase (Terminal Swing). Die **Standperiode** macht 60% eines Gangzyklus aus und beinhaltet den initialen Bodenkontakt, die Belastungsantwort, die Mittlere Standphase, das Standphasenende und die Schwungphasenvorbereitung. Die **Schwungperiode** macht 40% aus und beinhaltet Initiale Schwungphase, Mittlere Schwungphase und Terminale Schwungphase. Die Prozentsätze des Gangzyklus beginnen mit dem initialen Bodenkontakt (Fersenkontakt, 0%) bis zum Ende der Schwungphasenvorbereitung (Zehenkontakt, 50%) und enden mit dem folgenden Fersenkontakt (100%). Der größte ROM der Hüfte tritt in der Sagittalebene mit kurzen muskulären Anforderungen auf, während der kleinste ROM, der in der Frontalebene auftritt, erheblich größere Muskelaktivität erfordert (siehe Abbildung 3.15). Während des initialen Bodenkontakts erreicht die Hüfte einen maximalen Beugewinkel

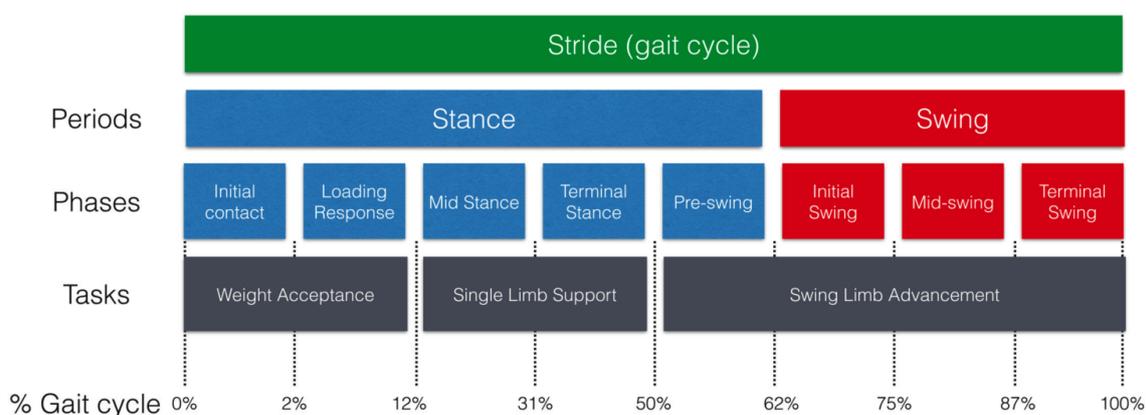


Abb. 3.15: Grafische Darstellung des Gangzyklus [13].

(Flexionswinkel) von etwa 20-30 Grad. Der initiale Bodenkontakt ist kurz und umfasst nur 0-2% des Gangzyklus. Die Belastungsantwort wird bis zu 12% des Gangzyklus fortgesetzt. Beim initialen Bodenkontakt wird die Hüfte aufgrund des unmittelbaren Anstiegs des Körpergewichts durch die Extremität einer instabilen Position ausgesetzt, was die Vorwärtsbewegung der Extremität stoppt, wenn sich der Rumpf weiter nach vorne bewegt. In der frontalen und transversalen Ebene befindet sich die Hüfte in einer neutralen Position relativ zum Becken. Die ischiocrurale Muskulatur ziehen sich exzentrisch zusammen, um die Kniebewegung zu verlangsamen und eine Überstreckung zu verhindern. Dann unterstützen der M. semitendinosus und der M. semimembranosus den unteren Gesäßmuskel und den M. adductor magnus beim Erweitern der Hüfte in der Belastungsantwort. Zusätzlich erreichen der obere Teil des M. gluteus maximus und der M. gluteus medius eine maximale Aktivität, und der posteriore M. tensor fasciae latae (TFL) erreicht eine moderate Aktivität, um die Hüftgelenke in der Frontalebene zu stabilisieren und die Adduktion und Innenrotation des Femurs exzentrisch zu kontrollieren. Ungefähr 10 Grad Adduktion tritt auf, wenn die Hüfte belastet wird. In der Nähe des Endes der Belastungsantwort (10% des Gangzyklus) verursacht eine Erhöhung der Knieflexion eine Verringerung der Hüftstreckung. Dies vermindert die Aktivität des unteren M. gluteus maximus, M. adductor magnus und M. biceps femoris. Die große Zehe der gegenüberliegenden unteren Extremität verlässt den Boden, wenn die gewichtstragende Hüftseite eine Flexion von etwa 25 Grad erreicht, was das Ende der doppelten Extremitäten Entlastung (beide Beine am Boden) und der Belastungsantwort kennzeichnet. Die mittlere Standphase beginnt, wenn der gegenüberliegende große Zeh den Boden verlässt und sich darauf der Standfuß vom Boden abhebt, dies geschieht ungefähr im Bereich von 12-31% des Gangzyklus. Früh in der Mitte der Standperiode bleiben der M. semitendinosus und M. semimembranosus aktiv, um die Hüftextension zu erhöhen, da Trägheit und Schwerkraft weiterhin die Hüfte über die neutrale Position hinaus ausdehnen (27% des Gangzyklus). Frontale Muskelaktivität erscheint in dieser Phase dominant. Der M. gluteus medius und der M. gluteus maximus erreichen während der mittleren Standphase eine maximale Aktivität, um das Becken zu stabilisieren und in eine neutrale Position zurückzuführen. Die Aktivität der gluteal Region nimmt dann vor dem Standphasenende ab, da die hinteren Fasern der TFL aktiv bleiben. Das Anheben der Ferse tritt bei ungefähr 32% des normalen Gangzyklus auf und endet in der mittleren Standphase. Das Standphasenende tritt bei ungefähr 31-50% des Gangzyklus auf. Diese beginnt, wenn das Körpergewicht über den Vorfuß rollt und die Ferse vom Boden abhebt. Es folgt eine Streckung der Hüfte auf ungefähr 20 Grad durch eine Kombination von Hüftextension, anteriore Beckenneigung und Rückwärtsrotation des Beckens, die als scheinbare Hyperextension beschrieben wird. Die vorderen Abschnitte des TFL und M. adductor longus dienen als aktive Rückhaltesysteme zur Kontrolle der Hüftstreckung, während das Ligamentum iliofemorale als passive Rückhaltevorrichtung wirkt. Die TFL bietet auch eine kleine Abduktionskraft für die Stabilität in der Frontalebene. Die Aktivität des M. adductor longus beginnt bei 46% des Gangzyklus und erreicht seine Spitzenaktivität bei etwa 50% des Gangzyklus. Er aktiviert die Hüftbeugung, wenn die Hüfte von Extension zu Flexion übergeht. Während des Standphasenendes wurde ein maximaler Druck im gesamten Acetabulum (Hüftgelenkpfanne) beobachtet. Der M. iliopsoas erzeugt gegen Ende des Standphasenendes eine beträchtliche Kraft, dessen Funktion, wie vermutet, während des Gehens die Schwunginitiation ist. Der entgegengesetzte Fersenkontakt markiert den Beginn der Schwungphasenvorbereitung, der 50-62% des Gangzyklus umfasst. Der Femur rückt vor, wenn der Fuß nach vorne abrollt. Der M. gracilis und der M. rectus femoris unterstützen den M. adductor longus beim Beugen der Hüfte vor dem Abrollen des Fußes, was bei 60% des Gangzyklus auftritt und das Ende der Standperiode darstellt. Während der M. rectus femoris die Hüfte beugt und die Kniestreckung kontrolliert, ist seine Aktivität kurz und manch-

mal vernachlässigbar. In der Frontalebene verzögert der M. gracilis und der M. adductor longus die Abduktion der Hüfte, da sich das Körpergewicht auf die kontralaterale Extremität verlagert. Der M. sartorius reagiert mit einem Außenrotations- und Abduktionsmoment um den Kräften der Muskulatur entgegenzuwirken die für die Adduktion verantwortlich sind. Wenn der Zeh den Boden verlässt, beginnt die initiale Schwungphase, welche 62-75% des Gangzyklus ausmacht. Die Vortriebswirkung des Sprunggelenks beim Vorschwingen beugt die Hüfte innerhalb von 0,1 Sekunden um fast 20 Grad. Der M. gracilis, iliacus, psoas, adductor longus und sartorius verstärken diese Bewegung und beenden die Aktivität vor der mittleren Schwungphase, wenn die Tibia senkrecht zum Boden steht. Der M. gracilis ist eine Ausnahme, da er bis zur Belastungsreaktion des nächsten Gangzyklus aktiv bleibt. Das Flexionsmoment der Hüfte schwingt die Tibia wie ein Pendel über das Bein der gegenüberliegenden Extremität und markiert den Beginn der mittleren Schwungphase (75-87% des Gangzyklus). Während dieser Phase biegt sich die Hüfte passiv um weitere 10 Grad, während der M. semimembranosus und der lange Kopf des M. biceps femoris eine exzentrische Kontrolle der Tibia initiieren. Der M. iliopsoas biegt weiterhin die Hüfte, bis die Tibia senkrecht zum Boden ist, bei ungefähr 86% des Gangzyklus. Die Flexion der Hüfte endet, während das Knie sich wie ein Pendel fortbewegt, was zu einem Fersenkontakt (initialer Bodenkontakt) und dem Ende des Gangzyklus führt. Ein Kontaktdruck am oberen Hüftgelenk konnte vor dem Fersenkontakt festgestellt werden, was darauf hindeutet, dass die Muskelaktivität in einer kinetischen Kette in der Lage ist, wesentliche Gelenkkräfte zu erzeugen [13].

| Gangphasen | IC Initial Contact Initialer Bodenkontakt | LR Loading Response Belastungsantwort | MST Mid Stance Mittlere Standphase | TST Terminal Stance Standphasenende | PSW Pre Swing Schwungphasen- vorbereitung | ISW Initial Swing Initiale Schwungphase | MSW Mid Swing Mittlere Schwungphase | TSW Terminal Swing Terminale Schwungphase |
|-----------------|---|---|---|---|---|--|---|---|
| Gangzyklus | 0 % | 0 – 12 % | 12 – 31 % | 31 – 50 % | 50 – 62 % | 62 – 75 % | 75 – 87 % | 87 – 100 % |
| Hüfte | 20° Flexion | 20° Flexion | 0° Flexion | -20° Hyperextension | -10° Hyperextension | 15° Flexion | 25° Flexion | 20° Flexion |
| Knie | 0° – 5° Flexion | 20° Flexion | 0° – 5° Flexion | 0° – 5° Flexion | 40° Flexion | 60° – 70° Flexion | 25° Flexion | 0° – 5° Flexion |
| Sprungelenk | 0° | 5° – 10° Plantarflexion | 5° Dorsalflexion | 10° Dorsalflexion | 15° Plantarflexion | 5° Plantarflexion | 0° | 0° |
| Muskelaktivität | M. quadriceps femoris M. tibialis anterior M. gluteus medius M. gluteus maximus Ischocrurale Muskulatur | M. quadriceps femoris M. tibialis anterior M. gluteus medius M. gluteus maximus M. adductor Magnus M. tensor fascia latae M. tibialis posterior M. peroneus longus | M. gastrocnemius M. soleus | M. soleus M. gastrocnemius M. flexor digitorum longus M. flexor hallucis longus M. tibialis posterior M. peroneus longus M. peroneus brevis | M. soleus M. gastrocnemius M. rectus femoris M. adductor longus | M. extensor hallucis longus M. gastrocnemius M. rectus femoris M. sartorius M. iliacus M. tibialis anterior | M. semimembranosus M. semitendinosus M. biceps femoris M. tibialis anterior | M. quadriceps femoris M. semitendinosus M. semimembranosus M. biceps femoris M. tibialis anterior |
| Funktionen | • Fersenkontakt mit dem Boden | • Stoßdämpfung in Knie und Sprunggelenk • Lastübernahme und Stabilität in der Hüfte • Vorwärtsbewegung durch Heel rocker | • kontrollierte Vorwärtsbewegung der Tibia • Verlagerung des Schwerpunktes nach vorne durch ankle rocker | • kontrollierte Dorsalextension am Sprunggelenk mit Ablösung der Ferse vom Boden | • passive Kniegelenkflexion von 40° • Plantarflexion des Sprunggelenks | • mind. 55° Knieflexion für genügend Bodenfreiheit | • zunehmende Hüftflexion auf 25° • Dorsalextension des Sprunggelenks bis Neutral-Null-Stellung | • Kniegelenkextension bis Neutral-Flexion • Vorbereitung auf Standphase |

Abb. 3.16: Zusammenfassung der während des Gangzyklus auftretenden Muskelaktivitäten, ROM und Funktionen in den einzelnen Gangphasen [14].

3.2 Krankheit und Rehabilitation

3.2.1 Neurologische Erkrankungen

Eine Vielzahl von Erkrankungen betreffen die neuromuskulären und muskuloskelettalen Systeme. Diese Krankheiten können zu Gangstörungen führen. Die häufigsten sind Schlaganfall, Parkinson, Multiple Sklerose (MS), Cerebralparese (CP), Muskeldystrophie (MD), Osteoarthritis, rheumatoid Arthritis, Kopfverletzungen, Rückenmarksverletzungen, Myelodysplasie [7]. Die hier betrachtete Global Burden of Disease Studie von 2015 (GBD 2015) gibt Schätzungen unter anderem von Todesfällen und DALYs. Ein DALY (Disability-Adjusted Life Year) kann als ein verlorenes Jahr eines „gesunden“ Lebens betrachtet werden. Die GBD umfasst 315 Krankheiten und Verletzungen für 195 Länder und Gebiete von 1990 bis 2015. Im Jahr 2015 standen neurologische Erkrankungen als die Hauptursachengruppe von DALYs fest (250,7 Millionen, das sind 10,2% der globalen DALYs) und zählten zu der zweithäufigsten Todesursache (9,4 Millionen, die 16,8% der weltweiten Todesfälle umfassen). Die Summe der DALYs in der Bevölkerung oder die Krankheitslast kann als Maß für die Diskrepanz zwischen dem aktuellen Gesundheitszustand und einer idealen Gesundheitssituation angesehen werden, in der die gesamte Bevölkerung in einem fortgeschrittenen Alter ohne Krankheit und Behinderung lebt. DALYs für eine Krankheit oder einen Gesundheitszustand werden als die Summe der verlorenen Lebensjahre (YLL) Aufgrund der vorzeitigen Sterblichkeit in der Bevölkerung und der aufgrund von Behinderung verlorenen Jahre (YLD) für Menschen, die mit dem Gesundheitszustand oder seinen Folgen leben berechnet [15]. Neurologische Störungen sind somit weltweit eine der Hauptursachen für Behinderung und Tod. Global gesehen ist die Belastung durch neurologische Erkrankungen in den letzten 25 Jahren aufgrund der steigenden Bevölkerungszahlen und des Alterns erheblich gestiegen, obwohl die Mortalitätsraten aufgrund von Schlaganfällen und ansteckenden neurologischen Störungen erheblich zurückgegangen sind. Die Zahl der Patienten, die von Ärzten mit Erfahrung in neurologischen Erkrankungen betreut werden müssen, wird in den kommenden Jahrzehnten weiter wachsen. Politische Entscheidungsträger und Anbieter von Gesundheitsleistungen sollten sich dieser Trends bewusst sein, um angemessene Dienstleistungen anbieten zu können. Im Jahr 2006 betonte die WHO die Bedeutung von neurologischen Störungen (eine Gruppe, die damals Epilepsie, Alzheimer-Krankheit und andere Demenzen, Parkinson-Krankheit, Multiple Sklerose, Migräne, Schlaganfall, Poliomyelitis, Tetanus, Meningitis und Japanische Enzephalitis umfasste) für die öffentliche Gesundheit und schätzte, dass diese Störungen für 6,3% der globalen DALYs verantwortlich waren. Die steigende Lebenserwartung und das weltweite Bevölkerungswachstum in den letzten Jahren haben dazu geführt, dass immer mehr Menschen ein Alter erreichen, in dem neurologische Störungen am häufigsten sind. Betrachtet man das Altersmuster, siehe Abbildung 3.17, variiert es zwischen den verschiedenen neurologischen Störungen. Der Großteil der Belastung durch übertragbare neurologische Störungen trat bei jungen Menschen auf, insbesondere bei der 0-5-jährigen Altersgruppe. Epilepsie verursachte die größte Belastung bei Kindern und jungen Erwachsenen. Die Kopfschmerzen erreichten im Alter von 25 bis 49 Jahren ihren Höhepunkt, während die Belastung durch andere neurologische Störungen mit dem Alter anstieg. Die Kategorie der neurologischen Erkrankungen, in der Abbildung 3.17, beinhalten Schlaganfall sowie Krankheiten das Gehirn und Nervensystem betreffend, Krebs (Gehirn- und Nervensystemkrebs als maligne Neoplasmen) und übertragbare neurologische Störungen (Meningitis, Enzephalitis und Tetanus). Ein Ischämischer und hämorrhagischer Schlaganfall wurden als zerebrovaskuläre Erkrankungen klassifiziert. Bei allen untersuchten neurologischen Erkrankungen machte

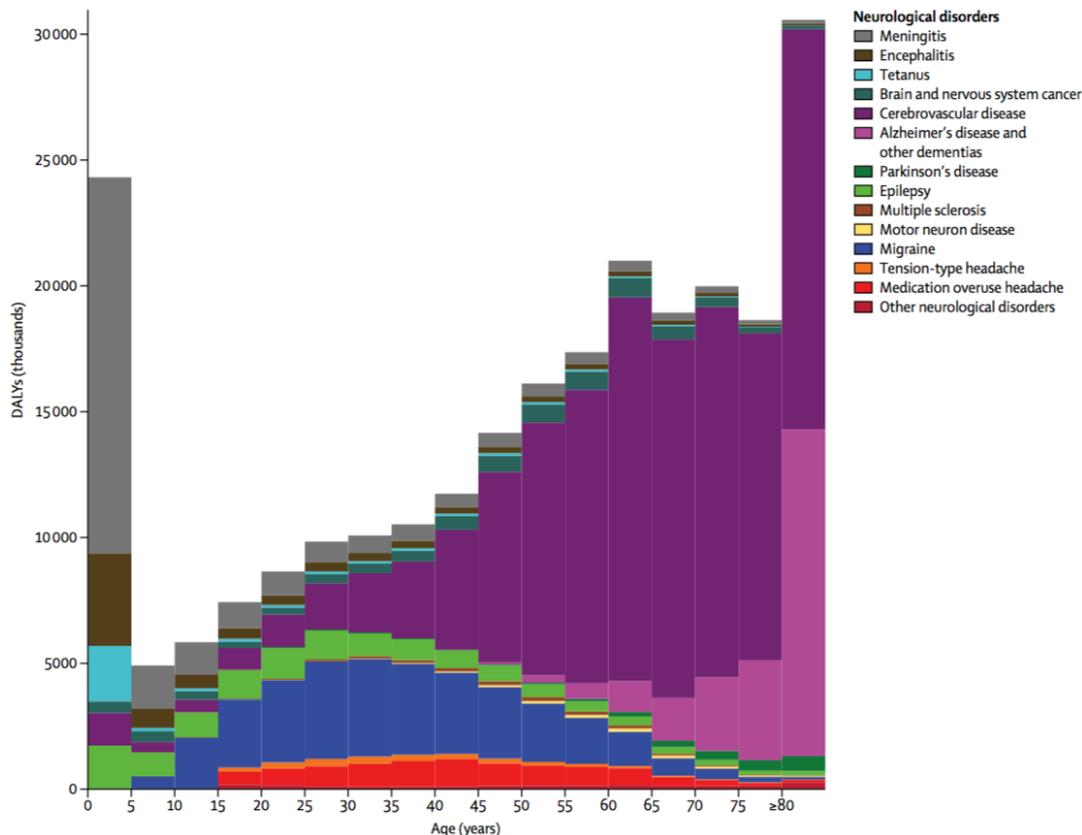


Abb. 3.17: Globale DALYs nach Alter und neurologischer Störung im Jahr 2015 [16].

der Schlaganfall den größten Anteil an den gesamten DALY (47,3%) und Todesfällen (67,3%) aus (siehe Abbildung 3.18). Migräne, Meningitis, Alzheimer und andere Demenzerkrankungen waren die zweit-, dritt- und viertgrößten Beiträge von DALYs. Die proportionalen Beiträge der anderen untersuchten neurologischen Erkrankungen waren weniger ausgeprägt und schwankten zwischen 0,4% (für Motoneuronerkrankungen) und 5,0% (Epilepsie). Der zweitgrößte Beitrag zu Todesfällen durch neurologische Störungen waren die Alzheimer-Krankheit und andere Demenzerkrankungen. Der prozentuale Anteil der Todesfälle bei anderen neurologischen Erkrankungen variierte von 0,2% für Multiple Sklerose bis 4,0% für Meningitis [16].

3.2.2 Schlaganfall

Da der Schlaganfall, bei allen untersuchten neurologischen Erkrankungen, den größten Anteil an den gesamten DALY (47,3%) und Todesfällen (67,3%) ausmachte, wird dieser im weiteren behandelt [16]. Ein Schlaganfall ist ein "Hirnschlag". Es kann jedem jederzeit passieren. Er tritt auf wenn der Blutfluss zu einem Bereich des Gehirns abgeschnitten wird. Wenn dies geschieht, werden die Gehirnzellen von der Sauerstoffzufuhr abgetrennt und beginnen abzusterben. Wenn Gehirnzellen während eines Schlaganfalls absterben, gehen Fähigkeiten verloren, die von diesem Bereich des Gehirns gesteuert werden, wie Gedächtnis und Muskelkontrolle. Wie eine Person von ihrem Schlaganfall betroffen ist, hängt davon ab, wo der Schlaganfall im Gehirn auftritt und wie stark das Gehirn geschädigt ist. Zum Beispiel kann jemand, der einen kleinen Schlaganfall hatte, nur kleinere Probleme haben, wie temporäre Schwäche eines Armes oder Beines. Menschen mit größe-

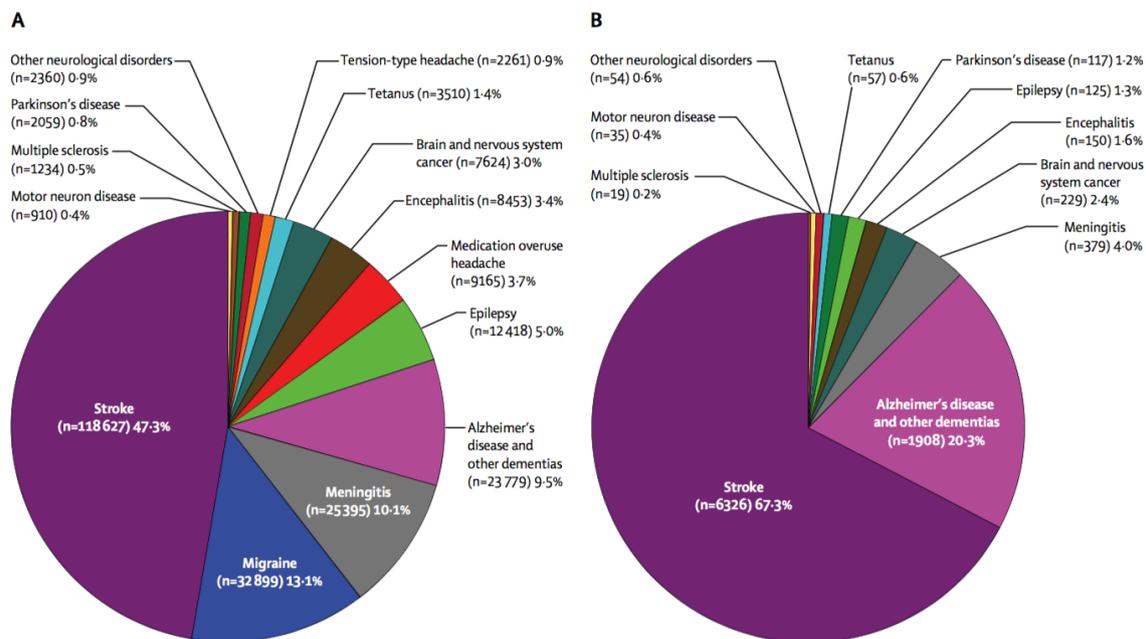


Abb. 3.18: Beitrag verschiedener neurologischer Störungen zur Gesamtbelastung durch neurologische Erkrankungen im Jahr 2015. (A) DALYs und (B) Todesfälle[16].

ren Schlaganfällen können auf einer Seite ihres Körpers dauerhaft gelähmt sein oder ihre Fähigkeit zu sprechen verlieren. Manche Menschen erholen sich vollständig von Schlaganfällen, aber mehr als 2/3 der Überlebenden behalten eine Art der Behinderung. Es konnte nachgewiesen werden, dass der Schlaganfall die Hauptursache für eine Behinderung von Erwachsenen in den USA ist. Auf Grund der Entstehung kann zwischen zwei Arten von Schlaganfällen, dem hämorrhagischen und ischämischen Schlaganfall, unterschieden werden (siehe Abbildung 3.19). Hämorrhagische Schlaganfälle sind weniger häufig, tatsächlich sind nur etwa 15% aller Schlaganfälle hämorrhagisch, aber sie sind für etwa 40% aller Schlaganfall Todesfälle verantwortlich. Das bedeutet die am wenigsten verbreitete der beiden Arten von Schlaganfällen führt am häufigsten zum Tod. Ein **hämorrhagischer Schlaganfall** entsteht entweder durch das Aufplatzen eines Aneurysma oder geschwächten Blutgefäßes. Blut dringt in oder um das Gehirn herum und erzeugt Schwellungen und Druck, wodurch Zellen und Gewebe im Gehirn geschädigt werden. Ein **ischämischer Schlaganfall** tritt auf, wenn ein Blutgefäß, das Blut zum Gehirn trägt, durch ein Blutgerinnsel blockiert wird. Dies führt dazu, dass das Blut das Gehirn nicht erreicht. Hoher Blutdruck ist der wichtigste Risikofaktor für diese Art von Schlaganfall. Ischämische Schlaganfälle machen etwa 85% aller Schlaganfälle aus. Eine Hemiparese oder einseitige Lähmung betrifft etwa 8 von 10 Schlaganfallüberlebenden (laut der Amerikanischen National Stroke Association), was zu Schwäche oder Unfähigkeit führt, eine Seite des Körpers zu bewegen, eine vollständige Lähmung wird Hemiplegie bezeichnet. Eine Hemiparese kann die Arme, Hände, Beine und Gesichtsmuskeln beeinflussen. Die Stelle im Gehirn, an der sich ein Schlaganfall ereignet hat, bestimmt die Folgen im Körper. So kann eine Verletzung der linken Gehirnhälfte zu einer rechtsseitigen Lähmung führen und umgekehrt [18]. In Europa wird auf der Grundlage der GBD Studie 2015 und der von Eurostat (Statistisches Amt der EU) erhobenen demografischen Projektionen ein Anstieg der Gesamtzahl von Schlaganfällen in der EU um 34% zwischen 2015 und 2035 (von 613.148 in 2015 auf 819.771 in 2035) prognostiziert. Aufgrund der Alterung der europäischen Bevölkerung und des starken Zusammenhangs zwischen Schlaganfallrisiko und Alter nimmt die Zahl der Schlaganfallpatienten zu. Zusammen mit der Überlebensrate

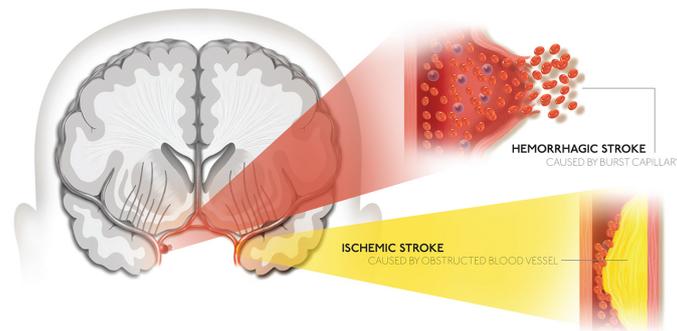


Abb. 3.19: Die Möglichkeiten der Entstehungen von Schlaganfällen. Der hämorrhagische (rot) und ischämische (gelb) Schlaganfälle [17].

gibt es immer mehr Menschen, die mit Schlaganfällen leben und eine spezielle unterstützende Betreuung und Rehabilitation benötigen, was zu einer wachsenden Belastung durch Schlaganfälle für Familien, Gesellschaften und Gesundheitssysteme führt. Im Jahr 2015 beliefen sich die direkten Kosten für das Gesundheitswesen allein in der EU auf 20 Milliarden Euro, während die indirekten Kosten (z.B. familiäre Betreuung und Morbidität oder Tod verursachten Produktivitätsverluste) für Schlaganfälle auf weitere 25 Milliarden Euro geschätzt wurden. Schlaganfall Überlebende in ganz Europa warten zu lange darauf, dass ihre unmittelbaren Rehabilitationsbedürfnisse beurteilt und Therapien begonnen werden. Im Allgemeinen ist die Rehabilitation, die sie bekommen, nicht intensiv genug, ist zu kurz und versäumt es oft, laufende Probleme, wie Depressionen, anzugehen. Viele Schlaganfallpatienten haben unter anderem Probleme mit Mobilität, Erschöpfung, Sprache, Gedächtnis und/oder Emotionen und benötigen Unterstützung aus einem oder mehreren Therapiebereichen (wie Physiotherapie, Sprachtherapie, Ergotherapie und/oder Psychologie). Diese Probleme beeinträchtigen ihre Fähigkeit, tägliche Aktivitäten zu Hause zu erledigen und an der Gemeinschaft teilzunehmen [19]. Da jedoch die meisten Patienten mit Schlaganfall die anfängliche Verletzung überleben, sind die größten Effekte auf Patienten und Familien in der Regel durch langfristige Beeinträchtigung, Einschränkung der Aktivitäten (Behinderung) und reduzierte Teilnahme (Handicap) gekennzeichnet. Die häufigste Beeinträchtigung, die durch einen Schlaganfall verursacht wird, ist eine motorische Beeinträchtigung, die als ein Verlust oder eine Einschränkung der Funktion bei der Muskelkontrolle oder -bewegung oder als Einschränkung der Mobilität angesehen werden kann. Eine motorische Beeinträchtigung nach einem Schlaganfall betrifft typischerweise die Kontrolle der Bewegung von Gesicht, Arm und Bein einer Körperhälfte. Daher liegt ein großer Schwerpunkt der Schlaganfallrehabilitation, insbesondere der Arbeit von Physiotherapeuten und Ergotherapeuten, auf der Wiederherstellung von Bewegungsstörungen und damit verbundenen Funktionen. Es scheint eine direkte Beziehung zwischen motorischer Beeinträchtigung und Funktion zu geben. Zum Beispiel wurde die Unabhängigkeit beim Gehen (Funktion) mit der Stärke der unteren Gliedmaßen (Beeinträchtigung) korreliert. Daher ist das Ziel der Therapie bei motorischen Beeinträchtigungen der unteren Gliedmaßen die Verbesserung der Gehfunktion und die Wiederherstellung der Bewegungsfähigkeit [20].

3.2.2.1 Rehabilitation

Europäische Richtlinien zur Behandlung von Schlaganfällen geben Empfehlungen für die Elemente der Rehabilitation, obwohl es nicht genügend Beweise gibt, um sicher zu sein, woraus genau die The-

rapien bestehen sollten, wie lange Sitzungen dauern sollten und wie oft Patienten therapiert werden oder eigenständig Übungen durchführen sollten. Zum Beispiel empfehlen die ESO Richtlinien von 2008 (European Stroke Organisation Executive Committee) eine Frühzeitige Bedarfsanalyse und eine Rehabilitation nach einem Schlaganfall im ersten Jahr nach der Entlassung. Diese Rehabilitation sollte multidisziplinäre sein. Dazu gehören Physiotherapie, Ergotherapie und Sprachtherapie. Die nationalen Richtlinien einzelner Länder (soweit vorhanden) enthalten ähnliche Aussagen [19]. Eine Standard-Rehabilitation nach einem Schlaganfall beinhaltet, laut Dobkin und Dorsch (2013), selektives Muskeltraining, Widerstandsübungen mit Gewichten oder elastischen Bändern, einfaches Aufstehen und Niedersetzen, Balance Übungen, gehen am Laufband, über dem Boden gehen und Liegeradfahren. Die letzten drei genannten zählen zu den Aerobic Übungen, bei denen die größten Erfolge in der Wiedererlangung der motorischen Kontrolle bei chronischen Schlaganfallpatienten nachgewiesen werden konnte. Weitere Möglichkeiten zur Rehabilitation sind das Laufbandtraining mit einer Körpergewichtsentlastung (BWSTT), eine roboter-gestützte Gangtherapie und die Funktionale Elektrostimulation (FES) [21]. Die neurologische Gangrehabilitationstechniken können in die zwei Hauptkategorien neurophysiologisches und motorisches Lernen eingeteilt werden. Das neurophysiologische Wissen über Gangprinzipien ist der allgemeine Rahmen dieser Gruppe von Theorien. Der Physiotherapeut unterstützt die korrekten Bewegungsmuster des Patienten und fungiert als Problemlöser und Entscheidungsträger, so dass der Patient eine relativ passive Rolle besitzt. Eine konventionelle Schlaganfallrehabilitation konzentriert sich entweder auf die passive Förderung isolierter Bewegungen oder darauf, dass die Patienten lernen eigenständig zu arbeiten, indem sie Bewegungen verwenden, die Alternativen zu denen vor dem Schlaganfall sind. Rehabilitation für Patienten kann grundsätzlich als ein Prozess von Erlernen wie man sich bewegt um seine Bedürfnisse erfolgreich zu erfüllen, angesehen werden. Die Forschung der motorischen Kontrolle und des motorischen Lernens hat erst vor kurzem begonnen eine Auswirkung auf die Rehabilitation in der Praxis zu haben. Das motorische Lernen kann den Erwerb von Fertigkeiten, die motorische Anpassung, und die Entscheidungsfindung beinhalten, d.h. die Fähigkeit, die richtige Bewegung im richtigen Kontext auszuwählen. Eine motorische Fähigkeit ist die Fähigkeit, ein Bewegungsziel zu planen und auszuführen. Das Motorische Lernen kann weiter in kinematische und dynamische Komponenten unterteilt werden. Studien an gesunden Probanden legen nahe, dass die Aufrechterhaltung des motorischen Lernens am besten mit variablen Trainingsplänen erreicht wird. In der Ausführungsphase einer Bewegung berücksichtigen Motorbefehle die komplexen viskoelastischen und trägen Eigenschaften mehrteiliger Glieder, so dass die entsprechende Kraft zur Erzeugung der gewünschten Bewegung aufgebracht wird. So ist die motorische Kontrolle modular, selbst eine einfache Greifbewegung besteht aus getrennten Operationen, von denen jede von einer Läsion betroffen sein kann oder nicht [22]. Die Wiederherstellung der Funktionen nach einem Schlaganfall ist ein komplexer Prozess, der die spontane Genesung und die Auswirkungen therapeutischer Interventionen umfasst. Zu den primären Zielen von Menschen mit Schlaganfall gehört es, unabhängig gehen zu können und tägliche Aktivitäten zu bewältigen. Konsequenterweise konzentrieren sich Rehabilitationsprogramme für Schlaganfallpatienten hauptsächlich auf Gangtraining, zumindest für subakute Patienten. Ein guter Rehabilitationserfolg scheint stark mit einem hohen Maß an Motivation und Engagement des Patienten und seiner Familie verbunden zu sein. Die Festlegung von Zielen entsprechend den spezifischen Rehabilitationszielen eines Individuums könnte ebenfalls die Ergebnisse verbessern. Auch die kognitiven Funktionen des Patienten stehen im Zusammenhang mit einer erfolgreichen Rehabilitation. In dieser Hinsicht ist die Aufmerksamkeit des Patienten während der Therapie ein Schlüsselfaktor für die Rehabilitation. Darüber hinaus sind Lernfähigkeiten und Theorien der motorischen Kontrolle für Rehabilitationsmaßnahmen von entscheidender Bedeu-

tung. Das konventionelle Gangtraining stellt bei den meisten Schlaganfallpatienten kein normales Gangmuster wieder her. Neben den konventionellen Rehabilitationsmöglichkeiten gibt es einen weiteren Ansatz der auf die positive Beeinflussung der motorischen Kontrolle und des Lernens abzielt. Hierbei handelt es sich um den Einsatz von automatisierten Geräten während der Therapie. Die Fähigkeit von Robotern, Training mit hoher Motivation durch Biofeedback, Intensität, Dosierung, Zuverlässigkeit, Wiederholbarkeit, Quantifizierbarkeit und Flexibilität zu liefern, macht sie zu einem idealen Werkzeug um Rehabilitationsparadigmen zu testen und schließlich zu implementieren und um die motorische Erholung von Schlaganfällen und anderen Formen von Hirnverletzungen und -krankheiten zu unterstützen. Roboter sind besonders geeignet sowohl für strenge Tests als auch für die Anwendung von Prinzipien des motorischen Lernens in der Neurorehabilitation [23]. Robotergeräte werden zunehmend von vielen Forschern und Klinikern akzeptiert und bei der Rehabilitation von körperlichen Beeinträchtigungen sowohl in den oberen als auch in den unteren Extremitäten eingesetzt. Diese Geräte bieten eine sichere, intensive und aufgabenorientierte Rehabilitation für Menschen mit leichter bis schwerer motorischer Beeinträchtigung nach neurologischen Verletzungen. Darüber hinaus reduziert dieser Ansatz die erforderliche physische Unterstützung, um die Kosten für das Gesundheitswesen zu senken. Es liefert kinematische und kinetische Daten, um die Intensität der Praxis zu kontrollieren und zu quantifizieren, Veränderungen zu messen und motorische Beeinträchtigungen, im Vergleich zu klinischen Standardskalen, besser zu bewerten. Da eine Roboter Rehabilitation intensiv, wiederholend und aufgabenorientiert ist, entspricht diese in der Regel dem Motor Relearning Program. Die Wirksamkeit der Mensch-Roboter-Interaktionen, die das Lernen fördern, hängt von Patienten oder Therapeuten gewählten Aktionen ab. Die angewendeten Strategien mit verfügbaren Robotertrainern zielen darauf ab, einen effizienten und selbst initiierten Bewegungsablauf zu ermöglichen. Die Kontrollansätze sollen i) eine Fehlermarge um einen Zielpfad erlauben, ohne Unterstützung zu leisten, ii) die Unterstützung in Bezug auf den Betrag der ausgeübten Kraft oder Geschwindigkeit auslösen, iii) eine Übereinstimmung auf Höhe des Gelenks ermöglichen und iv) die Roboterunterstützung mit Hilfe dessen, was als ein Faktor des Vergessens vorgeschlagen wurde, ablenken. In Bezug auf die gegenwärtigen Assistenzstrategien (assist-as-needed), die in Robotersystemen verwendet werden, ist das Unterstützungskonzept entstanden, um die aktive Bewegung des Patienten zu fördern. In diesem Konzept besteht das Ziel des Robotergeräts darin, die Bewegungen des Benutzers entweder zu unterstützen oder zu korrigieren. Dieser Ansatz soll die gleichzeitige Aktivierung von efferenten motorischen Bahnen und afferenten sensorischen Bahnen während des Trainings steuern. Die aktuellen Assistenzstrategien zur Unterstützung bei Bedarf stehen vor der Herausforderung einer angemessenen Definition der gewünschten Bewegungsbahnen der Gliedmaßen hinsichtlich Raum und Zeit die der Roboter erzeugen muss, um den Benutzer während der Übung zu unterstützen. Zu diesem Zweck wurden überwachte Lernansätze vorgeschlagen, bei denen die Referenztrajektorien vorab bestimmt werden. Der Assistenzstrategien Ansatz wurde als Kontrollstrategie für die Gangrehabilitation verwendet, um die Robotervorrichtung an variierende Gangmuster und Unterstützungsniveaus anzupassen. Ein Nullimpedanz-Steuermodus wurde vorgeschlagen, um eine freie Bewegung der Segmente zu ermöglichen. Hinsichtlich der Rehabilitationsstrategien basieren die am häufigsten verwendeten Robotergeräte für die Gangwiederherstellung auf aufgabenspezifischen, sich wiederholenden Bewegungen, die gezeigt haben, dass sie die Muskelkraft, Bewegungskoordination und das Bewegungstraining bei neurologisch beeinträchtigten Patienten verbessern. In den letzten Jahren wurden viele Roboter für die Rehabilitationstherapie eingesetzt und auch die Rehabilitationsroboter haben sich deutlich weiterentwickelt. Diese Roboter können die sich wiederholenden Aufgaben während einer Therapie übernehmen und den Patienten ein hochintensives und hoch dosiertes Training bieten. Im

Allgemein werden die für die Rehabilitationstherapie verwendeten Roboter in **therapeutische** und **assistive** Roboter eingeteilt. Diese Roboter werden verwendet, um Menschen mit einer Behinderung, je nach Beeinträchtigung, emotional oder physisch zu unterstützen. Assistive Roboter wie der PARO (siehe Seite 39) wurden entwickelt, um ältere Menschen emotional zu unterstützen. Therapeutische Roboter werden häufig zur motorischen Rehabilitation von Menschen mit einer körperlichen Beeinträchtigung eingesetzt und können in End-Effektor- und Exoskelett-Typen unterteilt werden (siehe Abbildung 3.20). Die **End-Effektor Roboter (EE)** können leicht an- und abgebaut werden und geben mehr Bewegungsfreiheit, was zu einer besseren Anpassungsfähigkeit führt. Die **Exoskelett Roboter (ES)** bieten, im Gegensatz zu den EE, die direkte mechanische Kontrolle für jedes Gelenk und reduzieren die abnormalen Bewegungsmuster der Gliedmaßen, indem sie die proximalen Gelenke des Teilnehmers richtig steuern. Roboter für die Rehabilitation der

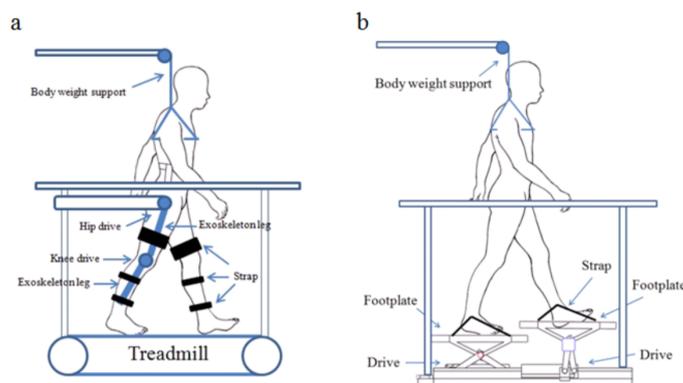


Abb. 3.20: (a) Exoskelett Roboter bestehend aus Exoskelett, Laufband und BWS; (b): End-Effektor Roboter bestehend aus angetriebenen Fußplatten und BWS (siehe Erläuterung 6.4) [24].

unteren Extremitäten können ebenfalls in End-Effektor- und Exoskelett-Typen eingeteilt werden. Dabei sind die End-Effektor Roboter weiter in foot-plate-based gait trainer (FPB) unterteilbar. Bei den FPB Typen handelt es sich um Geräte, welche über die Füße befestigt werden. Die Exoskelett Roboter können in overground (OGGT), treadmill (TGT) und stationary (SGT) gait trainer unterteilt werden. Zu den OGGT zählen Geräte, die ohne räumliche Einschränkung eine Therapie über dem Boden erlauben. Ist eine Verbindung zwischen einem Exoskelett und Laufband gegeben, zählen diese Geräte zu den TGT Typen. Handelt es sich um ein statisches Gerät, wird dieses zu den SGT Typen gezählt [5]. Robotersysteme zur Gangwiederherstellung sind als einfache elektromechanische Gehhilfen wie das Laufband mit BWS als Endeffektoren wie das G-EO System (Reha Technology AG), als Exoskelett (auch als robo Orthese bezeichnet), der Lokomat (Hokoma AG) oder als mobiles Exoskelett, der Indego (Parker Hannifin Corp.) erhältlich. Auf Laufbändern kann nur der Anteil von BWS und Gehgeschwindigkeit ausgewählt werden, während auf dem Lokomat das Rehabilitationsteam sogar die Art der Führung und die richtige Gelenkkinematik der unteren Extremitäten des Patienten bestimmen kann. Anzumerken ist, dass die BWS-Laufbandtherapie strenggenommen keine Robotik-Therapie ist, da ein Laufband keinen Roboter darstellt. Auf der anderen Seite liegen Endeffektorvorrichtungen zwischen diesen zwei Extremen, einschließlich eines Systems für BWS und einer Steuerung von Endpunkt-Fuß-Trajektorien. Ein wesentlicher Aspekt dieser Geräte ist daher das Vorhandensein eines elektromechanischen Systems für das BWS, das eine größere Anzahl von Schritten innerhalb einer Trainingseinheit erlaubt als eine herkömmliche Therapie, bei der das Körpergewicht von den Therapeuten und/oder einem Geher manuell unterstützt wird. Diese Technik besteht darin, ein Aufhängungssystem mit einem Gurt zu verwenden,

um eine symmetrische Entfernung eines Prozentsatzes des Körpergewichtes des Patienten bereitzustellen, wenn er auf einem Laufband geht oder während das Gerät den Patienten bewegt oder stützt, um die unteren Gliedmaßen zu bewegen. Diese Alternative erleichtert das Gehen bei Patienten mit neurologischen Verletzungen, die normalerweise nicht in der Lage sind, das volle Gewicht zu tragen, und wird üblicherweise in der Schlaganfallrehabilitation verwendet, um den Beginn des Gangtrainings in frühen Stadien des Genesungsprozesses zu ermöglichen. Einige Endeffektor Vorrichtungen, wie der Gait Trainer GT I (Reha-Stim Medtec GmbH & Co. KG), erzwingen jedoch die Bewegungen der Füße des Patienten hauptsächlich in Übereinstimmung mit einem Bottom-Up-Ansatz anstelle eines Top-Down-Ansatzes. In der Tat sollte ein Top-Down-Ansatz auf einigen wesentlichen Elementen für eine wirksame Rehabilitation beruhen, wie etwa einer aktiven Teilnahme, Lernfähigkeiten und Fehler-Antriebs-Lernen. Mehrere Studien unterstützen, dass die Therapie mit Robotergeräten zu einer erfolgreicherer Wiederherstellung der Gehfähigkeit in Bezug auf die Ganggeschwindigkeit und Ausdauer über dem Boden, das funktionelle Gleichgewicht, die motorische Erholung der unteren Gliedmaßen und andere wichtige Gangeigenschaften, wie Symmetrie, Schrittlänge und Doppelhaltung, führt. Da die meisten komplexen Roboter permanent in einem Raum installiert sind, müssen die Patienten aus ihren Betten gebracht werden, um an der Rehabilitation teilzunehmen. Dies ist der Hauptgrund, warum eine Therapie nicht so schnell wie möglich nach einem Schlaganfall durchgeführt werden kann. Auf der anderen Seite ist das Biofeedback-Training ein aufstrebender Trend, um einen aktiven Rehabilitationsansatz und neue Methoden zur Bewertung der motorischen Funktion zu entwickeln. Darüber hinaus begrenzen einige andere Probleme immer noch eine größere Verbreitung von Robotergeräten für die Wiederherstellung des Gangs, wie ihre hohen Kosten und die Skepsis einiger Mitglieder von Rehabilitationsteams, die wie vermutet auf den fehlenden klaren Richtlinien für robotergestützte Trainingsprotokolle beruhen [25]. Eine von Morone et al. (2012) zum zweiten Mal durchgeführte Studie beobachtet wieder eine höhere Wirksamkeit durch die Kombination aus Roboter gestützten Therapie und konventioneller Therapie im Vergleich zur konventionellen Therapie alleine, bei Patienten mit schweren motorischen Beeinträchtigungen [26].

3.3 Klassifikation von Behinderungen

Die Internationale Klassifikation der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit (ICF) ist eine von der WHO (2001) herausgegebene Klassifikation, um einen Menschen hinsichtlich des Gesundheitszustandes, der sozialen Beeinträchtigung, Behinderung und Umgebungsfaktoren zu beschreiben. Sie liefert dadurch eine Beschreibung der menschlichen Funktionsfähigkeit und ihren Beeinträchtigungen. Die ICF klassifiziert nicht eine Person sondern die Situation in der sich diese Person befindet. Es soll Interaktionen zwischen den genannten Faktoren aufzeigen, sowie der Organisation und Dokumentation dienen. Somit bietet es ein länderübergreifendes Mittel für die Definition und Messung von Behinderung durch Klassifikationen und Codes. Das ICF klassifiziert Gesundheitskomponenten infolge von Krankheiten im Gegensatz zur ICD-10 Klassifizierung, welche Krankheiten klassifiziert. Die Diagnose mittels ICD-10 wird durch den Einsatz der ICF erweitert und liefert dadurch mehr Informationen über den Gesundheitszustand einer Person oder Population. Somit können Maßnahmen für eine individuelle Rehabilitation getroffen oder Aussagen über eine Bevölkerung für politische Zwecke gemacht werden. Die Ziele der ICF sind das Verstehen des Gesundheitszustands einer Person oder Population, eine internationale Sprache, der Datenvergleich und eine Verschlüsselung für Gesundheitsinformationen bezogen auf Rehabilitation. Die ICF vereinigt zwei unterschiedliche Modelltypen. Das medizinische Modell, das die Behinderung als ein Problem, verursacht durch eine z.B. Krankheit, ansieht und das soziale Modell, das die Behinderung als ein durch die Gesellschaft verursachtes Problem ansieht. Durch diese Verschmelzung wird eine kohärente Sicht auf die soziale, individuelle und biologische Ebene möglich. Die ICF Klassifizierung basiert auf dem in der Abbildung 3.21 dargestellt Modell und setzt ein Gesundheitsproblem voraus. Dieses Modell fasst alle Komponenten und deren Interaktionen zusammen und

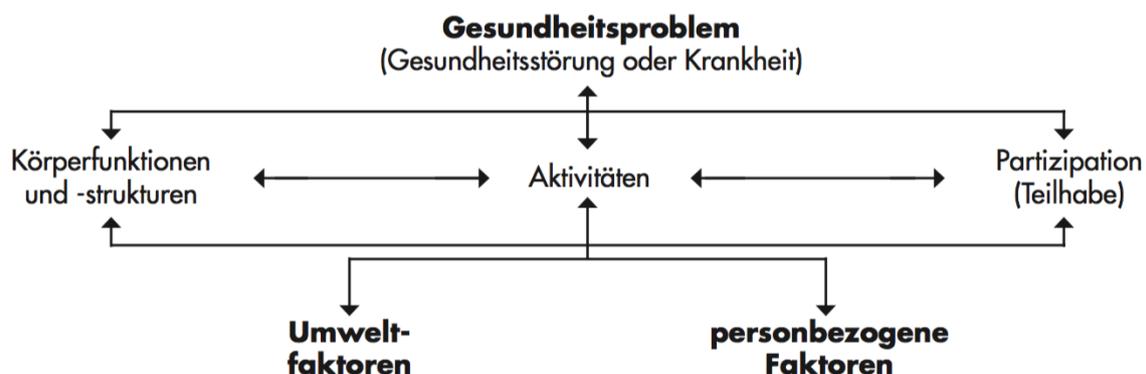


Abb. 3.21: Das ICF Modell und die Wechselwirkung zwischen den beteiligten Komponenten [27].

wird in zwei Teile gegliedert. Als **Funktionsfähigkeit und Behinderung** wird der erste und als **Kontextfaktoren** der zweite Teil bezeichnet. Der erste Teil beinhaltet die Komponente **Körperfunktionen und -strukturen**, die der Beschreibung von physiologischen bzw. anatomischen Veränderungen dienen, sowie **Aktivität** und **Partizipation**. Dabei beschreibt die Aktivität eine vom Menschen durchgeführte Handlung oder Aufgabe und dessen Schwierigkeit oder Unmöglichkeit der Ausübung. Bei der Partizipation werden Probleme hinsichtlich der Lebenssituation betrachtet. Diese zwei Komponenten können auch unter dem Begriff Lebensbereich zusammengefasst werden. Durch die Kontextfaktoren (zweiter Teil) wird der Lebenshintergrund einer Person dargestellt. Dieser Teil beinhaltet die **Umweltfaktoren**, welche unter anderem den Sozialstrukturen Bereich beschreibt und **personenbezogene Faktoren**. Eine ICF Klassifizierung der personenbezogenen

Faktoren (z.B. Geschlecht, Alter und Bewältigungsstrategien in einer schwierigen Lebenssituation) ist derzeit wegen der großen soziokulturellen Unterschiede noch nicht möglich. Die ICF existiert in einer Kurz- und Vollversion. Dabei stellt die Kurzversion ein zwei und die Langversion ein vier Ebenen Klassifizierungssystem dar. Diese Klassifizierung verwendet ein System aus Buchstaben und Nummern zur Beschreibung der Komponenten. Die erste Ebene besteht aus einem Buchstaben (x , in Abbildung 3.22), der das Präfix in dem Code darstellt und der ersten Zahl (X_1), welche die Kapitelnummer repräsentiert. Zur Auswahl eines Präfixes stehen die Buchstaben „b“

$$xX_1X_2X_3X_4 \bullet X_{B1}$$

Abb. 3.22: Aufschlüsselung der vollständigen ICF Klassifizierungsmethodik. Die Kurzversion endet beim letzten X_2 gefolgt vom ersten Beurteilungsmerkmal vgl. [27].

für Körperfunktion, „s“ für Körperstruktur, „d“ für Aktivität und Partizipation sowie „e“ für die Umweltfaktoren zur Verfügung. Die zweite Ebene wird durch die zusätzlich Angabe von zwei Ziffern (X_2X_2) erreicht und stellt dabei die Kurzversion der ICF dar. Durch die weitere Angabe von zwei Ziffern wird die dritte (X_3) und vierte (X_4) Ebene erreicht, welche die Vollversion darstellt. Eine numerische Angabe von mindestens einem Beurteilungsmerkmal vervollständigt den Code. Weitere Beurteilungsmerkmale sind möglich. Das erste Beurteilungsmerkmal (X_{B1}) gibt das Gesundheitsniveau bzw. den Schweregrad oder das Ausmaß des Problems an und folgt durch einen Separator (z.B. Punkt) getrennt. Dieses Merkmal kann bei Umweltfaktoren verwendet werden, um positive (+ statt Separator) oder negative Effekte zu kennzeichnen. Es wird hier zwischen Förderfaktor (positiv) und Barriere (negativ) unterschieden. Dadurch wird die ansonsten für die Beurteilung von negativen Effekten eingesetzte Skala zu einer positiven Skala. Bei allen anderen Komponenten werden ausschließlich negative Effekte gekennzeichnet. Die generelle Aussage über das erste Beurteilungsmerkmal kann der Skala (siehe Abbildung 3.23) entnommen werden. Der Beispielcode *s730.3* besagt, dass ein erheblicher Strukturschaden der oberen Extremität vorliegt. Anzumerken ist, dass mehrere Codes pro Person möglich sind. Ein Einsatz der ICF ist in allen

| | | | |
|-------|------------------------------|-------------------------------|---------|
| xxx.0 | Problem nicht vorhanden | (ohne, kein, unerheblich ...) | 0-4% |
| xxx.1 | Problem leicht ausgeprägt | (schwach, gering ...) | 5-24% |
| xxx.2 | Problem mäßig ausgeprägt | (mittel, ziemlich ...) | 25-49% |
| xxx.3 | Problem erheblich ausgeprägt | (hoch, äußerst ...) | 50-95% |
| xxx.4 | Problem voll ausgeprägt | (komplett, total ...) | 96-100% |
| xxx.8 | nicht spezifiziert | | |
| xxx.9 | nicht anwendbar | | |

Abb. 3.23: Das erste Beurteilungsmerkmal der ICF Klassifizierung. Das Intervall der Prozentwerte gibt hierbei die Höhe der Fehlerrate an (d.h. ein Fehlerrate von 5% bei Problem nicht vorhanden bzw. voll ausgeprägt). Im Zusammenhang mit den Umweltfaktoren kann das Wort Problem durch Förderfaktor oder Barriere ersetzt werden, um positive bzw. negative Effekte zu kennzeichnen [27].

Bereichen der Rehabilitation möglich. Zu diesen zählen als Beispiel die medizinische und berufliche Rehabilitation. Die medizinische Rehabilitation zielt auf die Wiederherstellung der körperlichen oder psychischen Leistungsfähigkeit ab. Bei der beruflichen Rehabilitation steht die Wiedereingliederung in den Arbeitsmarkt im Vordergrund [28]. In Österreich gibt es keine gesetzliche Vorschreibung des Einsatzes der ICF. Sie kommt jedoch zunehmend in der Neurorehabilitation bei der Ermittlung des Hilfebedarfes, z.B. für die Beschreibung von Fähigkeiten eines Betroffenen oder um

neue Therapieziele zu ermitteln, zum Einsatz [29]. Weiters bietet die elektronische Gesundheitsakte (ELGA) die Möglichkeit der Eingabe von Rehabilitationszielen mittels der ICF Formulierung [30]. Dieses sehr umfangreiche und komplexe Klassifizierungssystem ist in der Anwendung schwierig. Deshalb wird in der Praxis nur eine geringe Anzahl an Codes verwendet. Diese werden zu sogenannten ICF-Core-Set's, zusammengefasst, welche für die konkrete Beschreibung eines Problems (z.B. Schlaganfall) herangezogen werden können. Des Weiteren wurde eine von der ICF abgeleitete Version für Kinder und Jugendliche, die unter anderem den Entwicklungszustand berücksichtigt, mit der Bezeichnung ICF-CY (Children and Youth) herausgegeben [27].

3.4 Roboter im Gesundheitswesen

Der Einsatz von Robotern im Gesundheitswesen ist eine Möglichkeit um einer großen Anzahl von Menschen zu helfen. Roboter können eingesetzt werden, um Menschen mit kognitiven, sensorischen und motorischen Beeinträchtigungen zu versorgen, kranke oder verletzte Menschen zu unterstützen und um Pflegekräfte oder die klinische Belegschaft zu entlasten. Allgemein können Roboter, die im Gesundheitswesen ihren Einsatz finden, wie folgt eingeteilt werden [3].

- außerhalb des Körpers
- am Körper
- innerhalb des Körpers

Zu den Robotern welche **innerhalb des Körper** eingesetzt werden können, zählen z.B. sogenannte Mikroroboter, an welchen geforscht wird. Dabei handelt es sich um Mikrometer große, ungebundene Vorrichtungen, die sich durch den Körper bewegen und eine Reihe von Funktionen ausführen können, wie gezielte Therapie (dh lokalisierte Abgabe von Medikamenten oder Energie), Materialentfernung (z. B. Biopsie, Ablation), strukturelle Kontrolle (z. B. Platzierung von Stents) und Wahrnehmung (z.B. Bestimmung von Sauerstoffkonzentrationen, Krebsdiagnose) [3]. In der Abbildung 3.24 wird ein dreidimensionaler poröser Mikroroboter, welcher als Transporter von Kim et al. [31] erforscht wurde, gezeigt. Jüngste Bemühungen von Go et al. beschäftigten sich mit dreidimensionalen porösen magnetisch aktiven Mikrokügelchen, welche zielgerichtet mesenchymalen Stammzell (MSC) zur Gelenkknorpelregeneration transportieren [32]. Fortschritte wurden derzeit

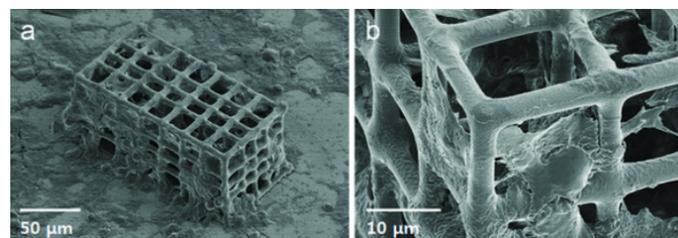


Abb. 3.24: REM-Aufnahme des Mikroroboters während Zellinteraktion und b) vergrößerte Aufnahme [31].

im Bereich der Roboter, welche **am Körper** verwendet werden gemacht. Zu diesen zählen Roboterprothesen, Orthesen und Exoskelette. Eine Prothese ersetzt das fehlende Glied einer Person und wirkt in Reihe mit einem Restglied. Eine Möglichkeit ist in der Abbildung 3.25 (a) dargestellt. Eine Orthese (siehe Abbildung 3.25 (b)) ist ein Gerät, das jemandem hilft, der eine intakte Extremität, aber eine Beeinträchtigung hat und ein Exoskelett (siehe Abbildung 3.25 (c)) versorgt entweder eine Person mit intakten Extremitäten (Patienten oder anderen) oder unterstützt bestehende körperliche Fähigkeiten. Orthesen und Exoskelette wirken parallel zu einer bestehenden Extremität. Alle diese Roboter können verwendet werden, um Patienten die Ausführung von Aufgaben zu ermöglichen [3]. Roboter **außerhalb des Körpers** können in vielen klinischen Anwendungsbereichen verwendet werden. So kann der Tierroboter PARO (siehe Abbildung 3.26 (a)), in Form einer Sattelrobbe, Patienten in Umgebungen, wie Krankenhäusern und Pflegeheimen, in denen lebende Tiere nicht eingesetzt werden können, eine dokumentierte Tiertherapie ermöglicht. PARO bewegt seinen Schwanz und Flossen, wenn er gestreichelt wird, reagiert auf die menschliche Stimme, zeigt

eine Reihe von Emotionen und beschwert sich, wenn er ignoriert wird [33, 34]. Auch fortschrittliche Patientensimulatoren, wie iStan (siehe Abbildung 3.26 (b)), werden eingesetzt um verschiedene Szenarien für die klinische Anwendung zu üben. Dieses Training ermöglicht eine konsistente und dokumentierte Lernerfahrung für die Auszubildenden [35]. Durch den Roboterarm der Firma Kinova Robotics (siehe Abbildung 3.26 (c) an einen Rollstuhl befestigt) erhalten Menschen mit einem Handicap eine erweiterte Reichweite, um sich beispielsweise eigenständig ein Getränk zuzubereiten [36]. Weitere Anwendungsbereiche sind intelligente Rollstühle für ein sicheres Navigieren oder mobile Manipulatoren die das Pflegepersonal bei Aufgaben, welche ein hohes Infektionsrisiko mit sich bringen unterstützen. An der Duke University in der USA entstand ein mobiler Manipulator mit der Bezeichnung TRINA, der aus einer Mobilen Basis, zwei Roboterarmen, einem Bildschirm und verschiedensten Sensoren besteht. Dieser Roboter wurde für die Unterstützung von Mitarbeitern im Gesundheitswesen entwickelt und soll bei hoch infektiösen Krankheiten, wie Ebola, dem Personal helfen das Infektionsrisiko zu minimieren [3, 37].

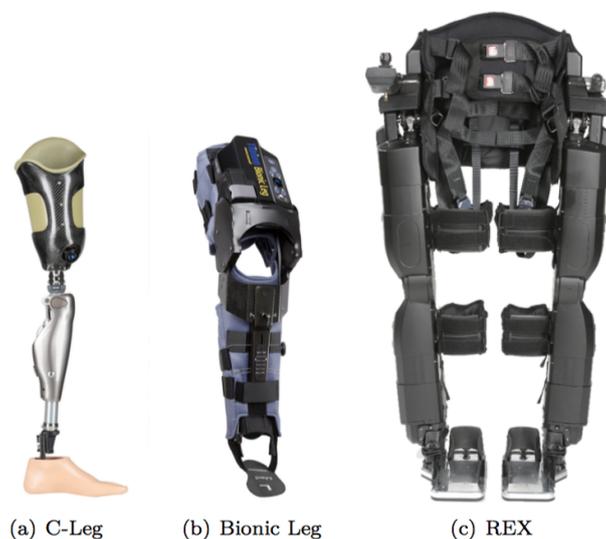


Abb. 3.25: Die C-Leg (a) von Ottobock ist eine Prothese für Personen mit einer Oberschenkelamputation die sich selbstständig dem Gangbild des Nutzers anpasst, das Bionic Leg (b) von AlterG ist eine tragbare assistive Roboterorthese für die Neurorehabilitation und das Exoskelett REX (c) von Rex Bionics wird von Physiotherapeuten für Menschen mit Mobilitätseinschränkungen in der Rehabilitation eingesetzt [38–41].

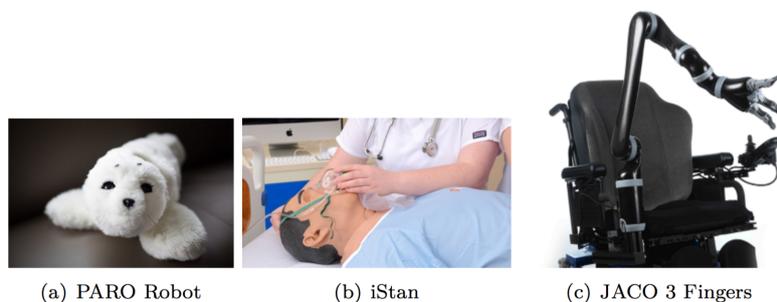


Abb. 3.26: Der Tierroboter PARO (a) von der Japanischen Firma AIST wird für die Tiertherapie eingesetzt, der Patientensimulator iStan (b) von CAE Healthcare ist für klinische Übungszwecke und der Roboterarm JACO 3 Fingers (c) kann Menschen mit einem Handicap dabei helfen physische Aufgaben zu erledigen [33, 35, 36].

3.5 Marktsituation

In diesem Kapitel wird auf die Hersteller und deren Produkte, welche für die Rehabilitation der unteren Extremitäten verwendet werden können, eingegangen. Dabei wird neben der Indikation und Technik auch auf die Klassifizierung, Zertifizierung bzw. Registrierung in der EU und den USA verwiesen. Marktanalysten haben festgestellt, dass sich Amerika und Westeuropa als die Zentren der Medizintechnikindustrie etabliert haben. Die USA sind derzeit sowohl der größte Produzent als auch Verbraucher von Medizinprodukten, mit etwa 50% des Weltmarktes. Weltweit wird erwartet, dass der Markt für medizinische Geräte wächst [42, 43]. Aus diesem Grund stehen der europäische und amerikanische Markt in dieser Arbeit im Fokus. Die Zulassung von Medizingeräten wird in den USA durch das „Center for Devices and Radiological Health (CDRH)“, in der FDA und innerhalb der EU durch zertifizierte benannten Stelle (Notified Bodies, NB) geregelt [44]. In der EU müssen Medizinprodukte, um auf den Markt zu gelangen, den „grundlegenden Anforderung“, welche gesetzlich gefordert werden, entsprechen. Diese Anforderungen sind dem Anhang I der Verordnung (EU) 2017/745, im Folgenden als „Medical Device Regulation (MDR)“ bezeichnet, zu entnehmen und müssen, da selbige sehr allgemein formuliert sind, durch z.B. Normen konkretisiert werden. Diese Verordnung vom 05.04.2017, welche 20 Tage nach ihrer Veröffentlichung in Kraft getreten ist, regelt die Zulassung von Medizinprodukten innerhalb der EU. Können nun diese grundlegenden Anforderungen nachgewiesen werden, darf ein europäisches Konformitätszeichen, auch CE Zeichen genannt, am Gerät angebracht werden. Im europäischen Wirtschaftsraum erfolgt, ausgehend ihrer Zweckbestimmung und der damit in Verbindung gebrachten Risiken, die Einteilung der Medizinprodukte in vier Klassen (I, IIa, IIb und III). Für Geräte der Klasse I erfolgt der Nachweis durch den Hersteller selbst. Für Geräte der Klasse IIa bis III muss dies in Verbindung mit einem NB erfolgen. Anzumerken ist das ein CE Zeichen alleine noch nicht ausreicht um eine Aussage darüber machen zu können ob es sich um eine Medizinprodukt handelt. Aus diesem Grund wird zusätzlich auf die Zweckbestimmung des Produktes geachtet. Die Definition derselbigen und eines Medizinproduktes gehen aus der MDR, wie folgt, hervor [45, 46].

„„Medizinprodukt“ bezeichnet ein Instrument, einen Apparat, ein Gerät, eine Software, ein Implantat, ein Reagenz, ein Material oder einen anderen Gegenstand, das dem Hersteller zufolge für Menschen bestimmt ist und allein oder in Kombination einen oder mehrere der folgenden spezifischen medizinischen Zwecke erfüllen soll:

- Diagnose, Verhütung, Überwachung, Vorhersage, Prognose, Behandlung oder Linderung von Krankheiten,*
- Diagnose, Überwachung, Behandlung, Linderung von oder Kompensierung von Verletzungen oder Behinderungen,*
- [...]“ [46]*

Die Definitionen eines Medizinproduktes besagt nun, das es sich um ein Medizinprodukt handelt, wenn der Hersteller dem Produkt einen medizinischen Zweck, wie die Behandlung von Krankheiten oder die Kompensierung von Behinderungen, am Menschen zuspricht. Die Begriffsbestimmung der Zweckbestimmung besagt nun im folgenden [46]:

„Zweckbestimmung“ bezeichnet die Verwendung, für die ein Produkt entsprechend den Angaben des Herstellers auf der Kennzeichnung, in der Gebrauchsanweisung oder dem Werbe- oder Verkaufsmaterial bzw. den Werbe- oder Verkaufsangaben und seinen Angaben bei der klinischen Bewertung bestimmt ist;“ [46]

Informationen über die Verwendung des Medizinproduktes kann, wie aus der Definition über die Zweckbestimmung hervorgeht, laut Herstellerangabe aus z.B. Werbematerialien, Werbeangaben oder Gebrauchsanweisungen entnommen werden. Durch diese Begriffsbestimmungen ist es möglich ein Medizinprodukt als solches zu erkennen wenn es einen medizinischen Zweck aufweist und/oder die Verwendung aus Herstellerangaben ersichtlich ist [46]. Da es in der EU keine öffentlich zugängliche Sammelquelle gibt, welche es erlaubt diese Art der Information zu beschaffen, muss ein derartiges Vorgehen erfolgen. An dieser Stelle ist das Informationssystem mit der Bezeichnung „European Databank on Medical Devices (EUDAMED)“ zu erwähnen. Es handelt sich dabei um ein nicht öffentliches, webbasiertes Portal, das als zentraler Speicher für z.B. Konformitätsbescheinigungen oder Daten zu klinische Prüfungen dient. Diese Datenbank ist seit Mai 2011 verpflichtend und soll die Marktüberwachung und Transparenz im Bereich der Medizinprodukte fördern [47]. Im Gegensatz dazu gibt es in den **USA** eine öffentlich zugängliche Möglichkeit um Informationen über Medizinprodukte zu erhalten. Diese Medizingerätedatenbank wird als „Establishment Registration & Device Listing“ bezeichnet und enthält Daten zu Einrichtungen (engl. Establishment), dazu zählen unter anderem Firmen, welche sich mit der Montage oder Aufbereitung von Medizingeräten beschäftigen, und eine Auflistung der kommerziell vertriebenen Medizinprodukte durch in- und ausländische Hersteller. Durch die Medizingerätedatenbank der FDA kann eine sichere Aussage darüber getroffen werden welche Klasse und ob eine Registrierung des Medizingerätes in den USA vorliegt. Die meisten Medizinprodukte werden im amerikanischen Wirtschaftsraum, ähnlich dem europäischen, ebenfalls in Klassen entsprechend ihrem Risikoniveau, in die Klasse I (geringstes Risiko), Klasse II (mittleres Risiko) und Klasse III (höchstes Risiko), eingeteilt. Eine Ausnahme sind Geräte, die für seltene Krankheiten oder Leiden gedacht sind. Für diese Geräte ist es schwierig, auf Grund der kleinen Population, klinische Nachweise zu sammeln, um den FDA Standards zu entsprechen. Damit diese Produkte trotzdem eine Marktzulassung erhalten, kann die Ausnahmeregelung „Humanitarian Device Exemption (HDE)“, herangezogen werden. Es folgen nun die Firmen mit den zugehörigen Informationen über die Produkte, welche derzeit am globalen Markt eine Rehabilitation der unteren Extremitäten ermöglichen [44, 48].

3.5.1 AlterG Inc.

Das Unternehmen AlterG Inc. wurde 2005 in den USA gegründet [49].

3.5.1.1 Anti-Gravity Treadmill M320



Abb. 3.27: Anti-Gravity Treadmill M320 von AlterG Inc. [49].

Die **Anti-Gravity Treadmill M320** (AGT, siehe Abbildung 3.27) bietet zusätzlich zu den normalen Laufbandfunktionen eine Gewichtsentslastung des Benutzers. Diese Unterstützende Entlastung des Körpergewichtes (BWS) wird durch die sogenannte Differential Air Pressure (DAP) Technologie ermöglicht. Dazu wird in einer Kammer ein Überdruck erzeugt durch den der BWS des Benutzers erfolgt. Durch den Druck in der Kammer ist es möglich das Körpergewicht zwischen 20% bis 100% zu regulieren [49]. Die Entlastung ermöglicht Patienten Stehübungen und Laufen mit reduzierten Auswirkungen auf den Bewegungsapparat durchzuführen. Eine Anwendungsvoraussetzung ist, dass Körpergewicht des Patienten, welches mindestens 38,6 kg betragen muss. Es kann für eine neurologische Rehabilitation eingesetzt werden. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung, eine FDA Registrierung und wurde in den USA als Medizingerät der Klasse I eingestuft [48, 50].

3.5.1.2 Bionic Leg



Abb. 3.28: Bionic Leg von AlterG Inc. [49].

Das AlterG **Bionic Leg** (siehe Abbildung 3.28) ist eine nicht-invasive, dynamische, batteriebetriebene, tragbare Orthese für die untere Extremität. Es bietet eine vom Patienten initiierte motorische Unterstützung während des Aufstehens, des Gehens und Treppensteigens. Sensoren erkennen die Gewichtsverlagerung des Patienten und Änderungen des Kniewinkels, wenn der Patient aufsteht oder eine Treppe aufsteigt. Darauf reagiert das Bioinic Leg mit einer Flexion oder Extension des Beines und hilft so den Patienten sich fortzubewegen. Während des Gehens erlaubt das Gerät dem Bein, sich in der Schwungphase frei zu bewegen, während es in der Standphase zusätzlichen Halt gibt. Die Bewegungsreichweite und der Umfang der Unterstützung, die das Bionic Leg liefert, können über die Geräteeinstellungen angepasst werden [49]. Dieses Produkt besitzt eine FDA Registrierung und wurde in den USA als Medizingerät der Klasse I eingestuft [48]. Eine CE Zertifizierung konnte nicht nachgewiesen werden. Ein ähnliches Produkt mit dem Namen C-Brace® wird vom Hersteller Otto Bock HealthCare angeboten [51].

3.5.2 Aretech llc

Das Unternehmen Aretech llc. wurde 2008 in den USA gegründet [52].

3.5.2.1 ZeroG® System



Abb. 3.29: ZeroG® System von Aretech llc. [52].

Das **ZeroG® System** dient der dynamischen Körpergewichtsentlastung BWS (siehe Abbildung 3.29) des Patienten. Das System wird an einer Deckenschiene montiert und bietet dadurch ein Barrierefreies arbeiten zwischen Patient und Therapeut. Es schützt die Patienten vor Stürzen bei den verschiedensten Übungen und bewegt sich automatisch mit einer konstanten Geschwindigkeit entlang des Schienensystem, der Patient erfährt dabei nur eine Entlastung seines Körpergewichtes. Durch ein dynamisches BWS kann die gewünschte Menge an Gewichtsunterstützung in Echtzeit geliefert werden. Somit ist eine Rehabilitation in einer sicheren und kontrollierten Umgebung möglich. Zusätzlich zum ZeroG® System ist das ZeroG-Lite® und ZeroG-Passiv® erhältlich. Das **ZeroG-Lite®** ist ebenfalls ein dynamisches BWS mit dem Unterschied das es zur Therapie am Laufband und somit ohne Deckenschienensystem verwendet wird. Das **ZeroG-Passiv®** ist ein statisches BWS und wird rein zur Sturzsicherung verwendet. Dabei ist das gewünschte Spannungsniveau zwischen Patientengeschirr und Deckenaufhängung manuell einzustellen. Andere statische Systeme sind Lite-Gait und Solo-Step [52, 53]. Alle Produkt besitzen eine FDA Registrierung und wurden in den USA als Medizingeräte der Klasse I eingestuft [48]. Eine CE Zertifizierung konnte nicht nachgewiesen werden.

3.5.3 BAMA Teknoloji

Das Unternehmen BAMA Teknoloji wurde 2010 in der Türkei gegründet [54].

3.5.3.1 RoboGait®



Abb. 3.30: RoboGait® - Robot Assisted Gait Therapy von BAMA Teknoloji [54].

Der Robogait® (siehe Abbildung 3.30) ist ein robotergestütztes Laufrehabilitations-System. Es dient der Wiederherstellung und Verbesserung der Gehfähigkeit in Situationen, welche eine neurologische Ursache haben können. Durch die sich wiederholenden Laufzyklen, welche vom System auf den Patienten übertragen werden, wird das motorische Lernen des Patienten aktiviert. Eine derartige Behandlung zielt auf die Aktivierung von Neuronen, welche beim Gehen aktiv sind ab, die mit der Kontrolle des Robotersystems durchgeführt wird. Dieses Produkt setzt sich aus einem Laufband, einer dynamischen Orthese und einem passiven BWS zusammen. Des Weiteren wird das Produkt durch eine eigens entwickelte Software namens VisioGait® ergänzt. Durch die Integration von Kinect Sensoren können Patientenbewegungen direkt in die Software übertragen werden. Die Systemsoftware enthält verschiedene Spiele, die in verschiedenen Therapiearten ihre Anwendung finden. Eine CE Zertifizierung konnte nachgewiesen werden [54].

3.5.4 Biodex Medical Systems Inc.

Das Unternehmen Biodex Medical Systems Inc. wurde 1949 gegründet und hat seinen Hauptsitz in der USA [55].

3.5.4.1 System 4 Pro™ Dynamometer



Abb. 3.31: System 4 Pro™ Dynamometer von Biodex Medical Systems Inc. [56].

Mit dem System 4 Pro™ (siehe Abbildung 3.31) können eine Vielzahl von Rehabilitationsübungen, unter anderem des Knies, des Fußgelenks und der Hüfte, durchgeführt werden. Es verfügt über einen Positionierstuhl mit 360 Grad Drehung und motorisierte Sitzhöhenverstellung. Des Weiteren ist es in der Lage Therapieprotokolle zu erstellen, ein Biofeedback zu liefern und unterschiedliche Geschwindigkeiten sind ebenfalls einstellbar. Der Einsatz für eine neurologische Rehabilitation ist möglich. Im Passivmodus ist eine aktive Mitarbeit des Patienten nicht erforderlich. Das Dynamometer sorgt für eine kontinuierliche Bewegung. [56, 57]. Das isokinetische System dient ebenfalls der Messung von Drehmoment und Winkelgeschwindigkeit [58]. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung und FDA Registrierung. Es wurde in der EU als Medizingerät der Klasse IIa und in der USA als Medizingerät der Klasse II eingestuft [48, 59].

3.5.4.2 Gait Training System



Abb. 3.32: Biodex Gait Training System von Biodex Medical Systems Inc.[56].

Dieses System besteht aus dem **Gait Trainer™ 3** und **NxStep™** (siehe Abbildung 3.32). Dabei handelt es sich um eine Kombination aus Laufband und BWS. Der Gait Trainer bietet ein visuelles und auditives Biofeedback von Schrittlänge und Schrittgeschwindigkeit. Das BWS, in Kombination mit dem Gait Trainer, ermöglicht jedem Patienten einen frühzeitigen Einstieg in die Rehabilitation bzw. neurologische Rehabilitation [60]. Diese Produkte besitzen eine CE Zertifizierung und FDA Registrierung. Beide Produkte wurde in der EU und USA als Medizingeräte der Klasse I eingestuft [48, 59].

3.5.5 Bioness Inc.

Das Unternehmen wurde 2004 in den USA gegründet [61].

3.5.5.1 L300 Go System



Abb. 3.33: L300 Go System von Bioness Inc. [62].

Die Firma Bioness stellt neben dem L300 Go die Produkte L300 for Foot Drop und L300 Plus bereit. Für Kinder bietet der Hersteller das NESS L300S an. Alle genannten Produkttypen arbeiten mit der funktionalen Elektrostimulation (FES). Das L300 Go System (siehe Abbildung 3.33) ist die Weiterentwicklung des NESS L300 Foot Drop System und NESS L300 Plus. Das L300 Go System bietet eine 3D Bewegungserkennung von Gangmustern mit einem Lernalgorithmus. Die Bewegung des Patienten wird analysiert, um eine gezielte elektrische Stimulation genau dann abzugeben, wenn diese während des Gangzyklus erforderlich ist. Es wurde entwickelt, um das Gangbild bei Personen mit einer Fußheberschwäche (Foot drop) und die Kniebeugung oder Streckung bei Personen mit Muskelschwäche zu verbessern. Das System besteht aus einer Unterschenkelfunktionsstimulationsmanschette (Lower Leg FS) mit einem elektronischen Pulsgenerator (EPG), einer Oberschenkelfunktionsstimulationsmanschette (Thigh FS Cuff) mit EPG, einer Kontrolleinheit und einem Fußsensor. Die Lower Leg FS und Thigh FS Cuff können entweder unabhängig voneinander oder zusammen verwendet werden. Es wurde für den Einsatz in öffentlichen Gesundheitseinrichtung oder in einer häuslichen Umgebung entwickelt und kann für eine neurologische Rehabilitation verwendet werden [61]. Das L300 Go besitzt eine CE Zertifizierung, eine FDA Registrierung und wurde in den USA als Medizingerät der Klasse II eingestuft [48, 62].

3.5.5.2 Vector Gait & Safety System®



Abb. 3.34: Vector Gait & Safety System® von Bioness Inc. [63].

Das Vector System (siehe Abbildung 3.34) stellt ein dynamisches aber auch ein statisches BWS bereit und schützt den Patienten vor Stürzen. Das dynamische BWS gleicht kontinuierlich eine ausgewählte Menge des Gewichts des Patienten, wenn er sich bewegt, aus. Dadurch ist der frühe Einstieg in die Rehabilitation möglich. Die Verwendung mit anderen Technologien, wie dem L300 System, ist möglich. Der an der Decke montierte Roboterwagen verfolgt den Auf- und Abstieg, sowie die Bewegung des Patienten auf dem Boden aber auch eine manuelle Kontrolle durch einen PC mit Touchscreen oder Fernbedienung ist möglich. Das Vector System fährt entlang des an der Decke montierten Schienensystem, welches individuell vom Layout ist. Die Speicherung von Therapiedaten und Notizen in einer Datenbank ist ebenfalls möglich. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung, eine FDA Registrierung und wurde in der EU und den USA als Medizingerät der Klasse I eingestuft [48, 63].

3.5.6 Cyberdyne Inc.

Das Unternehmen Cyberdyne Inc. wurde 2004 in Japan gegründet [64].

3.5.6.1 Medical HAL®

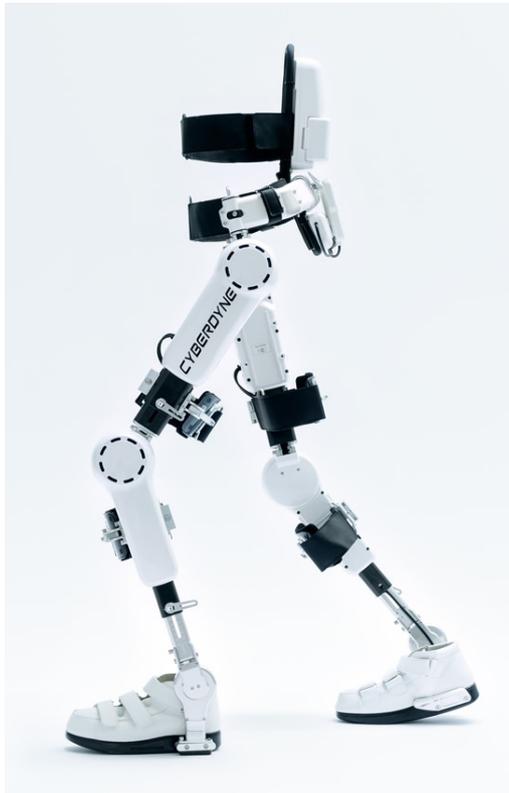


Abb. 3.35: Medical HAL® von Cyberdyne Inc. [64].

Das HAL (Hybrid Assistive Limb robot) System (siehe Abbildung 3.35) ist ein durch neuronale Impulse gesteuertes, bilaterales Exoskelett. Durch die Messung von bioelektrischen Signalen (BES) an der Hautoberfläche wird das Exoskelett gesteuert und initiiert die für den Patienten erforderliche Kraftunterstützung um die gewünschte Bewegung zu erzielen. Es besitzt zwei aktive Freiheitsgrade an Hüft- und Kniegelenk und einem passiven Freiheitsgrad am Fußgelenk jedes Beines. Das Steuerungssystem verarbeitet Daten von den EMG Sensoren (BES) an der Hautoberfläche, Winkel- und Beschleunigungssensoren sowie Kraftsensoren um die erforderlichen Kräfte abzuschätzen und so die beabsichtigte Aktion des Benutzers bei Bedarf zu unterstützen. Es handelt sich um eine Feedbacktherapie bei der neuromuskuläre Restimpulse vorhanden sein müssen um das Exoskelett zu steuern. Die Therapie zielt darauf ab dem Gehirn beizubringen wie die Beine bewegt werden. Dies erfolgt durch die Zunahme der Muskelimpulsaktivität und die damit in Verbindung stehende neuronale Rückkopplung. Das Modell kann, im einstellbaren Bereich, an die Beinlänge, Hüftweite und Fußgröße des Trägers angepasst werden. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung [64, 65].

3.5.7 Ekso Bionics

Das Unternehmen Ekso Bionics wurde 2005 in den USA gegründet [66].

3.5.7.1 Ekso GT



Abb. 3.36: Ekso GT von Ekso Bionics [67].

Das Ekso GT (siehe Abbildung 3.36) dient der bilateralen Kraftbetätigung des Hüft- und Kniegelenkes in der Sagittalebene. Derzeit ist es das einzige Exoskelett, das von der FDA für Schlaganfallpatienten zugelassen wurde [65]. Es wird an den Beinen befestigt und batteriebetriebene Motoren werden verwendet um beim Stehen und Gehen zu helfen. Wenn der Benutzer sein Gewicht verlagert, werden Sensoren aktiviert, die Schritte initiieren. Zusammengesetzt wird das System aus einem Exoskeleton-Rahmen für die Beine, passiven Knöchelgelenken, Fußplatten und Elektromotoren. Der Rucksack beinhaltet einen Computer, eine Batterie und einen kabelgebundenen Controller. Durch eine proprietäre SmartAssist-Software ist die Energie für jedes Bein unabhängig, vom Physiotherapeuten, einstellbar. Die individuellen Benutzereinstellungen können für jeden Benutzer gespeichert werden. Gangparameter, wie Schrittlänge und Schritthöhe, sind variable Einstellungen. Der Ekso GT sollte mit Hilfsmitteln wie einem Gehwagen oder Krücken verwendet werden, um das Gleichgewicht des Patienten zu gewährleisten. Beim Gehen mit Ekso GT ist es jedoch schwierig Hindernisse zu überwinden oder Bodenunebenheiten auszugleichen. Aus diesem Grund ist Ekso GT speziell ein Therapiegerät für das Gehtraining und kein Gerät zum selbständigen Gehen [68]. Eine Erweiterung bietet das RehaStim2 FES von Hasomed, welches in das Ekso GT integriert werden kann. Durch die FES Therapie können selbst die Muskeln trainiert werden, welche nicht mehr der willkürlichen Kontrolle unterliegen. Das Ekso GT bietet Anwendungsmöglichkeiten in medizinischen und industriellen Märkten. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung, eine FDA Registrierung und wurde in den USA als Medizingerät der Klasse II eingestuft [48, 66].

3.5.8 HDT Expeditionary Systems Inc.

Das Unternehmen HDT Expeditionary Systems Inc. wurde 1981 gegründet. HDT Expeditionary Systems, Inc. ist eine Tochtergesellschaft der HDT International Holdings Inc. welche 1937 in den USA gegründet wurde [55, 69].

3.5.8.1 KineAssist-MX



Abb. 3.37: KineAssist-MX (Mobility eXtreme) von HDT Expeditionary Systems Inc. [69].

Das KineAssist-MX (siehe Abbildung 3.37) ist ein Therapiesystem, um die Gang- und Gleichgewichtsfähigkeiten zu verbessern oder wiederherzustellen. Dabei befindet sich der Patient auf einem Laufband und wird durch ein Gurtsystem, welches an einer Hubsäule angebracht ist, unterstützt. Das Gurtzeug bewegt sich mit dem Patienten, es sei denn, das Gleichgewicht wird verloren, dann fängt das Gurtzeug den Patienten auf, bevor er fallen kann. Das Körpergewicht wird an der Hüfte unterstützt, was ein natürliches Gehen ohne mechanische Beeinflussung ermöglicht. Die Laufbandoberfläche bewegt sich in direkter Reaktion auf die Absicht des Benutzers. Der KineAssist-MX kann einen variablen Widerstand bieten, wodurch die Anstrengung des Patienten beim Gehen oder bei anderen Aufgaben erhöht wird [70]. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung, eine FDA Registrierung und wurde in der EU und den USA als Medizingerät der Klasse I eingestuft [48, 59].

3.5.9 Hocoma AG

Das Unternehmen Hocoma AG wurde 1996 in der Schweiz gegründet und fusionierte 2016 mit DIH International einer Konzernholdinggruppe aus Hong Kong mit Niederlassungen in China, Korea, den Niederlanden und den USA. Zu dieser Unternehmensgruppe gehört auch Motekforce link (siehe Seite 60), einem weltweit führenden Unternehmen in der virtuellen Rehabilitation [71].

3.5.9.1 Lokomat®



Abb. 3.38: Lokomat® Pro (li.) und Nanos (re.) von Hocoma AG [71].

Das Lokomat System (siehe Abbildung 3.38) wird unter den Produktlinien Nanos und Pro vertrieben. Beide Systeme bestehen aus einem dynamischen BWS, individuell einstellbaren Roboter Orthesen, einem Laufband und einem Biofeedback System. Der Lokomat Pro kann zur Therapie von Kindern und Erwachsenen eingesetzt werden. Der Lokomat Nanos kann nicht durch optionale pädiatrischen Orthesen ergänzt werden und kann somit nur für die Therapie von Erwachsenen eingesetzt werden. Das Lokomat System bietet eine natürliche plantare Druckverteilung, sensorische Rückmeldung und physiologische vertikale Verschiebung während des gesamten Gangzyklus. Die Hüft- und Kniegelenkwinkel können auch im Training individuell angepasst werden. Auch Geschwindigkeit, Belastung und Roboterunterstützung sind variable Parameter, um die Intensität der Therapie zu gestalten. Der Patient wird durch verschiedene spielerische Übungen in Verbindung mit einem Biofeedback System motiviert. Eine Basic Version des Biofeedback Systems ist beim Lokomat Nanos enthalten und beim Pro wird diese als Augmented Performance Feedback (APF) bezeichnet. Des weiteren kann der Lokomat Pro mit einem Zusatzmodul, das die Bezeichnung FreeD trägt und eine laterale Bewegung und transversale Rotation der Hüfte erlaubt, ausgestattet werden [71]. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung, eine FDA Registrierung und wurde in der EU als Medizingeräte der Klasse IIa und in den USA als Medizingerät der Klasse II eingestuft [48, 59].

3.5.9.2 Andago®



Abb. 3.39: Andago® von Hocoma AG [71].

Der Andago (siehe Abbildung 3.39) ist ein Overground-Gang-Therapie Gerät, das die Lücke zwischen Laufband und freiem Gehen schließt. Das Gerät setzt sich aus einem selbstgesteuertem Gerüst und einer dynamischen BWS zusammen. Die unabhängige Links-Rechts- Körpergewichtsunterstützung des Andago ermöglicht eine korrekte seitliche Gewichtsverlagerung. Asymmetrische BWS kann verwendet werden, um die Haltungsunterstützung auf einer Seite für Patienten mit asymmetrischer Funktionsstörung zu erhöhen. Er nutzt mobile Robotertechnologie, um die Bewegungsabsicht des Patienten zu erfassen und aktiv zu folgen, während er dynamische Körpergewichtsunterstützung bietet. Es ermöglicht Mobilität und ein intensives Training verschiedener funktioneller Bewegungs- und Gleichgewichtsaufgaben. Der Andago unterstützt das Training mit konstanter BWS innerhalb eines vertikalen Versetzungsbereichs, so dass Therapeuten jedes Zubehör verwenden können, das in die innere Gerätebreite passt. Für eine individuelle Therapie sind Trainingsmodi und -parametern variable einstellbar. Die Steuerung des Andago kann jederzeit von einem Therapeuten übernehmen werden. Dies gibt Patienten die Möglichkeit, physiologisch und sicher zu gehen. Aufrechte und freihändige Patienten können somit mit vollen Hüftextensions- und Gleichgewichtsreaktionen trainieren. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung, eine FDA Registrierung und wurde in der EU und den USA als Medizingerät der Klasse I eingestuft [48].

3.5.9.3 Erigo®



Abb. 3.40: Erigo® von Hocoma AG [71].

Der Erigo (siehe Abbildung 3.40) ist ein Frührehabilitationsgerät zur sicheren Mobilisierung neurologischer und bettlägeriger Patienten auch in der Akutversorgung. Der Erigo kombiniert schrittweise Vertikalisierung mit zyklischen Beinbewegungen und Belastung, um den Patienten in der aufrechten Position zu stabilisieren. Der Erigo wird unter den Produktlinien Basic und Pro vertrieben. Beide Systeme bestehen aus einer durch Motoren verstellbaren Liege, einem Gurtsystem und Robotersystem, welches die Beine bewegt. Durch die Liege kann der Patient in eine vertikale Position gebracht werden, dabei wird der Patient durch das Gurtsystem in Position gehalten. Die Roboterbeinbewegung und die zyklische Beinbelastung durch den Erigo stellen afferente Reize für das zentrale Nervensystem bereit. Mit dem ErigoPro kann die Stimulation des Patienten zusätzlich durch synchronisierte funktionelle Elektrostimulation (FES) erweitert werden. Beide Produktlinien sind zudem mobil und erleichtern dadurch den Transport von Patienten zwischen Räumen. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung, eine FDA Registrierung und wurde in der EU als Medizingeräte der Klasse IIa und in den USA als Medizingerät der Klasse II eingestuft [48, 59].

3.5.10 h/p/cosmos

Das Unternehmen h/p/cosmos wurde 1988 in Deutschland gegründet [72].

3.5.10.1 locomotion® 150/50 DE med



Abb. 3.41: locomotion® 150/50 DE med mit airwalk® und robowalk® expander von h/p/cosmos [72].

Das locomotion® 150/50 DE med ist ein Laufband, welches mit zusätzlichen Modulen ausgestattet für die Gangtherapie eingesetzt werden kann. Die Abbildung 3.41 zeigt dieses Laufband mit Systemerweiterungen, wie dem airwalk® (BWS) und dem robowalk® expander. Des Weiteren ist eine Rollstuhlrampe erhältlich, dadurch kann der Patient direkt am Laufband über das BWS aufstehen und sich an den individuell anpassbaren Handläufen festhalten. Beim BWS handelt es sich um ein dynamisches 1-Punkt Körpergewichtsentlastungssystem, das die Auf- und Abbewegungen beim Gehen ermöglicht. Durch zusätzliche Fixierbänder kann der Patient weiter stabilisiert werden. Die Gewichtsabnahme kann je nach Therapieverlauf elektronisch zwischen 1 kg und 75 kg eingestellt werden. Der robowalk® expander besteht aus acht Gummizüge, vier für die vordere und vier für die hintere Einheit. Die hinteren Gummizüge wirken belastend und die vorderen entlastend. Mit Beinschlaufen werden die Gummizüge am Patienten befestigt. Durch das Gummizugsystem können individuelle Positionierungen der Beine vorgenommen werden. Jedoch wird der Einsatz des Therapeuten nicht vollständig übernommen. Das Laufband selbst startet mit 0,1 km/h Geschwindigkeit und wird von einem sehr leistungsstarken 3,3 kW (4,5 PS) Antriebsmotor angetrieben. Eine Nachjustierung der Parameter (Geschwindigkeit, Steigung/Gefälle des Laufbandes mit $\pm 15\%$, BWS) ist während der Therapie, durch eine Fernbedienung, möglich. Für den Therapeuten stehen ergonomische Sitze und Fußstützen, auf beiden Seiten des Laufbandes, zur Verfügung. Am Ende der Therapieeinheit können die automatisch gesammelten Parameter ausgedruckt werden. Das locomotion® 150/50 DE med Laufband besitzt eine CE Zertifizierung sowie FDA Registrierung und wurde in der EU als Medizingeräte der Klasse IIb und in den USA als Medizingerät der Klasse I eingestuft [48, 72].

3.5.11 medica Medizintechnik GmbH

Das Unternehmen medica Medizintechnik GmbH wurde 1990 in Deutschland gegründet [73].

3.5.11.1 THERA-Trainer lyra



Abb. 3.42: THERA-Trainer lyra von medica Medizintechnik GmbH [73].

Der THERA-Trainer lyra (siehe Abbildung 3.42) erzeugt mechanisch das menschliche Gangmuster und überträgt dieses über eine Fußanbindung auf den Patienten. Es ist ausgestattet mit einer stufenlosen Geschwindigkeitsanpassung, einer individuellen Schrittlängen Anpassung, einem statischen oder dynamischen BWS und verschiedene Wechsellplattenanbindungen für die Anbindung des Patienten an das Therapiegerät über die Schuhe. Durch die Plattenanbindung wird eine minimale Vorbereitungszeit erzielt. Das Gerät ist für eine Körpergröße zwischen 100-195 cm und einem Körpergewicht bis 150 kg ausgelegt. In der Gebrauchsanweisung wird darauf hingewiesen das eine Therapie erst ab einem Alter von fünf Jahren durchzuführen ist. Im Zubehör enthalten ist ein Biofeedback- und Stabilisierungssystem. Es wird zwischen zwei Arten von Beckenstabilisierungssystemen unterschieden. Eines dient zur Förderung einer aufrechten Körperhaltung und das zweite zur flexiblen Beckenkontrolle durch sechs variabel einstellbare Fixationspunkten. Durch eine App wird die lückenlose Dokumentation des Trainingsfortschritts sowie eine Datenanalyse bereitgestellt. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung und wurde in der EU als Medizingerät der Klasse IIa eingestuft [73].

3.5.12 Meditouch Ltd.

Das Unternehmen Meditouch Ltd. wurde 2004 in Israel gegründet [74]. Eine weitere Firma, welche Rehabilitationsroboter für die Gleichgewichtstherapie herstellt ist Man&Tel Co. Ltd. [75].

3.5.12.1 BalanceTutor™



Abb. 3.43: BalanceTutor™ von Meditouch Ltd. [76].

Der BalanceTutor™ (siehe Abbildung 3.43) zielt darauf ab die posturale Kontrolle, welche dafür verantwortlich ist unter dem Einfluss der Schwerkraft eine aufrechte Körperhaltung beizubehalten, zu therapieren. Bei diesem Gerät handelt es sich um ein Laufband, das außer der vorwärts und rückwärts Bewegung auch eine Seitwärtsbewegung nach links oder rechts initiieren kann. Durch einen unerwarteten Störeinfluss (eine medialen oder laterale Bewegung der Plattform) wird dem Patienten das Gleichgewicht während er steht, geht oder läuft genommen. Auch das Erzeugen eines Schlupfs, durch das abrupte ändern der vorwärts und rückwärts Bewegung, ist möglich. Das Rehabilitationssystem, besteht aus einer 4D-Laufband-Plattform, mehreren Kraft- und Bewegungssensoren sowie individuell angepassten Motivations-Videospiele und einem statischen BWS, dass als Auffangsystem fungiert. Dieses reaktive Training ist eine Alternative zum proaktiven, welches auf selbst initiierte Aktionen abzielt. Beim reaktiven Training werden Reflexe bzw. Reaktionen, die notwendig sind um das Gleichgewicht zu erhalten, trainiert. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung sowie eine FDA Registrierung und wurde in der EU und USA als Medizingerät der Klasse I eingestuft [48, 74].

3.5.13 Motekforce link

Das Unternehmen Motekforce link entstand 2014 aus der Fusion zwischen Motek Medical und ForceLink. Es hat seinen Hauptsitz in den Niederlanden und fusionierte im Jahre 2017 mit DIH International [77].

3.5.13.1 DynSTABLE



Abb. 3.44: DynSTABLE von Motekforce link [77].

Die DynSTABLE (Dynamic Stability and Balance Learning Environment, siehe Abbildung 3.44) bietet Echtzeit-Integration einer 2 df Balance-Plattform mit integrierter Kraftmessung, eines Motion-Capture-System (MC-System) und einer Virtual-Reality-Umgebung (VR-Umgebung). Durch die eben genannten Technologien interagiert der Patient mit dem System und umgekehrt. Es kann zu Trainings- oder Therapiezwecken eingesetzt werden und bietet eine dynamische Stabilitäts- und Balance-Lernumgebung. Des Weiteren dient es zur Beurteilung, wie gut ein Patient in der Lage ist, physische Störungen zu bewältigen, visuelle und auditive Informationen zu verarbeiten und kognitive Doppelaufgaben auszuführen. Die DynSTABLE zielt auf die Rehabilitation, bei der Patienten statische und dynamische Gleichgewichtsziele erreichen müssen, ab. Eine 120-Grad-Projektionsfläche stellt dabei die VR-Umgebung dar, in der Trainingsanwendungen den Patienten auf verschiedene Arten motivieren und herausfordern. Diesem Produkt konnte weder eine CE Zertifizierung noch FDA Registrierung nachgewiesen werden [48, 77].

3.5.13.2 CAREN



Abb. 3.45: CAREN von Motekforce link [77].

Das Produkt CAREN (Computer Assisted Rehabilitation Environment, siehe Abbildung 3.45) ist ein multisensorisches System für die klinische Analyse, Rehabilitation, Bewertung und Registrierung des menschlichen Gleichgewichtssystems. Die Basic Ausführung besteht aus einer Bewegungsplattform, einem Bewegungserfassungssystem, einer Projektionsfläche und der D-Flow-Software. Bei der Bewegungsplattform handelt es sich um ein 2 df System. Das Bewegungserfassungssystem besteht aus Infrarotkameras die Reflexionen, von am Patienten angebrachten Markern, detektieren. Bei der Extended Version ist zusätzlich ein mit zwei Bändern ausgestattetes Laufband auf der Bewegungsplattform integriert und eine größere gebogene Leinwand, die eine periphere Sicht bis zu 180 Grad ermöglicht. Das CAREN High-End-System nutzt eine 6 df Bewegungsplattform mit einer Tonne Nutzlast und integrierter Kraftmessung. Auf dem Plattformoberteil befindet sich ebenfalls ein mit zwei Bändern ausgestattetes Laufband (Dual-Belt-Laufband) mit selbst gesteuerten Algorithmen. Das Motion-Capture-System ist in einem sphärischen Kuppelprojektionssystem mit Surround-Sound integriert. Das System wird von der D-Flow-Software gesteuert, die es dem Bediener ermöglicht, alle Sitzungsparameter während der Laufzeit zu steuern. Die Plattform, Kameras und der Projektor arbeiten simultan zusammen. Die Verwendung von virtueller Realität ermöglicht es, das Verhalten des Patienten zu beurteilen und umfasst sensorische Inputs wie visuell, auditiv, vestibulär und taktil. Das CAREN-System ist jedoch Individuell anpassbar. Auch Erweiterung, wie ein drahtloses EMG sind erhältlich. Dieses Produkt besitzt eine FDA Registrierung und wurde in den USA als Medizingerät der Klasse I eingestuft [48, 59, 77].

3.5.13.3 C-Mill



Abb. 3.46: C-Mill von Motekforce link [77].

Das C-Mill (siehe Abbildung 3.46) ist ein Laufband, das visuelle und akustische Signale für das Training und die Bewertung von Gang- und Balancestörungen verwendet. Die C-Mill besitzt eine Größe von 4m^2 und ermöglicht das Erlernen von Ganganpassungsstrategien durch Hindernisvermeidung in einer sicheren und kontrollierten Umgebung. Durch die Projektion von visuellen Hinweisen auf die Lauffläche werden aufgabenspezifische Ganganpassungen vorgenommen um das Gangmuster und die Ganganpassungsfähigkeit zu trainieren und zu bewerten. Das Biofeedback beinhaltet Parameter wie Schrittlänge, -breite, -frequenz und -symmetrie. Dieses Produkt besitzt eine FDA Registrierung und wurde in den USA als Medizingerät der Klasse I eingestuft [48, 59, 77].

3.5.13.4 GRAIL



Abb. 3.47: GRAIL von Motekforce link [77].

Das GRAIL (siehe Abbildung 3.47) ist eine Komplettlösung für Ganganalyse und Gangtraining. Es besteht aus einem Dual-Belt-Laufband mit Kraftmessung, welche geneigt werden kann, einem Motion-Capture-System, drei Videokameras, einer VR-Umgebung, einem EMG System und der D-Flow Software. Alle von den Komponenten stammenden Parameter werden in Echtzeit durch die D-Flow Software verarbeitet und stehen direkt für das Gangtraining mit sofortiger Rückmeldung zur Verfügung. Echtzeitanpassungen ermöglichen Analyse und Training während derselben Sitzung. Es stehen verschiedene Laufbandeinstellungen zu Verfügung. Der self-paced Modus des Laufbandes ermöglicht es dem Patienten, Gang und Schritt in einem selbstgewählten Tempo einzuleiten, während das Laufband und die VR-Umgebung synchronisiert arbeiten um einen natürlichen optischen Fluss zu erzeugen. Forscher zeigten das aufgrund dieser Merkmale die Patienten eine natürliche Varianz im Gang aufwiesen, die auch beim Gehen über dem Boden zu beobachten ist. Laut Herstellerangaben soll die virtuelle Umgebung einen schnelleren und besseren Rehabilitationsprozess bieten. Die VR-Umgebung wird auf eine halbzyklindrische Leinwand projiziert. Die Kombination von Echtzeit-Datenverarbeitung, Laufbandstörungen und virtueller Realität können dem Patienten mechanischen, visuellen und kognitiven Aufgaben in einer sicheren, kontrollierten Umgebung gestellt werden. Durch das Gait Offline Analyse Tool (GOAT) ist es möglich die gesammelten Daten der Videoüberwachung, des Motion Capture-System, der Bodenreaktionskräfte oder aber Gangartparametern über die Zeit direkt nach der Sitzung zu analysieren. Dieses Produkt besitzt eine FDA Registrierung und wurde in den USA als Medizingerät der Klasse I eingestuft [48, 59, 77].

3.5.14 Motorika Medical Ltd.

Das Unternehmen Motorika Medical Ltd. wurden 2004 in Israel gegründet [55]. Anzumerken ist das durch die Webpräsenz des Herstellers nicht eindeutig zwischen den Produkten ReoAmbulator™ und Optimal-G™, aufgrund der gleichen Abbildung und Produktbeschreibung, unterschieden werden kann. Im Produktkatalog besteht die Verbindung zwischen der Abbildung 3.48 und dem Produktnamen Optimal-G™. Der Autor nimmt an, dass der ReoAmbulator™ weiterentwickelt wurde.

3.5.14.1 Optimal-G™



Abb. 3.48: Optimal-G™ von Motorika Medical Ltd. [78].

Der Optimal-G™ (siehe Abbildung 3.48) ermöglicht es eine personalisierte Therapie durchzuführen, die das Gleichgewicht, die Gehfähigkeit, die Koordination, die Ausdauer und die Körperhaltung des Patienten trainieren. Es bietet eine assistive roboter gestützte Therapie der unteren Extremitäten um das wechselseitige, synchronisierte natürliche Gangmuster zu reproduzieren. Zusätzlich dazu kann die obere Extremität trainiert werden. Durch die Therapiesoftware Enhanced Learning Intelligent Technology (ELITE) wird dem Patienten eine für ihn angepasste Rehabilitation ermöglicht. Durch eine VR-Umgebung und einem MC-System können motorische und kognitive Herausforderungen für die oberen Gliedmaßen trainiert werden. Dabei erhält der Patient ein direktes auditives und visuelles Feedback. Die Software überwacht, analysiert und kann während der Sitzung angepasst werden. Des Weiteren steht dem Therapeuten eine erweiterte Managementsoftware zur Verfügung, die Echtzeit-Anpassungen und Änderungen der Therapie sowie Aufzeichnungs- und Berichtsfunktionen ermöglichen. Der Optimal-G™ ermöglicht eine schnelle Einrichtung und kann an jeden Patienten angepasst werden. Das Therapiegerät ist durch integrierte Räder mobil und setzt sich aus einer roboter Orthese, einem statischen BWS, einer VR-Umgebung, einem MC-System, drei Kameras, einem 40 Zoll HD TV Therapiemonitor, einer 22 Zoll Touchscreen-Bedienerkonsole und einer Rollstuhllampe zusammen. Das Gerät ist für Patienten mit einer maximalen Körpergröße von 2 m und einem Körpergewicht von 150 kg ausgelegt. Auch optionale Module für eine pädiatrische Therapie sind möglich. Die Voraussetzung dafür ist eine Körpergröße von 115 cm. Es konnten keine öffentlich zugänglichen Informationen zum Rehabilitationsprodukt Optimal-G™, hinsichtlich seiner europäischen oder amerikanischen Registrierung als Medizinprodukt, gefunden werden [48, 78].

3.5.15 P&S Mechanics CO. Ltd.

Das aus Korea stammende Unternehmen P&S Mechanics CO. Ltd. entwickelte den Rehabilitationsroboter Walkbot® [79].

3.5.15.1 Walkbot®



Abb. 3.49: Walkbot® G von P&S Mechanics Co. Ltd. [79].

Der Walkbot® (siehe Abbildung 3.49) ist in den Modellen Premium, S, K und G erhältlich. Das Modell Premium und S sind für Erwachsene, K ist für pädiatrische Patienten und das Modell G für beide Patientengruppen angedacht. Das Premium Modell besteht aus einem 42 Zoll Bildschirm, einer VR- und AR-Umgebung, einem dynamischen BWS, Roboter Orthesen, welche eine automatische Beinlängenregulierung im 1 mm Abstand beinhalten, und einem Laufband. Eine optionale Integration der Kraftmessung (Force plate) in das Laufband ist möglich. Dieses Produkt kann neben der Therapie auch für eine Bewegungsanalyse genutzt werden. Ein weiteres Merkmal dieses Produktes ist, das der Patient durch vorhandene Muskelkraft die Roboter Orthese und somit die Rehabilitation beeinflussen kann. Dabei handelt es sich um einen interaktiven Modus, der automatisch den Zustand der unteren Extremität und die fortlaufende Bewegungsleistung des Patienten berücksichtigt. Die therapeutische Geschwindigkeit wird somit automatisch entsprechend der Muskelkraft des Patienten angepasst. Wenn der Patient die gewünschte Leistung erreicht, erhöht sich die therapeutische Geschwindigkeit des Laufbandes je nach dem Zustand des Patienten um 0,1 km/h. Wenn der Patient dagegen den Widerstand während des Trainings spürt, fällt die Geschwindigkeit wieder ab. Die Roboter Orthese besitzt Motoren am Hüft-, Knie- und Sprunggelenk. Durch diese synchron arbeitenden Motoren und weiteren Parametern, wie den Gelenkabständen, Gewicht und Körpergröße, können dem natürlichen Gang nachkommende Gangmuster ausgeführt werden. Der Motor am Sprunggelenk erlaubt eine natürliche und unbehinderte Schwungphase im Gangzyklus. Für die Therapie stehen verschiedene Modi, wie eine assistiver, zur Auswahl. Der Walkbot® bietet weiter, maßgeschneiderte 3D AR Trainingsspiele. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung sowie FDA Registrierung und wurde in den USA als Medizingerät der Klasse I eingestuft [48, 79, 80].

3.5.16 Parabel s.r.o.

Das Unternehmen Parabel s.r.o. wurden 1996 in Tschechien gegründet. Die amerikanische Firma Woodway USA Inc. vertreibt dabei das Produkt LokoHelp® und LokoStation®. Des Weiteren bietet dieses Unternehmen Laufbänder, welche im medizinischen Bereich eingesetzt werden können, für eine Komplettlösung zum Verkauf an [81, 82].

3.5.16.1 LokoHelp®



Abb. 3.50: LokoHelp® von Parabel s.r.o. [82].

Der LokoHelp® (siehe Abbildung 3.50) ist ein elektromechanischer Gangtrainer, der die Beine über die Füße des Patienten konsistent und symmetrisch auf dem Laufband führt. Der Patient sollte möglichst mit der Maschine arbeiten und nicht aktiv bewegt werden. Idealerweise sollten Knie- und Hüftbereiche unter der Kontrolle des Patienten stehen. Die mechanische Unterstützung während der Stand- und Schwungphase wird erreicht, indem die Füße als letztes Glied in der kinematischen Kette verwendet werden. Der Rumpf und das Becken des Patienten sind nicht starr fixiert. Das Hüft- und Kniegelenk des Patienten sowie die vordere und hintere Oberschenkelmuskulatur sind während des Trainings von allen Seiten zugänglich. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung sowie eine FDA Registrierung und wurde in der EU und USA als Medizingerät der Klasse I eingestuft [48, 82].

3.5.16.2 LokoStation®



Abb. 3.51: LokoStation® von Parabel s.r.o. [82].

Die LokoStation® (siehe Abbildung 3.51) ist ein mechanisches statisches oder dynamisches BWS. Durch ein Seilzugsystem, Umlenkrollen und Gewichten, die mit Handrädern eingestellt werden können, wird das Körpergewicht aufgenommen. Dieses Produkt stellt in Verbindung mit den medizinischen Laufbändern der Woodway PPS Loko Serie und dem LokoHelp® Therapeuten ein Therapiesystem zur Verfügung. Des Weiteren stehen zwei Sitze, die sich links und rechts neben dem Laufband befinden, für den Therapeuten bereit. Eigenschaften der LokoStation® sind:

- 1- oder 2-Punkt Aufhängung
- symmetrische oder asymmetrische Entlastung
- statische oder dynamische Führung
- variable Entlastung durch Kurbelwelle
- variable Umlenkpunkte

Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung sowie eine FDA Registrierung und wurde in der EU und USA als Medizingerät der Klasse I eingestuft [48, 81, 82].

3.5.17 Parker Hannifin Corp.

Das Unternehmen Parker Hannifin Corp. wurden 1918 in den USA gegründet [55].

3.5.17.1 Indego®



Abb. 3.52: Indego® von Parker Hannifin Corp. [83].

Der Indego® (siehe Abbildung 3.52) ist ein motorbetriebenes Exoskelett, das es in den Ausführungen Personal und Therapy gibt. Mit dem Indego® Therapie Kit kann eine Gangtherapie durchgeführt werden. Das Design ist leicht (12 kg) und modular. Durch den modularen Aufbau ist es schnell und einfach aufzubauen. Des Weiteren wird der Patient durch eine LED Anzeige über den Gerätestatus informiert, bekommt aufgrund von Gleichgewicht und Gangqualität eine Akustische- und Vibrationsrückmeldung. Das Exoskelett ist über Bluetooth mit einer Software App steuerbar. Der Indego® verfügt über einen schnell austauschbaren Akku, der bis zu vier Stunden genutzt werden kann. Die Benutzer imitieren eine natürliche Bewegung durch Haltungssreize, wie nach vor- oder hinter beugen, stehen, sitzen oder gehen. Die Software App zeigt Gangtrainingsparameter wie Schrittlänge und Schrittempo und zeichnet Leistungsdaten für jeden Patienten auf. Des Weiteren stehen variable Unterstützungsmodi bzw. Gangarten, die auf dem Prinzip des motorischen Lernen basieren, zur Auswahl. Auch das Unterstützungsniveau ist über die App individuell anpassbar und kann getrennt für die Hüfte und das Knie eingestellt werden. Das Exoskelett bietet selbst initiierte, aufgabenspezifische oder intensive Gangarten. Der Indego ist in drei Größen (klein, mittel und groß) mit austauschbaren Abschnitten erhältlich und eignet sich für eine Reihe von Benutzern. Für die Zukunft ist eine Integration der FES Technologie geplant. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung sowie FDA Registrierung und wurde in den USA als Medizingerät der Klasse II eingestuft [48, 83].

3.5.18 Reha Technology AG

Das Unternehmen Reha Technology AG wurden 2012 in der Schweiz gegründet [55].

3.5.18.1 G-EO System™



Abb. 3.53: G-EO System™ von Reha Technology AG [84].

Das G-EO System (siehe Abbildung 3.53) ist ein vielseitiger 8-Achsen Gangrehabilitationsroboter. Mehrere verschiedene Therapieoptionen wie Teilbewegungen, Bodenlauf und die Möglichkeit, Klettertreppen realistisch zu simulieren, sowie der einfache Wechsel zwischen passivem, aktiv-assistivem und aktivem Modus ermöglichen eine phasenspezifische Behandlung jedes einzelnen Patienten. Das System kann individuell an unterschiedliche funktionelle Gehfähigkeiten angepasst werden (FAC 0 bis 5). Die FAC Kategorien (Functional Ambulation Categories) dienen der Einteilung und sagen aus, wie viel Hilfe vom Patienten in der Physiotherapie benötigt wird, um gehen zu können (0: Hilfe durch Personen ist notwendig; 5: selbständiges gehen ohne Hilfe) [85]. Das G-EO System bietet eine dynamische Rumpf- und Hüftkontrolle. Die Körperausrichtung des Patienten ist dadurch auf drei verschiedenen Ebenen, über die gesamte Therapiedauer, möglich. Neben der realistischen Simulation eines physiologischen Gangmusters steht das Treppensteigen zur Verfügung. Verschiedene Parameter wie Dorsalextension, Plantarflexion, Schrittlänge und Schrittkadenz können während der Therapiesitzung eingestellt und angepasst werden. Auch Teilbewegungen von bestimmten Phasen des Gangzyklus sind reproduzierbar. Durch Zusatzmodule wird die Therapiemöglichkeit erweitert. Es sind Module wie Visual Scenario für die Motivation des Patienten, Knee Support Modul, Pediatric Modul, FES Modul von Hasomed, Heart Modul um Puls und Blutsauerstoffgehalt zu messen und dem Research Modul zusätzlich erhältlich. Das G-EO System ist in den Ausführungen Evolution und Basic erhältlich. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung sowie eine FDA Registrierung und wurde in den USA als Medizingerät der Klasse I eingestuft [48, 84].

3.5.18.2 NexStep™



Abb. 3.54: NexStep™ von Reha Technology AG [84].

Der NexStep™ (siehe Abbildung 3.54) ist ein Rehabilitationsroboter für neurologische und orthopädische Gangstörungen. Er basiert auf dem Therapiekonzept des G-EO System. Es steht die volle Kontrolle über die Körperposition, dynamische Körpergewichtsunterstützung und eine Anpassung der Gangparameter wie Schrittlänge, Gehgeschwindigkeit und Fußknöchelwinkel zur Verfügung. Basierend auf der grafischen Benutzeroberfläche des G-EO Systems bietet die NexStep GUI einen ähnlichen intuitiven Zugang zu einer Vielzahl von Behandlungsoptionen. Alle Einstellungen werden über die Software Schnittstelle vorgenommen. Der NexStep™ ist durch das FES Modul, Pediatric Modul oder Visual Scenario erweiterbar. Diesem Produkt konnte weder eine CE Zertifizierung noch eine FDA Registrierung nachgewiesen werden [48, 84].

3.5.19 Reha-Stim Medtec GmbH & Co. KG

Das Unternehmen Reha-Stim Medtec GmbH & Co. KG wurden 1999 in Deutschland gegründet [86].

3.5.19.1 Gait Trainer GT I



Abb. 3.55: Gait Trainer GT I von Reha-Stim Medtec GmbH & Co. KG [86].

Der Gait Trainer GT I (siehe Abbildung 3.55) ist ein elektromechanischer Gangrehabilitationsroboter. Er besteht aus einem statischen BWS und sich permanent bewegenden Fußschiene. Diese Schienen simulieren eine Vorwärts- und Rückwärtsbewegung durch ein motorgesteuertes Antriebssystem. Die Schrittlänge und Ganggeschwindigkeit sind stufenlos einstellbar. Eine Unterstützung des unteren Rückens für eine verbesserte Hüftextension ist möglich. Durch Kniegurte und einem Zugseil, welches über eine Umlenkrolle am Grundgerüst führt und die Gurte miteinander in Verbindung bringt, wird eine Unterstützung der Kniegelenke bereitgestellt. Dadurch ist es möglich, dass das nicht betroffene Bein unterstützend für das andere wirkt. Der Patient kann über Handschlaufen an der Haltestange fixiert werden. Ein Display dient der Anzeige von Trainingsdauer, Anzahl der Schritte, Geschwindigkeit (0-2 km/h) und Körpergewichtsunterstützung. Des Weiteren ist optionales Zubehör wie die FES Technologie oder unterschiedliche Geschirre erhältlich. Das Geschirr für die Körperanbindung an das BWS ist in den Modellen Omega und Delta in unterschiedlichen Größen erhältlich. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung [86].

3.5.20 ReWalk Robotics Ltd.

Das Unternehmen ReWalk Robotics Ltd. wurden 2001 in Israel gegründet [55].

3.5.20.1 ReWalk™ Rehabilitation



Abb. 3.56: ReWalk™ Rehabilitation von ReWalk Robotics Ltd. [87].

Das Exoskelett ReWalk™ Rehabilitation (siehe Abbildung 3.56) besitzt Motoren am Hüft- und Kniegelenk. Das bedeutet es hat einen 2 df Bewegungsraum am Hüft- und Kniegelenk. Das Sprunggelenk wird durch eine passive Feder, die eine Dorsalflexion ermöglicht, unterstützt. Der Roboteranzug selbst ist an der Taille des Patienten befestigt und mittels Klettverschlüssen an den Beinen. Ein vom ReWalk™ getragener Rucksack enthält die Batterien (Main und Backup) und den Computer. Eine Armbanduhr verbindet sich drahtlos mit dem Computer und wird verwendet, um zwischen fünf Aktivitätsmodi zu wechseln (sitzen, aufstehen, gehen, oben, unten). Im Gang Modus löst der Benutzer jeden Schritt aus indem er den Körper nach vorne beugt. Ein an der linken Seite befindlicher Neigungssensor, am Kniegelenk und Rucksack, erkennt, wenn der Rumpfwinkel eine vordefinierte Schwelle überschreitet. Der Roboter führt einen vorprogrammierten Schritt aus. Krücken dienen zur Stabilisierung des Körpers. Die Roboterkinematik, einschließlich der Gelenke Bewegungsbereich und Schrittgeschwindigkeit, kann mit der begleitenden Software personalisiert werden. Die Rückmeldung bzw. Alarmierung geschieht durch Akustik und Vibration. Ebenfalls wird eine Netzteil mitgeliefert. Das Exoskelett ist auch für den Heimgebrauch unter der Bezeichnung ReWalk™ Personal 6.0 erhältlich. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung sowie FDA Registrierung und wurde in den USA als Medizingerät der Klasse II eingestuft [48, 87, 88].

3.5.21 Rex Bionics Plc

Das Unternehmen Rex Bionics Plc wurden 2007 in Großbritannien gegründet [55].

3.5.21.1 REX Rehab



Abb. 3.57: REX Rehab von Rex Bionics Plc [40].

Der REX (siehe Abbildung 3.57) ist ein Exoskelett dessen Bewegung von zehn kundenspezifischen Linearantrieben erzeugt wird, die den REX und einen Benutzer von bis zu 100 kg bewegen können. Die Motoren werden durch ein Bewegungskontrollsystem gesteuert, um Stabilität in allen Phasen des Bewegungszyklus zu gewährleisten. Ein maßgeschneidertes Becken aus Carbonfasern bietet die nötige Festigkeit und Steifigkeit, um den Benutzer zu unterstützen und gleichzeitig das Gewicht des Systems zu minimieren. Die Beinlänge des Geräts kann leicht eingestellt werden, um eine genaue Ausrichtung auf die Gelenke des Benutzers zu ermöglichen. Der Bauchgurt unterstützen den Benutzer und halten ihn aufrecht. Die vorhandenen Gurte sind vollständig einstellbar. Breite Fußplatten bieten Stabilität und ein leichte Bewegung auf ebenen Flächen. Angetrieben ist es durch wiederaufladbare, austauschbare Batterien. Der Akku reicht für ungefähr 60 Minuten unter normalen Gebrauch. Durch Manschetten, mit doppelt angebundene Riemen, werden die Beine festgehalten ohne Druckpunkte zu erzeugen. Sie sind mit abnehmbare Schaumstoffpolsterung ausgestattet. Ein weiteres Exoskelett, mit dem Namen REX P, wurde für den häuslichen Gebrauch entwickelt. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung sowie eine FDA Registrierung und wurde in der EU und den USA als Medizingerät der Klasse I eingestuft [40, 48].

3.5.22 Swortec SA

Das Unternehmen Swortec SA wurden 2004 in der Schweiz gegründet [89].

3.5.22.1 WalkTrainer™



Abb. 3.58: WalkTrainer™ von Swortec SA [89].

Der WalkTrainer™ (siehe Abbildung 3.58) ist ein mobiles Gerät, das bei gelähmten Patienten eine aufrechte Körperhaltung und ein Training mit physiologischer Fortbewegung ermöglicht, indem das natürliche, willkürliche Gehen über dem Boden genau nachgebildet wird. Er besteht aus einem Gehgestell, einer Beckenorthese, einer Körpergewichtsstütze, zwei Beinorthesen und einer echtzeit-gesteuerten Elektrostimulation. Das Gerät unterstützt die Patienten aktiv bei ihren Bewegungen, indem es ihre Bewegungsart korrigiert und ihr Gleichgewicht kontrolliert. Es ergeben sich folgende Merkmale:

- Reproduktion von natürlichen Bewegungen des Über-Boden-Gehens
- Kontrolle der physiologischen Bewegungen von Beinen, Becken und Gelenken
- Unterstützung des Körpergewichts mit einem aktiven einstellbaren System sowie der Balance des Patienten
- elektrisch stimulierte und kontrollierte Muskelkontraktionen, notwendig für die korrekten Bewegungen der unteren Gliedmaßen
- Laufinformationen des Patienten zur Diagnose

Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung und wurde in der EU als Medizingerät der Klasse IIb eingestuft [48, 89].

3.5.22.2 MotionMaker™



Abb. 3.59: MotionMaker™ von Swortec SA [89, 90].

Der MotionMaker™ ist ein stationäres Robotersystem mit Elektrostimulation für eine aktive Mobilisierung der unteren Gliedmaßen und bietet somit eine Kombinationstherapie. Seine Hauptfunktionen sind Untersuchung, Diagnostik, Training und Rehabilitation von muskulärer Kraft und Ausdauer sowie Gelenkbeweglichkeit und Bewegungskoordination. Neben der FES sorgen motorisierte Hüftkniegelenkorthesen für perfekt geführte und kontrollierte Bewegungen. Ein Touchscreen gibt Anweisungen und dem Patienten Feedback über die Leistungen. Alle Ergebnisse stehen zur Analyse und Verwaltung bereit. Die in die Orthesen integrierten Positions- und Drehmomentsensoren erlauben es, die elektrische Stimulation und die Wirkung der Motoren kontinuierlich anzupassen, um genau die vorprogrammierte Bewegung und die erforderliche Muskelkraft zu erzeugen. Die FES wird in Echtzeit an die Bedürfnisse der zu trainierenden Bewegung angepasst, um die Kinematik und die Dynamik der natürlichen motorischen Aktion zu reproduzieren. FES aktiviert die Muskeln im Falle der Abwesenheit von freiwilliger Aktivität oder unterstützt, wenn eine willkürliche motorische Kontrolle bleibt. Wenn die Muskeln ermüden oder die Kontrolle abnimmt, wird die neuromuskuläre Stimulation verstärkt, um ein akzeptables Maß an Bewegung zu erhalten. Der Patient liegt in einem Stuhl während die Beine bewegt und insgesamt 14 Muskeln unterschiedlich stimuliert werden. Das Therapiegerät bietet:

- sich wiederholende, kontrollierte Bewegung
- interaktive und variable FES
- kontinuierliches Feedback zur freiwilligen Muskelkontrolle des Patienten
- synchronisierte FES und Trainingssequenz basierend auf vorher festgelegten Algorithmen
- Laufinformationen des Patienten zur Diagnose

Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung und wurde in der EU als Medizingerät der Klasse IIb eingestuft [48, 89].

3.5.23 Techno Concept

Das Unternehmen Techno Concept entwickelt und produziert Produkte, wie den Vibramoov™, in Frankreich [91].

3.5.23.1 Vibramoov™ G pack



Abb. 3.60: Vibramoov™ G pack von Techno Concept [91].

Das Vibramoov™ G pack, besteht aus einem Vibrationsstuhl, einer mobilen Einheit für bettlägrige Patienten, zwölf kabellosen Vibrationseinheiten und einer Kontrollstation (siehe Abbildung 3.60). Dieses Produkt zielt auf die Wiederherstellung der Koordination zwischen Motorik und verwandten neurosensorischen Informationen, durch Funktionelle Propriozeptive Stimulation (FPS), ab. Das propriozeptive Training kann definiert werden als die Gesamtheit der Übungen, die auf die Verbesserung spezifischer Komponenten (sowohl bewusst als auch unbewusst) gerichtet sind, die direkt mit der Propriozeption selbst (d.h. Gelenkpositionsgefühl, Kraft, Geschwindigkeit) oder der Integration propriozeptiver Signale (dh Bewegungserkennung) zusammenhängen [92]. Das Produkt bietet die Möglichkeit von Vibrationstherapie für eine frühzeitige Gangrehabilitation, auch wenn eine Bewegung unmöglich ist. Diese Art der Therapie ermöglicht die Wiederherstellung oder das Beibehalten von Fähigkeiten, durch rhythmische Bewegungen von mehreren Gelenken und Muskeln, die zur Fortbewegung genutzt werden. Dazu stehen verschiedene Variationen von Vibrationssitzungen bereit. So können unterschiedliche Ganggeschwindigkeiten oder ein Treppenaufstieg simuliert werden. Auch eine gleichzeitige oder abwechselnde Flexion und Extension der Beine ist möglich. Diese Therapieform stimuliert allmählich das sensorisch-motorische System der Patienten und induziert infolgedessen mit steigender Vibrationsintensität zunehmende motorische Reaktionen. Die Vibrationssequenzen stimulieren das Nervensystem mit sensorischen Informationen identisch mit denen, die normalerweise beim natürlichen Gang auftreten [91]. Dieses Produkt besitzt eine CE Zertifizierung und wurde in der EU als Medizingerät der Klasse IIa eingestuft [59].

3.6 Clusteranalyse

In diesem Kapitel wird die Clusteranalyse, mit der Informationen für ein Entwicklungskonzept ermittelt werden sollen, vorgestellt. Die Clusteranalyse ist ein Verfahren zur Entdeckung von Ähnlichkeitsstrukturen in einem Datensatz. In diesem Fall wird das Verfahren auf Medizinprodukte angewendet, um Ähnlichkeiten unter diesen aufzuzeigen. Durch diese Art der Verwendung fällt die Clusteranalyse in diesem Kontext unter die Marktsegmentierung. Die Clusteranalyse kann weiter als eine Methode zur Identifizierung homogener Gruppen von Objekten (sogenannten Cluster) aufgefasst werden. Die Objekte (auch Beobachtungen oder Fälle genannt) in einem bestimmten Cluster teilen Merkmale. Dabei handelt es sich um Eigenschaften, die untersucht werden sollen. Mit anderen Worten handelt es sich bei der Clusteranalyse um eine Datenreduktionstechnik mit der Untergruppen von Beobachtungen (Medizinprodukte) innerhalb eines Datensatzes aufgedeckt werden. Damit kann eine große Anzahl von Beobachtungen auf eine viel kleinere Anzahl von Clustern reduziert werden. Ein Cluster kann definiert werden als eine Gruppe von Beobachtungen, die einander ähnlicher sind als die Beobachtungen in anderen Gruppen. Die zwei beliebtesten Clustering-Ansätze sind **hierarchisches Clusterverfahren** und partitionierendes Clustering auch als **nicht-hierarchisches Clusterverfahren** bezeichnet. Ein weiteres in der Marktforschung häufig verwendetes Verfahren ist die **Zwei-Schritt-Methode**. Diese kombiniert die Prinzipien der hierarchischen und nicht-hierarchischen Methodik. Es wird verwendet wenn die Variablen in einem Datensatz durch unterschiedliche Skalen gemessen wurden und dadurch beispielsweise eine Kombination von metrischen und nominalen Daten vorliegt. Durch die Anwendung dieses Verfahrens wird der Informationsverlust, welcher durch einen gemischten Datensatz hervorgerufen werden kann, minimiert. Vorwegzunehmen ist, dass die Zwei-Schritte-Methode nicht weiter behandelt wird, da die hier verwendeten Clustervariablen den gleichen Skalentyp aufweisen. Innerhalb jeder dieser Ansätze gibt es viele Algorithmen zur Auswahl. Zu den hierarchischen Clusterverfahren zählt z.B. die Ward-Methode und zu dem nicht hierarchischen Clustering zählt z.B. die k-Means Methode. Die Schritte zur allgemeinen Durchführung einer Clusteranalyse sind in der Abbildung 3.61 veranschaulicht dargestellt [93].

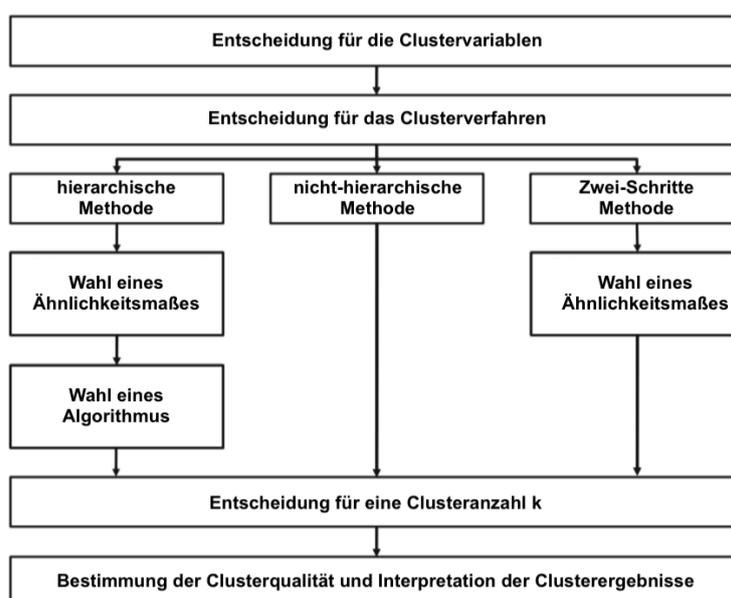


Abb. 3.61: Allgemeine Schritte zur Durchführung einer Clusteranalyse vgl. [93].

Das Vorgehen wie eine Clusteranalyse durchzuführen ist, wurde von Sarstedt und Mooi (2011), R. Kabacoff (2015) und A. Kassambara (2017) adaptiert. Um ein näheres Verständnis für die durchgeführte Clusteranalyse zu erhalten, werden die notwendigen Schritte, anhand der vorliegenden Fragestellung nach einem Entwicklungskonzept in den folgenden Unterkapiteln erläutert. Die Berechnungen der Clusteranalyse wurden in der Statistik-Umgebung R mit dem zu Verfügung stehenden Paket “*factoextra*“ durchgeführt und sind dem Anhang F zu entnehmen. Dieses Paket enthält Funktionen für die Durchführung und Visualisierung von multivariaten Datenanalysen, zu welchen auch die Clusteranalyse zählt [93–95].

3.6.1 Die Clustervariablen

Generell gesehen setzt eine Clusteranalyse mindestens zwei Merkmale voraus. Diese werden auch als Clustervariablen bezeichnet. Bei den Merkmalen der Medizinprodukte, die untersucht werden sollen, fiel die Wahl auf die Technologie und die Erkrankungen (siehe Tabelle 4.7). Die in Frage kommenden Medizinprodukte konnten aus der durchgeführten Marktrecherche ausfindig gemacht werden. Um die Clustervariablen schlussendlich zu verwenden, wurden nur die Produkte ausgewählt die der Grundvoraussetzung unterliegen. Diese besagt, dass nur Geräte in das Entwicklungskonzept einfließen dürfen, die entweder dem End-Effektor- oder Exoskelett-Typ entsprechen und mindestens eine Technologie bzw. Erkrankung aufweisen. Bei End-Effektoren handelt es sich um Geräte, die leicht am Patienten an und abgebaut werden können und mehr Bewegungsfreiheit, im Gegensatz zu Exoskeletten, bieten. Als Exoskelette werden Produkte bezeichnet, die eine direkte mechanische Kontrolle von Gelenken übernehmen können. Das **erste Merkmal** Technologie (technology) stellt die Anzahl der Technologien, welche in jedem der genannten Produkte verwendet wurden, dar. Als Beispiel dient das Medizinprodukt Erigo, das drei Technologien (BWS, FES und BF) in sich vereint (siehe Tabelle 4.4). Das gleiche Vorgehen wird auf das **zweite Merkmal** (diseases) angewendet. Mit dem Unterschied, dass es sich hier um Erkrankungen handelt. Das zweite Merkmal gibt die Anzahl der Erkrankungen, welche Probanden in einer klinischen Studie aufweisen, an (siehe Tabelle 4.5 und 4.6). Für die Suche dieser Studien wurde das Portal “International Clinical Trials Registry Platform (ICTRP)“ der WHO und die “ClinicalTrials.gov“-Datenbank verwendet [96, 97]. Anzumerken ist, dass die Clustervariable Erkrankungen die Erkrankungen (Health Condition(s)) von Probanden in einer klinischen Studie wieder spiegeln. Es gilt zu beachten, dass weder auf einen Abschluss der klinischen Studie noch auf eine Auswertung geachtet wurde. Durch diese Art der Herangehensweise muss das Konzept kritisch betrachtet werden. Jedoch wird angenommen, dass die Erkrankungen, welche Probanden in einer klinischen Studie aufweisen, von den durchführenden Einrichtung so gewählt sind, dass das zugehörige Gerät eine Therapie dieser auch ermöglicht. Dadurch kann weiter angenommen werden, dass dieses Produkt auch für diese Art der Erkrankung herangezogen werden kann. Die gesammelten Daten entsprechen dem ordinalen Skalentyp. Die für die Clusteranalyse verwendeten Clustervariablen sind der Tabelle 4.7 zu entnehmen [93].

3.6.2 Die Standardisierung

Nachdem die Clustervariablen feststanden, erfolgte eine Standardisierung dieser Variablen. In diesem Zusammenhang stellt ein Variable eine sogenannte Stichprobe dar. Für die Standardisierung wurde die in der Statistik gebräuchliche z -Transformation (siehe Gleichung 3.1), welche die Stichprobenwerte bzw. die Originalwerte der Clustervariable (x_i) in z -Werte (z_i) umrechnet, verwendet

[98, 99].

$$z_i = \frac{x_i - \bar{x}}{s} \quad (3.1)$$

mit:

| | | |
|-----------|-----|-----------------------------------|
| z_i | ... | z-transformierte Stichprobenwerte |
| x_i | ... | Stichprobenwerte |
| \bar{x} | ... | Mittelwert der Stichprobe |
| s | ... | Standardabweichung der Stichprobe |

Die quantitativ ermittelten Clustervariablen besitzen nach der z-Transformation einen Mittelwert von 0 und eine Standardabweichung von 1. Für die Standardisierung der Clustervariablen wurde in R die Funktion *scale()* verwendet. Die standardisierten Clustervariablen sind der Tabelle 4.9 zu entnehmen [98, 99].

3.6.3 Das Clusterverfahren

Nachdem die Clustervariablen (*diseases* und *technology*) feststehen und standardisiert wurden, muss ein Clusterverfahren (Methode), um die Objektgruppen (Cluster) zu bilden, gewählt werden. Es gibt viele verschiedene Methoden, zu den am häufigsten in der Marktforschung verwendeten zählen die hierarchischen, nicht-hierarchischen und das zwei-Schritte Clusterverfahren. Letzteres wird eingesetzt wenn die Clustervariablen durch unterschiedliche Skalen gemessen wurden. Wie bereits erwähnt, sind die Merkmale von beiden verwendeten Variablen vom ordinalen Skalentyp. Aus diesem Grund wird das Zwei-Schritte-Clusterverfahren nicht durchgeführt. Jede dieser Methoden verfolgt einen anderen Ansatz zum Gruppieren der ähnlichsten Objekte in einem Cluster und zum bestimmen der Clusterzugehörigkeit jedes Objekts. Mit anderen Worten, ein Objekt in einem bestimmten Cluster sollte so ähnlich wie möglich zu allen anderen Objekten in dem Cluster sein. Die Kombination einer hierarchischen Methode in Verbindung mit dem Ward Algorithmus und einer nicht-hierarchischen Methode in Verbindung mit dem k-means Algorithmus stellt ein gebräuchliches Vorgehen bei Marktforschern dar und kommt aus diesem Grund auch hier zum Einsatz. Dabei wird durch die Ward Methode die Clusterzahl, welche die k-means Methode benötigt, ausfindig gemacht [93].

3.6.3.1 Das hierarchische Clusterverfahren

Bei der hierarchischen Clusteranalyse unterscheidet man zwischen agglomerativen und divisiven Verfahren. Das letztere wird von Marktforschern nur selten verwendet. Aus diesem Grund wird auf dieses Verfahren hier nicht näher eingegangen. Bei der agglomerativen hierarchischen Clusteranalyse beginnt jedes Objekt als ein eigener Cluster (Schritt 1). Danach werden die Abstände unter allen Clustern berechnet (Schritt 2). Nun werden die Cluster kombiniert, welche den geringsten Abstand zu einander haben (Schritt 3). Es folgt die Wiederholung der Schritte 2 und 3, bis alle Cluster zu einem einzigen Cluster zusammengefasst wurden, welche alle Objekte enthält. Aufgrund dieses Vorgehens wird die hierarchische Clusteranalyse auch als bottom-up Methode bezeichnet. Für die Berechnung der Abstände unter den Clustern stehen verschiedene Algorithmen

zur Verfügung. Eine Möglichkeit die Abstände unter den Clustern zu berechnen, stellt der Ward Algorithmus dar. Der Algorithmus nutzt eine Distanzmatrix. Diese Matrix enthält die Abstände unter den Objektpaaren bzw. Clusterpaaren, welche durch die quadrierte euklidische Distanz berechnet wurden. Das Ähnlichkeitsmaß ist, da der Ward Algorithmus verwendet wird, durch die quadrierte euklidische Distanz vorgegeben. Der Algorithmus wählt nun die Objekte bzw. Cluster in der Distanzmatrix aus, die den kleinsten Abstand besitzen und fusioniert diese zu einem Cluster (Schritt 1). Nun erfolgt eine Neuberechnung der Distanzmatrix (Schritt 2). Diese zwei Schritte werden solange wiederholt bis sich alle Objekte in einem Cluster befinden. Um diese Art der Clusteranalyse durchzuführen, wurde die R Funktion *eclust()* und *fviz_dend()* verwendet. Durch diese Funktionen konnte ein Dendrogramm (siehe Abbildung 4.10) erstellt werden, welches das Ergebnis der hierarchische Clusteranalyse darstellt [93, 94].

3.6.3.2 Das nicht-hierarchische Clusterverfahren

Im Gegensatz zum hierarchischen Clusterverfahren wird beim nicht-hierarchischen Clusterverfahren die Anzahl der gesuchten k Cluster vorausgesetzt. Die Beobachtungen werden dann nach dem Zufallsprinzip in k -Gruppen unterteilt und zu kohäsiven Clustern umgeschichtet. Auch hier gibt es eine breite Palette an verschiedenen Algorithmen. Von diesen ist der k -means-Algorithmus der Wichtigste für die Marktforschung und kommt aus diesem Grund auch hier zum Einsatz. Dieser Algorithmus folgt einem völlig anderen Konzept als die zuvor diskutierte hierarchische Methode. Dieser Algorithmus verwendet die Variation innerhalb des Clusters als Maß für die Bildung homogener Cluster. Dieses Verfahren setzt die Anzahl der Cluster voraus. Eine optimale Clusteranzahl kann durch die Silhouetten Methode bestimmt werden (siehe Kapitel 3.6.4). Basierend auf dieser Information wählt der Algorithmus zufällig ein Zentrum für jedes Cluster aus (Schritt 1). Danach werden euklidische Abstände von den Clusterzentren zu jedem einzelnen Objekt berechnet (Schritt 2). Jedes Objekt wird dann dem Clusterzentrum mit der kürzesten Entfernung zugewiesen. Anhand der anfänglichen Einteilung der Objekte wird das geometrische Zentrum jedes Clusters (d.h. sein Schwerpunkt) neu ermittelt (Schritt 3). Dies erfolgt durch Berechnen der Mittelwerte der in dem Cluster enthaltenen Objekte. Die letzten beiden Schritte werden solange wiederholt bis eine vorbestimmte Anzahl von Iterationen oder eine Konvergenz erreicht wird (d.h. keine Änderung von Clusterzugehörigkeiten). Mit anderen Worten das Clusterzentrum wird solange verschoben bis die größt mögliche Homogenität in den Clustern vorhanden ist. Bei den hierarchischen Methoden verbleibt ein Objekt in einem Cluster, nachdem es ihm zugewiesen wurde. Mit k -means können sich Cluster-Zugehörigkeiten im Verlauf des Cluster-Prozesses ändern. Deshalb zählt dieses Verfahren zu den nicht-hierarchischen Clusteranalyse. Im Allgemeinen ist k -means den hierarchischen Methoden überlegen, da es weniger durch Ausreißer und das Vorhandensein irrelevanter Cluster-Variablen beeinflusst wird. In diesem Kontext wurde die Funktion *eclust()* verwendet um die k -means Methode zu berechnen. Durch die Funktion *fviz_cluster* konnte anschließend das Streudiagramm (siehe Abbildung 4.12) erstellt werden, welches das Ergebnis der nicht-hierarchische Clusteranalyse darstellt [93].

3.6.4 Die Silhouetten Methode

Die Silhouetten Methode wird zur Bestimmung der optimalen Anzahl von Clustern und der Clusterqualität herangezogen. Für die Bestimmung der Clusteranzahl k wird der durchschnittlichen

Silhouettenkoeffizienten (average silhouette width, ASW) für eine bestimmte Anzahl von k Cluster berechnet. Der ASW kann über die Gleichung 3.2 ermittelt werden [100].

$$ASW = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n SW_i \quad (3.2)$$

mit:

SW_i ... Silhouettenkoeffizient (Silhouette Width)
 n ... Stichprobenumfang

Der Silhouettenkoeffizienten (Silhouette Width, SW_i) ist durch die Gleichung 3.3 gegeben.

$$SW_i = \frac{b_i - a_i}{\max(a_i, b_i)} \quad (3.3)$$

Dabei ist a_i die durchschnittliche Entfernung von Objekt i zu allen anderen Objekten in diesem Cluster und b_i die minimal durchschnittliche Entfernung von Objekt i zu allen Objekten in den anderen Clustern. Die Entfernung zwischen zwei Objekten wird durch die euklidische Distanz berechnet [100].

Für die Ermittlung der optimalen Clusteranzahl k wurde die Funktion *fviz_nbclust*, welche eine Grafik (siehe Abbildung 4.11) mit den durchschnittlichen Silhouettenkoeffizienten (ASW) pro Clusteranzahl k erzeugt, verwendet. Weiter dient der ASW bei einer optimalen Clusteranzahl k dazu, eine Aussage über die Clusterqualität zu treffen. Der ASW besitzt den Wertebereich $0 \leq ASW \leq 1$. Ein hoher ASW weist auf eine gute und ein niedriger auf eine schlechte Clusterbildung hin. Für die Interpretation des ASW wurde die Tabelle 3.3 verwendet. In R wurde die Funktion *fviz_silhouette()* verwendet, um diesen ASW zu berechnen. Diese erzeugt, neben der Berechnung des ASW (siehe Tabelle 4.10), ein Balkendiagramm (siehe 4.13) in dem für jedes Produkt (Objekt) i der Silhouettenkoeffizienten (SW) grafisch dargestellt werden [100].

Tab. 3.3: Wertebereiche zur Interpretation des durchschnittlichen Silhouettenkoeffizienten (ASW) [100].

| Wertebereich von ASW | Strukturierung |
|----------------------|----------------|
| 0,71 - 1,00 | stark |
| 0,51 - 0,70 | mittel |
| 0,26 - 0,50 | schwach |
| $\leq 0,25$ | keine |

4 Ergebnisse

4.1 Datenbank

Um einen einfachen und schnellen Überblick von Firmen zu erhalten, wurde eine auf Hypertext Markup Language (HTML) basierende Datenbank programmiert. Die Datenbank wurde der Einfachheit KORA benannt, dieses Akronym leitet sich aus dem Wort Konkurrenzanalyse ab. Ein Auszug der Startseite dieser Datenbank ist in Abbildung 4.1 zu sehen, sie beinhaltet eine allgemeine Navigationsstruktur mit einer Suchfunktion durch den Firmennamen. Diese Struktur wird durch, in alphabetischer Reihenfolge geordnete, Firmennamen repräsentiert. Dabei handelt es sich um Firmen, welche sich auf die Entwicklung und Vermarktung von Rehabilitationsrobotern spezialisiert haben. Zu jeder dieser Firmen können Auskünfte, die sich in einem weiteren, durch einen

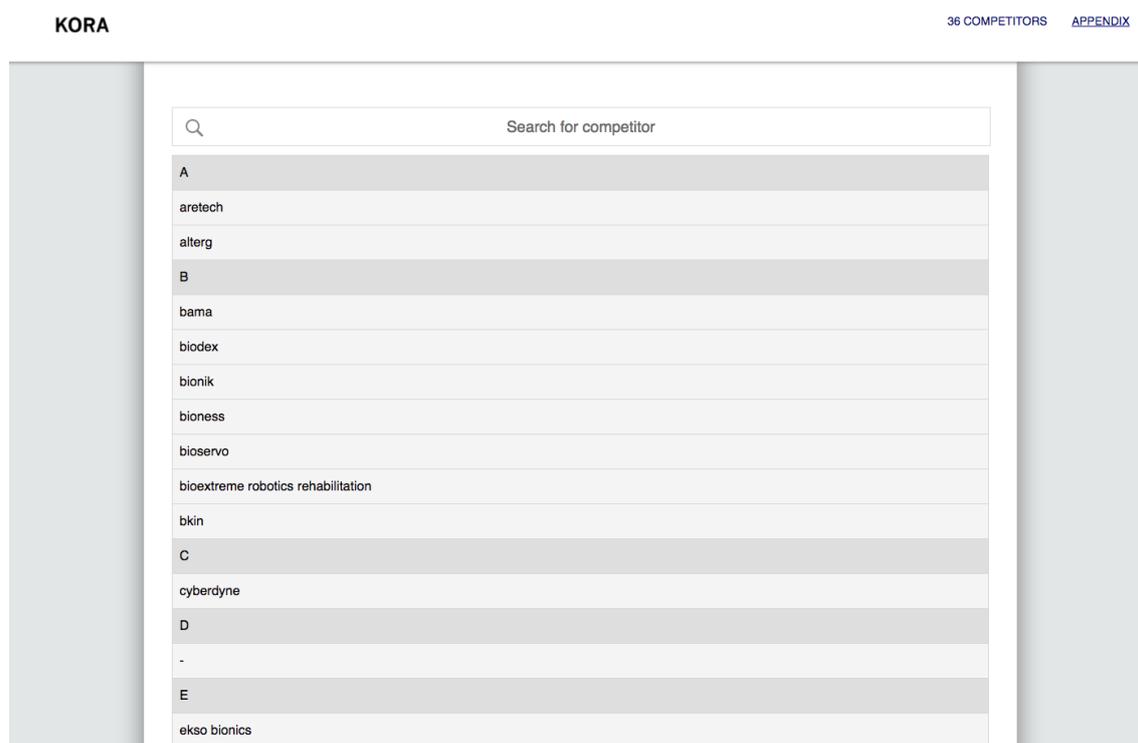


Abb. 4.1: Navigationsstruktur des Hauptmenüs der auf HTML basierenden Datenbank namens KORA.

Hyperlink in Verbindung gebrachten Element (siehe Abbildung 4.2) befinden, bezogen werden. Die weiteren Auskünfte sind unterteilt in „Competitor“, „Products“, „Public Company informations“ und „Folder“. Eine Verlinkung mit der Webpräsenz des Herstellers, unter der Kategorie „Competitor“ zu finden, gibt einen allgemeinen Überblick. Unter der Kategorie „Products“ werden alle für den medizinischen Zweck vertriebenen Produkte, mit weiteren vom Hersteller zur Verfügung gestellten Informationen, angeführt. Die Kategorie „Public Company informations“ hält Informationen über allgemeine Themen, die zum Hersteller passen, bereit. Schlussendlich bietet die Kategorie

„Folder“ eine Möglichkeit, Daten wie Bilder, Broschüren, Publikationen, Technische Datenblätter usw. an einem Ort zu sammeln. Durch einen derartigen Aufbau der Dokumente entsteht eine hier-

| Competitor | |
|---|---|
| Name ALTERG.INC | HQ Fremont, CA |
| Products | |
| Name ANTI-GRAVITY TREADMILLS VIA 400 or VIA 400X PRO 200 Plus M/F320 Digital VMS Bionic Leg Accessories ALTERG SHORTS LIFTACCESS ALTERG STEP ALTERG MAT | usage lower extremity software gait support shorts for more comfortable use minimizing the overall footprint of the system extra assistance for entering the AlterG Treadmill treadmill mat |

Abb. 4.2: Teilauszug des Elementes, welches Informationen über das Unternehmen „AlterG Inc.“ bereithält.

archische Informationsstruktur. Diese Datenbank kann dazu verwendet werden um die Produkte zu sichten oder aber die firmeneigenen Geräte, welche sich bereits auf dem Markt befinden, besser einzuschätzen. Der HTML Quellcode dieser Datenbank findet sich im Anhang B und C (Seite 115 und 119). Der dazugehörige Cascading Style Sheets (CSS) Code befindet sich im Anhang D (Seite 123) und der JavaScript (JS) Code im Anhang E (Seite 126). Die Einbettung dieser Dateien erfolgt anhand einer Ordnerstruktur, welche sich auf der Seite 114 im Anhang A befindet. Die im Anhang C angefügte Sub index.html Datei stellt die Informationen der Firma AlterG bereit. Zu beachten ist, dass diese Datei für jede Firma existiert. Damit diese Arbeit in einem angemessenen Rahmen bleibt, wurde die Sub index.html Datei nur einmal angeführt. Um die Datenbank zu rekonstruieren muss die gleiche Ordnerstruktur wie im Anhang A ersichtlich aufgebaut werden. Im Hauptordner befindet sich die Main index.html Datei, mit vier weiteren Ordnern. Diese vier Ordner haben die Bezeichnung *company*, *cssandjava*, *image* und *literatur*. Im Ordner *company* befindet sich für jede Firma ein Ordner mit dessen Namen. Dieser beinhaltet wiederum einen Ordner mit der Bezeichnung *literature* und der Sub index.html Datei. Die Datenbank wird nicht vollständig angegeben, um die gesammelten Informationen nicht öffentlich zugänglich zu machen. Trotzdem ist eine Reproduktion durch das zuvor beschriebene Vorgehen möglich.

4.2 Hersteller- und Produktvergleich

Ein Überblick der Hersteller und Produkte aus dem Kapitel 3.5 sind in der Tabelle 4.1 zusammengefasst. Es wurden insgesamt 23 Unternehmen und 37 Produkte untersucht. Betrachtet man das Gründungsjahr der Firmen (siehe Abbildung 4.3) ist ein sehr starker Zuwachs ab dem Beginn des 21. Jahrhunderts zu sehen. Speziell das Jahre 2004 sticht hervor, in dem fünf Firmen gegründet wurden. Von den 23 Unternehmen stammen sieben aus Amerika (USA), drei aus Deutschland (DEU),

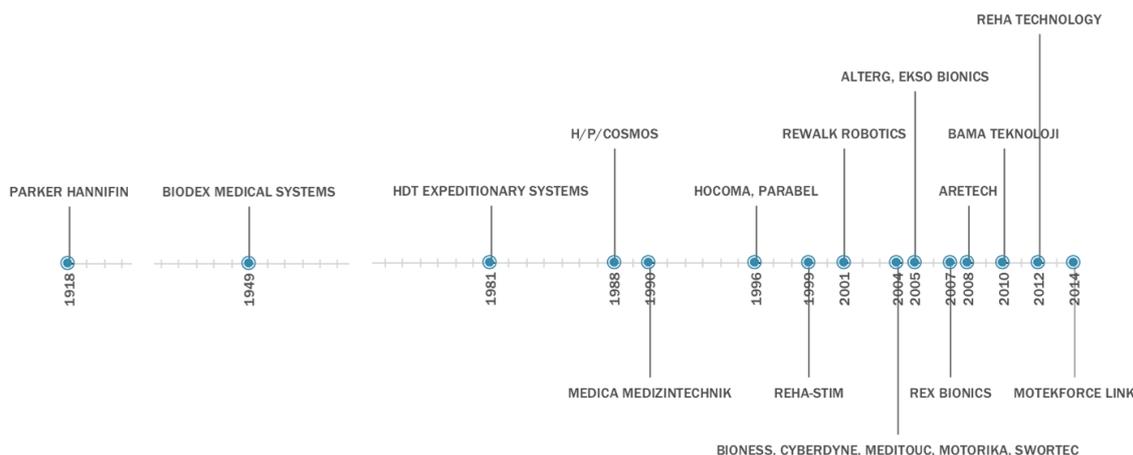


Abb. 4.3: Zeitstrahl der untersuchten Unternehmen, mit der Ausnahme der Firma P&S Mechanics und Techno Concept, hinsichtlich des Gründungsjahres.

Schweiz (CHE) sowie Israel (ISR) und je eine aus der Türkei (TUR), Japan (JPN), Niederlande (NLD), Großbritannien (GBR), Süd Korea (KOR), Tschechien (CZE) und Frankreich (FRA). Betrachtet man den europäischen Wirtschaftsraum sind diesem sieben Unternehmen zuzuordnen, das entspricht der gleichen Anzahl, wie der des amerikanischen Wirtschaftsraumes (siehe Abbildung 4.4, die hellblauen Balken entsprechen EU Mitgliedsländer). Obwohl zu drei Produkten, aufgrund von fehlenden öffentlichen Hinweisen auf Webseiten aus der Literaturrecherche keine Informationen bezüglich einer CE Zertifizierung oder FDA Registrierung gefunden werden konnten, handelt es sich bei allen angeführten Produkten um Medizinprodukte. Dies bestätigte die Zweckbestimmung des Herstellers (Definition siehe Kapitel 3.5). Im europäischen Wirtschaftsraum besitzen 27 Geräten eine nachgewiesene CE Zertifizierung. Die gleiche Anzahl an FDA Registrierungen stellte sich am amerikanischen Markt heraus. Die übrigen zehn Geräten, in beiden Wirtschaftsräumen, besitzen in Europa möglicherweise eine Zertifizierung und in Amerika definitiv keine Registrierung. Von den insgesamt 37 Medizinprodukten lassen sich acht der Klasse I, fünf der Klasse IIa und drei der Klasse IIb am europäischen Markt zuordnen. Zu den verbleibenden 21 Geräten wurde keine Informationen, die Risikoklasse betreffend, gefunden. Am amerikanischen Markt können 20 Medizinprodukte der Klasse I und sieben der Klasse II zugeordnet werden. Die zehn verbleibenden Geräte sind in Amerika nicht bei der FDA registriert (siehe Abbildung 4.5). Der Produktvergleich bezieht sich auf die Technologien, welche in den Geräten ihren Einsatz finden (siehe Tabelle 4.2). Durch das Balkendiagramm (siehe Abbildung 4.6) sind die Technologien der Geräte, nach der Häufigkeit ihrer Verwendung, ersichtlich. Deutlich wird das in 31 von 37 Fällen ein Biofeedback (BF) vorhanden ist. Eine solche Methode des Feedbacks zeigt die Leistung des Patienten auf der Basis von sensorischen Messungen, wie der Kraft, Masse, Zeit, Bewegung oder Beschleunigung, an. Ebenfalls zählen Informationen aus dem EMG zum Input eines Biofeedback System. Der Output erfolgt durch die

Verarbeitung der gemessenen Daten und kann diese akustisch, visuell oder durch Vibration dem Patienten und Therapeuten mitteilen. Die Abbildung 4.6 zeigt, dass es sich beim Biofeedback mit 31 Mal um die am Häufigsten verwendete Technologie, gefolgt von der Körpergewichtsentlastung, handelt.

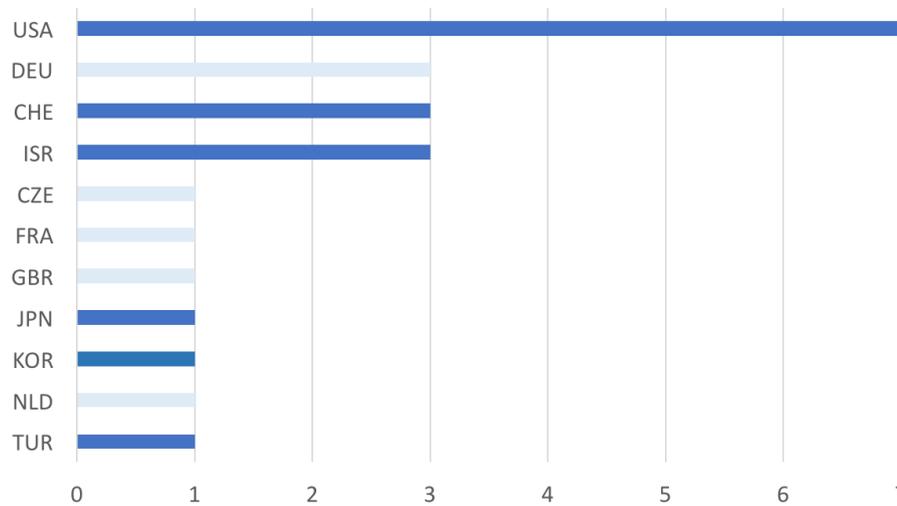


Abb. 4.4: Die Häufigkeit der Firmen in den angegebenen Ländern. Die hellblauen Balken stellen EU Mitgliedsländer dar (Stand: Februar 2018).

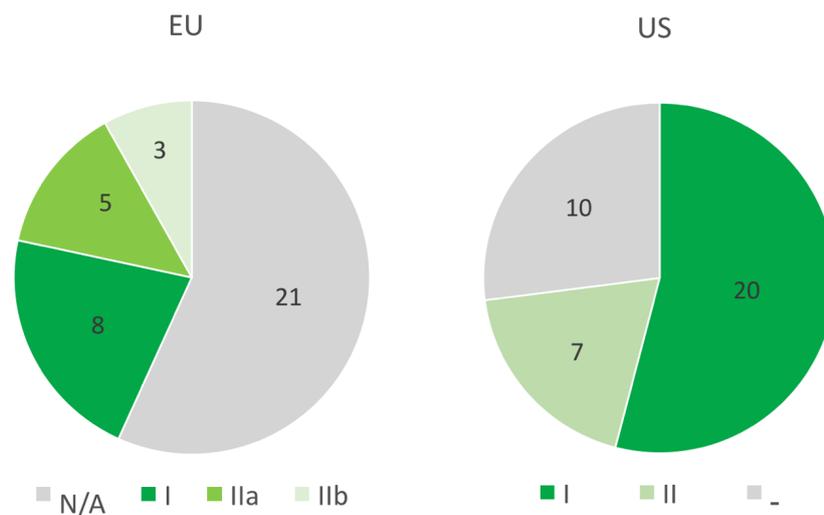


Abb. 4.5: Die Diagramme zeigen wie viele Geräte in welche Risikoklasse, in der EU und USA (US), von den insgesamt 37 untersuchten, eingeteilt wurden. Symbolik: „N/A“ steht für Not Available und besagt, dass keine öffentlich zugänglichen Informationen gefunden werden konnten; „-“ Kennzeichnet das keine FDA Registrierung vorliegt.

Tab. 4.1: Rehabilitationsroboter für die unteren Extremitäten, welche kommerziell erhältlich sind. Symbolik: „N/A“ steht für Not Available und besagt, dass keine öffentlich zugänglichen Informationen gefunden werden konnten; „-“ Kennzeichnet das keine FDA Registrierung vorliegt; „●“ Kennzeichnet das eine CE Zertifizierung bzw. FDA Registrierung vorliegt.

| Company | Country | Devices | Product Class | | CE Certification | FDA Registration |
|-------------------------------------|---------|--------------------------------|---------------|----|------------------|------------------|
| | | | EU | US | | |
| AlterG Inc. | USA | Bionic Leg™ | N/A | I | N/A | ● |
| | | M/F320 Anti-Gravity Treadmill® | N/A | I | ● | ● |
| Arotech llc | USA | ZeroG® | N/A | I | N/A | ● |
| | | ZeroG-Lite® | N/A | I | N/A | ● |
| | | ZeroG-Passive® | N/A | I | N/A | ● |
| BAMA Teknoloji | TUR | RoboGait® | N/A | - | ● | - |
| Biodex Medical Systems Inc. | USA | Gait Trainer™ 3 | I | I | ● | ● |
| | | NxStep™ | I | I | ● | ● |
| | | System 4 Pro™ Dynamometer | IIa | II | ● | ● |
| Bioness Inc. | USA | L300 | N/A | II | ● | ● |
| | | Vector | I | I | ● | ● |
| Cyberdyne Inc. | JPN | Medical HAL® | N/A | - | ● | - |
| Ekso Bionics | USA | EksoGT™ | N/A | II | ● | ● |
| HDT Expeditionary Systems Inc. | USA | KineAssist® | I | I | ● | ● |
| Hocoma AG (DIH International) | CHE | Lokomat® | IIa | II | ● | ● |
| | | Andago® | N/A | I | ● | ● |
| | | Erigo® | IIa | II | ● | ● |
| h/p/cosmos sports & medical GmbH | DEU | locomotion® 150/50 DE med | IIb | I | ● | ● |
| medica Medizintechnik GmbH | DEU | THERA-Trainer Iyra | IIa | - | ● | - |
| Meditouch Ltd. | ISR | BalanceTutor™ | I | I | ● | ● |
| Motekforce link (DIH International) | NLD | DynSTABLE | N/A | - | N/A | - |
| | | CAREN | N/A | I | N/A | ● |
| | | C-Mill | N/A | I | N/A | ● |
| | | GRAIL | N/A | I | N/A | ● |
| Motorika Medical Ltd. | ISR | Optimal-G™ | N/A | - | N/A | - |
| P&S Mechanics CO. Ltd. | KOR | Walkbot® | N/A | I | ● | ● |
| Parabel s.r.o. | CZE | LokoHelp® | I | I | ● | ● |
| | | LokoStation® | I | I | ● | ● |
| Parker Hannifin Corp. | USA | Indego® | N/A | II | ● | ● |
| Reha Technology AG | CHE | G-EO System™ | N/A | I | ● | ● |
| | | NexStep™ | N/A | - | N/A | - |
| Reha-Stim Medtec GmbH & Co. KG | DEU | Gait Trainer GT I | N/A | - | ● | - |
| ReWalk Robotics Ltd. | ISR | ReWalk™ Rehabilitation | N/A | II | ● | ● |
| Rex Bionics Plc | GBR | REX Rehab | I | I | ● | ● |
| Swortec SA | CHE | WalkTrainer™ | IIb | - | ● | - |
| | | MotionMaker™ | IIb | - | ● | - |
| Techno Concept | FRA | Vibramoov™ G pack | IIa | - | ● | - |

Tab. 4.2: Übersichtliche Darstellung der Technologien, welche die am Markt befindlichen Reha-bilitationsroboter aufweisen. Abkürzungen: Biofeedback (BF); Body Weight Support (BWS); Functional Electrical Stimulation (FES); Treadmill (TM); Virtual Reality (VR); Motion Capture System (MCS); mobile Software Application (App); Augmented Reality (AR); Force Plate (FP); Electromyography (EMG); Funktionelle Propriozeptive Stimulation (FPS). Symbolik: „●“ Technologie im Produkt vorhanden und „-“ nicht vorhanden.

| Devices and Technology | BWS | FPS | FES | VR | AR | BF | MCS | EMG | FP | App | TM |
|--------------------------------|-----|-----|-----|----|----|----|-----|-----|----|-----|----|
| Bionic Leg™ | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| M/F320 Anti-Gravity Treadmill® | ● | - | - | - | - | ● | - | - | - | - | ● |
| ZeroG® | ● | - | - | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| ZeroG-Lite® | ● | - | - | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| ZeroG-Passive® | ● | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| RoboGait® | ● | - | - | ● | - | ● | ● | - | - | - | ● |
| Gait Trainer™ 3 | - | - | - | - | - | ● | - | - | - | - | ● |
| NxStep™ | ● | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| System 4 Pro™ Dynamometer | ● | - | - | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| L300 | - | - | ● | - | - | ● | - | - | - | ● | - |
| Vector | ● | - | - | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| Medical HAL® | - | - | - | - | - | ● | - | ● | - | - | - |
| EksoGT™ | - | - | ● | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| KineAssist® | ● | - | - | - | - | ● | - | - | - | - | ● |
| Lokomat® | ● | - | - | ● | - | ● | - | - | - | - | ● |
| Andago® | ● | - | - | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| Erigo® | ● | - | ● | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| locomotion® 150/50 DE med | ● | - | - | - | - | ● | - | ● | - | - | ● |
| THERA-Trainer lyra | ● | - | - | - | - | ● | - | - | - | ● | - |
| BalanceTutor™ | ● | - | - | ● | - | ● | - | - | ● | - | ● |
| DynSTABLE | ● | - | - | ● | - | ● | ● | - | ● | - | - |
| CAREN | ● | - | - | ● | - | ● | ● | ● | ● | - | ● |
| C-Mill | ● | - | - | ● | - | ● | - | - | - | - | ● |
| GRAIL | ● | - | - | ● | - | ● | ● | ● | ● | - | ● |
| ReoAmbulator™ | ● | - | - | ● | - | ● | ● | - | - | - | ● |
| Walkbot® | ● | - | - | ● | ● | ● | - | - | ● | - | ● |
| LokoHelp® | - | - | - | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| LokoStation® | ● | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| Indego® | - | - | ● | - | - | ● | - | - | - | ● | - |
| G-EO System™ | ● | - | ● | ● | - | ● | - | - | - | - | - |
| NexStep™ | ● | - | ● | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| Gait Trainer GT I | ● | - | ● | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| ReWalk™ Rehabilitation | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| REX Rehab | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| WalkTrainer™ | ● | - | ● | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| MotionMaker™ | ● | - | ● | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| Vibramoov™ G pack | ● | ● | - | ● | - | ● | - | - | - | - | - |

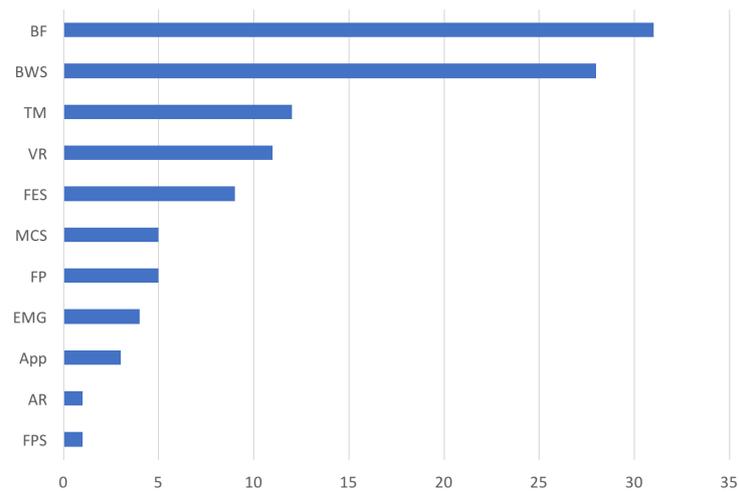


Abb. 4.6: Die Technologien, welche in den untersuchten Produkten verwendet werden, sortiert nach ihrer Häufigkeit. Die Technologien und deren Anzahl: BF (31), BWS (28), TM (12), VR (11), FES (9), MCS (5), FP (5), EMG (4), App (3), AR (1) und FPS (1).

4.3 Clusteranalyse

Zu Beginn der Analyse, nach einem Entwicklungskonzept, wurde die bereits auf der Seite 78 erwähnte Grundvoraussetzung definiert. Die Klassifizierung der Geräte anhand dieser Voraussetzung ist in der Tabelle 4.3 ersichtlich.

Tab. 4.3: Die Geräte und deren Zuordnung zu den unterschiedlichen Rehabilitationsroboter Typen. Symbolik: „●“ Technologie im Produkt vorhanden und „-“ nicht vorhanden.

| Devices and Classification | EE | ES | FPB | OGGT | TGT | SGT |
|----------------------------|----|----|-----|------|-----|-----|
| RoboGait® | - | ● | - | - | ● | - |
| System 4 Pro™ Dynamometer | ● | - | ● | - | - | - |
| Medical HAL® | - | ● | - | ● | - | - |
| EksoGT™ | - | ● | - | ● | - | - |
| KineAssist® | ● | - | - | - | - | - |
| Lokomat® | - | ● | - | - | ● | - |
| Erigo® | ● | - | - | - | - | - |
| THERA-Trainer Iyra | ● | - | ● | - | - | - |
| ReoAmbulator™ | - | ● | - | - | ● | - |
| Walkbot® | - | ● | - | - | ● | - |
| LokoHelp® | ● | - | ● | - | - | - |
| Indego® | - | ● | - | ● | - | - |
| G-EO System™ | ● | - | ● | - | - | - |
| NexStep™ | ● | - | ● | - | - | - |
| Gait Trainer GT I | ● | - | ● | - | - | - |
| WalkTrainer™ | - | ● | - | ● | - | - |
| MotionMaker™ | - | ● | - | - | - | ● |

Durch die Grundvoraussetzung reduzierte sich die Gesamtanzahl von 37 auf 17 Geräte. Bei diesen 17 Produkten entsprechen 8 Geräte dem End-Effektor-Typ und 9 Geräte dem Exoskelett-Typ. Von den 8 End-Effektoren können 6 Produkte weiter den Foot-Plate-Based (FPB) Typen zugeordnet werden. Die Geräte vom Exoskelett-Typen sind ebenfalls weiter unterteilbar. Von diesen zählen 4 Geräte zum Overground Gait Trainer (OGGT), 4 Geräte zum Treadmill Gait Trainer (TGT) und 1 Gerät zum Stationary Gait Trainer (SGT) (siehe Abbildung 4.7). Die Zuordnung der Geräte zu den Untertypen erfolgte laut den zugehörigen Typenbeschreibungen (siehe Seite 31).

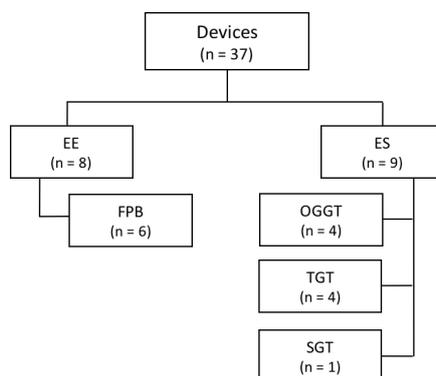


Abb. 4.7: Einteilung der therapeutischen Roboter in End-Effektor (EE) und Exoskelett (ES).

Die Technologien der verbleibenden Geräte stellen das **erste Merkmal** für die Clusteranalyse dar (siehe Tabelle 4.4). Mit der veränderten Gesamtzahl von Geräten ändern sich ebenfalls die Häufigkeiten der Technologien. In der Abbildung 4.8 ist ersichtlich, dass Biofeedback die einzige Technologie ist, die in jedem Produkt vorkommt. Gefolgt von der Körpergewichtsentlastung

(BWS) mit 13 Mal, der Funktionellen Elektrostimulation (FES) mit 8 Mal, dem Laufband (TM) mit 5 Mal, der Virtuellen Realität (VR) mit 5 Mal, dem Motion Capture System (MCS) mit 2 Mal, einer mobilen Software App mit 2 Mal, der erweiterten Realität (AR), der Force Plate und der Elektromyographie jeweils mit einem Mal. Für das **zweite Merkmal**, wie bereits erwähnt,

Tab. 4.4: Übersichtliche Darstellung der Geräte und deren Technologien, welche nach der Grundvoraussetzung bestehen bleiben.

| Devices and Technology | BWS | FES | VR | AR | BF | MCS | EMG | FP | App | TM |
|---------------------------|-----|-----|----|----|----|-----|-----|----|-----|----|
| RoboGait® | ● | - | ● | - | ● | ● | - | - | - | ● |
| System 4 Pro™ Dynamometer | ● | - | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| Medical HAL® | - | - | - | - | ● | - | ● | - | - | - |
| EksoGT™ | - | ● | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| KineAssist® | ● | - | - | - | ● | - | - | - | - | ● |
| Lokomat® | ● | - | ● | - | ● | - | - | - | - | ● |
| Erigo® | ● | ● | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| THERA-Trainer Iyra | ● | - | - | - | ● | - | - | - | ● | - |
| ReoAmbulator™ | ● | - | ● | - | ● | ● | - | - | - | ● |
| Walkbot® | ● | - | ● | ● | ● | - | - | ● | - | ● |
| LokoHelp® | - | - | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| Indego® | - | ● | - | - | ● | - | - | - | ● | - |
| G-EO System™ | ● | ● | ● | - | ● | - | - | - | - | - |
| NexStep™ | ● | ● | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| Gait Trainer GT I | ● | ● | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| WalkTrainer™ | ● | ● | - | - | ● | - | - | - | - | - |
| MotionMaker™ | ● | ● | - | - | ● | - | - | - | - | - |

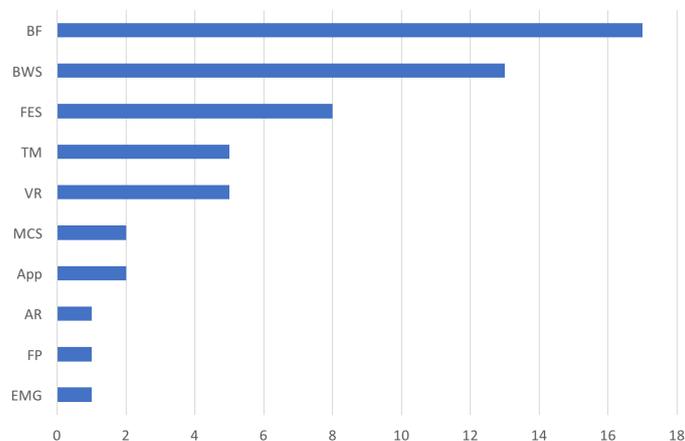


Abb. 4.8: Die Technologien, welche nach der Grundvoraussetzung bestehen bleiben, sortiert nach ihrer Häufigkeit.

wurden die Erkrankungen der zu untersuchenden Probanden, welche in einer zum Gerät passenden klinischen Studie zu finden sind, ermittelt. Die Ergebnisse können den Tabellen 4.5 und 4.6, welche aus Gründen der Übersichtlichkeit geteilt wurden, entnommen werden. Die in diesen beiden Tabellen enthaltenen Abkürzungen sind der Tabelle aus Anhang G zu entnehmen. Betrachtet man die Häufigkeit der Erkrankungen (siehe Abbildung 4.9) zeichnet sich ebenfalls eine Tendenz ab für welche Erkrankungen, Rehabilitationsroboter angedacht sind. Durch das Fehlen einer Erkrankung sind die Produkte RoboGait, System 4 Pro, THERA-Trainer Iyra, ReoAmbulator, NexStep und WalkTrainer auszuschließen (siehe Tabelle 4.5 und 4.6). Die Anzahl der Technologien, welche in einem Produkt verwendet wurden und die Erkrankungen die Probanden in der klinischen Studie

Tab. 4.5: Übersichtliche Darstellung 1 der Erkrankungen von Probanden, die über eine durchzuführende oder abgeschlossene klinische Studie mit den Produkten in Verbindung stehen. Symbolik: „●“ Probanden weisen dieses Krankheitsbild auf bzw. „-“ nicht auf.

| Devices and Diseases | spasticity | Stroke | pS | cS | aS | SCI | cSCI | CVA | Ppl | HPa | CP | SB | Pa | MS | LBP | SPA | SBMA | Mdy | CMTD | DM | SIBM | CM |
|---------------------------|------------|--------|----|----|----|-----|------|-----|-----|-----|----|----|----|----|-----|-----|------|-----|------|----|------|----|
| RoboGait® | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| System 4 Pro™ Dynamometer | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| Medical HAL® | - | ● | ● | ● | - | ● | ● | - | - | - | ● | ● | - | - | ● | ● | ● | ● | ● | ● | ● | ● |
| EksoGT™ | - | ● | - | - | - | ● | - | - | - | ● | - | - | - | ● | - | - | - | - | - | - | - | - |
| KineAssist® | - | - | - | - | - | - | - | ● | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| Lokomat® | ● | ● | ● | - | ● | ● | ● | - | ● | ● | ● | - | ● | ● | - | - | - | - | - | - | - | - |
| Erigo® | - | ● | - | - | - | ● | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| THERA-Trainer lyra | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| ReoAmbulator™ | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| Walkbot® | - | ● | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | ● | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| LokoHelp® | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| Indego® | - | ● | - | - | - | ● | - | ● | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| G-EO System™ | - | ● | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | ● | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| NexStep™ | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| Gait Trainer GT I | - | ● | - | - | - | ● | - | ● | - | ● | ● | - | - | ● | - | - | - | - | - | - | - | - |
| WalkTrainer™ | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| MotionMaker™ | - | - | - | - | - | ● | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |

Tab. 4.6: Übersichtliche Darstellung 2 der Erkrankungen von Probanden, die über eine durchzuführende oder abgeschlossene klinische Studie mit den Produkten in Verbindung stehen. Symbolik: „●“ Probanden weisen dieses Krankheitsbild auf bzw. „-“ nicht auf.

| Devices and Diseases | ALS | Mdi | MPL | TKA | HTO | KHII | HAM - SP | CMSP | CI | AGL | Hpl | APC | GA | BB | UG | T | MCAI | Ppa | CD | ABI | HF | GBS | |
|---------------------------|-----|-----|-----|-----|-----|------|----------|------|----|-----|-----|-----|----|----|----|---|------|-----|----|-----|----|-----|---|
| RoboGait® | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| System 4 Pro™ Dynamometer | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| Medical HAL® | ● | ● | ● | ● | ● | ● | ● | ● | ● | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| EksoGT™ | - | - | - | - | - | - | - | - | - | ● | - | ● | ● | ● | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| KineAssist® | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| Lokomat® | - | - | - | - | - | - | - | - | ● | - | ● | ● | - | - | ● | ● | ● | ● | ● | ● | ● | ● | - |
| Erigo® | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| THERA-Trainer lyra | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| ReoAmbulator™ | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| Walkbot® | - | - | - | - | - | - | - | - | - | ● | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| LokoHelp® | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | ● |
| Indego® | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | ● | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| G-EO System™ | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| NexStep™ | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| Gait Trainer GT I | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| WalkTrainer™ | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |
| MotionMaker™ | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - | - |

aufweisen, repräsentieren die zwei Merkmale für eine Clusteranalyse, die für das Entwicklungskonzept entscheidend sind. Die Merkmalsausprägung der **Clustervariablen** (siehe Tabelle 4.7) ergeben sich durch die Addition der Technologien (siehe Tabelle 4.4) bzw. Erkrankungen (siehe Tabelle 4.5 und 4.6) zu dem jeweiligen Produkt.

Für die Clustervariablen wurden die in der Tabelle 4.8 ersichtlichen statistischen Kennzahlen berechnet. Anschließend wurde eine z-Transformation der Clustervariablen durchgeführt. Die transformierten Werte können der Tabelle 4.9 entnommen werden. Die Resultate der hierarchischen Clusteranalyse werden durch das Dendrogramm in der Abbildungen 4.10 dargestellt. Für die nicht-

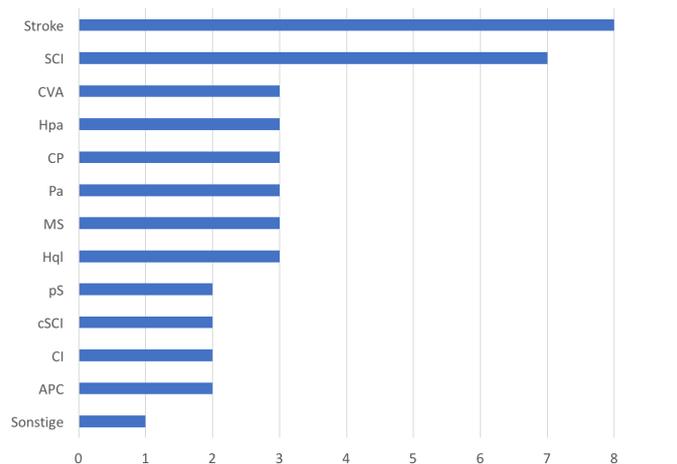


Abb. 4.9: Die Erkrankungen sortiert nach ihrer Häufigkeit, ausgehend von den Tabellen 4.5 und 4.6.

Tab. 4.7: Merkmale - Technologie (technology) und Erkrankungen (diseases) mit den zugehörigen Produkten. Diese Tabelle repräsentiert den Inhalt der “data.csv“ Datei.

| | devices | diseases | technology |
|--|----------------|-----------------|-------------------|
| | HAL | 24 | 2 |
| | EksoGT | 8 | 2 |
| | KineAssist | 1 | 3 |
| | Lokomat | 21 | 4 |
| | Erigo | 2 | 3 |
| | Walkbot | 3 | 6 |
| | LokoHelp | 1 | 1 |
| | Indego | 4 | 3 |
| | G-EO | 2 | 4 |
| | GT I | 6 | 3 |
| | MotionMaker | 1 | 3 |

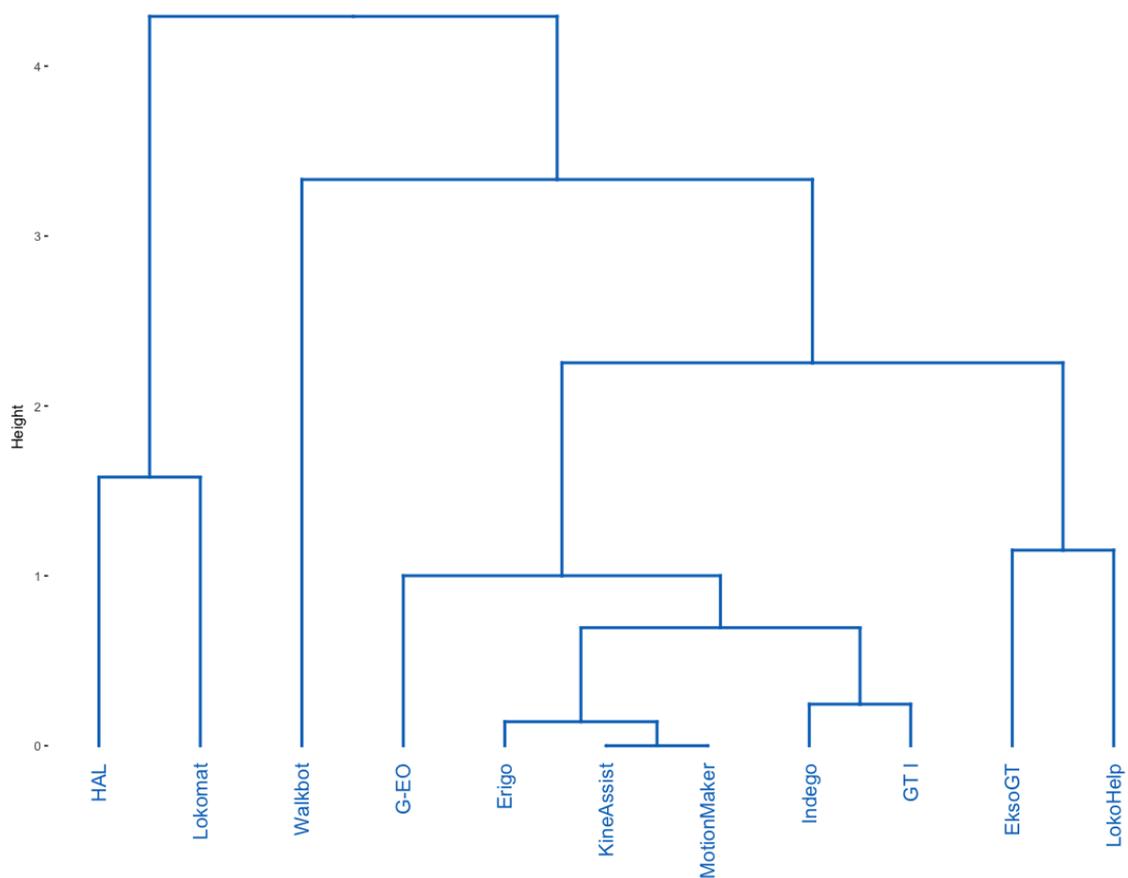
hierarchische k-means Clusteranalyse ist das Ergebnis in der Abbildung 4.12 ersichtlich. Die Ergebnisse der Silhouetten Methode sind in der Abbildung 4.13 dargestellt. In der Abbildung 4.13 sind die Resultate, der Silhouettenkoeffizient (S_i , auch als SW bezeichnet), grafisch dargestellt. Die Tabelle 4.10 zeigt zusätzlich die berechneten Werte von S_i und Clusterzugehörigkeit der einzelnen Produkte. In der Tabelle 4.11 sind Produktinformationen zu den Geräten Lokomat und Medical HAL, welche im Cluster 1 enthalten sind, zusammengefasst.

Tab. 4.8: Statistische Kennzahlen der Clustervariablen.

| | diseases | technology |
|---------------|-----------------|-------------------|
| Min. | 1 | 1 |
| Median | 3 | 3 |
| Mean | 6,6 | 3,1 |
| Max. | 24 | 6 |

Tab. 4.9: Übersicht der z-Transformierten Clustervariablen.

| devices | diseases | technology |
|----------------|-----------------|-------------------|
| HAL | 2,12 | -0,84 |
| EksoGT | 0,17 | -0,84 |
| KineAssist | -0,69 | -0,07 |
| Lokomat | 1,76 | 0,70 |
| Erigo | -0,57 | -0,07 |
| Walkbot | -0,44 | 2,24 |
| LokoHelp | -0,69 | -1,61 |
| Indego | -0,32 | -0,07 |
| G-EO | -0,57 | 0,70 |
| GT I | -0,08 | -0,07 |
| MotionMaker | -0,69 | -0,07 |

**Abb. 4.10:** Das Dendrogramm zeigt den Fusionierungsprozess der Produkte zu Clustern.

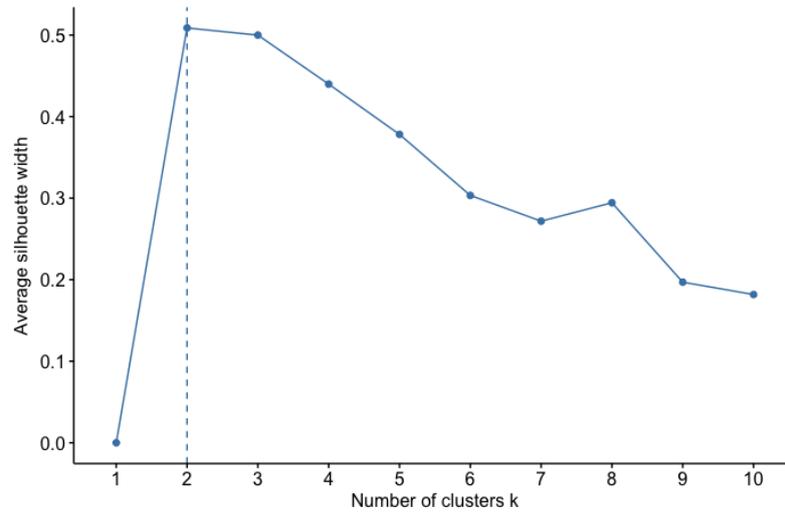


Abb. 4.11: Darstellung der durchschnittlichen Silhouettenkoeffizienten (ASW) pro Clusteranzahl k .

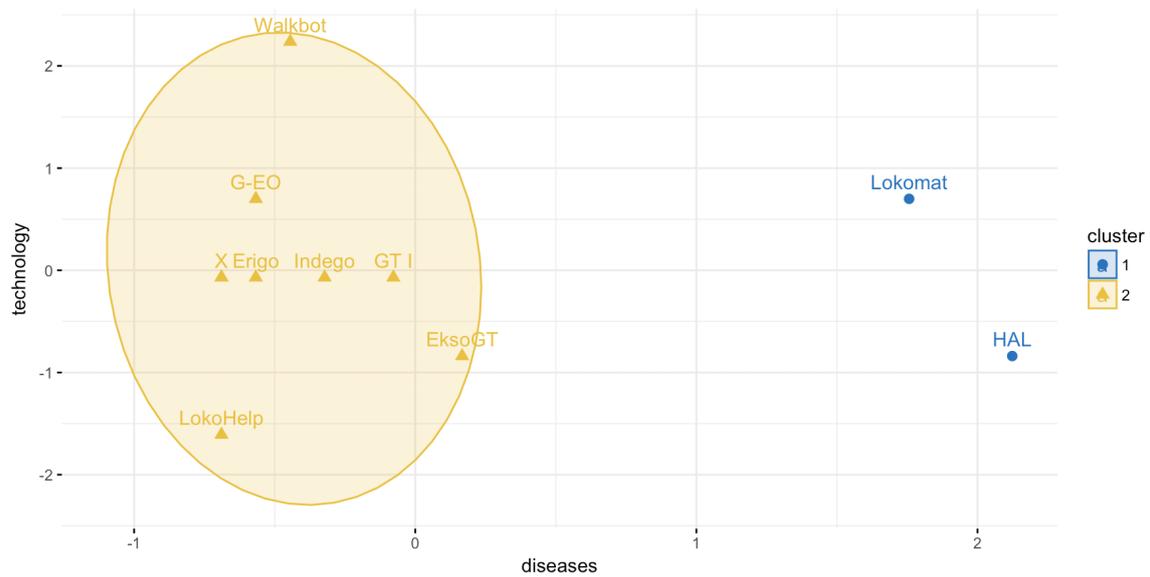


Abb. 4.12: Das Streudiagramm zeigt durch zwei unterschiedliche Farben erkennliche Cluster und die Anzahl der sich darin befindlichen Produkte. Das X im zweiten Cluster gibt die Position der Geräte KineAssist und MotionMaker an.

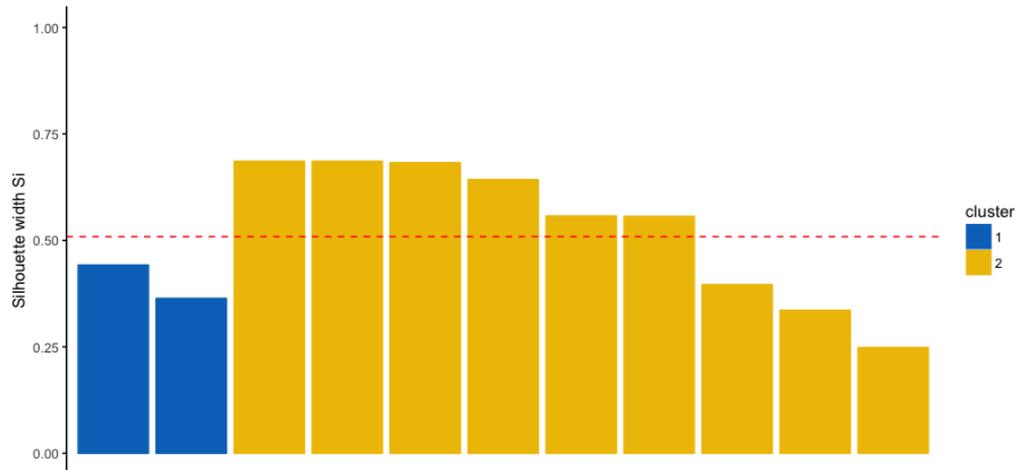


Abb. 4.13: Das Balkendiagramm stellt die berechneten Silhouettenkoeffizienten (S_i , auch als SW bezeichnet) für jedes Produkt (i), bei zwei Clustern, dar. Die rot strichlierte Linie zeigt den durchschnittlichen Silhouettenkoeffizienten (ASW) von 0,51 an.

Tab. 4.10: Übersicht der Clusterzugehörigkeiten und berechneten Silhouettenkoeffizienten (SW) für jedes Produkt.

| devices | cluster | sw |
|-------------|---------|------|
| HAL | 1 | 0,44 |
| Lokomat | 1 | 0,36 |
| KineAssist | 2 | 0,69 |
| MotionMaker | 2 | 0,69 |
| Erigo | 2 | 0,68 |
| Indego | 2 | 0,64 |
| G-EO | 2 | 0,56 |
| GT I | 2 | 0,56 |
| LokoHelp | 2 | 0,40 |
| EksoGT | 2 | 0,34 |
| Walkbot | 2 | 0,25 |

Tab. 4.11: Übersicht über die Informationen zu den Produkten Lokomat und Medical HAL. Die blauen Rechtecke zeigen die Übereinstimmungen unter den Produkten. Die verwendeten Indikationsabkürzungen sind aufgeschlüsselt im Anhang G zu finden.

| | Lokomat | Medical HAL |
|---------------------|--------------------------|--------------------|
| Typ | ES - TGT | ES - OGGT |
| Technologien | Körpergewichtsentlastung | EMG |
| | Biofeedback | Biofeedback |
| | Virtuelle Realität | |
| | Laufband | |
| Indikationen | Stroke | Stroke |
| | pS | pS |
| | SCI | SCI |
| | cSCI | cSCI |
| | CP | CP |
| | CI | CI |
| | spasticity | cS |
| | aS | SB |
| | Ppl | LBP |
| | Hpa | SPA |
| | Pa | SBMA |
| | MS | Mdy |
| | Hpl | CMTD |
| | APC | DM |
| | UG | SIBM |
| | T | CM |
| | MCAI | ALS |
| | Ppa | Mdi |
| | CD | MPL |
| | Abl | TKA |
| | HF | HTO |
| | | KHJI |
| | | HAM - SP |
| | | CMSP |

5 Diskussion

5.1 Die Marktsituation

Die Marktanalyse ergab das weltweit 23 Unternehmen 37 Rehabilitationsroboter, welche die Therapie der unteren Extremitäten erlauben, anbieten. Den größten Zuwachs an Firmen erlebte der globale Rehabilitationsmarkt, bezogen auf die unteren Extremitäten, im Jahr 2004, in dem fünf Firmen gegründet wurden (siehe Abbildung 4.3). Im Ländervergleich (siehe Abbildung 4.4) steht Amerika auf dem ersten Platz gefolgt von Deutschland, China und Israel. Stellt man jedoch den europäischen dem amerikanischen Markt gegenüber wird ersichtlich, dass die gleiche Anzahl an Firmen in beiden Märkten vorhanden sind.

Aus Gründen von mangelnden öffentlichen Informationen über die Risikoklasse der betrachteten Medizinprodukte konnte lediglich zu 16 Medizingeräten in Europa eine gefunden werden. Im Gegensatz zu Amerika, da dieser Wirtschaftsraum eine öffentlich zugängliche Datenbank besitzt. Somit konnte der zuverlässige Nachweis erbracht werden, dass 27 Medizinprodukte eine Risikoklassifizierung aufweisen. Betrachtet man die Risikoklassen der Produkte so ist festzustellen, dass die höchste Risikoklasse in der EU die IIb und II in den USA ist (siehe Abbildung 4.5). Nach dem derzeitigen Stand fällt das Entwicklungskonzept in der EU in die Risikoklasse I, IIa oder IIb und in den USA in die Risikoklasse I oder II. Genaueres kann jedoch erst gesagt werden wenn der bestimmungsgemäße Gebrauch definiert ist.

Zusätzlich wurde auf die verwendete Technologie in den Medizinprodukten geachtet. Es stellte sich heraus, dass das Biofeedback (BF) in 31 von 37 Fällen die am Häufigsten verwendete Technologie ist, gefolgt von der Körpergewichtsentlastung und dem Laufband.

Für die weitere Beobachtung und Dokumentation des globalen Rehabilitationsrobotermarktes wurde eine auf HTML basierende Datenbank entwickelt (siehe Seite 82). Diese soll Bereichen wie Entwicklung, Vertrieb oder Marketing einen schnellen und einfachen Überblick über die Marktsituation zu Verfügung stellen.

5.2 Die Clusteranalyse

Im Anschluss an die Marktrecherche wurde eine Clusteranalyse durchgeführt, um die gesammelten Daten zu analysieren und daraus ein Entwicklungskonzept abzuleiten. Die Marktanalyse ergab, wie bereits erwähnt, 37 Rehabilitationsroboter am globalen Markt. Durch die Grundvoraussetzung wurde die anfängliche Grundgesamtheit von 37 Geräten auf eine Stichprobengröße $n = 11$ verringert. Diese Stichprobengröße repräsentiert somit die in das Konzept für einen Rehabilitationsroboter einfließenden Medizinprodukte. Zu diesen Medizinprodukten zählen der Medical HAL, EksoGT, KineAssist, Lokomat, Erigo, Walkbot, LokoHelp, Indego, G-EO, GT I und MotionMaker. Nachdem die Clustervariablen feststanden, wurde der Minimal- und Maximalwert sowie der Median und Mittelwert berechnet (siehe Tabelle 4.8). Betrachtet man den gerundeten arithmetischen Mittelwert ist ersichtlich, dass ein Produkt durchschnittlich mit drei Technologien ausgestattet

und für die Therapie von sieben Erkrankungen ausgelegt ist. Im Gegensatz dazu besagt der Median, welcher unempfindlicher gegenüber Extremwerten ist, dass drei Technologien und ebenso viele therapierbare Erkrankungen einem Gerät zuzuweisen sind.

Als erstes wurde eine hierarchische Clusteranalyse (Ward-Methode) durchgeführt. Das Ergebnis ist durch das Dendrogramm siehe 4.10 gegeben. Es zeigt den Fusionierungsprozess durch das Ähnlichkeitsmaß (hier quadrierte euklidische Distanz) der Medizinprodukte zu einem einzigen Cluster. Das Ähnlichkeitsmaß (Height) ist entlang der vertikalen Achse und die Medizinprodukte sind entlang der horizontalen Achse aufgetragen. Das Ähnlichkeitsmaß ist bei Null am Höchsten und wird mit steigendem Wert kleiner. Das bedeutet je weiter die Entfernung zu Null ist desto unähnlicher werden sich die Produkte. Durch den größten Anstieg des Ähnlichkeitsmaßes kann auf die Clusteranzahl geschlossen werden. Dieser Anstieg ist beim Objekt Walkbat zu beobachten. Daraus würde sich eine Clusteranzahl von drei ergeben. Diese Clusteranzahl wurde mit der Silhouetten Methode überprüft, welche die optimale Clusteranzahl ermittelt. Diese Methode ergab hingegen eine optimale Clusteranzahl von zwei, mit welcher auch weiter gearbeitet wurde (siehe Abbildung 4.11). Anschließend wurde eine nicht-hierarchischen Clusteranalyse (K-means Methode) durchgeführt, um die Ergebnisse der hierarchischen zu überprüfen. Das Streudiagramm (siehe Abbildung 4.12), in dem die zwei Merkmale in standardisierter Form gegeneinander aufgetragen sind, zeigt das gleiche Resultat im Hinblick auf die Clusterbildung. Im Streudiagramm wird die Existenz von zwei Clustern deutlich. Da im blauen ersten Cluster nur zwei Objekte liegen, konnte die Funktion *fviz_cluster* keine Ellipse um diese erstellen. Im orangen zweiten Cluster sind nur acht Medizinprodukte ersichtlich. Dies resultiert daraus, dass sich die Produkte MotionMaker und KineAssist die gleiche Position teilen (siehe X in der Abbildung 4.12). Bevor weitere Analysen hinsichtlich der zwei gefunden Cluster gemachten werden, folgt eine Überprüfung der Clusterqualität. Zu diesem Zweck wurde wieder die Silhouetten Methode angewendet. Diese berechnet einen ASW von 0,51 bei einer Anzahl von $k = 2$ Clustern (siehe Abbildung 4.11). Es zeigt sich, dass dieser Wert für eine mittlere Strukturierung steht, da er im Wertebereich $0,51 - 0,70$ liegt (siehe Tabelle 3.3). Das bedeutet es liegt eine gute Gruppierung der Objekte vor. Somit kann von einer guten Clusterqualität und einer ausreichenden Aufteilung durch zwei Cluster gesprochen werden.

Um nun eine Entscheidung zwischen den zwei gefunden Clustern (siehe Streudiagramm 4.12) zu treffen, wurden die Mittelwerte, der in den Clustern befindlichen Produkte, hinsichtlich der Technologie und Erkrankung berechnet. Im zweiten orangen Cluster ergibt sich für den Mittelwert der Technologie und Erkrankung der gleiche Wert ($\bar{x}_{C2,diseases} = \bar{x}_{C2,technology} = 3,1$). Im ersten blauen Cluster ergibt der Mittelwert für die Technologie einen Wert von $\bar{x}_{C1,technology} = 3$ und für die Erkrankungen ein Wert von $\bar{x}_{C1,diseases} = 22,5$. Da das Entwicklungskonzept eine möglichst hohe Anzahl an Indikationen fordert, wurde für die Entscheidung eines Cluster der Mittelwert der Erkrankung herangezogen. Dieser ist im ersten blauen Cluster höher als im zweiten orangen Cluster ($\bar{x}_{C1,diseases} > \bar{x}_{C2,diseases}$), deshalb fiel die Entscheidung auf das erste blaue Cluster.

5.3 Das Entwicklungskonzept

Da aus der Clusteranalyse das erste blaue Cluster durch einen Mittelwertvergleich hervorgeht, wurden die Produkte welche sich darin befinden für das Entwicklungskonzept herangezogen. Dabei handelt es sich um die Produkte Lokomat von Hocoma und Medical HAL von Cyberdyne. Das Entwicklungskonzept eines Rehabilitationsroboters besteht deshalb aus der Gerätekombination Lokomat und Medical HAL. Ein direkter Vergleich der Produkte hinsichtlich des Typs, der

Technologie und der Indikationen (zuvor als Erkrankung bezeichnet) ist durch die Tabelle 4.11 gegeben. Es zeigt sich, dass beide Geräte dem Exoskelett Typen (ES) entsprechen, sich jedoch durch den Untertypus unterscheiden. Dieser zeigt, dass der Lokomat zu den Treadmill Gait Trainern (TGT) und der Medical HAL zu den Overground Gait Trainern (OGGT) zählt. Es zeigen sich weiter eine Übereinstimmung hinsichtlich der Technologie, es handelt sich um das Biofeedback, und sechs Übereinstimmungen bei den Indikationen. Zu diesen übereinstimmenden Indikationen zählen der Schlaganfall (stroke), nach Schlaganfall (pS), Rückenmarksverletzung (SCI), chronische Rückenmarksverletzung (cSCI), Infantile Zerebralparese (CP) und ischämischer Schlaganfall (CI). Werden die Gesamtzahlen, die in den Produkten verwendeten Technologien und der Indikationen für die das Produkt herangezogen werden kann betrachtet so zeigt sich, dass der Lokomat mit vier Technologien für 21 Indikationen und der Medical HAL mit zwei Technologien für 24 Indikationen ausgelegt ist.

Die Gerätekombination vereinigt schlussendlich den Typ, die Technologien und die Indikationen. Es ergibt sich ein Gerät vom Exoskelett Typen, das ein Overground und Treadmill Gait Training ermöglicht. Dieses Gerät kann mit fünf Technologien für 39 Indikationen herangezogen werden. Eine Konzeptdarstellung eines solchen Gerätes ist der Abbildung 5.1 zu entnehmen. Diese zeigt die Kombination der Technologien BWS, TM, BF, VR, ES und EMG. Der Bildschirm dient zur Anzeige der VR und des BF, um den Patienten mit Softwarespielen und gesammelten Biofeedback Daten (z.B. durch EMG Daten) zu animieren Therapieziele zu erreichen. Die Körpergewichtsentlastung (BWS) unterstützt den Patienten passiv oder aktiv. Bei einem passiven BWS passt es sich automatisch an die unterschiedlichen Höhenlagen des Körpers beim Gehen an und entlastet somit den Patienten nicht. Wo hingegen beim aktiven BWS das ganze oder nur ein Teil des Körpergewichts vom BWS übernommen wird und so unterstützend beim Gehen eingreift. Das aktive BWS greift ebenfalls im Notfall eines Sturzes ein. Das Exoskelett besitzt zwei aktive Gelenke und ein passives Gelenk (vgl. Medical HAL Seite 51) und kann sowohl mit oder ohne Laufband genutzt werden.

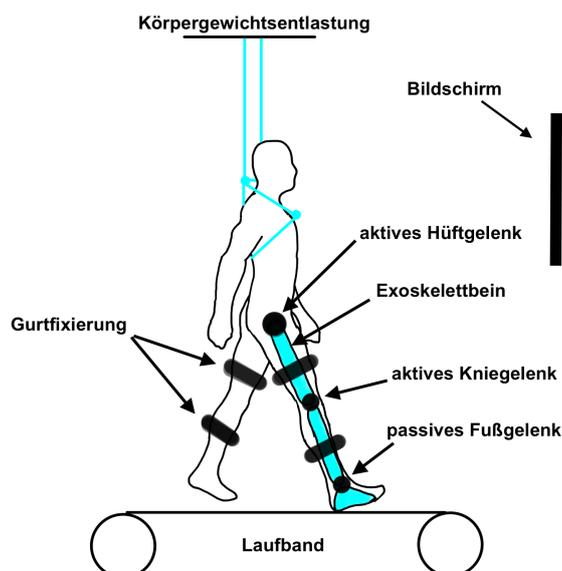


Abb. 5.1: Konzept eines Rehabilitationsroboters für die unteren Extremitäten.

6 Schlussfolgerung

Die vorliegende Arbeit dient der Erarbeitung eines Konzeptes für einen Rehabilitationsroboter. Dieser Roboter soll die Therapie der unteren Extremitäten ermöglichen und für möglichst viele Indikationen herangezogen werden können. Um ein solches Konzept zu erstellen, wurde als erstes eine globale Marktanalyse durchgeführt. Die daraus gewonnenen Informationen wurden mittels einer Clusteranalyse analysiert. Aus der Marktanalyse geht hervor, dass es sich um einen schnell wachsenden innovativen Markt handelt und dadurch die Integration eines Rehabilitationsroboters erschwert wird. Weiter zeigte sich, dass insgesamt 37 Produkte für die Therapie der unteren Extremitäten zu Verfügung stehen. Davon entsprechen acht dem End-Effektor-Typ und neun dem Exoskelett-Typ. Von diesen insgesamt 17 Produkten konnten nur zu 11 Geräten klinische Studien, welche noch nicht oder aber bereits abgeschlossen sind, gefunden werden. Aus diesen klinischen Studien wurde die Anzahl der Erkrankungen von Probanden abgeleitet. Mit dieser und der Anzahl, der in den 11 Geräten verwendeten Technologien, wurde eine Clusteranalyse durchgeführt. Dafür wurden eine hierarchische- und nicht-hierarchische-Clusteranalyse verwendet. Da aus der hierarchischen Clusteranalyse keine eindeutige Clusteranzahl abgeleitet werden konnte, wurde die Silhouetten Methode verwendet um diese zu finden. Im Anschluss wurde um die hierarchische Clusteranalyse zu überprüfen eine nicht-hierarchische Clusteranalyse durchgeführt. Diese konnte eindeutig zwei Cluster identifizieren. Da das Entwicklungskonzept eine möglichst hohe Anzahl an Indikationen fordert, wurde für die Entscheidung eines Cluster der Mittelwert der Erkrankungen, welcher sich durch die Produkte in jedem Cluster berechnen, herangezogen. Dieser ist im ersten blauen Cluster höher als im zweiten orangen Cluster ($\bar{x}_{C1,diseases} > \bar{x}_{C2,diseases}$), deshalb fiel die Entscheidung auf das erste blaue Cluster. In diesem Cluster finden sich die Produkte Lokomat und Medical HAL. Der Lokomat von Hocoma kann zur Therapie von 21 Erkrankungen mit vier Technologien eingesetzt werden. Der Medical HAL von Cyberdyne ermöglicht die Therapie von 24 Erkrankungen mit zwei Technologien. Das Entwicklungskonzept eines Rehabilitationsroboters setzt sich aus dem oben genannten Grund aus der Gerätekombination Lokomat und Medical HAL zusammen. Das Konzept dieses Roboters vereint somit fünf Technologien und könnte für 39 Indikationen eingesetzt werden.

Literatur

- [1] Michael Hillman. »2 Rehabilitation Robotics from Past to Present – A Historical Perspective«. In: *Adv. Rehabil. Robot.* 2013, S. 25–44. ISBN: 978-3-540-21986-6. DOI: 10.1007/10946978_2. URL: http://link.springer.com/10.1007/10946978_2.
- [2] WinterGreen Research Inc. *Rehabilitation Robots Market Shares, Market Strategy, and Market Forecasts, 2015 to 2021*. Techn. Ber. Lexington, Massachusetts, 2015. URL: www.wintergreenresearch.com.
- [3] Laurel D. Riek. »Healthcare Robotics«. In: *Commun. ACM* 60.11 (Okt. 2017), S. 68–78. ISSN: 00010782. DOI: 10.1145/3127874. URL: <http://arxiv.org/abs/1704.03931>.
- [4] Tyromotion GmbH. *Tyromotion | Computer- und Robotik-gestützte Rehabilitation*. URL: <http://tyromotion.com/> (abgerufen am 20. Feb. 2018).
- [5] Kyung Hee Do und Min Ho Chun. »Clinical Use of Robots as a Part of Rehabilitation Medicine«. In: *Brain & Neurorehabilitation* 10.1 (2017). ISSN: 1976-8753. DOI: 10.12786/bn.2017.10.e7. URL: <https://doi.org/10.12786/bn.2017.10.e7>.
- [6] José L. Pons. *Wearable robots : biomechatronic exoskeletons*. Wiley, 2008. ISBN: 9780470512944. URL: <https://www.wiley.com/en-us/Wearable+Robots%3A+Biomechatronic+Exoskeletons-p-9780470512944>.
- [7] Michael W Whittle. »Gait analysis: an introduction«. In: *Library (Lond)*. 3 (2002), S. 1–220. DOI: 10.1016/B978-075068883-3.50013-1. URL: <http://trid.trb.org/view.aspx?id=770947>.
- [8] Joseph Hamill, Kathleen Knutzen und Timothy Derrick. *Biomechanical Basis of Human Movement*. 4. Aufl. 2015. ISBN: 9781451177305.
- [9] R. T. Floyd. *Manual of structural kinesiology*. McGraw-Hill, 2012. ISBN: 0078022517.
- [10] Physiopedia. *Foot and Ankle Structure and Function - Physiopedia*. URL: https://www.physio-pedia.com/Foot_and_Ankle_Structure_and_Function (abgerufen am 28. Dez. 2017).
- [11] Suzanne C. Martin und Mary. Kessler. *Neurologic Interventions for Physical Therapy*. 3. Aufl. Elsevier Health Sciences, 2016. ISBN: 9781455740208.
- [12] Tabea Aurich, Birgit Warken, Judith V. Graser, Thilo Ulrich, Ingo Borggraefe, Florian Heinen, Andreas Meyer-Heim, Hubertus J.A. Van Hedel und A Sebastian Schroeder. »Practical Recommendations for Robot-Assisted Treadmill Therapy (Lokomat) in Children with Cerebral Palsy: Indications, Goal Setting, and Clinical Implementation within the WHO-ICF Framework«. In: *Neuropediatrics* 46.4 (Mai 2015), S. 248–260. DOI: 10.1055/s-0035-1550150. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26011438>.
- [13] Dirk Kokmeyer, Melissa Strzelinski und Bryan J Lehecka. »Gait Considerations in Patients With Femoroacetabular Impingement«. In: *Int. J. Sports Phys. Ther.* 9.6 (Nov. 2014), S. 827–838. ISSN: 2159-2896. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25383250>.
- [14] Streifeneder. *Die acht Gangphasen des Menschen*. URL: https://www.streifeneder.de/downloads/o.p./400w43_d_poster_gangphasen.pdf (abgerufen am 5. Jan. 2018).

-
- [15] WHO. *WHO - World Health Organization*. 2018. URL: <http://www.who.int/en/> (abgerufen am 27. Jan. 2018).
- [16] GBD 2015 Neurological Disorders Collaborator Group. »Global, regional, and national burden of neurological disorders during 1990-2015: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015«. In: *Lancet Neurol.* 16 (2017), S. 877–97. ISSN: 14744465. DOI: 10.1016/S1474-4422(17)30299-5. URL: www.thelancet.com/neurology.
- [17] SUNY Upstate Medical University. *Stroke survivor was a patient after 52 years of public service - What's Up at Upstate*. URL: <https://whatsupatupstate.wordpress.com/2014/05/09/stroke-survivor-was-a-patient-after-52-years-of-public-service/> (abgerufen am 30. Jan. 2018).
- [18] National Stroke Association. *National Stroke Association - Stroke.org*. URL: <http://www.stroke.org/> (abgerufen am 28. Jan. 2018).
- [19] Stroke Alliance for Europe. *The Burden of Stroke in Europe Report*. URL: <http://strokeeurope.eu/> (abgerufen am 28. Jan. 2018).
- [20] Peter Langhorne, Fiona Coupar und Alex Pollock. »Motor recovery after stroke: a systematic review«. In: *Lancet Neurol.* 8.8 (2009), S. 741–754. ISSN: 14744422. DOI: 10.1016/S1474-4422(09)70150-4. arXiv: S1474-4422(09)70150-4. [10.1016]. URL: [http://dx.doi.org/10.1016/S1474-4422\(09\)70150-4](http://dx.doi.org/10.1016/S1474-4422(09)70150-4).
- [21] Bruce H Dobkin und Andrew Dorsch. »New Evidence for Therapies in Stroke Rehabilitation«. In: *Curr. Atheroscler. Rep.* 15.6 (Juni 2013), S. 331. ISSN: 1523-3804. DOI: 10.1007/s11883-013-0331-y. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23591673>.
- [22] John W Krakauer. »Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation«. In: *Curr. Opin. Neurol.* 19.1 (2006), S. 84–90. ISSN: 1350-7540. DOI: 10.1097/01.wco.0000200544.29915.cc. URL: https://www.jsmf.org/meetings/2008/may/Krakauer_COIN%282006%29.pdf.
- [23] Vincent S Huang und John W Krakauer. »Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective«. In: *J. Neuroeng. Rehabil.* 6.1 (Feb. 2009), S. 5. ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/1743-0003-6-5. URL: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-6-5>.
- [24] Pi Ying Cheng und Po Ying Lai. »Comparison of exoskeleton robots and end-effector robots on training methods and gait biomechanics«. In: *Lect. Notes Comput. Sci. (including Subser. Lect. Notes Artif. Intell. Lect. Notes Bioinformatics)*. Bd. 8102 LNAI. PART 1. Springer, Berlin, Heidelberg, 2013, S. 258–266. ISBN: 9783642408519. DOI: 10.1007/978-3-642-40852-6-27. URL: http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-40852-6_27.
- [25] Juan-Manuel Belda-Lois, Silvia Mena-del Horno, Ignacio Bermejo-Bosch, Juan C Moreno, José L Pons, Dario Farina, Marco Iosa, Marco Molinari, Federica Tamburella, Ander Ramos, Andrea Caria, Teodoro Solis-Escalante, Clemens Brunner und Massimiliano Rea. »Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach«. In: *J. Neuroeng. Rehabil.* 8.December (2011), S. 66. ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/1743-0003-8-66. URL: <http://www.jneuroengrehab.com/content/8/1/66>.

-
- [26] Giovanni Morone, Marco Iosa, Maura Bragoni, Domenico De Angelis, Vincenzo Venturiero, Paola Coiro, Raffaella Riso, Luca Pratesi und Stefano Paolucci. »Who may have durable benefit from robotic gait training?: A 2-year follow-up randomized controlled trial in patients with subacute stroke«. In: *Stroke* 43.4 (Apr. 2012), S. 1140–1142. ISSN: 00392499. DOI: 10.1161/STROKEAHA.111.638148. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22180255>.
- [27] WHO. *DIMDI - ICF Version 2005*. 2012. URL: <http://www.dimdi.de/dynamic/de/klassi/icf/kodesuche/onlinefassungen/icfhtml2005/index.htm> (abgerufen am 16. Feb. 2018).
- [28] Kirsten Köhler und Friederike Steier-Mecklenburg. *Arbeitstherapie und Arbeitsrehabilitation - Arbeitsfelder der Ergotherapie*. 2011, S. 256. ISBN: 3131683511. URL: https://books.google.at/books?id=JyaiIAG_r38C&printsec=frontcover&hl=de#v=onepage&q&f=false.
- [29] DGWR. *Start | Deutsche Gesellschaft für Rehabilitationswissenschaften e.V.* URL: <http://www.dgrw-online.de/> (abgerufen am 19. Feb. 2018).
- [30] Sozialministerium. *Öffentliche Gesundheitsportal Österreichs*. URL: <https://www.gesundheit.gv.at/> (abgerufen am 19. Feb. 2018).
- [31] Sangwon Kim, Famin Qiu, Samhwan Kim, Ali Ghanbari, Cheil Moon, Li Zhang, Bradley J. Nelson und Hongsoo Choi. »Fabrication and characterization of magnetic microrobots for three-dimensional cell culture and targeted transportation«. In: *Adv. Mater.* 25.41 (Nov. 2013), S. 5863–5868. ISSN: 09359648. DOI: 10.1002/adma.201301484. arXiv: arXiv:1111.0651v1. URL: <http://doi.wiley.com/10.1002/adma.201301484>.
- [32] Gwangjun Go, Jiwon Han, Jin Zhen, Shaohui Zheng, Ami Yoo, Mi Jeong Jeon, Jong Oh Park und Sukho Park. »A Magnetically Actuated Microscaffold Containing Mesenchymal Stem Cells for Articular Cartilage Repair«. In: *Adv. Healthc. Mater.* 6.13 (Juli 2017), S. 1601378. ISSN: 21922659. DOI: 10.1002/adhm.201601378. URL: <http://doi.wiley.com/10.1002/adhm.201601378>.
- [33] Adrian Burton. *Dolphins, dogs, and robot seals for the treatment of neurological disease*. Sep. 2013. DOI: 10.1016/S1474-4422(13)70206-0. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23948175>.
- [34] PARO Robots U.S. Inc. *PARO Therapeutic Robot*. URL: <http://www.parorobots.com/> (abgerufen am 7. Dez. 2017).
- [35] CAE Healthcare. *CAE Healthcare*. URL: <https://caehealthcare.com/> (abgerufen am 8. Dez. 2017).
- [36] Kinova Robotics. *Kinova Empowering humanity through robotics*. URL: <http://www.kinovarobotics.com/> (abgerufen am 9. Dez. 2017).
- [37] Zhi Li, Peter Moran, Qingyuan Dong, Ryan J. Shaw und Kris Hauser. »Development of a tele-nursing mobile manipulator for remote care-giving in quarantine areas«. In: *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.* IEEE, Mai 2017, S. 3581–3586. ISBN: 9781509046331. DOI: 10.1109/ICRA.2017.7989411. URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7989411/>.
- [38] Otto Bock HealthCare Deutschland GmbH. *Ottobock*. URL: <https://www.ottobock.de/> (abgerufen am 6. Dez. 2017).
- [39] Touch Bionics Inc. und Touch Bionics Limited. *Touch Bionics*. URL: <http://www.touchbionics.de/> (abgerufen am 6. Dez. 2017).
- [40] Rex Bionics Ltd. *Rex Bionics - Step into the future*. URL: <https://www.rexbionics.com/> (abgerufen am 8. Nov. 2017).

-
- [41] Exoskeleton Report LLC. *REX Exoskeleton 2016 via REX Bionics website - Exoskeleton Report*. URL: <http://exoskeletonreport.com/product/rex/rex-exoskeleton-2016-via-rex-bionics-website/> (abgerufen am 6. Dez. 2017).
- [42] Petra Maresova, Marek Penhaker, Ali Selamat und Kamil Kuca. *The potential of medical device industry in technological and economical context*. 2015. DOI: 10.2147/TCRM.S88574. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26491337>.
- [43] World Health Organization. *Medical Devices: Managing the Mismatch*. Techn. Ber. 2010. URL: http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/44407/1/9789241564045_eng.pdf.
- [44] Travis G. Maak und James D. Wylie. »Medical Device Regulation: A Comparison of the United States and the European Union«. In: *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 24.8 (2016), S. 537–543. ISSN: 1067-151X. DOI: 10.5435/JAAOS-D-15-00403. arXiv: arXiv:1011.1669v3. URL: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00124635-201608000-00004>.
- [45] Norbert. Leitgeb. *Sicherheit von Medizingeräten*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2015. ISBN: 978-3-662-44656-0. DOI: 10.1007/978-3-662-44657-7. URL: <http://link.springer.com/10.1007/978-3-662-44657-7>.
- [46] Europäische Union (EU). *Verordnung (EU) 2017/745 des Europäischen Parlaments und des Rates vom 5. April 2017 über Medizinprodukte, zur Änderung der Richtlinie 2001/83/EG, der Verordnung (EG) Nr. 178/2002 und der Verordnung (EG) Nr. 1223/2009 und zur Aufhebung der Richtlinien 90/*. 2017. URL: <http://eur-lex.europa.eu/legal-content/DE/TXT/PDF/?uri=CELEX:32017R0745&from=DE>.
- [47] European Commission. *Market surveillance and vigilance*. URL: <http://ec.europa.eu/growth/sectors/medical-devices/market-surveillance/#eudamed> (abgerufen am 27. Nov. 2017).
- [48] U.S. Food and Drug Administration. *U S Food and Drug Administration Home Page*. URL: <https://www.fda.gov/> (abgerufen am 4. Dez. 2017).
- [49] AlterG Inc. *Body Weight Supported Rehab & Training Equipment | AlterG®*. URL: <http://alterg-com-backup.azurewebsites.net/> (abgerufen am 10. Jan. 2018).
- [50] AlterG Inc. *Operation Manual Anti-Gravity Treadmill*. 2015. URL: http://alterg-com-backup.azurewebsites.net/images/114422-00_M-F320%20User%20Man%20Rev%20C.pdf (abgerufen am 15. Nov. 2017).
- [51] Otto Bock HealthCare GmbH. *Ottobock Österreich: Innovative Prothesen, Orthesen und Rollstühle*. URL: <https://www.ottobock.at/> (abgerufen am 16. Jan. 2018).
- [52] Aretech llc. *Aretech ZeroG Gait and Balance Rehabilitation*. URL: <http://www.aretechllc.com/> (abgerufen am 10. Jan. 2018).
- [53] Joseph Hidler, David Brennan, Iian Black, Diane Nichols, Kathy Brady und Tobias Nef. »ZeroG: overground gait and balance training system.« In: *J. Rehabil. Res. Dev.* 48.4 (2011), S. 287–298. ISSN: 0748-7711. DOI: 10.1682/JRRD.2010.05.0098.
- [54] BAMA Teknoloji. *BAMA Teknoloji*. URL: <http://bamateknoloji.com/> (abgerufen am 22. Nov. 2017).
- [55] Bloomberg L.P. *Private Company Information*. URL: <https://www.bloomberg.com/> (abgerufen am 14. Jan. 2018).

-
- [56] Biodex Medical Systems Inc. *Biodex Physical Medicine and Rehabilitation, Nuclear Medicine Supplies and Accessories, Medical Imaging Tables and Accessories*. URL: <http://www.biodex.com/> (abgerufen am 11. Jan. 2018).
- [57] Biodex Medical Systems Inc. *Gebrauchsanweisung Biodex Multigelenksystem Pro*. 2016. URL: http://www.biodex.com/sites/default/files/850000man_ifu_ger_16376.pdf.
- [58] Dragana Cvjetkovic, Sinisa Bijeljic, Stanislav Palija, Goran Talic, Tatjana Radulovic, Milica Kosanovic und Slavko Manojlovic. »Isokinetic Testing in Evaluation Rehabilitation Outcome After ACL Reconstruction«. In: *Med. Arch.* 69.1 (Feb. 2015), S. 21. ISSN: 0350-199X. DOI: 10.5455/medarh.2015.69.21-23. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25870471>.
- [59] IISART. *IISART Techindex*. URL: <http://products.iisartonline.org/> (abgerufen am 17. Nov. 2017).
- [60] Biodex Medical Systems Inc. *Gebrauchsanweisung NxStep™ Gewichtsentlastungssystem*. 2017. URL: http://www.biodex.com/sites/default/files/950485man_ifu_ger_16136g_revb.pdf.
- [61] Bioness Inc. *Bioness Inc. - foot drop - drop foot - hand treatment - hand rehabilitation*. URL: <https://www.bioness.com/Home.php> (abgerufen am 12. Jan. 2018).
- [62] Bioness Inc. *Clinician's Guide L300 Go*. 2017. URL: <http://l300go.com/files/L300%20Go%20Clinicians%20Guide.pdf>.
- [63] Bioness Inc. *Bioness Vector*. URL: <http://bionessvector.com/> (abgerufen am 12. Jan. 2018).
- [64] Cyberdyne Inc. *Cyberdyne Inc.* URL: <https://www.cyberdyne.jp/english/> (abgerufen am 8. Nov. 2017).
- [65] Yongtian He, David Eguren, Trieu Phat Luu und Jose L. Contreras-Vidal. »Risk management and regulations for lower limb medical exoskeletons: A review«. In: *Med. Devices Evid. Res.* 10 (2017), S. 89–107. ISSN: 11791470. DOI: 10.2147/MDER.S107134.
- [66] Ekso Bionics. *Ekso Bionics - An exoskeleton bionic suit or a wearable robot that helps people walk again*. URL: <http://eksobionics.com/> (abgerufen am 8. Nov. 2017).
- [67] Exoskeleton Report LLC. *Exoskeleton Report*. URL: <http://exoskeletonreport.com/> (abgerufen am 13. Jan. 2018).
- [68] National Institute for Health and Care Excellence. *Ekso exoskeleton for rehabilitation in people with neurological weakness or paralysis*. URL: <https://www.nice.org.uk/advice/mib93> (abgerufen am 8. Nov. 2017).
- [69] HDT Expeditionary Systems Inc. *KineAssist® HDT Global*. URL: <http://www.hdtglobal.com/product/kineassist/> (abgerufen am 8. Nov. 2017).
- [70] Woodway Inc. *Woodway For the Long Run*. URL: <https://www.woodway.com/> (abgerufen am 14. Jan. 2018).
- [71] Hocoma AG. *Home - Hocoma*. URL: <https://www.hocoma.com/> (abgerufen am 15. Jan. 2018).
- [72] h/p/cosmos sports & medical gmbh. *h/p/cosmos - Laufbandsysteme für Sport und Medizin*. URL: <https://www.h-p-cosmos.com/de> (abgerufen am 15. Jan. 2018).
- [73] medica Medizintechnik GmbH. *THERA-Trainer: Therapeutische Bewegungstrainer & gerätgestützte Bewegungstherapie-Konzepte*. URL: <https://www.thera-trainer.de/startseite/> (abgerufen am 15. Jan. 2018).

-
- [74] Meditouch Ltd. *MediTouch – Rehabilitation like never before*. URL: <http://meditouch.co.il/> (abgerufen am 15. Jan. 2018).
- [75] Manntel Co. Ltd. *Man&Stel*. URL: <http://www.manntel.com/> (abgerufen am 15. Jan. 2018).
- [76] Shree Shyam Bio Medicals. *Balance Tutor*. URL: http://www.ssbm.co.in/balance_tutor.html (abgerufen am 15. Jan. 2018).
- [77] Motekforce Link. *Motekforce Link - Home*. URL: <https://www.motekforcelink.com/> (abgerufen am 8. Nov. 2017).
- [78] Motorika Medical Ltd. *Motorika - enhanced patient specific rehabilitation solutions*. URL: <http://motorika.com/> (abgerufen am 16. Jan. 2018).
- [79] P&S Mechanics Co. Ltd. *Treatment WALKBOT*. URL: <http://walkbot2015.cafe24.com/Treatment> (abgerufen am 20. Nov. 2017).
- [80] MEDICA Düsseldorf. *Weltforum der Medizin - MEDICA Messe*. URL: <https://www.medica.de/> (abgerufen am 22. Jan. 2018).
- [81] Parabel s.r.o. *Parabel s.r.o. - Solutions for your vision*. URL: <http://www.parabel.cz/de/> (abgerufen am 16. Jan. 2018).
- [82] Woodway USA Inc. *Woodway - For the Long Run*. URL: <https://www.woodway.com/> (abgerufen am 16. Jan. 2018).
- [83] Parker Hannifin Corp. *Indego – Powering People Forward | Parker Indego*. URL: <http://www.indego.com/indego/en/home> (abgerufen am 22. Nov. 2017).
- [84] Reha Technology AG. *Home - Reha Technology*. URL: <https://www.rehatechnology.com/de/> (abgerufen am 8. Nov. 2017).
- [85] Österreichische Gesellschaft für Neurorehabilitation. *OeGNR - Home*. URL: <http://www.neuroreha.at/> (abgerufen am 23. Jan. 2018).
- [86] Reha-Stim Medtec GmbH & Co. KG. *Reha Stim - Startseite*. URL: <http://www.reha-stim.de/cms/> (abgerufen am 8. Nov. 2017).
- [87] ReWalk Robotics Ltd. *ReWalk 6.0 – Home*. URL: <http://rewalk.com/> (abgerufen am 8. Nov. 2017).
- [88] Luca Lonini et al. »Accelerometry-enabled measurement of walking performance with a robotic exoskeleton: a pilot study«. In: *J. Neuroeng. Rehabil.* 13.1 (2016), S. 35. ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/s12984-016-0142-9. URL: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12984-016-0142-9>.
- [89] Swortec SA. *Home - Swortec SA*. URL: <http://www.swortec.ch/> (abgerufen am 8. Nov. 2017).
- [90] 24heures. *Handicap: L'aide promise aux paralysés fait un détour au tribunal*. URL: <https://www.24heures.ch/suisse/aide-promise-paralyses-detour-tribunal/story/19959947> (abgerufen am 16. Jan. 2018).
- [91] Techno Concept. *Home - Techno Concept*. URL: <http://www.technoconcept.fr/shop/> (abgerufen am 17. Jan. 2018).
- [92] Giovanni Abbruzzese, Carlo Trompetto, Laura Mori und Elisa Pelosin. »Proprioceptive Rehabilitation of Upper Limb Dysfunction in Movement Disorders: A Clinical Perspective«. In: *Front. Hum. Neurosci.* 8 (2014), S. 961. ISSN: 1662-5161. DOI: 10.3389/fnhum.2014.00961. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25505402>.

-
- [93] Marko Sarstedt und Erik Mooi. *A concise guide to market research: The Process, Data, and Methods Using IBM SPSS Statistics*. 2011. ISBN: 9783642125409.
- [94] Robert I Kabacoff. *R IN ACTION: Data analysis and graphics with R*. 2. Aufl. 2015. ISBN: 9781617291388.
- [95] Alboukadel Kassambara. *Practical Guide to Cluster Analysis in R: Unsupervised Machine Learning*. 2017, S. 188. ISBN: 1542462703.
- [96] WHO. *ICTRP Search Portal*. URL: <http://apps.who.int/trialsearch/Default.aspx> (abgerufen am 4. Feb. 2018).
- [97] U.S. National Library of Medicine. *Home - ClinicalTrials.gov*. URL: <https://clinicaltrials.gov/ct2/home> (abgerufen am 5. Feb. 2018).
- [98] Christel. Weiß. *Basiswissen Medizinische Statistik*. 3. Aufl. Springer Medizin Verlag Heidelberg, 2005. ISBN: 3-540-24072-1.
- [99] Daniel Wollschläger. *R kompakt - Der schnelle Einstieg in die Datenanalyse*. 2013. ISBN: 978-3-642-40310-1.
- [100] Daniel Wiechmann. *Cluster Analysis*. 2008. URL: http://www.daniel-wiechmann.net/downloads/cluster_%20analysis.pdf (abgerufen am 9. Feb. 2018).

Abbildungen

| | | |
|-------|--|----|
| 3.1. | Bewegungen um das Hüftgelenk (oben) und Kniegelenk (unten) [7]. | 4 |
| 3.2. | Bewegungen des Knöchels, der Zehen, des Fußrückens und des Vorfußes [7]. . . | 5 |
| 3.3. | Die anatomische Position mit drei Referenzebenen und sechs Grundrichtungen [7]. | 6 |
| 3.4. | Die Gelenke und Knochen der unteren Extremitäten [7]. | 8 |
| 3.5. | Funktionelle Gruppen des Fußes [7]. | 9 |
| 3.6. | Knochen des rechten Fußes von oben gesehen [7]. | 10 |
| 3.7. | Mediale Seite des rechten Fußes. Der mediale Bogen besteht aus Calcaneus, Talus, Navicular, Keilschiff und medialen drei Metatarsalen [7]. | 10 |
| 3.8. | Seitliche Seite des rechten Fußes. Der laterale Bogen besteht aus dem Calcaneus, den kuboiden und lateralen zwei Metatarsalen [7]. | 11 |
| 3.9. | Oberflächliche Muskulatur des rechten Beines mit der Vorderseite (links) und der Hinterseite (rechts) [7]. | 14 |
| 3.10. | Das zentrale Nervensystem (ZNS) besteht aus dem Gehirn und dem Rückenmark. Das periphere Nervensystem besteht aus allen Nerven, die außerhalb des Rückenmarks liegen. Die 31 Rückenmarksnervenpaare treten aus und in das Rückenmark an den verschiedenen Wirbelebenen ein und versorgen bestimmte Regionen des Körpers. Die motorische Information verlässt das Rückenmark durch die ventrale Wurzel (anterior) und die sensorische Information dringt durch die dorsale Wurzel (posterior) in das Rückenmark ein [8]. | 18 |
| 3.11. | Sensorische Verteilung (Dermatome) der Spinalnervenwurzel [7]. | 19 |
| 3.12. | Aktive Bewegung der Hüfte. A: Flexion wird in Grad von einer Rückenlage aus gemessen, das Knie kann verlängert oder gebeugt werden B: Extension oder Hyperextension wird normalerweise bei gestrecktem Knie gemessen C: Abduktion kann in Rücken- oder Seitenlage gemessen werden, die Adduktion wird am besten mit der auf dem Rücken liegenden Person gemessen D: interne und externe Rotation kann entweder in Rückenlage oder in Bauchlage ausgewertet werden [9]. | 20 |
| 3.13. | Aktive Bewegung des Kniegelenks. Die Flexion wird in Grad von der Ausgangsposition (Neutrallinie) aus gemessen, wobei die Person entweder in Bauchlage oder in Rückenlage liegt [9]. | 21 |
| 3.14. | Aktive Bewegung des Knöchel-, Fuß- und Zehengelenks A: Dorsalextension und Plantarflexion werden in Grad von der rechtwinkligen neutralen Position angegeben, auch eine Angabe in Prozent im Vergleich zum gegenüberliegenden Knöchel ist möglich B: 20 bis 30 Grad Inversion und 5 bis 15 Grad Eversion werden normalerweise in Grad ausgedrückt, ebenfalls ist eine Angabe in Prozent im Vergleich zum gegenüberliegenden Fuß möglich C: Flexion und Extension der großen Zehe D: ROM für die lateralen vier Zehengelenke [9]. | 21 |
| 3.15. | Grafische Darstellung des Gangzyklus [13]. | 24 |

| | | |
|-------|---|----|
| 3.16. | Zusammenfassung der während des Gangzyklus auftretenden Muskelaktivitäten, ROM und Funktionen in den einzelnen Gangphasen [14]. | 27 |
| 3.17. | Globale DALYs nach Alter und neurologischer Störung im Jahr 2015 [16]. | 29 |
| 3.18. | Beitrag verschiedener neurologischer Störungen zur Gesamtbelastung durch neurologische Erkrankungen im Jahr 2015. (A) DALYs und (B) Todesfälle[16]. | 30 |
| 3.19. | Die Möglichkeiten der Entstehungen von Schlaganfällen. Der hämorrhagische (rot) und ischämische (gelb) Schlaganfälle [17]. | 31 |
| 3.20. | (a) Exoskelett Roboter bestehend aus Exoskelett, Laufband und BWS; (b): End-Effektor Roboter bestehend aus angetriebenen Fußplatten und BWS (sie erlauben 6 df) [24]. | 34 |
| 3.21. | Das ICF Modell und die Wechselwirkung zwischen den beteiligten Komponenten [27]. | 36 |
| 3.22. | Aufschlüsselung der vollständigen ICF Klassifizierungsmethodik. Die Kurzversion endet beim letzten X_2 gefolgt vom ersten Beurteilungsmerkmal vgl. [27]. | 37 |
| 3.23. | Das erste Beurteilungsmerkmal der ICF Klassifizierung. Das Intervall der Prozentwerte gibt hierbei die Höhe der Fehlerrate an (d.h. ein Fehlerrate von 5% bei Problem nicht vorhanden bzw. voll ausgeprägt). Im Zusammenhang mit den Umweltfaktoren kann das Wort Problem durch Förderfaktor oder Barriere ersetzt werden, um positive bzw. negative Effekte zu kennzeichnen [27]. | 37 |
| 3.24. | REM-Aufnahme des Mikroroboters während Zellinteraktion und b) vergrößerte Aufnahme [31]. | 39 |
| 3.25. | Die C-Leg (a) von Ottobock ist eine Prothese für Personen mit einer Oberschenkelamputation die sich selbstständig dem Gangbild des Nutzers anpasst, das Bionic Leg (b) von AlterG ist eine tragbare assistive Roboterorthese für die Neurorehabilitation und das Exoskelett REX (c) von Rex Bionics wird von Physiotherapeuten für Menschen mit Mobilitätseinschränkungen in der Rehabilitation eingesetzt [38–41]. | 40 |
| 3.26. | Der Tierroboter PARO (a) von der Japanischen Firma AIST wird für die Tiertherapie eingesetzt, der Patientensimulator iStan (b) von CAE Healthcare ist für klinische Übungszwecke und der Roboterarm JACO 3 Fingers (c) kann Menschen mit einem Handycap dabei helfen physische Aufgaben zu erledigen [33, 35, 36]. | 40 |
| 3.27. | Anti-Gravity Treadmill M320 von AlterG Inc. [49]. | 43 |
| 3.28. | Bionic Leg von AlterG Inc. [49]. | 44 |
| 3.29. | ZeroG® System von Aretech llc. [52]. | 45 |
| 3.30. | RoboGait® - Robot Assisted Gait Therapy von BAMA Teknoloji [54]. | 46 |
| 3.31. | System 4 Pro™ Dynamometer von Biodex Medical Systems Inc. [56]. | 47 |
| 3.32. | Biodex Gait Training System von Biodex Medical Systems Inc.[56]. | 48 |
| 3.33. | L300 Go System von Bioness Inc. [62]. | 49 |
| 3.34. | Vector Gait & Safety System® von Bioness Inc. [63]. | 50 |
| 3.35. | Medical HAL® von Cyberdyne Inc. [64]. | 51 |
| 3.36. | Ekso GT von Ekso Bionics [67]. | 52 |
| 3.37. | KineAssist-MX (Mobility eXtreme) von HDT Expeditionary Systems Inc. [69]. | 53 |
| 3.38. | Lokomat® Pro (li.) und Nanos (re.) von Hocoma AG [71]. | 54 |
| 3.39. | Andago® von Hocoma AG [71]. | 55 |
| 3.40. | Erigo® von Hocoma AG [71]. | 56 |

| | | |
|-------|--|----|
| 3.41. | locomotion [®] 150/50 DE med mit airwalk [®] und robowalk [®] expander von h/p/-cosmos [72]. | 57 |
| 3.42. | THERA-Trainer lyra von medica Medizintechnik GmbH [73]. | 58 |
| 3.43. | BalanceTutor [™] von Meditouch Ltd. [76]. | 59 |
| 3.44. | DynSTABLE von Motekforce link [77]. | 60 |
| 3.45. | CAREN von Motekforce link [77]. | 61 |
| 3.46. | C-Mill von Motekforce link [77]. | 62 |
| 3.47. | GRAIL von Motekforce link [77]. | 63 |
| 3.48. | Optimal-G [™] von Motorika Medical Ltd. [78]. | 64 |
| 3.49. | Walkbot [®] G von P&S Mechanics Co. Ltd. [79]. | 65 |
| 3.50. | LokoHelp [®] von Parabel s.r.o. [82]. | 66 |
| 3.51. | LokoStation [®] von Parabel s.r.o. [82]. | 67 |
| 3.52. | Indego [®] von Parker Hannifin Corp. [83]. | 68 |
| 3.53. | G-EO System [™] von Reha Technology AG [84]. | 69 |
| 3.54. | NexStep [™] von Reha Technology AG [84]. | 70 |
| 3.55. | Gait Trainer GT I von Reha-Stim Medtec GmbH & Co. KG [86]. | 71 |
| 3.56. | ReWalk [™] Rehabilitation von ReWalk Robotics Ltd. [87]. | 72 |
| 3.57. | REX Rehab von Rex Bionics Plc [40]. | 73 |
| 3.58. | WalkTrainer [™] von Swortec SA [89]. | 74 |
| 3.59. | MotionMaker [™] von Swortec SA [89, 90]. | 75 |
| 3.60. | Vibramoov [™] G pack von Techno Concept [91]. | 76 |
| 3.61. | Allgemeine Schritte zur Durchführung einer Clusteranalyse vgl. [93]. | 77 |
| 4.1. | Navigationsstruktur des Hauptmenüs der auf HTML basierenden Datenbank namens KORA. | 82 |
| 4.2. | Teilauszug des Elementes, welches Informationen über das Unternehmen „AlterG Inc.“ bereithält. | 83 |
| 4.3. | Zeitstrahl der untersuchten Unternehmen, mit der Ausnahme der Firma P&S Mechanics und Techno Concept, hinsichtlich des Gründungsjahres. | 84 |
| 4.4. | Die Häufigkeit der Firmen in den angegebenen Ländern. Die hellblauen Balken stellen EU Mitgliedsländer dar (Stand: Februar 2018). | 85 |
| 4.5. | Die Diagramme zeigen wie viele Geräte in welche Risikoklasse, in der EU und USA (US), von den insgesamt 37 untersuchten, eingeteilt wurden. Symbolik: „N/A“ steht für Not Available und besagt, dass keine öffentlich zugänglichen Informationen gefunden werden konnten; „-“ Kennzeichnet das keine FDA Registrierung vorliegt. | 85 |
| 4.6. | Die Technologien, welche in den untersuchten Produkten verwendet werden, sortiert nach ihrer Häufigkeit. Die Technologien und deren Anzahl: BF (31), BWS (28), TM (12), VR (11), FES (9), MCS (5), FP (5), EMG (4), App (3), AR (1) und FPS (1). | 88 |
| 4.7. | Einteilung der therapeutischen Roboter in End-Effektor (EE) und Exoskelett (ES). | 89 |
| 4.8. | Die Technologien, welche nach der Grundvoraussetzung bestehen bleiben, sortiert nach ihrer Häufigkeit. | 90 |
| 4.9. | Die Erkrankungen sortiert nach ihrer Häufigkeit, ausgehend von den Tabellen 4.5 und 4.6. | 92 |
| 4.10. | Das Dendrogramm zeigt den Fusionierungsprozess der Produkte zu Clustern. | 93 |

| | | |
|-------|---|----|
| 4.11. | Darstellung der durchschnittlichen Silhouettenkoeffizienten (ASW) pro Clusteranzahl k | 94 |
| 4.12. | Das Streudiagramm zeigt durch zwei unterschiedliche Farben erkennliche Cluster und die Anzahl der sich darin befindlichen Produkte. Das X im zweiten Cluster gibt die Position der Geräte KineAssist und MotionMaker an. | 94 |
| 4.13. | Das Balkendiagramm stellt die berechneten Silhouettenkoeffizienten (S_i , auch als SW bezeichnet) für jedes Produkt (i), bei zwei Clustern, dar. Die rot strichlierte Linie zeigt den durchschnittlichen Silhouettenkoeffizienten (ASW) von 0,51 an. | 95 |
| 5.1. | Konzept eines Rehabilitationsroboters für die unteren Extremitäten. | 99 |

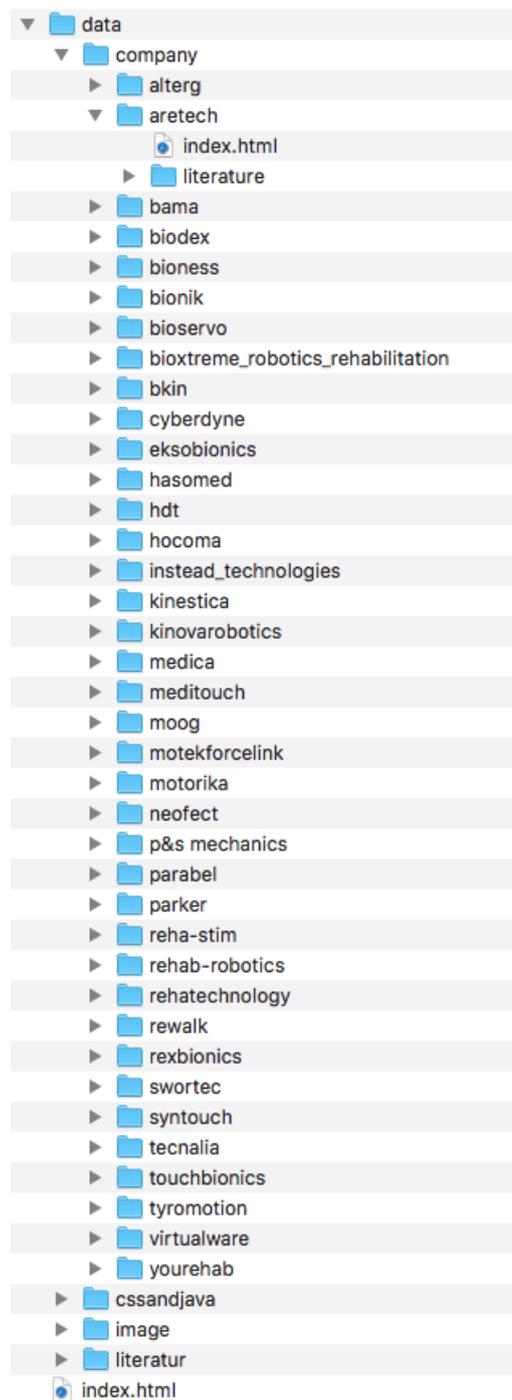
Tabellen

| | | |
|------|---|----|
| 3.1. | Es sind die Segmente mit deren Gelenken und Freiheitsgraden, welche durch die Bewegung der unteren Extremitäten auftreten, angeführt. Darüber hinaus sind die Bewegungen in ihre Grund- und Spezialbewegungen unterteilt [8] | 7 |
| 3.2. | Die Diarthrosegelenke und deren Analogien, die in den unteren Extremitäten vorkommen. Das uniaxiale Scharniergelenk (Hinge), das biaxiale Eigelenk (Condyloid), das multiaxiale Gleitgelenk (Plane) und das Kugelgelenk (Ball and Socket) [8, 9]. | 13 |
| 3.3. | Wertebereiche zur Interpretation des durchschnittlichen Silhouettenkoeffizienten (ASW) [100]. | 81 |
| 4.1. | Rehabilitationsroboter für die unteren Extremitäten, welche kommerziell erhältlich sind. Symbolik: „N/A“ steht für Not Available und besagt, dass keine öffentlich zugänglichen Informationen gefunden werden konnten; „-“ Kennzeichnet das keine FDA Registrierung vorliegt; „●“ Kennzeichnet das eine CE Zertifizierung bzw. FDA Registrierung vorliegt. | 86 |
| 4.2. | Übersichtliche Darstellung der Technologien, welche die am Markt befindlichen Rehabilitationsroboter aufweisen. Abkürzungen: Biofeedback (BF); Body Weight Support (BWS); Functional Electrical Stimulation (FES); Treadmill (TM); Virtual Reality (VR); Motion Capture System (MCS); mobile Software Application (App); Augmented Reality (AR); Force Plate (FP); Electromyography (EMG); Funktionelle Propriozeptive Stimulation (FPS). Symbolik: „●“ Technologie im Produkt vorhanden und „-“ nicht vorhanden. | 87 |
| 4.3. | Die Geräte und deren Zuordnung zu den unterschiedlichen Rehabilitationsroboter Typen. Symbolik: „●“ Technologie im Produkt vorhanden und „-“ nicht vorhanden. | 89 |
| 4.4. | Übersichtliche Darstellung der Geräte und deren Technologien, welche nach der Grundvoraussetzung bestehen bleiben. | 90 |
| 4.5. | Übersichtliche Darstellung 1 der Erkrankungen von Probanden, die über eine durchzuführende oder abgeschlossene klinische Studie mit den Produkten in Verbindung stehen. Symbolik: „●“ Probanden weisen dieses Krankheitsbild auf bzw. „-“ nicht auf. | 91 |
| 4.6. | Übersichtliche Darstellung 2 der Erkrankungen von Probanden, die über eine durchzuführende oder abgeschlossene klinische Studie mit den Produkten in Verbindung stehen. Symbolik: „●“ Probanden weisen dieses Krankheitsbild auf bzw. „-“ nicht auf. | 91 |
| 4.7. | Merkmale - Technologie (technology) und Erkrankungen (diseases) mit den zugehörigen Produkten. Diese Tabelle repräsentiert den Inhalt der „data.csv“ Datei. | 92 |
| 4.8. | Statistische Kennzahlen der Clustervariablen. | 92 |
| 4.9. | Übersicht der z-Transformierten Clustervariablen. | 93 |

-
- 4.10. Übersicht der Clusterzugehörigkeiten und berechneten Silhouettenkoeffizienten (SW) für jedes Produkt. 95
- 4.11. Übersicht über die Informationen zu den Produkten Lokomat und Medical HAL. Die blauen Rechtecke zeigen die Übereinstimmungen unter den Produkten. Die verwendeten Indikationsabkürzungen sind aufgeschlüsselt im Anhang G zu finden. 96

Anhang

Anhang A: Ordnerstruktur der Datenbank



Anhang B: Main index.html

```
1 <!DOCTYPE html>
2 <html>
3 <head>
4 <meta charset="utf-8">
5 <meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
6 <title>KORA</title>
7 <link rel="shortcut icon" href="data/image/tab_icon.png">
8 <link rel="stylesheet" href="data/cssandjava/main.css">
9 <script src="data/cssandjava/myscript.js"></script>
10 </head>
11 <body>
12
13 <!-- MENUBAR -->
14 <nav class="navigation-bar">
15 
16 <a href="#heading1" size="10px">APPENDIX</a>
17 <a style="text-decoration: none; color: darkblue;">33 COMPETITORS</a>
18 </nav>
19 <!-- MENUBAR -->
20
21 <div class="main">
22
23 <!-- LIST -->
24 <input type="text" id="myInput" onkeyup="myFunction()" placeholder="
    Search for competitor">
25 <ul id="myUL">
26 <li><a href="#" class="header">A</a></li>
27 <li><a href="data/company/aretech/index.html">aretech</a></li>
28 <li><a href="data/company/alterg/index.html">alterg</a></li>
29 <li><a href="#" class="header">B</a></li>
30 <li><a href="data/company/bama/index.html">bama</a></li>
31 <li><a href="data/company/biodex/index.html">biodex</a></li>
32 <li><a href="data/company/bionik/index.html">bionik</a></li>
33 <li><a href="data/company/bioness/index.html">bioness</a></li>
34 <li><a href="data/company/bioservo/index.html">bioservo</a></li>
35 <li><a href="data/company/bioxtreme_robotics_rehabilitation/index.html"
    >bioxtreme robotics rehabilitation</a></li>
36 <li><a href="data/company/bkin/index.html">bkin</a></li>
37 <li><a href="#" class="header">C</a></li>
38 <li><a href="data/company/cyberdyne/index.html">cyberdyne</a></li>
39 <li><a href="#" class="header">D</a></li>
40 <li><a href="#">-</a></li>
41 <li><a href="#" class="header">E</a></li>
42 <li><a href="data/company/eksobionics/index.html">ekso bionics</a></li>
43 <li><a href="#" class="header">F</a></li>
44 <li><a href="#">-</a></li>
45 <li><a href="#" class="header">G</a></li>
46 <li><a href="#">-</a></li>
```

```
47 <li><a href="#" class="header">H</a></li>
48 <li><a href="data/company/hasomed/index.html">hasomed</a></li>
49 <li><a href="data/company/hdt/index.html">hdt</a></li>
50 <li><a href="data/company/hocoma/index.html">hocoma</a></li>
51 <li><a href="#" class="header">I</a></li>
52 <li><a href="#">-</a></li>
53 <li><a href="#" class="header">J</a></li>
54 <li><a href="#">-</a></li>
55 <li><a href="#" class="header">K</a></li>
56 <li><a href="data/company/kinestica/index.html">kinestica</a></li>
57 <li><a href="data/company/kinovarobotics/index.html">kinova robotics</a>
    </li>
58 <li><a href="#" class="header">L</a></li>
59 <li><a href="#">-</a></li>
60 <li><a href="#" class="header">M</a></li>
61 <li><a href="data/company/medica/index.html">medica medizintechnik</a><
    /li>
62 <li><a href="data/company/meditouch/index.html">meditouch</a></li>
63 <li><a href="data/company/moog/index.html">moog</a></li>
64 <li><a href="data/company/motekforcelink/index.html">motekforce link</a>
    </li>
65 <li><a href="data/company/motorika/index.html">motorika</a></li>
66 <li><a href="#" class="header">N</a></li>
67 <li><a href="data/company/neofect/index.html">neofect</a></li>
68 <li><a href="#" class="header">O</a></li>
69 <li><a href="#">-</a></li>
70 <li><a href="#" class="header">P</a></li>
71 <li><a href="data/company/parker/index.html">parker hannifin corp.</a><
    /li>
72 <li><a href="data/company/psmechanics/index.html">p&#amp;s mechanics</a>
    </li>
73 <li><a href="data/company/parabel/index.html">parabel</a></li>
74 <li><a href="#" class="header">Q</a></li>
75 <li><a href="#">-</a></li>
76 <li><a href="#" class="header">R</a></li>
77 <li><a href="data/company/reha-stim/index.html">reha stim</a></li>
78 <li><a href="data/company/rehab-robotics/index.html">rehab robotics</a>
    </li>
79 <li><a href="data/company/rehatechnology/index.html">reha technology</a>
    </li>
80 <li><a href="data/company/rewalk/index.html">rewalk</a></li>
81 <li><a href="data/company/rexbionics/index.html">rex bionics</a></li>
82 <li><a href="#" class="header">S</a></li>
83 <li><a href="data/company/swortec/index.html">swortec</a></li>
84 <li><a href="data/company/syntouch/index.html">syntouch</a></li>
85 <li><a href="#" class="header">T</a></li>
86 <li><a href="data/company/tecnalia/index.html">tecnalia</a></li>
87 <li><a href="data/company/touchbionics/index.html">touch bionics</a></
    li>
88 <li><a href="data/company/tyromotion/index.html">tyromotion</a></li>
```

```

89 <li><a href="#" class="header">U</a></li>
90 <li><a href="#">-</a></li>
91 <li><a href="#" class="header">V</a></li>
92 <li><a href="data/company/virtualware/index.html">virtualware</a></li>
93 <li><a href="#" class="header">W</a></li>
94 <li><a href="#">-</a></li>
95 <li><a href="#" class="header">X</a></li>
96 <li><a href="#">-</a></li>
97 <li><a href="#" class="header">Y</a></li>
98 <li><a href="data/company/yourehab/index.html">yourehab</a></li>
99 <li><a href="#" class="header">Z</a></li>
100 <li><a href="#">-</a></li>
101 </ul>
102 <!-- LIST -->
103
104 <!-- APPENDIX -->
105 <br>
106 <br>
107 <h1 id="heading1" align="center">Appendix</h1>
108 <hr/>
109
110 <table align="center" width="100%">
111 <tr>
112 <td width="10%"><b>Date</b> </td>
113 <td width="10%"><b>Source</b> </td>
114 <td width="50%"><b>Document</b> </td>
115 </tr>
116
117 <tr>
118 <td>05.01.17</td>
119 <td>tyromotion</td>
120 <td><a color="red" href="data/literatur/Global%20Rehabilitation%20
    Robots%20Market%202016-2020.pdf"
121 type="pdf">Global Rehabilitation Robots Market 2016-2020</a></td>
122 </tr>
123
124 <tr>
125 <td>05.01.17</td>
126 <td>tyromotion</td>
127 <td><a color="red" href="data/literatur/Rehabilitation%20Robots
    %202015%20%20all.pdf"
128 type="pdf">Rehabilitation Robots Market ... , 2015 to 2021</a></td>
129 </tr>
130
131 <tr>
132 <td>05.01.17</td>
133 <td>internet</td>
134 <td><a color="red" href="data/literatur/world%20health%20
    organisation.pdf"
135 type="pdf">World Health Statistics 2016</a></td>

```

```
136 </tr>
137
138 <tr>
139 <td>05.01.17</td>
140 <td>internet</td>
141 <td><a color="red" href="data/literatur/icf-2005.pdf"
142 type="pdf">ICF Klassifikation</a></td>
143 </tr>
144
145 <tr>
146 <td>06.09.17</td>
147 <td>tyromotion</td>
148 <td><a color="red" href="data/literatur/Markt%C3%BCbersicht.htm"
149 type="htm">Marktuebersicht der unteren Extremitaeten</a></td>
150 </tr>
151
152 </table>
153 <!-- APPENDIX -->
154
155 </div>
156
157 <!-- TOPLINK -->
158 <br>
159 <br>
160 <br>
161 <p style="text-align:right">
162 <a href="#top">BACK TO TOP</a>
163 </p>
164 <!-- TOPLINK -->
165
166 </body>
167 </html>
```

Anhang C: Sub index.html

```
1 <!DOCTYPE html>
2 <html>
3 <head>
4 <meta charset="utf-8">
5 <meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
6 <title>KORA</title>
7 <link rel="shortcut icon" href="../../image/tab_icon.png">
8 <link rel="stylesheet" href="../../cssandjava/main.css">
9 </head>
10 <body>
11
12 <!-- MENU BAR -->
13 <nav class="navigation-bar">
14 
15 <a href="../../index.html">HOME</a>
16 </nav>
17 <!-- MENU BAR -->
18
19 <div class="main">
20
21 <!-- Competitor -->
22 <h1 align="center">Competitor</h1>
23 <hr/>
24
25 <table align="center" width="100%">
26 <tr>
27 <td width="30%"><b>Name</b> </td>
28 <td width="10%"><b>HQ</b> </td>
29 </tr>
30
31 <!-- data -->
32 <tr>
33 <td><a href="http://alterg-com-backup.azurewebsites.net/">ALTERG, INC</a>
34 <td>Fremont, CA</td>
35 </tr>
36 <!-- data -->
37
38 </table>
39 <br>
40 <br>
41 <!-- Competitor -->
42
43 <!-- Products -->
44 <h1 align="center">Products</h1>
45 <hr/>
46
47 <table align="center" width="100%">
```

```
48
49 <tr>
50 <td width="60%"><b>Name</b> </td>
51 <td width="50%"><b>usage</b> </td>
52 </tr>
53 <!-- P -->
54 <tr>
55 <td><a href="http://alterg-com-backup.azurewebsites.net/products/">ANTI
    -GRAVITY TREADMILLS</a></td>
56 <td><a>lower extremity</a></td>
57 </tr>
58 <tr>
59 <td><a><div style="text-indent:20px;">VIA 400 or VIA 400X</div></a></td>
    >
60 </tr>
61 <tr>
62 <td><a><div style="text-indent:20px;">PRO 200 Plus</div></a></td>
63 </tr>
64 <tr>
65 <td><a><div style="text-indent:20px;">M/F320</div></a></td>
66 </tr>
67 <!-- P -->
68 <tr>
69 <td><a href="http://alterg-com-backup.azurewebsites.net/products/anti-
    gravity-treadmills/stride-smart-video-monitoring">Digital VMS</a></
    td>
70 <td><a>software</a></td>
71 </tr>
72 <!-- P -->
73 <tr>
74 <td><a href="http://alterg-com-backup.azurewebsites.net/products/bionic
    -leg/professional-physical-therapy">Bionic Leg</a></td>
75 <td><a>gait support</a></td>
76 </tr>
77 <!-- P -->
78 <tr>
79 <td><a href="http://alterg-com-backup.azurewebsites.net/products/
    accessories">Accessories</a></td>
80 </tr>
81 <tr> <td><a><div style="text-indent:20px;">ALTERG SHORTS</div></a></td>
    <td><a>shorts for more comfortable use</a></td> </tr>
82 <tr> <td><a><div style="text-indent:20px;">LIFTACCESS</div></a></td> <
    td><a>minimizing the overall footprint of the system</a></td> </tr>
83 <tr> <td><a><div style="text-indent:20px;">ALTERG STEP</div></a></td> <
    td><a>extra assistance for entering the AlterG Treadmill</a></td> <
    /tr>
84 <tr> <td><a><div style="text-indent:20px;">ALTERG MAT</div></a></td> <
    td><a>treadmill mat</a></td> </tr>
85 <!-- P -->
86
```

```
87 </table>
88 <br>
89 <br>
90 <!-- Products -->
91
92 <!-- Company informations -->
93 <h1 align="center"><span id="heading5"></span>Public Company
    informations</h1>
94 <hr/>
95 <table align="center" width="100%">
96 <tr>
97 <td width="60%"><b>About</b> </td>
98 <td width="50%"><b>From</b> </td>
99 </tr>
100 <!-- -->
101 <tr>
102 <td><a>Employees ,...</a></td>
103 <td><a color="red" href="https://www.linkedin.com/company/110386/">
    LinkedIn</a> and <a color="red" href="https://www.linkedin.com/
    company/6378246/">LinkedIn Europe</a></td>
104 </tr>
105 <!-- -->
106 <!-- -->
107 <tr>
108 <td><a>FDA</a></td>
109 <td><a color="red" href="https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/
    cfdocs/cfml/rdetails.cfm?rid=83788">Establishment Registration</a><
    /td>
110 </tr>
111 <!-- -->
112 <!-- -->
113 <tr>
114 <td><a>CE</a></td>
115 <td><a color="red" href="http://ec.europa.eu/growth/tools-databases/
    nando/index.cfm?fuseaction=notifiedbody.notifiedbody&refe_cd=
    EPOS_43519">NB 0197</a></td>
116 </tr>
117 <!-- -->
118 </table>
119 <br>
120 <!-- Company informations -->
121
122
123 <!-- Folder -->
124 <h1 align="center"><span id="heading1"></span>Folder</h1>
125 <hr/>
126 <td><a href=" ../alterg/literature/">Literatur</a></td>
127 <br>
128 <br>
129 <!-- Folder -->
```

```
130
131
132 </div>
133
134 <!-- TOP LINK -->
135 <br>
136 <br>
137 <br>
138 <p style="text-align:right"><a href="#top">BACK TO TOP</a></p>
139 <!-- TOP LINK -->
140
141 </body>
142 </html>
```

Anhang D: main.css

```
1  html {
2  background: #e6e9e9;
3  }
4
5  body {
6  background: white;
7  color: #545454;
8  font-family: 'Helvetica', Arial, sans-serif;
9  font-size: 17px;
10 line-height: 1.5;
11 margin: 0 auto;
12 max-width: 1000px;
13 padding: 0.1em 2em 4em;
14 box-shadow: 0px 1px 50px #888888;
15 text-align: justify;
16 }
17
18 h1, h2, h3, h4 {
19 position:relative;
20 }
21
22 h1 span, h2 span, h3 span, h4 span {
23 position:absolute;
24 top:-110px;
25 }
26
27 /* main */
28 .main {
29 margin-top: 130px;
30 margin-bottom: 30px;
31 }
32
33 /* navbar */
34 navigation-bar {
35 list-style-type: none;
36 margin: 0 auto;
37 padding: 0;
38 overflow: auto;
39 position: fixed;
40 top: 0;
41 width: 100%;
42 }
43
44 .logo {
45 float: left;
46 width: auto;
47 height: 50px;
48 margin-left: 50px;
```

```
49 margin-top: 25px;
50 }
51
52 .navigation-bar > a {
53 vertical-align: top;
54 margin-right: 30px;
55 margin-top: 35px;
56 height: px;
57 line-height: 20px;
58 float: right;
59 font-size: 14px;
60 font-family: 'Helvetica', Arial, sans-serif;
61 color: black;
62 text-decoration: none;
63 }
64
65 .navigation-bar {
66 box-shadow: 0px 1px 6px #888888;
67 list-style-type: none;
68 margin: 0 auto;
69 padding: 0;
70 overflow: auto;
71 background-color: white;
72 position: fixed;
73 top: 0;
74 width: 100%;
75 right: 0px;
76 text-align: center;
77 height: 95px;
78 z-index: 9999;
79 }
80
81 /* links*/
82 a:link, a:visited {
83 color: darkblue;
84 text-decoration: underline;
85 cursor: auto;
86 }
87
88 a:link:active, a:visited:active {
89 color: black;
90 }
91
92 /* list */
93 #myInput {
94 font-family: 'Helvetica', Arial, sans-serif;
95 background-image: url('../image/searchicon.png');
96 background-position: 10px 8px;
97 background-repeat: no-repeat;
98 border: 1px solid #ddd;
```

```
99 width: 100%;
100 font-size: 19px;
101 margin-top: 19px;
102 padding-right: 0px;
103 padding-top: 12px;
104 padding-bottom: 12px;
105 padding-left: 0px;
106 margin-bottom: 12px;
107 text-align: center;
108 }
109
110 #myUL {
111 list-style-type: none;
112 padding: 0;
113 margin: 0;
114 }
115
116 #myUL li a {
117 border: 1px solid #ddd;
118 margin-top: -1px;
119 background-color: #f6f6f6;
120 padding: 9px;
121 text-decoration: none;
122 font-size: 16px;
123 color: black;
124 display: block;
125 }
126
127 #myUL li a.header {
128 background-color: #e2e2e2;
129 cursor: default;
130 }
131
132 #myUL li a:hover:not(.header) {
133 background-color: #eee;
134 }
135 img {
136 width: 250px;
137 height: auto;
138 }
```

Anhang E: myscript.js

```
1 function myFunction() {
2   var input, filter, ul, li, a, i;
3   input = document.getElementById('myInput');
4   filter = input.value.toUpperCase();
5   ul = document.getElementById("myUL");
6   li = ul.getElementsByTagName('li');
7
8   for (i = 0; i < li.length; i++) {
9     a = li[i].getElementsByTagName("a")[0];
10    if (a.innerHTML.toUpperCase().indexOf(filter) > -1) {
11      li[i].style.display = "";
12    } else {
13      li[i].style.display = "none";
14    }
15  }
16 }
```

Anhang F: R-Code

```
1 # remove all variables from the workspace
2 rm(list=ls())
3
4 # reading data_condition.csv file and create a data frame
5 data = read.table(file = "data.csv", header = TRUE, sep = ";",
6 stringsAsFactors = FALSE, row.names = 1)
7
8 # display the internal structure of the data object
9 str(data)
10
11 # summarise data
12 summary(data)
13
14 # standardize data
15 data = scale(data)
16
17
18 # -----
19 # The cluster analysis
20
21 # used package
22 # pkgs <- c("factoextra")
23 # install.packages(pkgs)
24
25 # load the library
26 library(factoextra)
27
28
29 # -----
30 # Determining and Visualizing the Optimal Number of Clusters
31
32 # with the silhouette method
33 fviz_nbclust(data, hcut, method = "silhouette") +
34 labs(subtitle = "silhouette method")
35
36
37 # -----
38 # Hierarchical method
39
40 # ward clustering
41 hc <- eclust(data, "hclust", hc_metric = "euclidean",
42 hc_method = "ward.D2", graph = FALSE)
43
44 # plot dendrogram
45 fviz_dend(hc, show_labels = TRUE, cex = 1, lwd = 1,
46 palette = "jco")
47
48
```

```
49 # -----
50 # Non-Hierarchical method
51
52 # k-means clustering
53 km <- eclust(data, "kmeans", k = 2, hc_metric = "euclidean",
54 graph = FALSE)
55
56 # plot k-means clusters
57 fviz_cluster(km, ellipse.type = "norm",
58 ellipse.level = 0.85, palette = "jco",
59 labelsize = 12, pointsize = 2.5,
60 show.clust.cent = FALSE,
61 ggtheme = theme_minimal())
62
63
64 # -----
65 # Validating the cluster solution of the k-means Method
66
67 # clusters silhouette plot
68 fviz_silhouette(km, palette = "jco",
69 ggtheme = theme_classic())
70
71 # silhouette information
72 silinfo <- km$silinfo
73 names(silinfo)
74
75 # silhouette widths of each observation
76 head(silinfo$widths[, 1:3], 11)
77
78 # average silhouette width of each cluster
79 silinfo$clus.avg.widths
80
81 # the total average (mean of all individual silhouette widths)
82 silinfo$avg.width
83
84 # the size of each clusters
85 km$size
```

Anhang G: Abkürzungen der Gesundheitszustände

| Abkürzung | Erkrankungen |
|------------------|--|
| Ppl | Paraplegics |
| CVA | Cerebrovascular Accident |
| Hpl | Hemiplegia |
| Mdi | Movement Disorder |
| CP | Cerebral Palsy |
| SB | Spina Bifida |
| MPL | Medial Patellofemoral Ligament |
| LBP | Lower Back Pain with Sarcopenia/frailty |
| pS | post Stroke |
| SPA | Spinal Muscular Atrophy |
| SBMA | Spinal and Bulbar Muscular Atrophy |
| Mdy | Muscular Dystrophy |
| CMTD | Charcot-Marie Tooth Disease |
| DM | Distal Myopathy |
| SIBM | Sporadic Inclusion Body Myositis |
| CM | Congenital Myopathy |
| ALS | Amyotrophic Lateral Sclerosis |
| TKA | Total Knee Arthroplasty |
| HTO | High Tibial Osteotomy |
| cS | Chronic Stroke |
| KHJI | Knee/Hip Joint Injury |
| HAM - SP | Spastic Paraplegia Resulting from HTLV-1-Associated Myelopathy |
| CMSP | Chronic Monophasic Spastic Paraplegia |
| CI | Cerebral Infarction |
| SCI | Spinal Cord Injury |
| cSCI | chronic SCI |
| AGL | Ambulation/Gait Limitations |
| Hpa | Hemiparesis |
| APC | Abnormal Postural Control |
| GA | Gait Assymetry |
| BB | Body Balance |
| MS | Multiple Sclerosis |
| UG | Unsteady Gait |
| T | Tetraplegia |
| aS | acute Stroke |
| MCAI | Middle Cerebral Artery Infarction |
| Ppa | Paraparesis |
| CD | Cardiovascular Diseases |
| ABI | Acquired Brain Injury |
| HF | Heart Failure |
| GBS | Guillain-Barré Syndrome |
| Pa | Parkinson |