

Medizinische Fakultät
der
Universität Duisburg-Essen

Aus der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie

Ganganalyse bei rückenmarksverletzten Patienten vor und nach
exoskelettalem Training

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n

zur

Erlangung des Doktorgrades der Naturwissenschaften in der Medizin
durch die Medizinische Fakultät
der Universität Duisburg-Essen

Vorgelegt von
Alexis Brinkemper
aus Essen

2019

DuEPublico

Duisburg-Essen Publications online

UNIVERSITÄT
DUISBURG
ESSEN

Offen im Denken

ub | universitäts
bibliothek

Diese Dissertation wird über DuEPublico, dem Dokumenten- und Publikationsserver der Universität Duisburg-Essen, zur Verfügung gestellt und liegt auch als Print-Version vor.

DOI: 10.17185/duepublico/70627
URN: urn:nbn:de:hbz:464-20191025-111901-8

Alle Rechte vorbehalten.

Dekan: Herr Univ.-Prof. Dr. med. J. Buer
1. Gutachter: Herr Univ.-Prof. Dr. med. M. Dudda
2. Gutachter: Herr Priv.-Doz. Dr. med. O. Kastrup

Tag der mündlichen Prüfung: 19.09.2019

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	4
1.1. Hintergrund und Problemstellung	4
1.2. Grundlagen	7
1.2.1. Querschnittlähmung	8
1.2.1.1. Definition und Klassifikation	8
1.2.1.2. Prävalenz und Inzidenz	11
1.2.2. Ganganalyse	12
1.2.2.1. Grundlagen des menschlichen Ganges	13
1.2.2.1.1. Definition	13
1.2.2.1.2. Gangzyklus und Gangphasen	14
1.2.2.1.3. Raum-Zeit Parameter	17
1.2.2.1.4. Kinematik des physiologischen Ganges.....	18
1.2.2.1.5. Kinematik des pathologischen Ganges	24
2. Material und Methoden.....	26
2.1. Studiendesign	26
2.2. Personenstichprobe.....	26
2.3. Versuchsdurchführung	29
2.4. Outcome Parameter	34
2.5. Statistische Analyse	36
3. Ergebnisse.....	37
3.1. Kinematische Ergebnisse	37
3.2. Funktionelle Ergebnisse	45
4. Diskussion	50
5. Zusammenfassung	60
6. Literaturverzeichnis	61
7. Anhang.....	66
7.1. Tabellenverzeichnis	66
7.2. Abbildungsverzeichnis	66
7.3. Abkürzungsverzeichnis	68
8. Danksagung	70
9. Lebenslauf	71

1. Einleitung

1.1. Hintergrund und Problemstellung

In Zeiten immer umfangreicherer Rehabilitationsangebote und sich verbreitender Medizintechnik spielen robotergestützte Therapieansätze und der Einsatz von exoskelettalen Systemen eine zunehmend größere Rolle. Als Exoskelett bezeichnet man in der Zoologie „eine harte, mehrgliedrige und äußere Stützstruktur für einen Organismus, an deren Innenseite Muskulatur ansetzt. Durch Kontraktionen der Muskeln können sich die gelenkig verbundenen Segmente relativ zueinander bewegen“ (Lehmann, 1996). In der medizinisch, therapeutischen Sprachverwendung versteht man unter diesem Begriff einen „extern am Körper des Trägers montierten Rahmen mit beweglichen Segmenten seitlich der großen Gelenke.“ (Aach et al., 2015). Bemühungen die Fähigkeiten des Menschen, egal ob gesund oder nicht, mittels technischer Hilfsmittel zu steigern gehen in der Geschichte weit zurück. Bereits im Jahr 1890 wurde durch Nicholas Yagn ein aus langen Blattfedern bestehendes System zum Patent angemeldet, welches die Lauffähigkeiten der russischen Armee verbessern sollte (Herr, 2009). Einen dokumentierten Nachweis für die tatsächliche Umsetzung der Idee gibt es jedoch nicht. Einer der ersten belegten Versuche ein nutzbares Exoskelett

zu entwickeln stammt aus dem Jahr 1965 und wurde mit Unterstützung des Verteidigungsministeriums der vereinigten Staaten durch die Firma General Electric realisiert (Bogue, 2009). Ziel war es, dem Träger des Systems das Heben von sehr schweren Lasten zu ermöglichen. Auftretende Schwierigkeiten in der Entwicklung führten dazu, dass in den folgenden Jahren lediglich ein Arm fertiggestellt werden konnte, der seinerseits mit einem enormen Eigengewicht eine Praktikabilität vermissen ließ (Bogue, 2009). Im Laufe der Zeit wurden die entwickelten Systeme, begünstigt durch neuere, bessere Materialien und dem technischen Fortschritt, stetig verbessert. Neben der militärischen Forschung und Entwicklung rückten auch medizinische Anwendungen zunehmend in den Vordergrund. Seit einigen Jahren werden weltweit Exoskelette diverser Hersteller zu rehabilitationszwecken eingesetzt. Unterschiedliche Wirkungsmechanismen ermöglichen es so Patienten mit eingeschränkter Mobilität, das Gehen wieder zu erlernen beziehungsweise zu verbessern. Hinsichtlich Ihrer Zielsetzung unterscheiden sich die verfügbaren Modelle in Hilfsmittel, gedacht unter anderem für den heimischen Gebrauch, und Heilmittel, zum Beispiel in Form einer Therapie oder Training.

In diesem Zusammenhang werden bereits seit einiger Zeit die Auswirkungen eines rehabilitativen Trainings mit dem Hybrid Assistive Limb (HAL[®]) Robot Suit (Cyberdyne Inc., Ibaraki, Japan) bei Patienten mit neurogenen

Gangstörungen unterschiedlicher Ätiologie erforscht. Ueba et al. (2013) sowie Nilsson et al. (2014) konnten an 22 bzw. 8 Patienten in der Akutphase der Rehabilitation nach einem Schlaganfall die Machbarkeit und sichere Anwendung des Trainings nachweisen. Eine Untersuchung durch Kawamoto et al. (2013) bestätigt dies ebenfalls für chronische Schlaganfallpatienten. Ausgedehnt auf weitere Diagnosen kommen Kubota et al. (2013) bei 38 Patienten (12 Schlaganfälle, 8 Querschnittslähmungen, 4 muskuloskelettale Erkrankungen und 14 weitere Erkrankungen) gleichfalls zu dem Schluss, dass eine Anwendung ohne Auftreten unerwünschter Ereignisse möglich war. In Deutschland kam der HAL[®] Robot Suit erstmals in einer Studie von Aach et al. (2014) zum Einsatz, in der an 8 chronisch paraplegischen Patienten nicht nur eine sichere Anwendung, sondern fernerhin eine Verbesserung in funktionellen Testungen erwiesen wurde. Cruciger et al. (2014) konnten die Ergebnisse für akut inkomplett querschnittgelähmte Patienten bestätigen. Bislang standen in diesen Untersuchungen weitestgehend funktionelle Parameter und laufbandbezogene Daten wie die Gehstrecke, Gehzeit oder Gehgeschwindigkeit im Fokus (Aach et al., 2014; Cruciger et al., 2014; Cruciger et al., 2014; Grasmücke et al., 2017). Mit der in dieser Arbeit dargestellten Studie soll erstmals überprüft werden, ob neben den funktionellen Parametern zusätzlich eine Verbesserung hinsichtlich eines physiologischeren Gangbildes nachgewiesen werden kann. Das

Training mit dem HAL[®] Robot Suit ermöglicht es den Patienten, im Gegensatz zur herkömmlichen, konventionellen Therapie oder älteren robotergestützten Gangtherapien in einem weitestgehend physiologischen Gangbild zu trainieren. Dieser Effekt soll bestmöglich in das freie Gehen, ohne Exoskelett, übertragen werden.

1.2. Grundlagen

Das dieser Arbeit zugrundeliegende Studienkollektiv setzt sich aus rückenmarksverletzten Patientinnen und Patienten zusammen, bei denen vor und nach exoskelettalem Training eine Ganganalyse durchgeführt wurde. Im folgenden Kapitel werden daher zunächst die Grundlagen des Krankheitsbildes Querschnittlähmung sowie die Besonderheiten der instrumentierten Ganganalyse erläutert.

1.2.1. Querschnittlähmung

1.2.1.1. Definition und Klassifikation

Unter Querschnittlähmung oder Spinal Cord Injury (SCI) wird eine „Lähmung von Körperteilen unterhalb eines bestimmten Rückenmarkquerschnitts infolge teilweiser oder völliger Unterbrechung der Nervenbahnen durch Verletzung, Wirbel- oder Rückenmarkerkrankung“ (Dudenredaktion, 2018) verstanden. In Abhängigkeit der Verletzungs- bzw. Läsionshöhe, welche das letzte noch intakte Rückenmarksegment definiert, kann eine Querschnittlähmung in verschiedenen Ausprägungen auftreten. Von einer Tetraplegie wird gesprochen, wenn eine Minderung oder Ausfall der motorischen und/oder sensiblen Funktionen der cervikalen (C) Segmente des Rückenmarks vorliegen (Kirshblum et al., 2011). Eine Tetraplegie führt typischer Weise zu Funktionsverlusten in Armen, Rumpf, Beine und Hüfte (Kirshblum et al., 2011). Eine Paraplegie liegt bei einer Minderung oder Ausfall der motorischen und/oder sensiblen Funktionen der thorakalen (TH), lumbalen (L) oder sakralen (S) Segmente des Rückenmarks vor, was zu Funktionsverlusten im Rumpf, den Beinen und der Hüfte führen kann. Die Arme sind nicht betroffen. (Kirshblum et al., 2011).

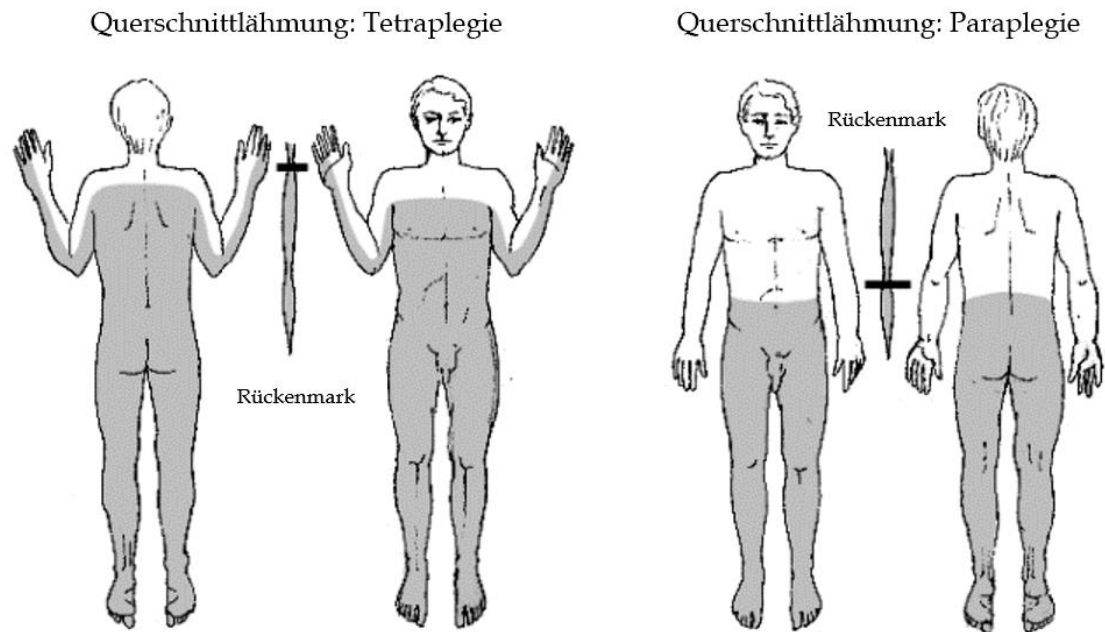


Abbildung 1: Betroffene Areale bei Tetraplegie und Paraplegie (Quelle: Eigene Darstellung nach Imhof und Baltensweiler, 2019)

Die Grundlage zur Beurteilung eines querschnittgelähmten Patienten stellt die neurologische Untersuchung nach der Methode der American Spinal Injury Association (ASIA) dar (Zäch und Koch, 2005). Lokalisation und Ausmaß der neurologischen Läsion können durch Untersuchung der sensiblen und motorischen Funktionen bestimmt und somit Aussagen über die Schwere der resultierenden Störung (komplette Lähmung, inkomplette Lähmung) getätigt werden (Zäch und Koch, 2005). Eine inkomplette Querschnittslähmung liegt vor, wenn Sensibilität in den sakralen Dermatomen S₄ und S₅ und/oder eine willkürliche Analkontraktion vorhanden sind. Ist dies nicht der Fall, wird von einer kompletten Querschnittslähmung ge-

sprochen (Zäch und Koch, 2005). Klassifiziert werden Querschnittslähmungen auf Grund ihrer Komplexität in fünf Kategorien auf der ASIA Impairment Scale (AIS) von A – E (Kirshblum et al., 2011) (vgl. Tabelle 1).

Tabelle 1: ASIA - Klassifikation (American Spinal Injury Association)

Klassifikation	Beschreibung
A - Komplet	Keine sensible oder motorische Funktion ist in den sakralen Segmenten S4 bis S5 erhalten.
B - Inkomplet	Sensible, aber keine motorische Funktion ist unterhalb des neurologischen Niveaus erhalten und dehnt sich bis in die sakralen Segmente S4/S5 aus.
C - Inkomplet	Motorische Funktion ist unterhalb des neurologischen Niveaus erhalten und die Mehrzahl der Kennmuskeln unterhalb des neurologischen Niveaus haben einen Muskelkraftgrad von weniger als 3 nach Frankel.
D - Inkomplet	Motorische Funktion ist unterhalb des Schädigungsniveaus erhalten und die Mehrheit der Kennmuskeln unterhalb des neurologischen Niveaus haben einen Muskelkraftgrad grösser oder entsprechend 3 nach Frankel.
E - Normal	Sensible und motorische Funktionen sind normal.

1.2.1.2. Prävalenz und Inzidenz

Inzidenz- (jährliche Neuerkrankung) und Prävalenzdaten (absolute Krankheitshäufigkeit) geben Auskunft darüber, wieviel Personen innerhalb einer Population betroffen sind. Hieraus lassen sich wichtige Informationen zum Bedarf an medizinischer Versorgung und gesellschaftlicher Unterstützung ableiten (Schweizer Paraplegiker-Forschung, 2014). Weltweit liegt die Inzidenzrate für Querschnittslähmungen schätzungsweise bei 40 – 80 Neuerkrankungen pro Millionen Einwohner, was in absoluten Zahlen 250.000 – 500.000 Menschen mit neuerworbener Erkrankung entspricht (Schweizer Paraplegiker-Forschung, 2014). In Deutschland liegt die Inzidenz zwischen 1.800 (Deutsche Stiftung Querschnittslähmung, 2018) und 2.200 (Blumenthal et al., 2016). Dem statistischen Bundesamt zufolge leben in Deutschland etwa 17.000 Menschen mit Querschnittslähmung (Statistisches Bundesamt, 2017), wobei die exakte Zahl auf Grund unterschiedlicher Definitionen, welche Verletzungen als Querschnittslähmung einzustufen sind, hiervon abweichen könnte (Schweizer Paraplegiker-Forschung, 2014).

1.2.2. Ganganalyse

„Die Ganganalyse als Teilgebiet der Bewegungsanalyse ist ein Verfahren zur quantitativen und qualitativen Beschreibung des (menschlichen) Ganges.“ (Disselhorst-Klug et al., 2015).

Obwohl das Gehen für den Menschen automatisiert und routiniert abläuft, ist er seit frühster Zeit darin bestrebt, diesen Mechanismus in seinen Einzelheiten zu betrachten und zu beschreiben. Bereits im 17. Jahrhundert gab es erste wissenschaftliche Bemühungen durch Borelli, einem Studenten von Galileo, das Balanceverhalten während des Gehens zu messen (Levine et al., 2012). Im Laufe der Jahre wurden neben der reinen Beobachtung zahlreiche Methoden und Instrumente entwickelt, die der Objektivierung des Ganges dienen. Heutzutage verwenden Wissenschaftler in modernen Laboren hochpräzise, meist sehr teure, Analysesysteme und sind in der Lage selbst kleinste Bewegungen zwischen einzelnen Knochensegmenten zu erfassen. Seine Anwendung findet die Ganganalyse vor allem im (professionellem) Sport sowie im medizinischen Umfeld zur Diagnosestellung oder Therapieverlaufskontrolle. Im täglichen, klinischen Einsatz und in Abhängigkeit von der zu messenden Klientel bringen hochaufwendige Systeme jedoch, neben den hohen Kosten, den Nachteil mit, dass die Vorbereitungen sowie die eigentliche Messung sehr zeitaufwendig sind und

den Patienten überfordern können. In den letzten Jahren sind aus dieser Problematik heraus neue, einfach zu installierende, portable Messsysteme entwickelt worden, die es ermöglichen schnell und in nahezu jedem Umfeld eine Ganganalyse durchzuführen. Ein solches Messsystem wurde auch in der vorliegenden Arbeit verwendet und wird in Kapitel 2.3. näher beschrieben. Trotz der neuen, modernen Technik gehen die grundlegenden Beschreibungen der Gangtechnik auf ältere wissenschaftliche Publikation zurück. Besonders Dr. Jacquelin Perry vom Rancho Los Amigos Medical Center in Kalifornien, USA, leistete hier Pionierarbeit und setzte Maßstäbe der heutigen Ganganalyse. Im Folgenden Kapitel sollen, auf diesen Werken basierend, die Grundlagen des menschlichen Gehens und gängige Terminologien kurz erläutert werden.

1.2.2.1. Grundlagen des menschlichen Ganges

1.2.2.1.1. Definition

Der menschliche Gang fungiert als einfache, komfortable Methode zur Überwindung kurzer Distanzen und erfolgt, in Abwesenheit von Krankheit, koordiniert, effizient und mühelos (Perry und Burnfield, 2010).

1.2.2.1.2. Gangzyklus und Gangphasen

Das Gangbild eines jeden Menschen setzt sich aus einer Aneinanderreihung von Gangzyklen zusammen. Der Begriff Gangzyklus (GZ) ist dem, in der Alltagssprache häufiger verwendeten, Begriff Doppelschritt gleichzusetzen. Ein Doppelschritt oder GZ beginnt mit dem initialen Bodenkontakt eines Fußes und endet mit dem erneuten Fußaufsatz des ipsilateralen Beines (Disselhorst-Klug et al., 2015; Perry und Burnfield, 2010) (vgl. Abbildung 2). Hinsichtlich der Funktion lassen sich innerhalb eines GZ verschiedene Gangphasen definieren. Die einfachste und gängigste Unterteilung ist diejenige in Stand- und Schwungphase, wobei die Standphase durch konstanten Kontakt zwischen Fuß und Untergrund charakterisiert ist, während die Schwungphase nach Ablösen des Fußes vom Untergrund beginnt, mit dem Wiederaufsatz desselben Fußes endet und der Vorwärtsbewegung des Beines dient (Perry und Burnfield, 2010; Perry, 2003). Die zeitliche Dauer der jeweiligen Phasen ist maßgeblich von der Gehgeschwindigkeit abhängig, wobei die durchschnittliche Verteilung beim normalen Gehen mit etwa 62% Standphase und 38% Schwungphase beziffert wird (Perry und Burnfield, 2010; Perry, 2003; Kramers-de Quervain et al., 2008) (vgl. Abbildung 2).

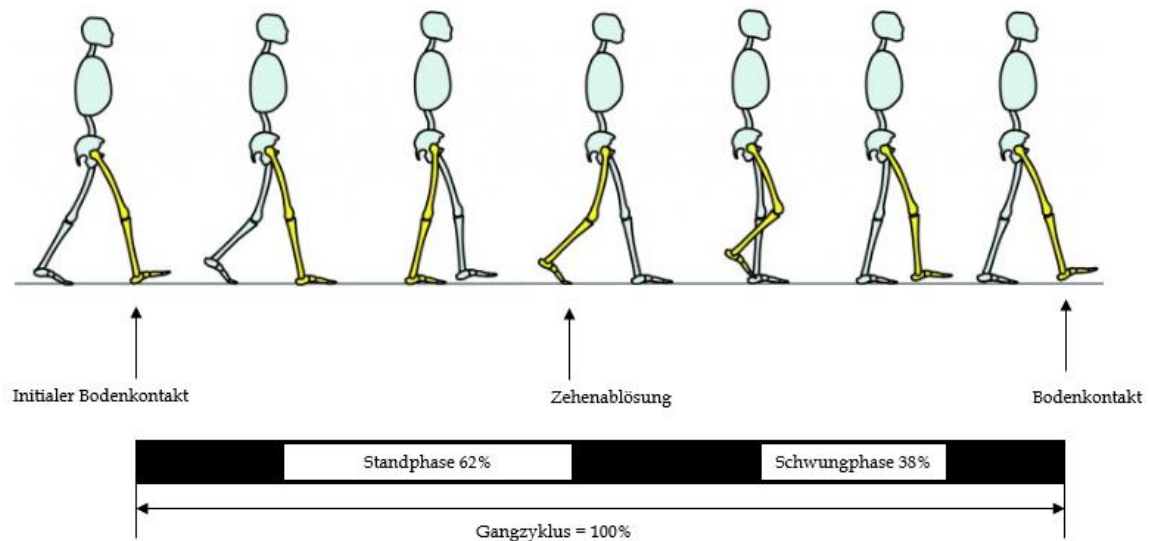


Abbildung 2: Gangzyklus mit zeitlicher Aufteilung der Gangphasen (Quelle: Eigene Darstellung nach Perry, 2003 und Kramers-de Quervain et al., 2008).

Beide Phasen lassen sich differenzierter in Subphasen unterteilen, die wiederum unterschiedliche Funktionen übernehmen. Perry (2003) unterscheidet in der Standphase initialen Bodenkontakt (IBK), Belastungsantwort (BA), mittlere Standphase (MSt), terminale Standphase (TSt), Vor-Schwungphase (VS) sowie in der Schwungphase initiale Schwungphase (IS), mittlere Schwungphase (MS) und terminale Schwungphase (TS) (vgl. Abbildung 3). Die erstgenannten Phasen (IBK, BA) dienen der Gewichtsübernahme. Das Standbein muss beim Aufkommen auf dem Untergrund den Schwung der Vorwärtsbewegung abfangen, das Körpergewicht wird lateral verlagert und die monopedale Standphase vorbereitet. In den Pha-

sen MSt und TSt wird das gesamte Körpergewicht auf das Standbein verlagert, der Oberkörper bewegt sich über den Standpunkt hinweg und die kontralaterale Seite vollführt die Schwungphase. Die funktionell letzte Aufgabe innerhalb eines GZ ist der Vorschwung des Beines und beinhaltet die Phasen VS, IS, MS und TS. In der Abdruckphase wird der Körper nach vorne gebracht, der Fuß hebt vom Untergrund ab, das Bein schwingt nach vorne durch und wird erneut in Position für die nächste Standphase gebracht (Götz-Neumann, 2016).

Die Einteilung in einzelne Gangphasen und die systematische Betrachtung der funktionellen Anforderung innerhalb dieser Phase ermöglicht es den Gang spezifischer zu analysieren und Hinweise für mögliche Funktionsstörungen zu identifizieren.

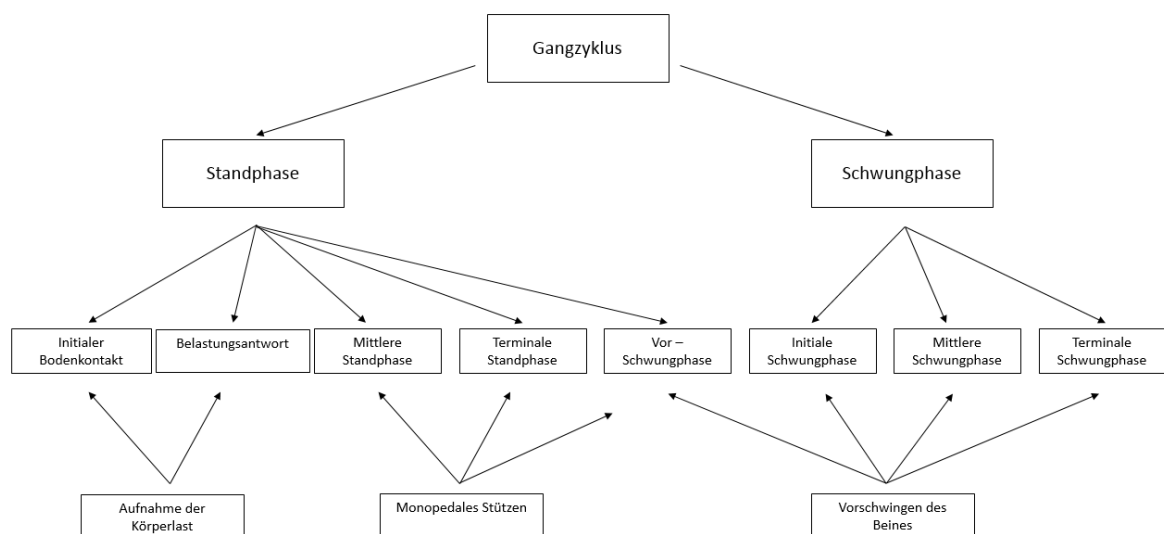


Abbildung 3: Unterteilung Gangzyklus (Quelle: Eigene Darstellung nach Perry und Burnfield, 2010)

1.2.2.1.3. Raum-Zeit Parameter

Zur Beobachtung und Interpretation des Ganges bedient man sich in der Ganganalyse neben den Gangphasen ebenfalls der zeitlichen und örtlichen Orientierung der Füße auf dem Untergrund (Disselhorst-Klug et al., 2015). Die Zeitparameter werden durch die Dauer der bereits erläuterten Gangphasen innerhalb eines GZ definiert. Zu diesen Parametern zählen die Schrittdauer, die Stand- und Schwungphasendauer, die Dauer des Zweibeinstandes, die Kadenz, welche die Schritte pro Minute angibt, sowie die Ganggeschwindigkeit (Disselhorst-Klug et al., 2015). Entsprechend ihrer Positionierung zueinander werden über die Füße die örtlichen Parameter Schrittlänge, Doppelschrittlänge, Schrittbreite und Schrittwinkel unterschieden (Disselhorst-Klug et al., 2015).

1.2.2.1.4. Kinematik des physiologischen Ganges

„Die Kinematik beschreibt die Bewegung von Punkten und Körpern im Raum. Zur vollständigen kinematischen Beschreibung einer Bewegung genügen die Größen Lage, Geschwindigkeit und Beschleunigung. Die Ursachen der Bewegung (Kräfte) bleiben bei der kinematischen Beschreibung unberücksichtigt.“ (Disselhorst-Klug et al., 2015)

Der komplexe Vorgang des Gehens setzt sich aus vielen Teilbewegungen der unteren Extremitäten zusammen. Die einzelnen Gliedmaßen bewegen sich, in gesundem Zustand, einem sich wiederholendem Schema entsprechend zueinander und können über Verlaufskurven der Gelenke visualisiert werden. Interindividuell zeigt sich eine natürliche Variabilität im Gangmuster während im intraindividuellen Vergleich das Gangbild konstant erscheint (Kramers-de Quervain et al., 2008). Um die im weiteren Verlauf dieser Arbeit diskutierten Pathologien im Gangmuster zu verstehen, ist es wichtig zunächst ein exakteres Bild des physiologischen Ganges zu erläutern. Im Folgenden werden die charakteristischen Verläufe von Sprung-, Knie- und Hüftgelenk in der Sagittalebene beschrieben. Unter Sagittalebene wird eine den Körper von vorne nach hinten schneidende, imaginäre Ebene verstanden. Vereinfacht ausgedrückt, wird der Körper von der Seite aus betrachtet. Die Sagittalebene wurde ausgewählt, da die Gangbewegung maßgeblich in jener Ebene stattfindet, wodurch sich eine

größere Bewegungsamplitude sowie eine bessere Reproduzierbarkeit gegenüber der Frontal- (von Vorne betrachtet) und Transversalebene (von Oben betrachtet) ergibt (Disselhorst-Klug et al., 2015).

Spunggelenk

Im Übergang von der Tibia zum Fuß lassen sich anatomisch betrachtet das untere Sprunggelenk, auch Subtalargelenk genannt, und das obere Sprunggelenk (OSG) unterscheiden. Das OSG stellt die gelenkige Verbindung zwischen Tibia und Talus dar und gilt in der Regel als Interaktionsort zwischen Unterschenkel und Fuß (Perry, 2003). Im weiteren Verlauf der Arbeit wird der Begriff Sprunggelenk synonym für das OSG verwendet. Auf Grund fachspezifischer Unterschiede in der Terminologie für die Beschreibung der Bewegungsrichtung des Fußes in vergangenen Jahren wurde sich international darauf verständigt, von Dorsalextension zu sprechen, wenn eine Aufwärtsbewegung des Fußes beschrieben wird, und von Plantarflexion, wenn eine Abwärtsbewegung des Sprunggelenkes gemeint ist (Perry, 2003).

Beim IBK ist das Sprunggelenk annähernd in seiner Neutralposition. Durch die rückwärtige Neigung der Tibia ist der Fuß aufwärtsgerichtet und lediglich die Ferse hat Bodenkontakt (Levine et al., 2012; Perry und Burnfield, 2010). Resultierend aus der Krafteinwirkung beim Fußaufsatz,

in der Literatur häufig als Impact bezeichnet, beschreibt das Sprunggelenk in der Folge eine Plantarflexion. Hierbei wird der Fuß durch exzentrische Muskelkontraktion kontrolliert abgerollt (Levine et al., 2012). Hat der gesamte Fuß Kontakt zum Untergrund kommt es durch die Vorwärtsbewegung der Tibia über den nun fixierten Fuß zur Richtungsumkehr von der Plantarflexion in die Dorsalextension (Perry und Burnfield, 2010). Im Verlauf der MSt und zu Beginn der TSt bleibt die Dorsalextension bestehen und erreicht ihren maximalen Winkel bei etwa 48% des GZ (Perry, 2003). Es folgt eine erneute Bewegungsumkehrung. Dies geschieht kurz nachdem die Ferse den Kontakt zum Untergrund verloren hat und das Kniegelenk in Vorbereitung auf die folgende Abdruckphase eine Flexionsbewegung vollführt (Levine et al., 2012). Der Fuß wird nun zunehmend gestreckt und erreicht in der VS die maximale Plantarflexion. Nach diesem Übergang zur Schwungphase wird das Sprunggelenk, während das gesamte Bein nach vorne schwingt, zurück in die Neutralstellung bis hin zu einer geringen Dorsalextension bewegt und der nächste IBK erwartet (vgl. Abbildung 4).

Kniegelenk

Das Kniegelenk ist die Verbindung zwischen dem Femur und der Tibia und weist im klassischen Verlauf zwei Flexionswellen auf (vgl. Abbildung

4). Die erste, kleinere Welle bei etwa 20° Flexion resultiert aus dem nachgeben des Knies zur Absorption des Impacts beim IBK, die zweite Welle bei etwa 60° Flexion ermöglicht die Translation der Tibia in der Schwungphase (Levine et al., 2012; Perry und Burnfield, 2010).

Zum Zeitpunkt des initialen Bodenkontaktes ist das Kniegelenk nahezu voll gestreckt bzw. hat eine minimale Flexion von etwa 5°. Es folgt eine schnelle Flexionsbewegung bis zu einem lokalen Maximum von etwa 20°, die der bereits beschriebenen Gewichtsübernahme auf nur ein Bein dient. Üblicherweise tritt dies zwischen 15% und 20% des Gangzyklus auf (Levine et al., 2012). Mit dem Beginn der MSt beginnt die Streckung des Knies. Ihr kurzes Maximum erlangt die Streckung bei ca. 5° Knieflexion, etwa zu dem Zeitpunkt, wo sich die Ferse vom Untergrund löst. In der Folge wird das Knie erneut flektiert, der Fuß verlässt den Untergrund und das Bein wird nach vorne durchgeschwungen. Während dieser Phase erreicht das Kniegelenk seine maximale Flexion, etwa 60°, innerhalb eines GZ (Perry und Burnfield, 2010). Eine schnelle Extensionsbewegung des Kniegelenks in der mittleren und terminalen Schwungphase beendet den GZ, wobei es durch die schnelle Tibiatranslation zu einer geringen Hyperextension des Kniegelenks kommen kann (Perry und Burnfield, 2010). Zum Ende der TS flektiert das Knie noch einmal bis zur Neutralstellung bei 0° oder je nach Individuum auch etwas darüber hinaus bis zu 5° Flexion (Perry, 2003).

Hüftgelenk

Das Hüftgelenk verbindet die unteren Extremitäten mit dem Oberkörper. Bei der instrumentierten Bewegungsanalyse wird zumeist der Winkel zwischen Becken und Femur betrachtet, um den Bewegungsumfang zu beschreiben (Perry, 2003).

Die Verlaufskurve des Hüftgelenks beginnt beim gesunden Gang mit einer Flexion von etwa 30° bei aufrechtem Becken und in Laufrichtung orientiertem Femur. Dieses Flexionsausmaß wird während der BA beibehalten. Mit Beginn der MSt wird das Hüftgelenk extendiert, während das Körpergewicht langsam auf das Standbein verlagert wird. Die Streckung des Hüftgelenks nimmt weiter zu, bis in der TSt die Neutralstellung durchlaufen wird und es zu einem Wechsel von Flexion zur Extension kommt. Dies geschieht dann, wenn der Oberkörper über das Standbein hinwegbewegt wird. Die maximale Hüftextension zwischen 10° und 20° wird bei ca. 50% des GZ erreicht, in etwa zu der Zeit, wenn der kontralaterale Fuß den IBK hat (Levine et al., 2012; Perry, 2003). Nach diesem Peak kommt es zur Richtungsumkehrung und das Hüftgelenk vollführt eine Flexionsbewegung, die in Kombination mit den bereits beschriebenen Bewegungen des Sprung- und Kniegelenkes dazu führen, dass das Bein in Laufrichtung durchgeschwungen werden kann. Das Hüftgelenk erreicht mit ca. 30° Fle-

xion zum Ende der Schwungphase hin seinen Ausgangswert des IBK, wobei unmittelbar vor dem erneuten Fußaufsatz durch das Herablassen des Beines auf den Untergrund eine leichte Abflachung der Flexion zu beobachten ist (vgl. Abbildung 4).

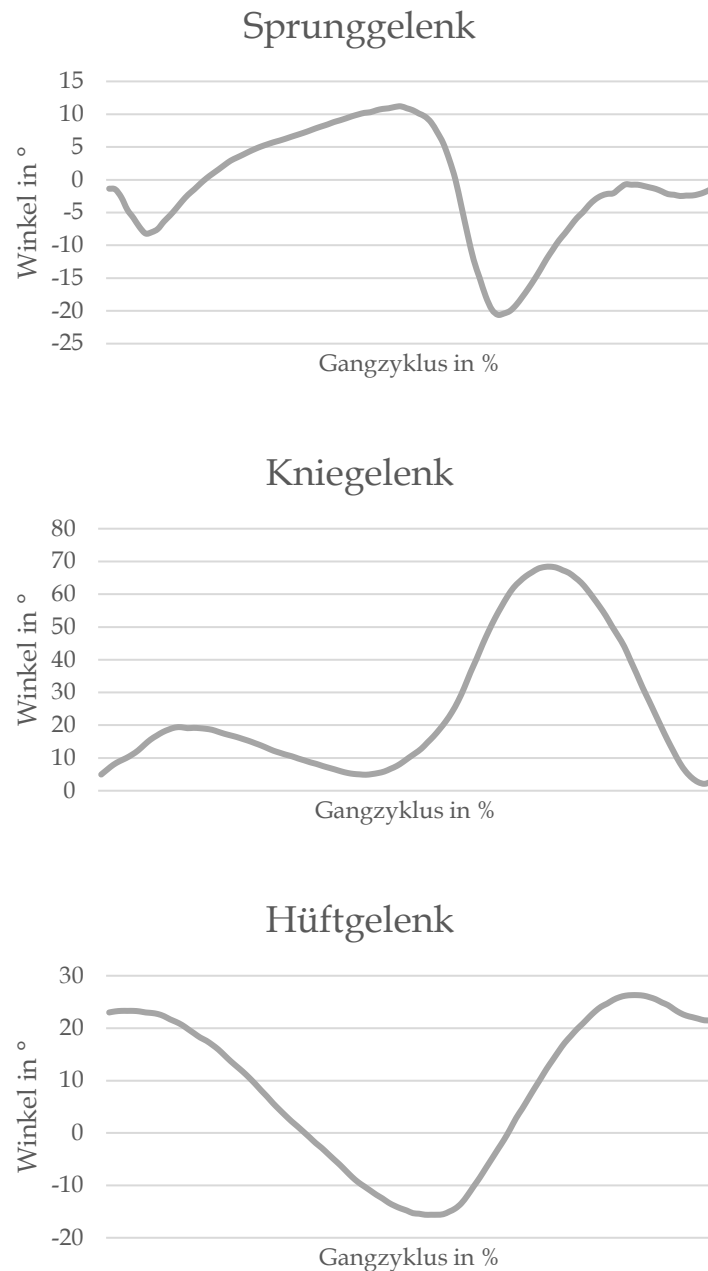


Abbildung 4: Gelenkverlaufskurven für Sprung-, Knie- und Hüftgelenk. (Quelle: Eigene Darstellung nach Daten von MyoMotion (3.10.64) [Software])

1.2.2.1.5. Kinematik des pathologischen Ganges

Im Gegensatz zum physiologischen Gang ist es beim pathologischen Gangbild nicht möglich eine allgemeingültige Norm zu definieren. Grundsätzlich versucht der Mensch auch unter erschwerten Bedingungen die Gehfähigkeit größtmöglich aufrecht zu erhalten, was je nach Ursache des Defizits zu differenzierten Gangmustern führen kann (Simi Reality Motion Systems GmbH, 2018). Perry (2010) definiert fünf funktionelle Kategorien, welche die Mechanik des Ganges negativ beeinflussen: Deformitäten, Muskelschwäche, sensorische Verluste, Schmerzen und verminderte motorische Kontrolle. Jede dieser Kategorien hat typische Einflüsse auf die Funktionalität des Gehens, wobei eine klare Abgrenzung der Kategorien voneinander mitunter schwerfällt. Patienten mit Querschnittlähmung beispielsweise können sich im klinischen Bild mit Kontrakturen, sensorischen und zusätzlich motorischen Einschränkungen darstellen, was sich in einem hochkomplexen Gangmuster niederschlägt. Gerade sensorische Defizite stellen die Patienten vor große Herausforderungen, da dem Betroffenen durch eine verminderte oder gar fehlende Propriozeption das Gefühl für die momentane Position von Hüfte, Knie oder Fuß fehlen. Obwohl die Höhe der Läsion, wie bereits in Kapitel 1.2.1.1. beschrieben, entscheidend für die Restfunktionalität der Extremitäten ist, kann zudem nicht allein auf

Grund einer bestimmten Läsionshöhe ein typisches Gangmuster vorausgesetzt werden. So kann beispielsweise das Gangbild eines TH 5 Patienten stark von dem eines anderen TH 5 Patienten abweichen. Hinzu kommen unterschiedliche Kompensationsstrategien der Patienten sowie die Nutzung verschiedenartiger Hilfsmittel (z.B. Orthesen, Gehstützen, Rollatoren) (Levine et al., 2012). Trotz der vielseitigen Erscheinungsformen der funktionellen Einschränkungen konnten in Studien gewisse Bewegungskarakteristika nachgewiesen werden, die vermehrt bei inkomplett querschnittgelähmten Patienten auftreten. Als relevante Muster werden hier vor allem eine inadäquate Hüftextension während der Standphase, ein Übermaß an Plantarflexion des Sprunggelenkes in der Schwungphase sowie eine limitierte Hüft- und Knieflexion in der Schwungphase benannt (Perry und Burnfield, 2010; Van der Salm et al., 2005).

Ziel therapeutischer Maßnahmen ist es, neben der funktionellen Verbesserung wie z.B. der schnelleren Absolvierung einer bestimmten Strecke auch die Gangphysiologie zu verbessern. Exoskelettales Training kann hierzu einen Beitrag leisten, bisherige Studien fokussierten sich jedoch eher auf den funktionellen Aspekt. Aus dem Mangel an Untersuchungen hinsichtlich einer Gangbildveränderung bei querschnittgelähmten Patienten nach absolviertem exoskelettalem Training ergibt sich die Notwendigkeit der vorliegenden Arbeit.

Ziel der Studie ist es, einen objektivierbaren Nachweis für eine mögliche Gangbildänderung bei rückenmarksverletzten Patienten durch ein Training mit dem HAL[®] Robot Suit zu erbringen. Hierfür soll mittels eines dreidimensionalen (3D) Inertialsensor Systems (MyoMotion[®], Noraxon U.S.A., Inc.) das Gangbild der Probanden anhand von charakteristischen Gangparametern (u.a. Stand- und Schwungphasen, Gelenkwinkel etc.) untersucht werden.

2. Material und Methoden

2.1. Studiendesign

Zur Untersuchung intra-individueller Veränderungen in der Gangqualität der Probanden im Laufe des Trainingszeitraums wurde ein prospektives Prä-Post-Forschungsdesign mit wiederholten Messungen derselben Personen gewählt.

2.2. Personenstichprobe

An der Studie partizipierten 15 Probanden (5 Frauen, 10 Männer) mit einem Durchschnittsalter von $43,33 \pm 12,47$ Jahren, einer durchschnittlichen

Körpergröße von $172,93 \pm 8,46$ cm und einem mittleren Körpergewicht von $72,20 \pm 14,50$ Kg (vgl. Tabelle 2). Einschlusskriterium war eine akute (< 12 Monate) oder chronische (> 12 Monate) inkomplette Paraplegie (AIS B/C/D) oder komplette Paraplegie (AIS A) mit „zones of partial preservation“ (ZPP). Die Probanden mussten über motorische Funktionen von Beuge- und Streckmuskulatur der Hüften und Knie verfügen, um das Exoskelett ansteuern zu können. Als Ausschlusskriterien wurden kardiopulmonale Begleiterkrankungen, Dekubiti an der unteren Extremität/Steißregion, Infektionen, Osteoporose, Thrombosen/Embolien in der Vergangenheit, Kontrakturen oder hochgradige Spastik der unteren Extremität, Epilepsie, das Vorhandensein elektronischer medizinischer Geräte, welche nicht entfernt werden können (z.B. Herzschrittmacher) sowie ein Körpergewicht über 100 kg definiert. Die Studie wurde durch die Ethikkommission des Berufsgenossenschaftlichen Universitätsklinikum Bergmannsheil sowie der Universität Duisburg-Essen genehmigt und folgt strikt der Deklaration von Helsinki. Die Probanden wurden über Ziele und Ablauf der Studie instruiert.

Tabelle 2: Probandencharakteristika

Nr.	Alter (Jahre)	Sex	Größe (cm)	Gewicht (kg)	SCI-Level, AIS	Unfall- datum	HAL®- Einheiten
01.	18	W	167	56	TH10-L1, D	2013	63
02.	50	M	170	75	C3/4, D	2016	56
03.	43	M	166	60	TH12, A ZPP L3	2002	56
04.	60	M	173	75	C4-TH3, D	2016	52
05.	44	W	169	58	TH4, D	2006	57
06.	36	M	188	85	TH6/7, D	2017	53
07.	47	M	183	74	TH3-5, C	2013	55
08.	58	W	164	57	L1, A ZPP L3	1990	51
09.	46	M	176	93	TH12, D	2016	62
10.	51	M	185	90	L3, A ZPP L5	1988	58
11.	27	M	172	66	TH12, D	2017	58
12.	53	M	183	90	L1/2, A ZPP L3	1984	57
13.	56	M	173	90	L1, A ZPP S3	2014	59
14.	28	W	160	53	C4/5, C	2011	43
15.	33	W	165	61	C6/7, D	2007	58
MW	43,33		172,93	72,20			55,87
SD	12,47		8,46	14,50			4,84

2.3. Versuchsdurchführung

Alle Probanden absolvierten ein körpergewichtsentlastendes Laufbandtraining an fünf Tagen pro Woche über einen Zeitraum von drei Monaten unter Verwendung des HAL[®] Robot Suit. Die Studie wurde zwischen April 2018 und September 2018 realisiert. Durchschnittlich wurden $55,87 \pm 4,84$ Trainingseinheiten absolviert. Während der Versuchsdurchführung wurden keine unerwünschten Ereignisse registriert. Ausführungsort des Trainings und aller Messungen war das Zentrum für Neurorobotales Bewegungstraining (ZNB) in Bochum.

Der HAL[®] Robot Suit ist ein Exoskelett, welches unter Verwendung der den Probanden verbleibenden Muskelimpulse gesteuert wird. Das System besteht aus einem Rückenmodul, einem Hüftrahmen, jeweils einem Ober- und Unterschenkelrahmen rechts und links sowie eigenen Sensorschuhen (vgl. Abbildung 5). Alle Komponenten lassen sich in der Größe individuell auf den jeweiligen Nutzer anpassen. Antriebsaggregate an den Hüft- und Kniegelenken sorgen für die notwendige Drehmomentunterstützung. Über EMG-Elektroden, welche auf der Hautoberfläche direkt über der Beuge- bzw. Streckmuskulatur von Hüfte und Knie appliziert werden (vgl.

Abbildung 6), werden bioelektrische Signale (BES) erfasst und über ein Kabel eine Verbindung zwischen Probanden und Exoskelett hergestellt. In Abhängigkeit der erfassten Signalqualität, den vorgenommenen Einstellungen am Exoskelett und der in den Sensorschuhen registrierten plantaren Druckverteilung definiert ein Algorithmus die auf den Probanden einwirkenden Drehmomente an den Gelenken. Für jedes der vier Gelenke kann eine separate Einstellung vorgenommen werden und somit eine exakt auf den Probanden adaptierte Unterstützung appliziert werden.

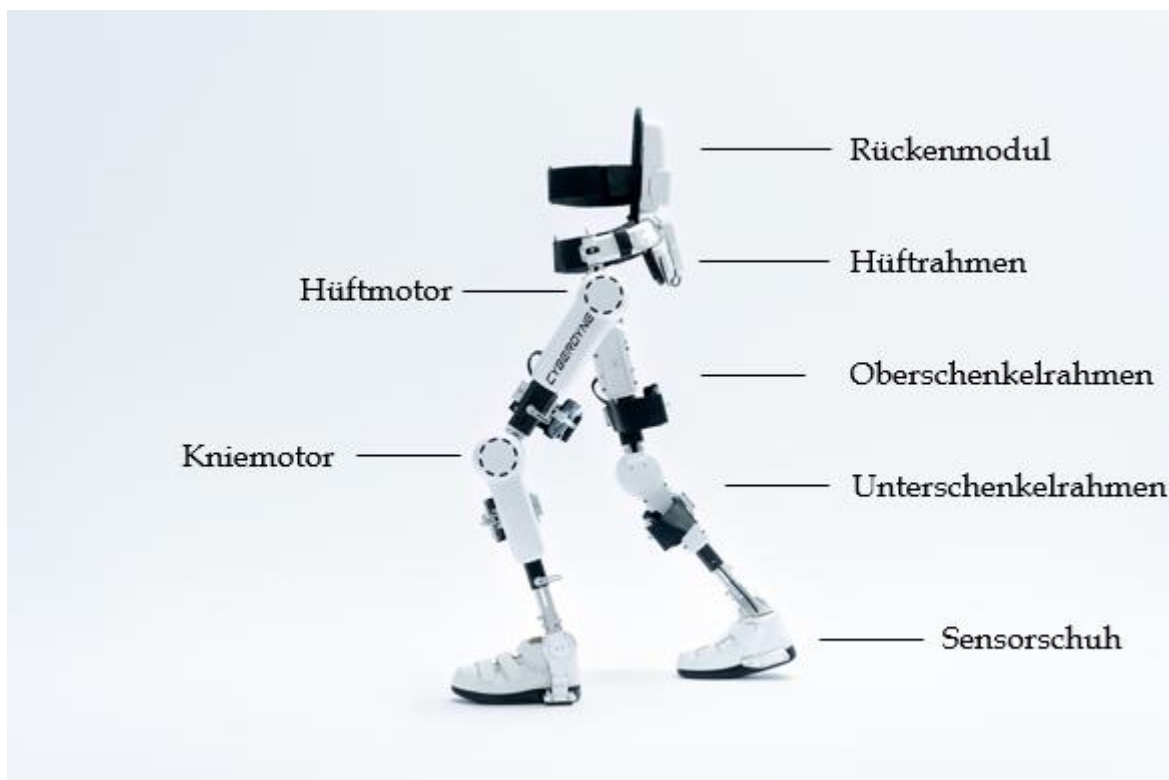


Abbildung 5: HAL® Robot Suit (Quelle: Eigene Darstellung nach Sankai, 2019)

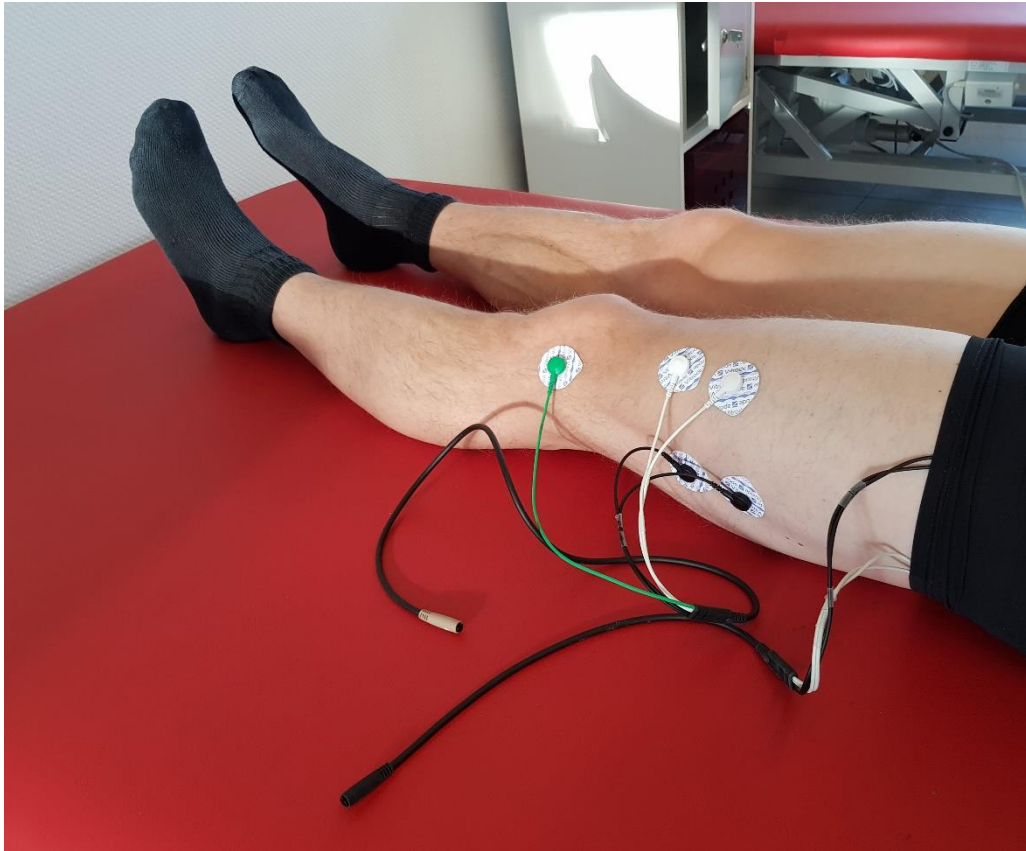


Abbildung 6: Elektroden auf der Hautoberfläche zur Erfassung der BES (Quelle: Eigene Darstellung)

Das beim Training verwendete Laufband (PPS 70 Plus, WOODWAY USA Inc.) bot die Möglichkeit in kleinen Stufen ($\pm 0,1$ km/h) die Gehgeschwindigkeit an das jeweilige Leistungsniveau des Probanden anzupassen. Wahlweise wurde im Training die höchsttoleriertere oder eine als komfortabel empfundene Gehgeschwindigkeit gewählt. Über dem Laufband wurde ein Deckenlifter (Hi-Trac 2002, Molift) montiert und die Probanden mittels Patientengurt nach Bedarf entlastet (vgl. Abbildung 7). Sämtliche Trainingseinheiten wurden durch einen erfahrenen und speziell geschulten Physiotherapeuten oder Sportwissenschaftler überwacht.

Die Datenerhebung erfolgte zu Beginn (Zeitpunkt T0) und zum Ende (Zeitpunkt T1) des jeweiligen Trainingszeitraums mit dem HAL[®] Robot Suit. Während des freien Gangs (ohne Exoskelett, mit individuell benötigtem Hilfsmittel) auf einer Gehstrecke von vierzehn Metern wurde mittels Inertialsensor System (MyoMotion[®] Research Pro - 7 - Sensoren-System, Noraxon U.S.A., Inc.) das Gangbild dreidimensional erfasst. Die sieben Sensoren dieses Systems werden körpernah an definierten anatomischen Punkten der unteren Extremitäten angebracht (vgl. Abbildung 8). Zur Befestigung der kabellosen Sensoren dienen Klettbänder, die sich auf individuelle Körperkonstitutionen anpassen lassen. Jeweils zwei Sensoren definieren das zwischen ihnen liegende Gelenk. Via Bluetooth werden die erfassten Positionsdaten in Echtzeit an einen Mess-PC transferiert und erlauben, nach erfolgter Kalibration in Neutral-Null-Stellung, eine Beobachtung und Aufzeichnung der Gelenkverläufe während des Gehens. Unter der Neutral-Null-Stellung wird eine Körperposition, die eine Mensch im normalen aufrechten, etwa hüftbreiten Stand einnimmt verstanden, wobei die Arme entspannt zu beiden Seiten des Körpers herunterhängen und die Daumen nach vorne weisen (Levine et al., 20012). Auf Grund der Tatsache, dass bei dem Probandenkollektiv jeweils eine Gehbehinderung in unterschiedlicher Ausprägung vorlag, wurde die Gehgeschwindigkeit nicht vorgegeben. Die Probanden wurden lediglich aufgefordert in einer für sie

als komfortabel empfundener Geschwindigkeit zu gehen. Um ermüdungsbedingte Abweichungen im Laufmuster zu vermeiden, fanden die Messungen vormittags ohne zuvor geleistete Trainingseinheit statt.



Abbildung 7: Proband auf dem Laufband mit Überkopfsicherung im ZNB. (Quelle: Eigene Darstellung)

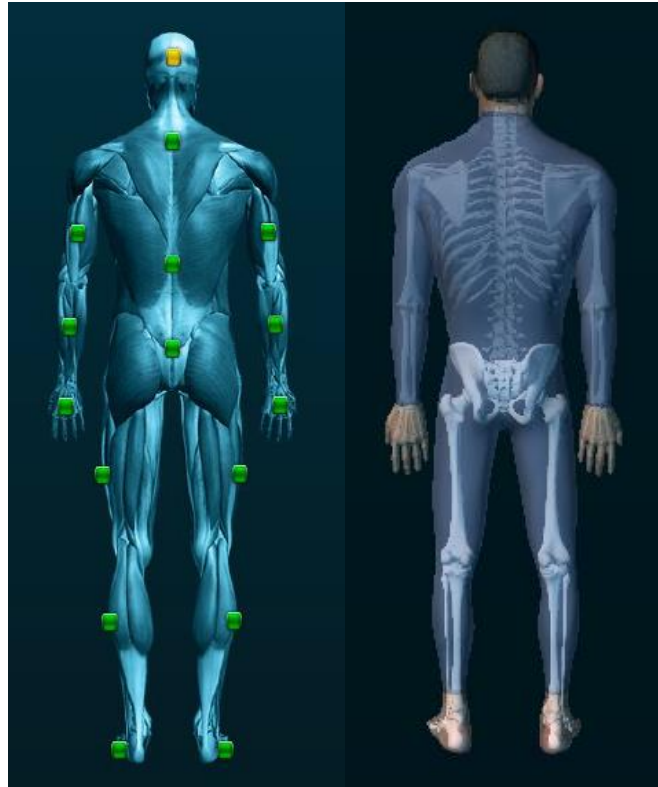


Abbildung 8: MyoMotion Research Pro – 7 – Sensoren-System (Quelle: Eigene Darstellung nach MyoMotion (3.10.64) [Software])

2.4. Outcome Parameter

Veränderungen des Gangbildes wurden sowohl durch die Gangphasen Parameter Standphase (%), Belastungsantwort (%), Mittlere Standphase (%), Vor-Schwungphase (%), Schwungphase (%), Zweibeinstand (%), die Raum-Zeit Parameter Geschwindigkeit (km/h), Schrittzeit (sec.), Zeit Doppelschritt (sec), Kadenz (Schritte/min), Schrittlänge (cm), Länge Doppelschritt (cm), sowie durch kinematische Parameter determiniert. Als kinematische Parameter wurden Änderungen der maximalen und minimalen

Gelenkwinkel von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk in der Sagittalebene ausgewählt. Die zum Absolvieren der Gehstrecke benötigten Gangzyklen wurden personenbezogen zu einer Verlaufskurve gemittelt. Zur Vergleichbarkeit der Probanden untereinander wurden alle Daten zeitnormiert. Für die statistische Analyse wurden die Daten der Messzeitpunkte T0 und T1 verwendet.

Zur Beurteilung funktioneller Verbesserungen wurden zusätzlich in der Querschnittstherapie etablierte Testverfahren durchgeführt: Beim 10-Meter-Walk-Test (10MWT) wird auf einer ca. 14 Meter langen Gehstrecke bei 'fliegendem' Start die benötigte Zeit und die Anzahl der Schritte für die mittleren zehn Meter erfasst (Van Hedel et al., 2006). Der 10MWT wurde an jedem Trainingstag vor der Trainingseinheit durchgeführt. 10MWT Zeiten wurden personenbezogen für die erste und letzte Trainingswoche (fünf Einheiten) gemittelt und die Standardabweichung (SD) ermittelt.

Für den 6-Minutes-Walk-Test (6MWT) wird die in sechs Minuten, über einen definierten Streckenverlauf zurückgelegte Distanz notiert (Van Hedel et al., 2006). Beim Timed-Up-and-Go-Test (TUG) wird die Zeit erfasst, in der ein Proband von einem Stuhl (oder Rollstuhl) aufsteht, drei Meter geht, wendet, zurück geht und sich wieder hinsetzt (Podsiadlo und Richardson,

1991). Für den 6MWT und den TUG wurden die Daten aus den Messzeitpunkten T0 und T1 ausgewertet.

Beim WISCI II Score wird über eine 20-Punkte Skala die Gehfähigkeit eines Probanden anhand der zum Absolvieren von zehn Metern notwendigen Hilfsmittel und Hilfspersonen bewertet. 0 Punkte bedeuten, dass der Proband nicht in der Lage ist zu gehen oder zu stehen, bei 20 Punkten wird keine Assistenz benötigt (Dittuno und Dittuno, 2001). Der WISCI II Score wurde anhand des 10MWT zu den Messzeitpunkten T0 und T1 ermittelt.

2.5. Statistische Analyse

Ergebnisse werden als Mittelwerte (MW) \pm SD dargestellt. Zur Beurteilung, ob eine Veränderung im Gangbild stattgefunden hat, wurden die ausgewählten Parameter aus Prä- und Postmessung mittels Wilcoxon-Mann-Whitney-Test verglichen. Das Level zur statistischen Signifikanz wurde bei $p \leq 0,05$ gesetzt.

Alle statistischen Analysen wurden mit der Statistik-Software R von erfahrenen Statistikern der Ludwig-Maximilians-Universität München, Institut für medizinische Informationsverarbeitung, Biometrie und Epidemiologie durchgeführt.

3. Ergebnisse

3.1. Kinematische Ergebnisse

Grundlage für den statistischen Vergleich von Prä- zur Postmessung der kinematischen Parameter waren über alle Probanden gemittelte Winkel Maxima und Minima. Da diese bei den Probanden im zeitlichen Verlauf des GZ unterschiedlich auftreten, ergeben sich Differenzen zur Visualisierung der gemittelten Winkelverlaufskurven. Hüft- und Kniegelenkwinkel wurden in Bezug zur vertikalen Linie, bei Kalibration in aufrechtstehender Position als 0° , kalkuliert. Positive Abweichungen stellen Flexion und negative Abweichungen Extension dar. Sprunggelenkwinkel wurden abweichend von der Neutralposition, Beinachse senkrecht zum Fuß, berechnet und werden positiv für Dorsalextension angegeben sowie negativ für die Plantarflexion.

Normwerte entstammen der Software MyoMotion, Noraxon Inc., USA für normales Gehen bei moderater Geschwindigkeit.

Hüftgelenk

Das Ausmaß der maximalen Hüftextension vor Einleitung der Schwungphase konnte von $2,71^\circ$ auf $6,99^\circ$ erhöht werden ($p \leq 0,015$). Die maximale

Hüftflexion hingegen zeigte sich von $30,4^\circ$ auf $28,65^\circ$ leicht reduziert ($p \leq 0,121$). Insgesamt ist das Bewegungsausmaß, die so genannte „range of motion“ (ROM) von $33,12^\circ$ auf $35,65^\circ$ gestiegen ($p \leq 0,169$). Im gemittelten Winkelverlauf zeigt sich, dass die Post-Verlaufskurve der Grundcharakteristik der Norm gerade im Hinblick auf die Extensionsphase angeglichen werden konnte (vgl. Abbildung 9).

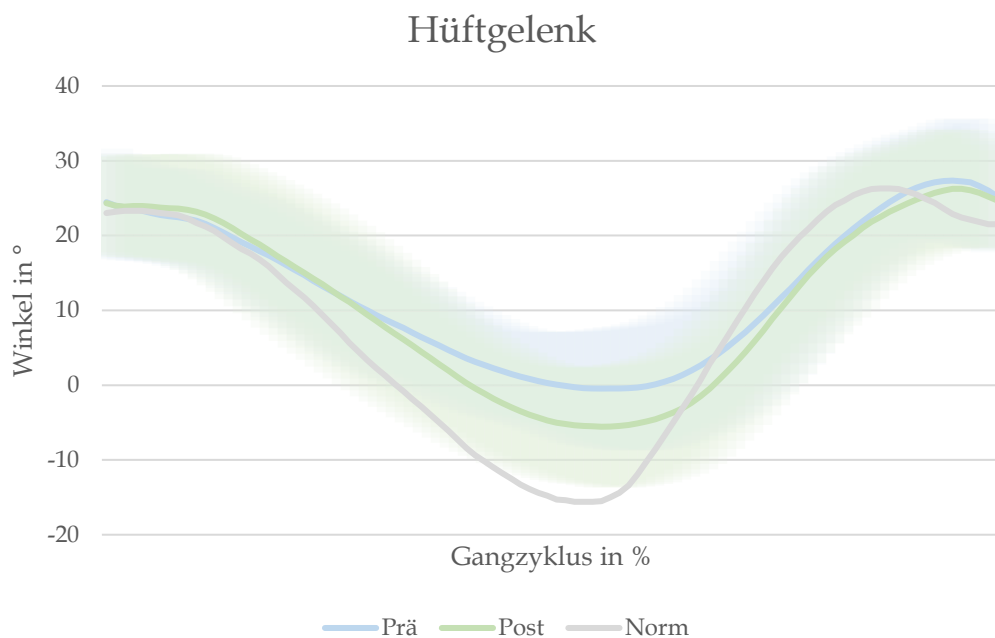


Abbildung 9: Winkelverlauf Hüftgelenk

Kniegelenk

Die Knieflexion beim IBK konnte in Folge des Trainings reduziert werden. Während der BA zeigten die Probanden ein kurzes Flexionsmaximum ge-

folgt von einer Extensionsbewegung, was im Wesentlichen dem Ursprünglichen Verlauf gleichkommt. Die maximale Kniestreckung in der MSt Phase zeigte eine Erhöhung von $0,29^\circ$ Flexion auf $-2,44^\circ$ Extension gegenüber dem Ausgangswert ($p \leq 0,303$). Die maximale Knieflexion in der Schwungphase ist von $45,79^\circ$ auf $45,02^\circ$ minimal verringert ($p \leq 0,804$) und tritt im zeitlichen Verlauf früher im GZ auf als zu Beginn des Trainings. Im gemittelten Kurvenverlauf zeigt sich auch hier eine Angleichung an die Normkurve (vgl. Abbildung 10). Die ROM wurde insgesamt von $45,5^\circ$ auf $47,46^\circ$ erhöht ($p \leq 0,524$).

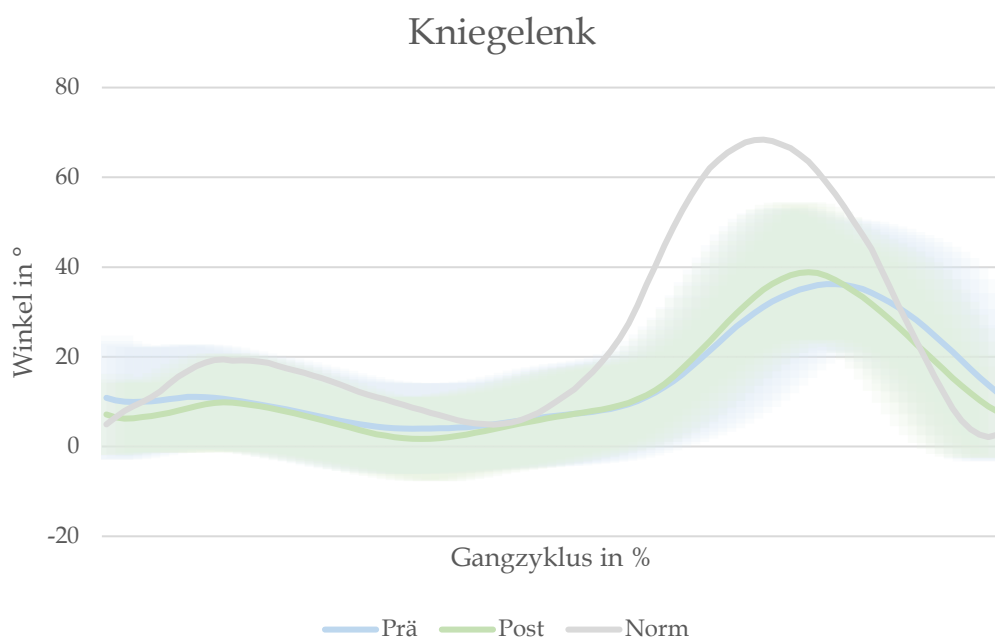


Abbildung 10: Winkelverlauf Kniegelenk

Sprunggelenk

Die Probanden zeigten nach dem Training eine erhöhte Plantarflexion von $6,56^\circ$ gegenüber ursprünglichen $3,81^\circ$ kurz nach dem IBK und eine mit $14,12^\circ$ auf $13,8^\circ$ veränderte maximale Dorsalextension vor der Schwungphase ($p \leq 0,934$). Insgesamt wurde eine größere ROM des Sprunggelenks von $24,92^\circ$ gegenüber $22,73^\circ$ beobachtet ($p \leq 0,018$). Der gemittelte Kurvenverlauf zeigt auf, dass sowohl die anfängliche Plantarflexion als auch das Ausmaß der Dorsalextension harmonisierter zur Norm verlaufen (vgl. Abbildung 11).

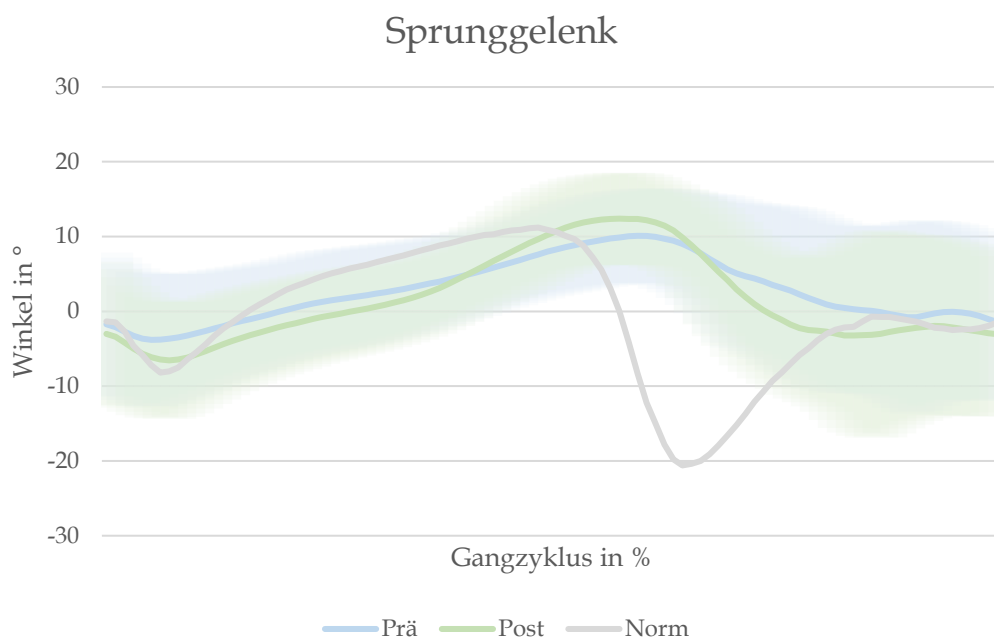


Abbildung 11: Winkelverlauf Sprunggelenk

Gangphasen Parameter

Die Standphase wurde von $74,7 \pm 3,19\%$ zu Beginn auf $71,95 \pm 2,42\%$ nach dem Training reduziert ($p \leq 0,01$), während die Schwungphase von $25,27 \pm 3,19\%$ auf $28,05 \pm 2,42\%$ ($p \leq 0,01$) erhöht wurde. Die BA verminderte sich von $24,77 \pm 3,66\%$ auf $21,96 \pm 2,23\%$ ($p \leq 0,01$) sowie die VS Phase von $24,72 \pm 3,68\%$ auf $21,65 \pm 2,27\%$ ($p \leq 0,01$) und die Zweibeinstandphase von $49,49 \pm 4,6\%$ auf $43,91 \pm 3,07\%$ ($p \leq 0,01$). Die MSt Phase erhöhte sich von $25,17 \pm 3,22\%$ zu Beginn auf $27,99 \pm 2,32\%$ ($p \leq 0,014$) zum Ende.

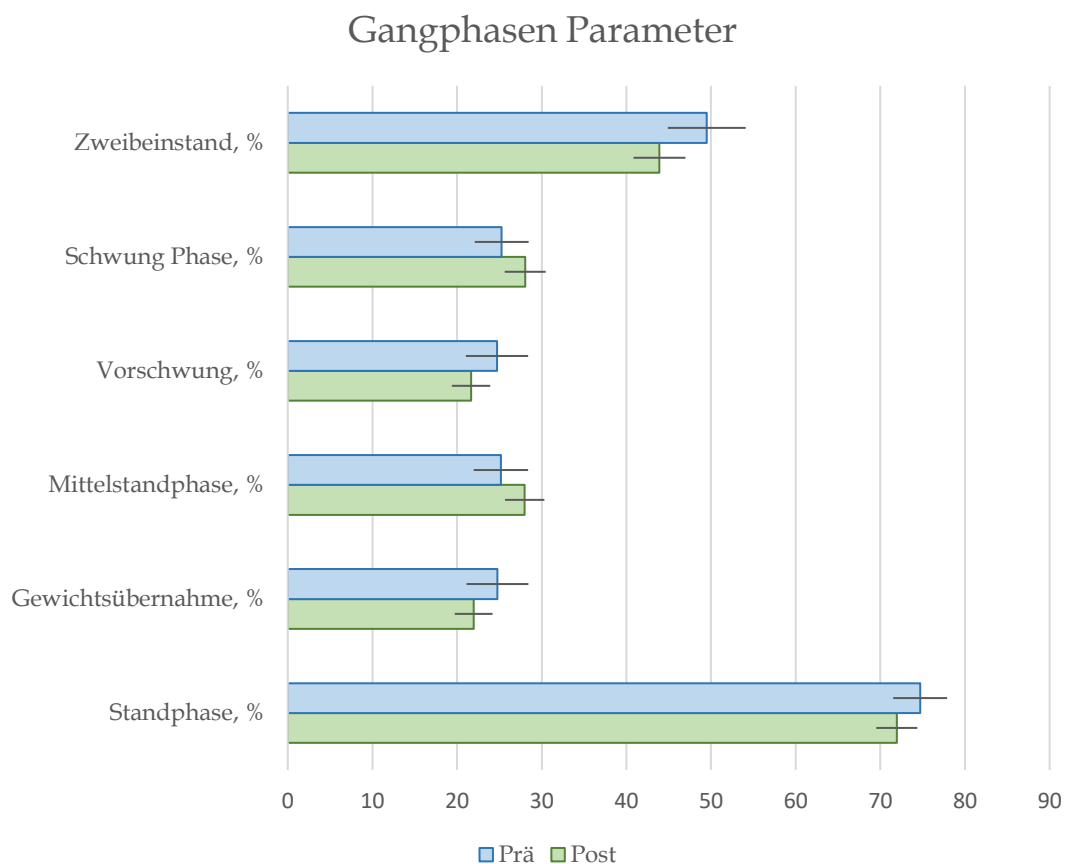


Abbildung 12: Gangphasen Parameter

Raum-Zeit Parameter

Die Schrittlänge konnte von $38,03 \pm 3,70$ cm auf $47,22 \pm 3,13$ cm ($p \leq 0,001$) erhöht werden sowie die Doppelschrittlänge entsprechend von $76,07 \pm 5,33$ cm auf $94,53 \pm 4,73$ cm ($p \leq 0,001$).

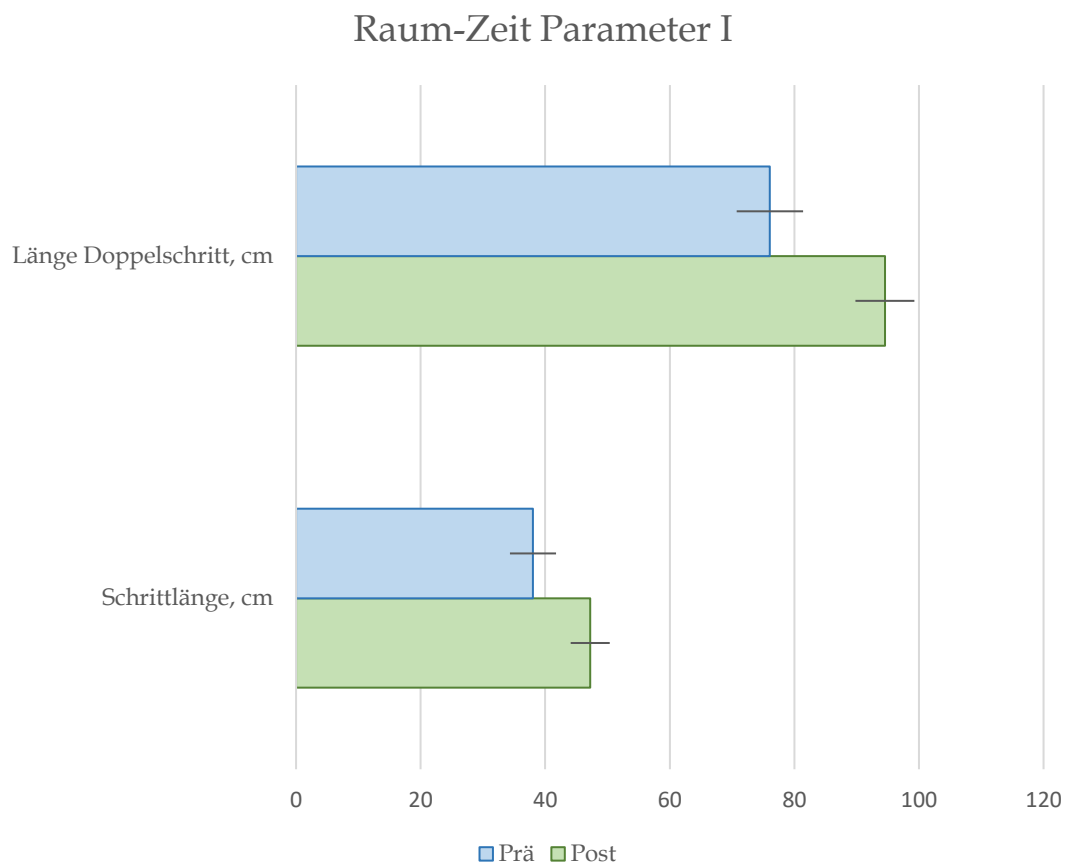


Abbildung 13: Raum-Zeit Parameter I

Die Ganggeschwindigkeit und Kadenz wurden von $1,31 \pm 0,92$ km/h auf $1,99 \pm 1,2$ km/h ($p \leq 0,001$) respektive $52,67 \pm 3,13$ Schritte/min auf $66,97 \pm 3,13$

Schritte/min ($p \leq 0,001$) erhöht während die Schrittzeit und Doppelschrittzeit von $1,46 \pm 0,18 \text{ sec.}$ auf $1,1 \pm 0,08 \text{ sec.}$ ($p \leq 0,000$) und $2,92 \pm 0,26 \text{ sec.}$ auf $2,19 \pm 0,12 \text{ sec}$ ($p \leq 0,000$) reduziert werden konnten.

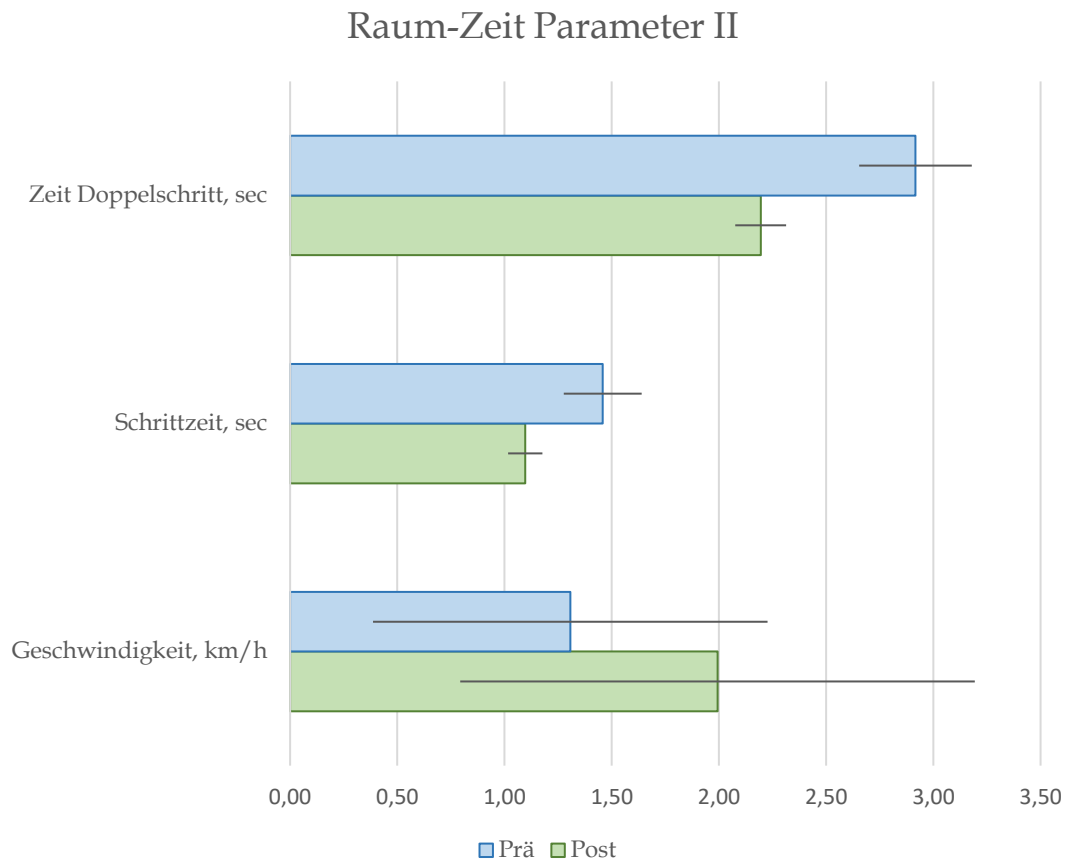


Abbildung 14: Raum-Zeit Parameter II

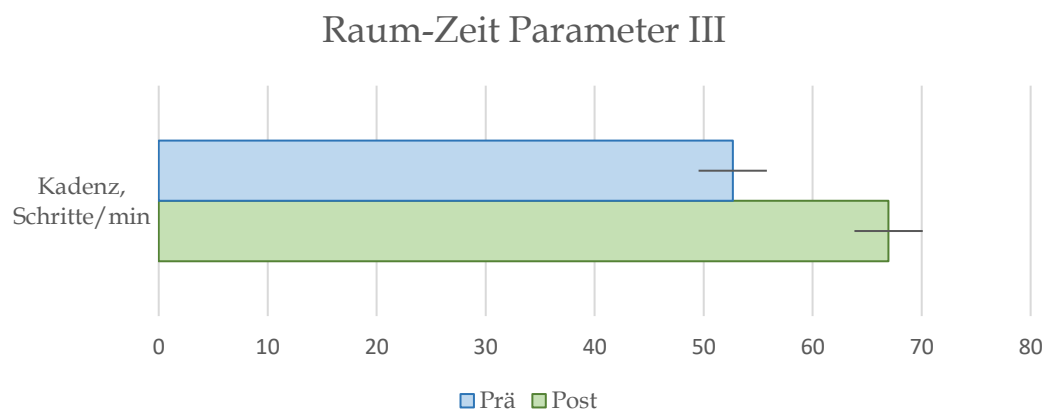


Abbildung 15: Raum-Zeit Parameter III

3.2. Funktionelle Ergebnisse

10-Meter-Walk-Test

Alle Probanden waren in der Lage die für den 10MWT benötigte Zeit zu reduzieren. Die größte Steigerung zeigte sich bei Proband 3 um 63,38% und die geringste bei Patient 5 um 20,71% vom Ausgangswert, wobei hier der Startwert bereits sehr gering und keine deutliche Verbesserung zu erwarten war. Im Mittel verbesserten sich die Probanden von $43,20 \pm 32,64$ sec. zu Beginn auf $24,16 \pm 23,52$ sec. (-44,08%) nach dem zwölfwöchigen Training ($p \leq 0,000$).

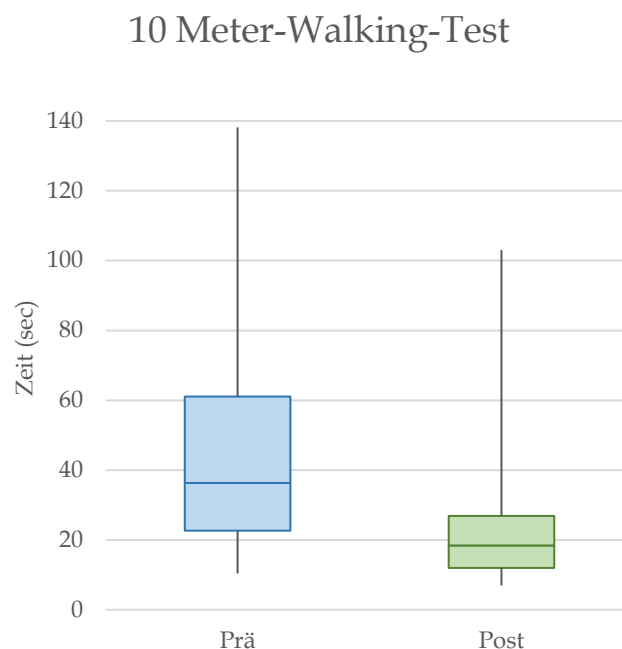


Abbildung 16: 10 Meter-Walking-Test

Timed-Up-And-Go-Test

Die benötigte Zeit für den TUG konnte im Mittel von $55,5 \pm 56,13$ sec. auf $29,1 \pm 25,40$ sec (- 47,57%) reduziert werden ($p \leq 0,000$). Alle Probanden, bis auf einer, verbesserten sich im TUG, was daran lag, dass dieser Proband beim Post-Test auf die Benutzung von Hilfsmitteln verzichtete. Die größte Steigerung konnte bei Proband 4 um 73,63% verzeichnet werden.

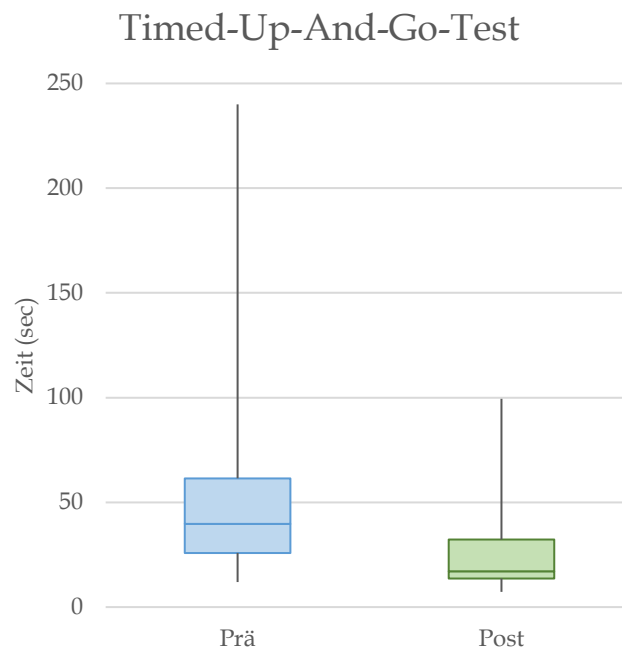


Abbildung 17: Timed-Up-And-Go-Test

6-Minutes-Walk-Test

Die Probanden zeigten eine mittlere Steigerung von $133,24 \pm 90,36$ m zu Beginn auf $184,44 \pm 118,54$ m (+ 38,43%) zum Ende der Trainingsperiode ($p \leq 0,001$). Bis auf zwei Probanden waren alle nach dem Training in der

Lage eine größere Wegstrecke zurückzulegen. Proband 15 verringerte die Wegstrecke um 2,89% (anderes Hilfsmittel) und Proband 13 musste den Test schmerzbedingt vorzeitig abbrechen.

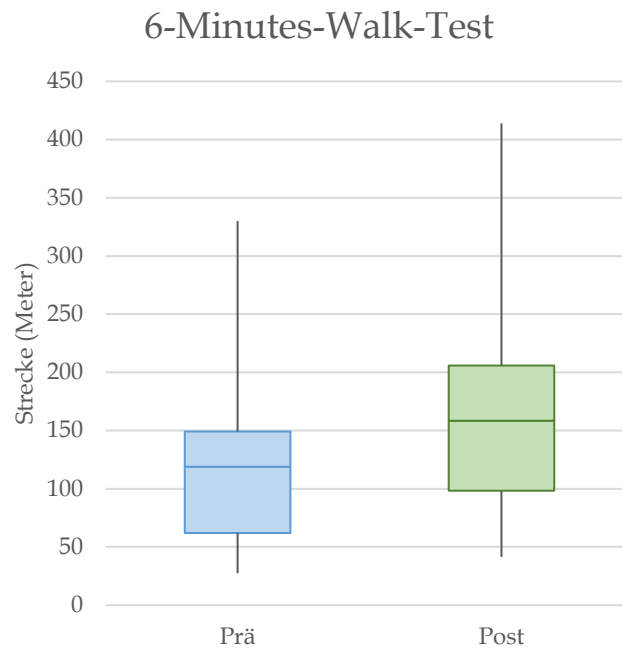


Abbildung 18: 6-Minutes-Walk-Test

WISCI II Score

Der WISCI II Score konnte insgesamt von $12,6 \pm 3,91$ auf $14,8 \pm 3,55$ gesteigert werden ($p \leq 0,034$). Den größten Anstieg verzeichnete Proband 4 mit 12 Punkten während 8 Probanden keine Veränderung im Score erreichen konnten. Proband 10 hat als einziger Proband einen um einen Punkt verminderten Endwert, was dadurch zustande gekommen ist, dass dieser sich

zwar von einem Unterarmgehwagen auf Unterarmgehstützen verbessern konnte, zusätzlich jedoch eine Fußschiene verordnet bekommen hat.



Abbildung 19: WISCI II Score

Tabelle 3: Ergebnisse

Parameter		Vor HAL® Training	Nach HAL® Training	P-Wert
Hüftflexion (°)	Max.	30,4±5,51	28,65±7,47	0,121
	Min.	-2,71±6,22	-6,99±7,14	0,015
	ROM	33,12±5,17	35,65±6,66	0,169
Knieflexion (°)	Max.	45,79±14,18	45,02±10,79	0,804
	Min.	0,29±9,63	-2,44±7,6	0,303
	ROM	45,5±11,54	47,46±14,63	0,524
Dorsalextension (°)	Max.	14,12±5,23	13,8±5,59	0,934
	Min.	-8,61±9,73	-11,12±10,47	0,303
	ROM	22,73±8,83	24,92±8,67	0,018
Standphase (%)		74,7±3,19	71,95±2,42	0,01
Schwungphase (%)		25,27±3,19	28,05±2,42	0,01
Belastungsantwort (%)		24,77±3,66	21,96±2,23	0,01
Vor-Schwungphase (%)		24,72±3,68	21,65±2,27	0,01
Zweibeinstand (%)		49,49±4,60	43,91±3,07	0,01
Mittlere Standphase (%)		25,17±3,22	27,99±2,32	0,014
Schrittlänge (cm)		38,03±3,7	47,22±3,13	0,001
Länge Doppelschritt (cm)		76,07±5,33	94,53±4,73	0,001
Geschwindigkeit (km/h)		1,31±0,92	1,99±1,2	0,001
Kadenz (Schritte/min)		52,67±3,13	66,97±3,13	0,001
Schrittzeit (sec)		1,46±0,18	1,10±0,08	0,000
Zeit Doppelschritt (sec)		2,92±0,26	2,19±0,12	0,000
10 MWT (sec)		43,2±32,64	24,16±23,52	0,000
TUG (sec)		55,5±56,13	29,10±25,4	0,000
6 MWT (m)		133,24±90,36	184,44±118,54	0,001
WISCI II Score		12,6±3,91	14,80±3,55	0,034

4. Diskussion

Die Rückgewinnung einer gewissen Gehfähigkeiten stellt für viele Querschnittspatienten mit vorhandener Restfunktion das zentrale Ziel der Rehabilitation nach dem Auftreten der Verletzung dar und kann symbolisch für das Wiedererlangen von Lebensqualität verstanden werden.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, zum ersten Mal einen objektivierbaren Nachweis für eine Gangbildverbesserung in Kombination mit einer Verbesserung der funktionellen Fähigkeiten bei rückenmarksverletzten Patienten nach durchgeführtem exoskelettalem Training zu leisten.

Das tatsächlich ein positiver Zusammenhang zwischen gesteigerter Gangfähigkeit und einer Erhöhung der Lebensqualität der Patienten besteht zeigt unter anderen eine Studie von van der Salm et al. (2005) mit Verweis auf Maxwell et al. (2000). Hier gaben in einer Befragung von 79 querschnittgelähmten Patienten mit marginaler Gangfähigkeit 70% an, dass auch eine geringfügige Verbesserung des Gehens mit einer hohen Steigerung der Lebensqualität einhergeht. Die Frage, was verbessertes Gehen letztendlich ausmacht bleibt jedoch häufig offen oder nur unzureichend beantwortet. So wird die Manifestation eines besseren Gehens zumeist ausschließlich mit einer Zunahme der Gehgeschwindigkeit assoziiert. Shin

et al. (2011) geben beispielsweise an, dass bei inkompletten Querschnittspatienten das Balanceverhalten beim Gehen automatisch verbessert werden kann, indem so schnell wie möglich gelaufen wird. Van Hedel et al. (2006) hingegen postulieren, dass eine gesteigerte Ganggeschwindigkeit z.B. im 10MWT nicht das ausschließliche Kriterium zur Beurteilung einer besseren Gangfähigkeit darstellen sollte. Neben der rein funktionellen Beurteilung des Gehens ist es, beispielsweise zur Vermeidung von Fehlbelastungen, ebenfalls wichtig die Physiologie des Gehens zu betrachten. Knöchernerne und ligamentäre Strukturen können durch langfristige Fehlbelastung in Folge eines inadäquaten Gangbildes zu schwerwiegenden Verletzungen oder Erkrankungen führen, die sich negativ auf den Patienten auswirken. Entzündungen und Schmerzen können die Folgen sein und den Patienten im weiteren Rehabilitationsverlauf ausbremsen.

Aus diesem Grund ergab sich die Notwendigkeit, neben den funktionellen Aspekten ebenfalls den physiologischen Part des Gehens zu untersuchen und zu verifizieren, ob bei den Probanden bei gesteigerter Funktionalität auch das Gangbild verbessert werden kann oder zumindest nicht negativ beeinflusst wird.

Alle Probanden zeigten, wie durch vorangegangenen Studien zu erwarten, eine signifikante Verbesserung in den funktionellen Parametern nach dem zwölfwöchigen Trainingsprogramm, was sich in einer verminderten Zeit

für den 10MWT (Prä 43,2 sec, Post 24,16 sec, $p \leq 0,000$) und TUG (Prä 55,5 sec, Post 29,1 sec, $p \leq 0,000$), einer erhöhten Laufkapazität im 6MWT (Prä 133,24 m, Post 184,44 m, $p \leq 0,001$) sowie einer Erhöhung im WISCI II Score zeigte (Prä 12,6, Post 14,8, $p \leq 0,034$). Diese Ergebnisse korrelieren mit denen bereits von Aach et al. (2014), Cruciger et al. (2014) sowie Grasmücke et al. (2017) publizierten Arbeiten und bekräftigen die Wirksamkeit des exoskelettalen Trainings in funktioneller Hinsicht.

Zusätzlich zu den funktionellen Ergebnissen konnte in der vorliegenden Studie, nach Wissen des Autors erstmalig, eine signifikante Verbesserung in allen erhobenen Gangparametern sowie positive Effekte in den kinematischen Parametern in Folge des zwölfwöchigen Trainingszeitraums festgestellt werden.

Insgesamt spiegeln die zu Beginn der Trainingsphase aufgezeigten Winkelverläufe in der Sagittalebene der Probanden jene Defizite wider, die bereits von Perry und Burnfield (2010) sowie van der Salm et al. (2005) als für Querschnittspatienten typisch bezeichnet wurden. Beim IBK zeigten die Probanden noch eine Normgerechte Hüftflexion, die über die BA aufrechterhalten werden konnte. Im weiteren Verlauf manifestierte sich dann eine unzureichende Hüftextension vor dem Übergang von Stand- zu Schwungphase, welche durch verminderte Muskelkraft der Hüftextensoren auf

Grund verringerte Innervation zurückzuführen sein könnte. Eine zu geringe Hüftextension in der Standphase hat direkte Auswirkung auf die Stabilität des Ganges, da der Körperschwerpunkt zu weit nach vorne zu fallen droht und die Betroffenen als Reaktion hierauf zur Sturzprävention zu einer Verminderung der kontralateralen Schrittlänge tendieren (Perry, 2003; Van der Salm et al., 2005). Zudem können für einen adäquaten Vortrieb benötigte Kräfte nur schwer aufgebracht werden. Abel et al. (2002) bezeichnen diese Gangabnormalität als ineffizient, sehen aber keine gelenksschädigenden Mechanismen hierin. Nach dem Trainingsprogramm mit dem HAL[®] Robot Suit zeigte sich eine signifikante Zunahme um durchschnittlich 4,28° Hüftextension ($p \leq 0,015$), was für eine bessere muskuläre Kontrolle der Hüftextensoren spricht und den Probanden eine erhöhte Gangstabilität verleiht.

Die Verlaufskurve für das Kniegelenk zeigt zu Beginn der Studie eine der Norm gegenüber erhöhte Knieflexion beim IBK, eine zu geringe Flexion in der Phase der BA sowie eine deutlich verminderte Knieflexion während der Schwungphase. Die fehlende Kniestreckung beim Fußaufsatz resultiert vermutlich aus der geringeren Extensionsgeschwindigkeit zum Ende der vorrausgegangenen Schwungphase, welche ansonsten zur passiven Streckung des Kniegelenks beiträgt. Im Zuge des Trainings konnte eine geringfügige Verbesserung um etwa 3,7° Streckung erreicht werden. In der BA

flektiert das Knie für gewöhnlich wie unter 1.2.2.1.4. beschrieben zur Dämpfung des Impacts. Diese Flexionswelle fällt bei den getesteten Probanden sehr gering aus und ist augenscheinlich auf eine Schonhaltung zurück zu führen. Fehlende Kraft im Musculus rectus femoris kann dazu führen, dass das Knie nicht in dieser leicht gebeugten Position stabilisiert werden kann und in Folge dessen schwerkraftbedingt einknicken würde. Zudem besteht ein Zusammenhang zwischen der geringen Knieflexion und der geringen Ganggeschwindigkeit der Probanden (Perry, 2003). Auch nach der Trainingsphase bleiben die Flexionswerte gering, jedoch ist die charakteristische Wellenform bedingt durch den bereits erwähnten, verbesserten Fußaufsatz beim IBK nun erkennbar. In der Schwungphase, wo die maximale Knieflexion erreicht wird, bleiben die Werte auch nach dem Training nahezu unverändert, der gemittelte Kurvenverlauf jedoch lässt auch hier erahnen, dass eine leichte Normanpassung stattgefunden hat (vgl. Abbildung 10). Eine vermehrte Flexion ist dazu nötig, das schwingende Bein soweit anzuwinkeln, das der Fuß beim Durchschwingen keinen Bodenkontakt hat und das Sprunggelenk sich für den anstehenden IBK in Position bringen kann. Zeitlich betrachtet erfolgt das Flexionsmaximum im Kniegelenk nach dem Training früher, was dafürspricht, dass die Probanden schneller in der Lage sind muskuläre Anforderungen der Bewegung umzusetzen.

Im Sprunggelenk wird deutlich sichtbar, dass bei den Probanden Anomalien vorliegen, die sich vor allem in der Peripherie auswirken. Zunächst zeigt sich beim IBK vor und auch nach dem Training eine geringe, jedoch innerhalb der Norm liegende Plantarflexion. In der anschließenden BA zeigt sich vor der Trainingsphase eine übermäßige Dorsalextension bzw. eine verminderte Plantarflexion. Das charakteristische Abrollen des Fußes nach Fersenkontakt wird nur sehr bedingt durchgeführt, vielmehr wird hier das Sprunggelenk in seiner Auftrittspitze fixiert und die Tibia bewegt sich in derselben Geschwindigkeit nach vorne wie der Fuß zum Boden absinkt. Ursache für die verminderte Plantarflexion ist typischerweise eine Schwäche des M. soleus (Perry, 2003). In der Post-Messung zeigt sich eine um etwa $2,51^\circ$ veränderte Plantarflexion, die eine harmonischere Abrollbewegung vermuten lässt und für eine Stärkung des M. soleus sprechen könnte, was sich zudem positiv auf die Stabilität unter Gewichtsbelastung auswirken kann. In den folgenden beiden Phasen (MSt und TSt) zeigen die Probanden sowohl vor als auch nach dem Training eine verminderte Dorsalextensionsbewegung, welche ebenfalls durch mangelnde Muskelstärke, in diesem Fall der Dorsalextensoren, hervorgerufen werden kann. Im Übergang von TSt zur VS erreicht die Dorsalextension ihr Maximum. Sowohl vor als auch nach dem Training liegen die Werte hier inner-

halb der Normwerte. In der VS erfolgt für gewöhnlich eine schnelle Plantarflexionsbewegung bis hin zum Maximum bei etwa -20° . Vor dem Training wurde diese Bewegung in einem deutlich geringeren Ausmaß sowie über einen längeren Zeitraum ausgeführt. Nach dem Training zeigt der Kurvenverlauf eine Annäherung an die Norm, indem die Bewegung schneller und in größerem Umfang erfolgt, bleibt jedoch auch hier im defizitären Bereich. Aus muskulärer Sicht wird hier bestätigt, was sich bereits bei der BA zeigt, nämlich dass der M. soleus stärkere Arbeit leistet, eine Normsituation aber nicht hergestellt werden konnte. Zum Abschluss des GZ zeigt sich sowohl vor als auch nach dem Training nur eine geringe Dorsalextensionsbewegung in der Vorbereitung des folgenden IBK. Insgesamt suggerieren die Prä-Post Winkelverläufe im Sprunggelenk, dass jene Phasen, in denen die Plantarflexoren aktiv sind, verbessert werden konnten, während die Phasen unter Beteiligung der Dorsalextensoren nur eine geringfügige Anpassung zeigten. Berücksichtigt werden sollte hier, dass Muskelgruppen die von Beginn an nur eine geringe Innervation sowie marginale Muskelkraftgrade aufweisen, naturgemäß ein geringeres Potential zur Verbesserung aufweisen als solche Muskeln, die besser innerviert werden und bereits eine moderate Kraft innehaben.

Deutlicher werden die Verbesserungen des Gangbildes durch die Gangphasen - und Raum-Zeit Parameter. Die prozentuale Verteilung von

Stand- und Schwungphase sowie deren Subphasen innerhalb eines GZ konnten sich allesamt der Norm angleichen, was für eine Harmonisierung des Gangbildes spricht. Die Probanden waren zum Ende der Trainingsphase in der Lage Schritte schneller auszuführen (Prä 1,46 sec, Post 1,1 sec, $p \leq 0,000$), bei gleichzeitigem mehr Raumgewinn (Prä 38,03 cm, Post 47,22 cm, $p \leq 0,001$), sprich Schrittlänge, was Rückschlüsse auf eine gesteigerte Bewegungskoordination in den unteren Extremitäten zulässt. Die Zunahme an Schrittlänge wird, wie bereits erläutert, durch die verbesserte Hüftextension in der Standphase sowie der gesteigerten Knieflexion in der Schwungphase begünstigt.

Im Gegensatz zu den hier aufgezeigten Effekten berichten Shin et al. (2001) mit Verweis auf Pepin et al. (1992), dass Querschnittpatienten nach herkömmlichem Training dazu neigen eine höhere Geschwindigkeit lediglich über die Zunahme an Schrittlänge, nicht aber über die Schrittfrequenz zu erreichen. Die gesteigerte Bewegungskoordination könnte durch die von Sczesny-Kaiser et al. (2015) beschriebene kortikale Reorganisation nach Training mit dem HAL[®] Robot Suit erklärt werden. Hier konnte eine veränderte Repräsentation der teilgelähmten unteren Extremitäten im somatosensorischen Kortex nachgewiesen werden, welche durch Rekrutierung und effektiveren Nutzung noch vorhandener, afferenten Nervenbahnen hervorgerufen werden könnte. Resultierend aus der reduzierten Zeit pro

Schritt zeigt auch der Parameter Kadenz eine deutliche Verbesserung (Prä 52,67 Schritte/min, Post 66,97 Schritte/min, $p \leq 0,001$) in Folge des exoskeletalen Trainings. Zu guter Letzt zeigt auch die Ganggeschwindigkeit eine Steigerung (Prä 1,31 km/h, Post 1,99 km/h, $p \leq 0,001$), was für die Probanden, trotz der erwähnten Wichtigkeit anderer Faktoren, eine zentrale Zielstellung des rehabilitativen Trainings darstellt.

Abschließend lässt sich feststellen, dass mit der vorliegenden Arbeit der Nachweis erbracht werden konnte, dass Probanden mit der Durchführung eines zwölfwöchigen Trainings unter Nutzung des HAL[®] Robot Suit nicht nur in der Lage waren ihre funktionellen Kapazitäten zu verbessern sondern darüber hinaus ein physiologischeres Gangbild aufweisen.

Limitationen der vorliegenden Arbeit liegen in der geringen Fallzahl sowie dem hochindividuellen Gangverhalten von Patienten mit inkompletter Querschnittlähmung. Weitere Studien mit einem größeren Probandenkollektiv sind nötig, um die vorliegenden Ergebnisse zu bestätigen. Bei Akutverletzten Probanden ist zudem nur sehr schwer der Anteil der spontanen Remission am Gesamtergebnis zu bewerten. In der vorliegenden Studie konnten Normabweichungen und deren Veränderungen im Verlauf der Trainingsphase aufgezeigt werden, die muskulären Hintergründe obliegen jedoch Vermutungen und Annahmen. In weiterführenden Studien erscheint eine elektromyographische Messung der Muskelpotentiale vor und

nach dem Training sinnvoll, um tiefergreifende Rückschlüsse auf die Hintergründe für eine Gangbildänderung schließen zu können. Die Erfassung von Bodenreaktionskräften während des Gehens würde zudem eine bessere Interpretation zulassen, da hier visualisiert und quantifiziert werden kann, wann welche Kräfte wirken bzw. wirken sollten und dies nicht adäquat tun.

5. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, zum ersten Mal einen objektivierbaren Nachweis für eine Gangbildverbesserung in Kombination mit einer Verbesserung der funktionellen Fähigkeiten bei rückenmarksverletzten Patienten nach durchgeführtem exoskelettalem Training zu leisten. Die Probanden absolvierten ein körperrgewichtsentlastendes Laufbandtraining an fünf Tagen pro Woche über einen Zeitraum von drei Monaten unter Verwendung des HAL[®] (Hybrid Assistive Limb) Robot Suit (Cyberdyne Inc., Ibaraki, Japan). Mittels eines dreidimensionalen Inertialsensor Systems wurde das Gangbild der Probanden an zwei Messzeitpunkten erfasst und zusätzlich funktionelle Testungen durchgeführt. Alle Probanden zeigten eine signifikante Verbesserung sowohl in den funktionellen als auch in den gangspezifischen Parametern nach Abschluss des Trainingsprogramms. Die Kurvenverläufe für Hüft-, Knie- und Sprunggelenkwinkel zeigten ebenfalls Änderungen durch das Training, bleiben jedoch überwiegend nicht signifikant. Weitergehende Studien mit größeren Probandenkollektiven und erweiterten Messungen hinsichtlich muskulärer Aktivitäten zur Bestätigung der gezeigten Ergebnisse sind notwendig.

6. Literaturverzeichnis

- [1] Aach, M., Cruciger, O., Sczesny-Kaiser, M., Höffken, O., Meindl, R.C., Tegenthoff, M., Schwenkreis, P., Sankai, Y., Schildhauer, T.A. (2014): Voluntary driven exoskeleton as a new tool for rehabilitation in chronic spinal cord Injury - A pilot study. *Spine J.* 2847-53
- [2] Aach, M., Meindl, R. C., Geßmann, J., Schildhauer, T. A., Citak, M., Cruciger, O. (2015): Exoskelette in der Rehabilitation Querschnittgelähmter. Möglichkeiten und Grenzen. *Unfallchirurg.* 118, 130-137
- [3] Abel, R., Schablowski, M., Rupp, R., Gerner, H. (2002): Gait analysis on the treadmill - monitoring exercise in the treatment of paraplegia. *Spinal Cord.* 40, 17-22
- [4] Blumenthal, M., Geng, V., Egen, C., Gutenbrunner, C. (2016): Querschnittlähmung in Deutschland – Forschungsdaten zur Gesundheit, Versorgungs- und Lebenssituation Betroffener. *Phys Med Rehab Kuror.* 26:06, 303-308
- [5] Bogue, R. (2009): Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments. *Industrial Robot: An International Journal.* 36:5, 421-427
- [6] Cruciger, O., Schildhauer, T.A., Meindl, R. C., Tegenthoff, M., Schwenkreis, P., Citak, M., Aach, M. (2014): Impact of locomotion training with a neurologic controlled hybrid assistive limb (HAL) exoskeleton on neuropathic pain and health related quality of life (HRQoL) in chronic SCI: a case study. *Disabil Rehabil Assist Technol.* 11:6, 529-34
- [7] Cruciger, O., Tegenthoff, M., Schwenkreis, P., Schildhauer, T.A., Aach, M. (2014): Locomotion training using voluntary driven exoskeleton (HAL) in acute incomplete SCI. *Neurology.* 83 (5) 474
- [8] Deutsche Stiftung Querschnittlähmung. Online. URL: <http://www.dsqu.de/index.php/2012-03-05-13-36-08/faq-s>. (Abrufdatum: 15.07.2018).

- [9] Disselhorst-Klug, C., Besdo, S., Oehler, S. (2015): Biomechanik des muskuloskelettalen Systems. In: Kraft, M., Disselhorst-Klug, C (Hrsg.): Biomedizinische Technik - Rehabilitationstechnik, Bd. 10, S. 53-104. Berlin, Boston: De Gruyter GmbH
- [10] Dittuno, P.L., Dittuno, J.F. (2001): Walking index for spinal cord injury (WISCI II): scale revision. *Spinal Cord*. 39, 654-656
- [11] Dudenredaktion (o.J.): „Querschnittslähmung“ auf Duden online. URL: <https://www.duden.de/node/737491/revisions/1163437/view>. (Abrufdatum: 19.07.2018).
- [12] Götz-Neumann, K. (2016): Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie. Bd. 4. Stuttgart (usw.): Thieme Verlagsgruppe
- [13] Grasmücke, D., Zieriacks, A., Jansen, O., Fisahn, C., Sczesny-Kaiser, M., Wessling, M., Meindl, R.C., Schildhauer, T.A., Aach, M. (2017): Against the odds: what to expect in rehabilitation of chronic spinal cord injury with a neurologically controlled Hybrid Assistive Limb exoskeleton. A subgroup analysis of 55 patients according to age and lesion level. *Neurosurg Focus*. 42 (5):E15
- [14] Herr, H. (2009): Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. *J Neuroeng Rehabil*. 6:21
- [15] Imhof, E., Baltensweiler. Online. URL: https://www.css.ch/de/home/gesundheit/ratgeber/medicine20/gesundheitslexikon/q/querschnittlaehmung_paraplegie.html. (Abrufdatum 25.04.2019)
- [16] Kawamoto, H., Kamibayashi, K., Nakata, Y., Yamawaki, K., Ariyasu, R., Sankai, Y., Sakane, M., Eguchi, K., Ochiai, N. (2013): Pilot study of locomotion improvement using hybrid assistive limb in chronic stroke patients. *BMC Neurol*. 13:141
- [17] Kirshblum, S.C., Burns, S.P., Biering-Sorensen, F., Donovan, W., Graves, D.E., Jha, A., Johansen, M., Jones, L., Krassioukov, A., Mulcahey, M.J., Schmidt-Read, M., Waring, W. (2011): International standards for neurological classification of spinal cord injury. *J Spinal Cord Med*. 34:6, 535-546

- [18] Kramers-de Quervain, I.A., Stüssi, E., Stacoff, A. (2008): Ganganalyse beim Gehen und Laufen. *Schweiz Z Med Traumatol.* 56:2, 35-42
- [19] Kubota, S., Nakata, Y., Eguchi, K., Kawamoto, H., Kamibayashi, K., Sakane, M., Sankai, Y., Ochiai, N. (2013): Feasibility of Rehabilitation Training With a Newly Developed Wearable Robot for Patients With Limited Mobility. *Arch Phys Med Rehabil.* 94:6, 1080-7
- [20] Lehmann, U. (1996): Paläontologisches Wörterbuch, 4 Aufl. In: Martin, C. (Hrsg.) *Lexikon der Geowissenschaften*. Stuttgart: Enke
- [21] Levine, D., Richards, J., Whittle, M.W. (2012): *Whittle's Gait Analysis*. 5. Ed. Edinburgh (usw.): Elsevier Ltd.
- [22] Maxwell, D., Hasler, J., Scott, E. (2000): The production of FES assisted gait at expert sites via the CREST telematics system. Deliverable D09.2. Project: Clinical rehabilitation using electrical stimulation via telematics.
- [23] MyoMotion (3.10.64) [Software]. Abgerufen von <https://www.noraxon.com/our-products/myomotion/>
- [24] Nilsson, A., Skough Vreede, K., Häglund, V., Kawamoto, H., Sankai, Y., Borg, J. (2014): Gait training early after stroke with a new exoskeleton - the hybrid assistive limb: a study of safety and feasibility. *J Neuroeng Rehabil.* 11:92
- [25] Pepin, A., Barbeau, H. (1992). Effects of treadmill speed and incline on the walking pattern of normal and spastic paretic subjects. *Soc Neurosci Abstr.* 18, 860
- [26] Perry, J. (2003): *Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens*. München, Jena: Urban&Fischer
- [27] Perry, J., und Burnfield, J. (2010): *Gait analysis. Normal and Pathological Function*. 2. Ed. New Jersey: Slack Incorporated
- [28] Podsiadlo, D., Richardson, S. (1991): The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J. Am. Geriatr. Soc.* 39:2, 142-8

- [29] Sankai, Y. Online. URL: <https://www.cyberdyne.jp/> (Abrufdatum 25.04.2019)
- [30] Schweizer Paraplegiker-Forschung (SPF) (2014): Querschnittlähmung - Internationale Perspektiven. Nach: World Health Organization. International Perspectives on Spinal Cord Injury
- [31] Sczesny-Kaiser, M., Höffken, O., Aach, M., Cruciger, O., Grasmücke, D., Meindl, R., Schildhauer, T.A., Schwenkreis, P., Tegenthoff, M. (2015): HAL® exoskeleton training improves walking parameters and normalizes cortical excitability in primary somatosensory cortex in spinal cord injury patients. *J Neuroeng Rehabil.* 12, 68
- [32] Shin, J., Yoo, J., Jung, T.H., Goo, H. (2011): Comparison of lower extremity motor score parameters for patients with incomplete spinal cord injury using gait parameters. *Spinal Cord.* 49, 529-533
- [33] Simi Reality Motion Systems GmbH. Online. URL: <http://www.simi.com/anwendungen/medizin/wissenschaftliche-ganganalyse.html>. (Abrufdatum: 13.07.2018).
- [34] Statistisches Bundesamt (2017): Statistisches Jahrbuch 2017. Online-Publikation; https://www.destatis.de/DE/Publikationen/StatistischesJahrbuch/Gesundheit.pdf?__blob=publicationFile. (Abrufdatum: 15.07.2018)
- [35] Ueba, T., Hamada, O., Ogata, T., Inoue, T., Shiota, E., Sankai, Y (2013): Feasibility and Safety of Acute Phase Rehabilitation After Stroke Using the Hybrid Assistive Limb Robot Suit. *Neurol Med Chir.* 53:5, 287-290
- [36] Van der Salm, A., Nene, A. V., Maxwell, D.J., Veltink, P.H., Hermens, H. J., IJzerman, M. J. (2005): Gait Impairments in a Group of Patients With Incomplete Spinal Cord Injury and Their Relevance Regarding Therapeutic Approaches Using Functional Electrical Stimulation. *Artificial Organs.* 29:1, 8-14

- [37] Van Hedel, H.J., Wirz, M., Curt, A. (2006): Improving walking assessment in subjects with an incomplete spinal cord injury: responsiveness. *Spinal Cord*. 44, 352-356
- [38] Zäch, G.A., Koch, H.G. (2005): Paraplegie. Ganzheitliche Rehabilitation. Basel: Karger.

7. Anhang

7.1. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: ASIA - Klassifikation (American Spinal Injury Association)	10
Tabelle 2: Probandencharakteristika.....	28
Tabelle 3: Ergebnisse	49

7.2. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Betroffene Areale bei Tetraplegie und Paraplegie (Quelle: Eigene Darstellung nach Imhof und Baltensweiler, 2019)	9
Abbildung 2: Gangzyklus mit zeitlicher Aufteilung der Gangphasen (Quelle: Eigene Darstellung nach Perry, 2003 und Kramers-de Quervain et al., 2008).	15
Abbildung 3: Unterteilung Gangzyklus (Quelle: Eigene Darstellung nach Perry und Burnfield, 2010)	16
Abbildung 4: Gelenkverlaufskurven für Sprung-, Knie- und Hüftgelenk. (Quelle: Eigene Darstellung nach Daten von MyoMotion (3.10.64) [Software])	23

Abbildung 5: HAL [®] Robot Suit (Quelle: Eigene Darstellung nach Sankai, 2019)	30
Abbildung 6: Elektroden auf der Hautoberfläche zur Erfassung der BES (Quelle: Eigene Darstellung)	31
Abbildung 7: Proband auf dem Laufband mit Überkopfsicherung im ZNB. (Quelle: Eigene Darstellung)	33
Abbildung 8: MyoMotion Research Pro – 7 – Sensoren-System (Quelle: Eigene Darstellung nach MyoMotion (3.10.64) [Software])	34
Abbildung 9: Winkelverlauf Hüftgelenk	38
Abbildung 10: Winkelverlauf Kniegelenk	39
Abbildung 11: Winkelverlauf Sprunggelenk	40
Abbildung 12: Gangphasen Parameter	41
Abbildung 13: Raum-Zeit Parameter I	42
Abbildung 14: Raum-Zeit Parameter II	43
Abbildung 15: Raum-Zeit Parameter III	44
Abbildung 16: 10 Meter-Walking-Test	45
Abbildung 17: Timed-Up-And-Go-Test	46
Abbildung 18: 6-Minutes-Walk-Test	47
Abbildung 19: WISCI II Score	48

7.3. Abkürzungsverzeichnis

10 MWT	=	10-Meter-Walk-Test
3D	=	dreidimensional
6 MWT	=	6-Minutes-Walk-Test
AIS	=	ASIA Impairment Scale
ASIA	=	American Spinal Injury Association
BA	=	Belastungsantwort
BES	=	Bioelektrische Signale
C	=	Cervikal
GZ	=	Gangzyklus
HAL	=	Hybrid Assistive Limb
IBK	=	Initialer Bodenkontakt
IS	=	Initiale Schwungphase
L	=	Lumbal
MS	=	Mittlere Schwungphase
MSt	=	Mittlere Standphase
MW	=	Mittelwert
OSG	=	Oberes Sprunggelenk
S	=	Sakral

SCI	=	Spinal Cord Injury
SD	=	Standardabweichung
TH	=	Thorakal
TS	=	Terminale Schwungphase
TSt	=	Terminale Standphase
TUG	=	Timed-Up-and-Go-Test
VS	=	Vor-Schwungphase
WISCI II	=	Walking-Index for Spinal Cord Injury II
ZNB	=	Zentrum für Neurorobotales Bewegungstraining

8. Danksagung

Ich bedanke mich bei meinem Doktorvater Univ.-Prof. Dr. med. Marcel Dudda für die Betreuung während der Entstehung dieser Arbeit sowie bei Herrn Uwe Brockmann, der den Kontakt zu meinem Doktorvater hergestellt und mir somit diese Möglichkeit eröffnet hat.

Besonderer Dank gilt meiner Frau Marina und meiner Tochter Lene für die moralische Unterstützung in dieser Zeit.

9. Lebenslauf

Der Lebenslauf ist in der Online-Version aus Gründen des Datenschutzes nicht enthalten.