

**„Analyse des Rehabilitationsergebnisses von Patienten mit
Wirbelkörperfrakturen mittels Oberflächenelektromyografie“**

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae (Dr. med.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität
Jena**

von Felix Werneburg
geboren am 09.11.1993 in Lauchhammer

Gutachter:

1. Prof. Dr. Dr. Gunther Olaf Hofmann, Universitätsklinikum Jena
2. Prof. Dr. Karl-Stefan Delank, Universitätsklinikum Halle
3. Prof. Dr. Christoph-Eckhard Heyde, Universitätsklinikum Leipzig

Tag der öffentlichen Verteidigung: 05.04.2022

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

ABMR	Arbeitsplatzbezogene Muskuloskelettale Rehabilitation
Ag/Cl	Silber/Chlorid
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
ATP	Adenosintriphosphat
BGSW	Berufsgenossenschaftliche Stationäre Weiterbehandlung
BMI	Body-Mass-Index (engl.)
bpm	beats per minute (engl. für Schläge pro Minute)
cm	Zentimeter
CV	Coefficient of Variation (engl. für Variationskoeffizient)
DGU	Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie
EA	elektromyografische Aktivität
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyografie
ES	<i>Musculus erector spinae</i> (latein. für Aufrichter der Wirbelsäule)
Hz	Hertz
ICF	International Classification of Function, Disability and Health (engl.)
KG	Krankengymnastik
km/h	Kilometer pro Stunde
KSR	Komplexe Stationäre Rehabilitation
LWK1 - LWK5	erster bis fünfter Lendenwirbelkörper
<i>M.</i>	<i>Musculus</i> (latein. für Muskel)
<i>Mm.</i>	<i>Musculi</i> (latein. für Muskeln, Plural von <i>Musculus</i>)
mm	Millimeter

ms	Millisekunden
MTT	Medizinische Trainingstherapie
MW	Mittelwert
OP	Operation
pAVK	periphere arterielle Verschlusskrankheit
<i>R</i>	<i>Ramus</i> (latein. für Ast)
RMS	Root Mean Square (engl.)
<i>Rr</i>	<i>Rami</i> (latein. für Äste, Plural von <i>Ramus</i>)
S1 - S5	erster bis fünfter Sakralwirbelkörper
SD	Standardabweichung
SF-36	Fragebogen - Short Form 36
Th1 - Th12	erster bis zwölfter Brustwirbelkörper
VAS	Visuelle-Analog-Skala
WK	Wirbelkörper
WHO	World Health Organization (engl.)
Z.n.	Zustand nach

INHALTSVERZEICHNIS

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....	I
INHALTSVERZEICHNIS.....	III
1. Zusammenfassung.....	1
2. Einleitung.....	3
2.1. Rehabilitation.....	3
2.1.1. Rehabilitation in Deutschland.....	3
2.1.2. Rehabilitationsverfahren der berufsgenossenschaftlichen Kliniken.....	4
2.2. Rumpfwand.....	6
2.2.1. Anatomie der Wirbelsäule.....	6
2.2.2. AOSpine und operative Strategien bei Wirbelkörperfrakturen.....	8
2.2.3. Systematik der Rumpfmuskulatur.....	11
2.3. Kinesiologische Elektrophysiologie.....	15
2.3.1. Muskelphysiologie und Entstehung eines Aktionspotentials.....	15
2.3.2. Erfassung muskulärer Aktivität mittels OEMG.....	16
2.4. Analyse des menschlichen Gehens.....	18
2.4.1. Gangzyklus.....	18
2.4.2. Gangabhängige muskuläre Aktivierungsmuster.....	19
3. Ziele der Arbeit und Hypothesen.....	20
3.1. Ziele.....	20
3.2. Hypothesen.....	21
3.2.1. Herzfrequenzen.....	21
3.2.2. Rückenschmerzen und Kadenzen.....	21
3.2.3. Einfluss der Rehabilitation auf die Aktivierungs- und Koordinationsmuster der Rumpfmuskulatur.....	22
4. Material und Methoden.....	24
4.1. Patienten und Probanden.....	24
4.2. Untersuchung.....	25

4.2.1. Vorbereitung.....	25
4.2.2. Ablauf.....	28
4.3. OEMG.....	29
4.3.1. Signalerfassung.....	29
4.3.2. Signalverarbeitung.....	30
4.3.2.1. Elimination der EKG-Artefakte.....	30
4.3.2.2. Ermittlung der zeitnormierten Amplitudenverlaufskurven.....	31
4.3.3. Variationskoeffizient.....	32
4.4. Statistik.....	36
5. Ergebnisse.....	37
5.1. Allgemeines.....	37
5.1.1. Stichprobenanalyse und therapeutische Behandlungsart.....	37
5.1.2. Art und Dauer der stationären Rehabilitation.....	38
5.1.3. Berufsfähigkeit.....	39
5.2. Betrachtung der OEMG-unabhängigen Ergebnisse.....	40
5.2.1. Herzfrequenzen.....	40
5.2.2. Schmerzniveau.....	41
5.2.3. Kadenzen.....	42
5.3. Betrachtung der OEMG-Ergebnisse über einen Doppelschritt....	43
5.3.1. Mittlere Amplituden.....	43
5.3.2. Variationskoeffizienten.....	45
5.4. Betrachtung der schrittphasenbezogenen OEMG-Ergebnisse....	47
5.4.1. Maximale Amplituden.....	49
5.4.2. Mittlere Amplituden.....	51
5.4.3. Variationskoeffizienten.....	53
5.5. Zusammenfassung der Ergebnisse.....	55
6. Diskussion.....	58
6.1. Wahl der Laufbandgeschwindigkeiten.....	58
6.2. Wahl des analysierten Wirbelsäulenbereiches.....	60
6.3. Herzfrequenzen.....	61
6.4. Schmerzniveau und Kadenzen.....	65

6.5.	Einfluss der Rehabilitation auf die Aktivierungs- und Koordinationsmuster der Rumpfmuskulatur.....	68
6.5.1.	Betrachtung der OEMG-Ergebnisse über einen Doppelschritt.....	70
6.5.2.	Betrachtung der schrittphasenbezogenen OEMG-Ergebnisse.....	73
7.	Limitationen.....	81
7.1.	Patientenkollektiv.....	81
7.2.	Gehen auf dem Laufband.....	81
7.3.	Setup der Untersuchung.....	82
8.	Schlussfolgerungen.....	84
9.	Literatur- und Quellenverzeichnis.....	86
10.	Anhang.....	VI
10.1.	Studienprotokoll.....	VI
10.2.	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis.....	VIII
10.3.	Lebenslauf.....	XI
10.4.	Danksagung.....	XII
10.5.	Ehrenwörtliche Erklärung.....	XIII

1. Zusammenfassung

Mit Hilfe der modernen Medizin konnte die Mortalitätsrate (poly-)traumatisierter Patienten in den vergangenen Jahrzehnten signifikant reduziert werden. In Deutschland ereignen sich allerdings nach wie vor jährlich circa 10000 potentiell operationsbedürftige Wirbelsäulenfrakturen. Neben den traumatischen Frakturen der Wirbelsäule spielen auch pathologische Frakturen, beispielsweise als Manifestation der Osteoporose, eine große Rolle im klinischen Alltag. Durch die stetige Verbesserung der therapeutischen Versorgung gewinnt bei den betroffenen Patienten heutzutage besonders die Wiedererlangung der ursprünglichen Lebensqualität und eine möglichst schnelle berufliche Reintegration zunehmend an Wichtigkeit. Um eine gesamteinheitliche medizinische Wiederherstellung zu erreichen, nehmen, nach Abschluss der Akutversorgung, rehabilitative Maßnahmen heutzutage eine tragende Rolle ein. Bisher existieren allerdings nur wenige Möglichkeiten den Effekt einer absolvierten Rehabilitation zu objektivieren und vor allem auch muskelfunktionell zu quantifizieren. Gerade die muskuläre Einschränkung ist für die betroffenen Patienten allerdings von großer funktioneller Relevanz und beeinflusst die Bewältigung zukünftiger Alltagsfunktionen maßgeblich. Hauptaufgabe der vorliegenden Arbeit ist es, den rehabilitativen Effekt auf die Rumpfmuskulatur der Patienten mit Wirbelkörperfrakturen zu untersuchen.

Für die vorliegende Studie konnten insgesamt 30 Patienten mit einer oder mehreren Fraktur(en) im thorakolumbalen Wirbelsäulenbereich eingeschlossen werden, die ihre Rehabilitation im Rahmen einer stationären therapeutischen Behandlung absolvierten. Um den rehabilitativen Effekt beschreiben zu können, wurden die Patienten zum Beginn und am Ende ihrer Rehabilitation untersucht. Die Untersuchungen fanden beim Gehen auf einem Laufband während zwei unterschiedlicher Geschwindigkeiten (3km/h und 6km/h) statt. Neben der Messung der intramuskulären Koordination erfolgte die Bestimmung der Herzfrequenzen, der subjektiv bestehenden Rückenschmerzen und der Schrittfrequenzen. Um die muskuläre Aktivität des Rumpfes während des Gehens messen zu können, wurden EMG-Signale mit Hilfe von Oberflächen Elektroden an spezifischen Muskelpositionen (*M. rectus abdominis*, *M. obliquus internus*, *M. obliquus externus* und *M. erector spinae*) aufgezeichnet. Da speziell die Muskulatur des Rückens für die untersuchten Patienten eine hohe funktionelle Relevanz besitzt, fand für den *M. erector spinae* zusätzlich eine Zeitnormierung des Schrittzklus in einzelne

Teilphasen statt. Die intramuskuläre Koordination wurde anhand der mittleren Amplituden, der maximalen Amplituden und der Variationskoeffizienten der jeweiligen Muskulatur parametrisiert. Der Variationskoeffizient beschreibt das Verhältnis aus funktionsbezogener hoher und niedriger Anspannung und einem mittleren Amplitudenniveau, gilt also als Maß für die Schwingungsbreite der Muskulatur.

Der prä- und postrehabilitative Vergleich ergibt für die mittleren und maximalen EMG-Amplituden aller untersuchten Rumpfmuskeln sowie für die Variationskoeffizienten der ventralen Muskelgruppe eine signifikante Erhöhung während beider Laufbandgeschwindigkeiten. Die schrittphasenbezogene Betrachtung des *M. erector spinae* zeigt für beide Laufbandgeschwindigkeiten und alle Teilphasen des Gangzyklus signifikant höhere mittlere und maximale Aktivierungsamplituden nach Abschluss der Rehabilitation. Die postrehabilitative Erhöhung der Amplituden ist dabei als Ausdruck einer Zunahme der stabilisierenden Funktion der Rumpfmuskulatur zu interpretieren, die benötigt wird, um die durch das Trauma entstandene Instabilität der Wirbelsäule zu kompensieren. Die Variationskoeffizienten des *M. erector spinae* erhöhen sich postrehabilitativ hingegen nur während einzelner Teilphasen des Gangzyklus. Eine Zunahme der muskulären Phasizität führt potentiell zu einer verbesserten Nährstoffversorgung der Zielmuskulatur, was letztendlich in einer Reduktion der durch muskuläre Ermüdung entstehenden Rückenschmerzen mündet.

Zukünftig könnte die Intensivierung bzw. Erweiterung bestimmter rehabilitativer Maßnahmen zu einer zusätzlichen muskelfunktionellen Verbesserung der bisher unphasisch verbliebenen Teilphasen des Schrittzklus beitragen. Es stellt sich außerdem die Frage, welche konkreten trainingstherapeutischen Übungen ab welchem Behandlungszeitpunkt und in welcher Intensität absolviert werden müssen, um bei den untersuchten Patienten eine weitere allgemeine Erhöhung der rumpfmuskulären Schwingungsbreite bei gleichzeitiger Reduktion des Ruhetonus zu erreichen. In nachfolgenden Studien kann dahingehend überprüft werden, ob der Variationskoeffizient einen langfristigen Einfluss auf das von den Patienten empfundene Schmerzniveau besitzt und inwieweit mit Hilfe elektromyografischer Parameter sogar prädiktive Aussagen über den Zeitpunkt der beruflichen Reintegration von wirbelkörperfrakturierten Patienten getroffen werden können.

2. Einleitung

2.1. Rehabilitation

2.1.1. Rehabilitation in Deutschland

Rehabilitation bedeutet wörtlich übersetzt „Wiederbefähigung“. Dabei ist nicht nur die optimale Wiederherstellung der körperlichen Gesundheit, sondern auch die berufliche und soziale Reintegration gemeint. Während die Mortalitätsrate polytraumatisierter Patienten vor 50 Jahren noch bei rund 40% lag, konnte diese mit Hilfe der modernen Medizin in den letzten Jahrzehnten signifikant reduziert werden (Simmel und Bühren 2009, Regel et al. 1993). Mit steigenden Überlebensraten gewinnt heutzutage vor allem der Erhalt der Lebensqualität nach einem Trauma zunehmend an Wichtigkeit, weshalb Strategien zur poststationären Behandlung eine zentrale Rolle im Kontext der gesamtheitlichen medizinischen Behandlung einnehmen. Bereits im Jahr 1997 konnte beispielsweise gezeigt werden, dass 55% der Patienten mit einer Beckenringfraktur noch ein Jahr nach operativer Intervention über Einschränkungen bei Aktivitäten des alltäglichen Lebens berichteten (Draijer et al. 1997). Da besonders junge Personen von Unfällen betroffen sind, potenziert sich der sozioökonomische Schaden durch kurz- oder langfristigen Arbeitsausfall um ein Vielfaches. Insgesamt ist das (Poly-)Trauma, noch vor tumorösen und kardiovaskulären Erkrankungen, für den höchsten Verlust potenzieller Arbeitsjahre verantwortlich (Harlan et al. 1990). Die „Internationale Klassifikation der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit (ICF)“ der WHO ermöglicht die einheitliche Systematisierung der unterschiedlichen rehabilitativen Dimensionen im bio-psycho-sozialen Kontext und verdeutlicht, dass Rehabilitation einen dynamischen Prozess mit multiplen Wechselwirkungen darstellt (Stein und Greitemann 2005) (Abbildung 1).

Rehabilitative Behandlungen werden in Deutschland entweder im Anschluss an eine akutmedizinische Versorgung (Anschlussrehabilitation) oder zeitlich unabhängig als allgemeines Heilverfahren bei chronisch erkrankten Patienten durchgeführt. Vordergründiges Ziel ist in beiden Fällen, die durch Krankheit entstandenen funktionellen Folgen zu minimieren oder ganzheitlich zu beheben. Kostenträger für Leistungen zur Teilhabe am Arbeitsleben nach einem Arbeitsunfall ist im Allgemeinen die gesetzliche Unfallversicherung, wobei die posttraumatisch notwendigen

rehabilitativen Maßnahmen sowohl im Rahmen einer ambulanten als auch stationären Behandlungsform erbracht werden können (Stähler und Schian 2018, Stein und Greitemann 2005).

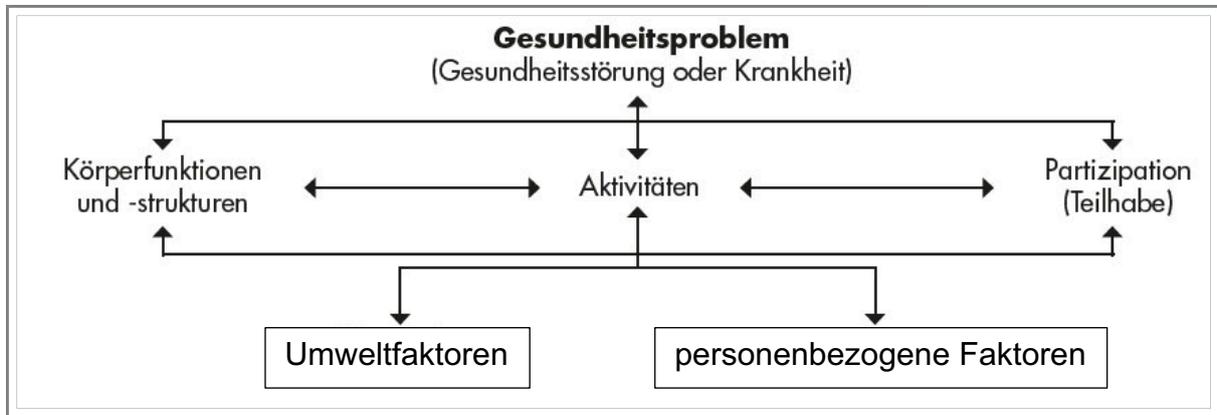


Abbildung 1: ICF-Modell der WHO

Darstellung des wechselseitigen Wirkens der Dimensionen Aktivität, Partizipation und Körperfunktion auf das Gesundheitsproblem in Abhängigkeit von umwelt- und personenbezogenen Faktoren

2.1.2. Rehabilitationsverfahren der berufsgenossenschaftlichen Kliniken

Im Jahr 1991 wurde im Bereich der stationären Rehabilitation die „Berufsgenossenschaftliche Stationäre Weiterbehandlung“ (BGSW) eingeführt. Diese dient der Optimierung des Rehabilitationsergebnisses und kombiniert verschiedene therapeutische Funktionsbereiche, insbesondere Physio-, Sport-, Ergo- und die Physikalische Therapie. Im Rahmen der in der Regel vier- bis sechswöchigen BGSW durchlaufen die Patienten den aktuellen Handlungsleitlinien entsprechenden Therapieplan mit einer Mindestanforderung von drei Stunden täglicher Behandlung bestehend aus:

- 30 Minuten Krankengymnastik (KG)
- 60 Minuten fokussierter Medizinischer Trainingstherapie (MTT)
- 30 Minuten Hydro-/Mechano-/Elektrotherapie
- 60 Minuten Ergotherapie

Sollte das Leistungsspektrum der BGSW nicht ausreichen und ein noch intensiverer therapeutischer Rehabilitationsbedarf bestehen, bieten alle BG-Kliniken die Therapieform der „Komplexen Stationären Rehabilitation“ (KSR) an. Um konservative oder chirurgische Therapieoptionen bei Patienten mit komplexen Verletzungsmustern überprüfen zu können, bedarf es einer schnellen Integration verschiedener akutmedizinischer Fachbereiche. Die KSR verknüpft die therapeutischen Möglichkeiten einer Rehabilitationseinrichtung mit der Infrastruktur eines Traumazentrums und schließt somit die Lücke zwischen Akutmedizin und Rehabilitation. Neben der Notwendigkeit des therapeutischen Umfangs von mindestens vier Stunden täglicher Gesamttherapiezeit in der BGSW ist eine Maßnahme als KSR einzustufen, wenn eines oder mehrere der folgenden Merkmale erfüllt sind:

- erhöhter diagnostischer, pflegerischer oder therapeutischer Aufwand
- psychologische Konsultationen
- wiederholter Konsiliardienst verschiedener Fachbereiche
- Indikationsprüfung von Operationen
- Erstversorgung mit individuell angefertigten Hilfsmitteln

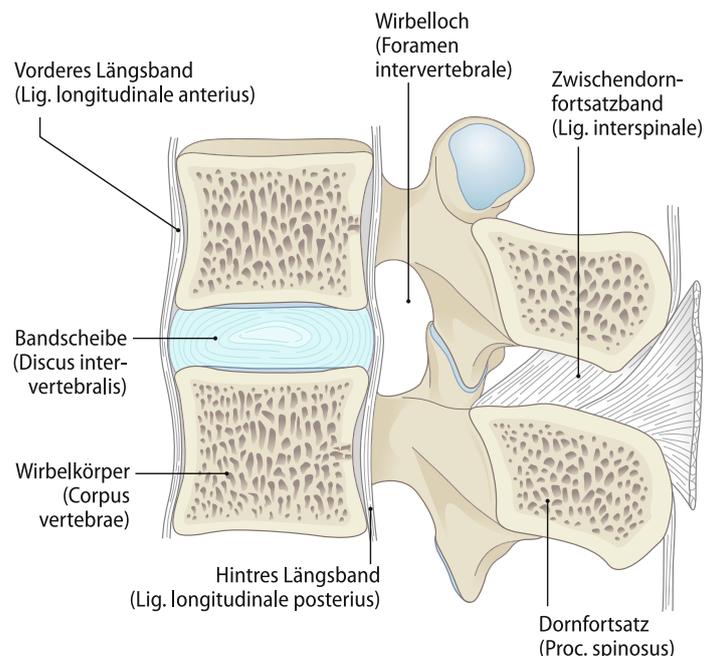
Eine KSR kommt auch prinzipiell dann immer in Betracht, wenn eine Inadäquanz zwischen Verletzungsschwere und der zu erwartenden Arbeitsunfähigkeit vorliegt. Anwendung findet diese Form der rehabilitativen Behandlung ausschließlich in den berufsgenossenschaftlichen Kliniken.

Um eine möglichst schnelle Wiedereingliederung an den bisherigen Arbeitsplatz zu erreichen, wurde im Jahr 2012 die „Arbeitsplatzbezogene muskuloskelettale Rehabilitation“ (ABMR) an den berufsgenossenschaftlichen Unfallkliniken etabliert. Hierbei erfolgt die Skalierung des individuellen Rehabilitationsbedarfs durch Simulation der konkreten berufsspezifischen Arbeitsplatzanforderungen. Neben der ABMR wurden in den letzten Jahren auch weitere eigene Rehabilitationsmaßnahmen entwickelt, die auf spezielle Folgen bei Unfallverletzten zugeschnitten sind (Simmel 2016, Stähler und Schian 2018).

2.2. Rumpfwand

2.2.1. Anatomie der Wirbelsäule

Als zentrales Achsenorgan des menschlichen Körpers übernimmt die Wirbelsäule die Aufgabe der Lastaufnahme des gesamten oberen Rumpfes - einschließlich des Kopfes - und überträgt diese auf das Becken und die unteren Extremitäten. Dabei sorgt sie einerseits für die Gewährleistung der Beweglichkeit des Oberkörpers sowie der Relativbewegungen zwischen Kopf und Becken, andererseits bietet sie dem Rückenmark und den Nervenwurzeln mechanischen Schutz vor Verletzungen. Jedes Wirbelsäulenelement leistet seinen eigenen individuellen Beitrag zur biomechanischen Lastübertragung und dazu, den Bewegungsumfang des Achsenskeletts zu ermöglichen. Mit Ausnahme der ersten zwei Wirbelkörper (Atlas und Axis) besteht jeder Wirbel aus dem ventral liegenden Körper (Corpus vertebrae), dem dorsalen Bogen (Arcus vertebrae) mit seinen Dornfortsätzen und den kleinen Wirbelgelenken. Die funktionelle Einheit aus zwei benachbarten Wirbeln mit der dazwischen liegenden Bandscheibe (Discus intervertebralis), den entsprechenden ligamentären und muskulären Strukturen sowie durch das Foramen intervertebrale austretenden Spinalnerv wurde von Junghanns (1951) als Bewegungssegment (Abbildung 2) definiert.



*Abbildung 2: Bewegungssegment mit anatomischen Strukturen
(modifiziert nach Bühren und Josten 2013)*

Die in der Regel insgesamt 25 Bewegungssegmente umschließen in ihrer Gesamtheit den Wirbelkanal (Canalis vertebralis) und sorgen somit für die Protektion des Rückenmarks und der Nervenwurzeln (Niethard et al. 2017, Bühren und Josten 2013). Insgesamt besteht die Wirbelsäule des erwachsenen Menschen aus 32-33 Wirbeln (Abbildung 3): 7 Halswirbel, 12 Brustwirbel, 5 Lendenwirbel, 5 Kreuzbeinwirbel und 3 bis 4 Steißbeinwirbel. In Projektion auf die Frontalebene erscheint die Wirbelsäule gerade und symmetrisch, während sie in der sagittalen Ebene die typischen vier Krümmungen zeigt: in anteriorer Richtung konvex (Lordose) im Hals und Lendenbereich und konkav (Kyphose) im Brust- und Sakralbereich, wodurch die typische Doppel-S-Form entsteht (Bühren und Josten 2013). Durch die alternierenden Krümmungen - mit Ausnahme der knöchern fixierten Sakralkyphose - können axiale Stöße wie bei einer Feder gedämpft werden, wodurch das Gehirn vor einer Commotio geschützt wird. Eine Aufhebung dieser Wirbelsäulenform, aber auch eine Verstärkung der physiologischen Krümmung ist somit von großer pathogenetischer Bedeutung (Aumüller et al. 2020).

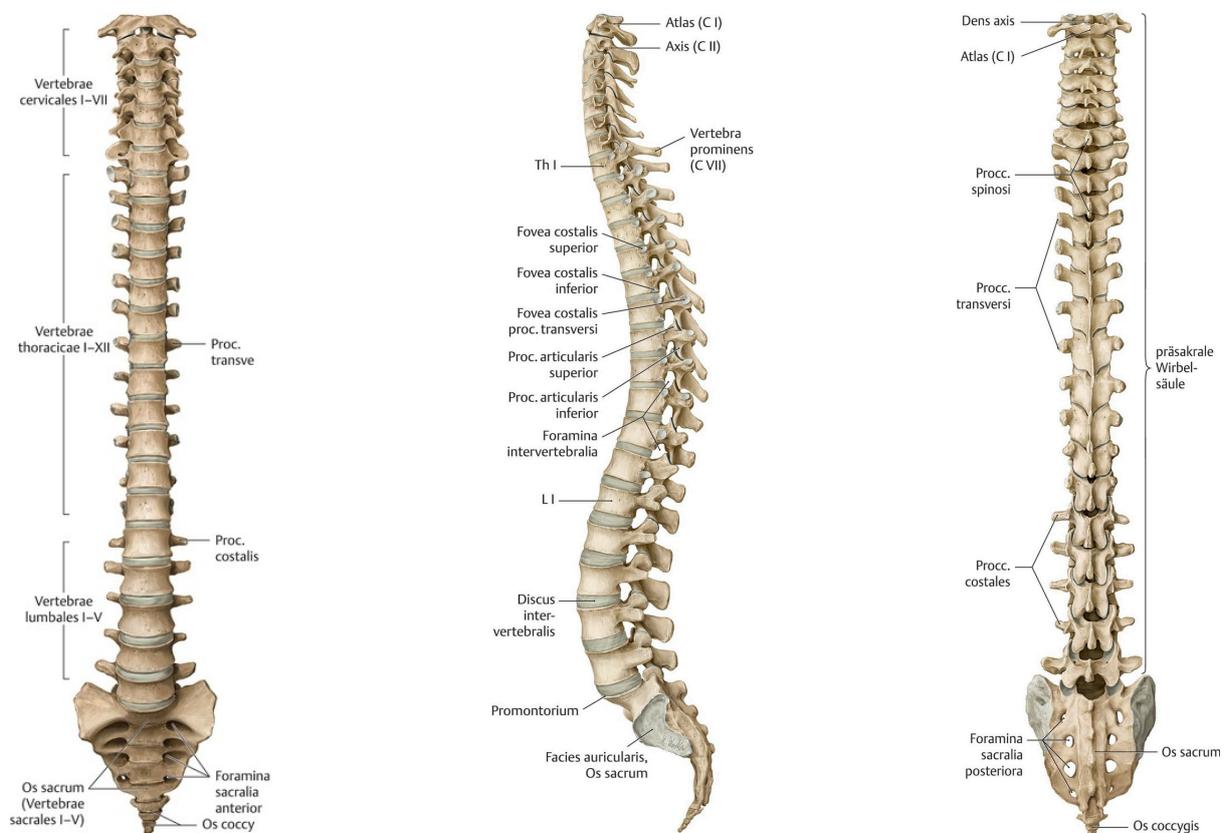


Abbildung 3: anatomische Darstellung der Wirbelsäule ventral (links), lateral (Mitte) und dorsal (rechts) (modifiziert nach Schünke et al. 2018)

2.2.2. AOSpine und operative Strategien bei Wirbelkörperfrakturen

Das TraumaRegister DGU registrierte in den Jahren 2016 bis 2018 circa 30.500 schwere, potentiell operativ zu versorgende Verletzungen der Wirbelsäule, wobei in 2 von 3 Fällen die unteren Segmente (Th11-S1) betroffen waren. Bei polytraumatisierten Patienten ist damit die Wirbelsäulenverletzung nach Verletzungen des Kopfes und des Thorax die dritthäufigste Verletzungsregion (DGU Jahresbericht 2019). Ursächlich für die Entstehung von Wirbelkörperfrakturen sind Sturzereignisse (30%), singuläre Überbeanspruchungen (20%) und spontan auftretende Ermüdungsbrüche (50%) (Cooper et al. 1992).

Um eine adäquate medizinische Versorgung thorakolumbaler Wirbelsäulenverletzungen zu gewährleisten, muss nach dem Trauma zunächst die Morphologie und das Schädigungsausmaß der Fraktur beurteilt werden. Hierfür hat sich im klinischen Alltag die AOSpine (Vaccaro et al. 2013) etabliert, welche ein dreigliedriges hierarchisch angeordnetes System darstellt, in dem der Klassifikationsgrad analog zum Schweregrad der Verletzung und der damit einhergehenden Wirbelsäuleninstabilität steigt (Abbildung 4):

- Typ A: Kompressionsverletzungen
Verletzungen der ventralen Wirbelkörper und Bandscheiben sowie geringe Verletzungen der Dorn- oder Querfortsätze ohne Stabilitätsverlust
- Typ B: Distraktionsverletzungen
Zerstörung der hinteren ossären und/oder ligamentären Strukturen mit Versagen des hinteren Zuggurtungsmechanismus ohne Zeichen einer schwerwiegenden Instabilität
- Typ C: Dislokations-/ Translationsverletzungen
komplette Wirbelsäulenzerreiung mit einhergehenden Fehlstellungen außerhalb physiologisch möglicher Bewegungsausmaße

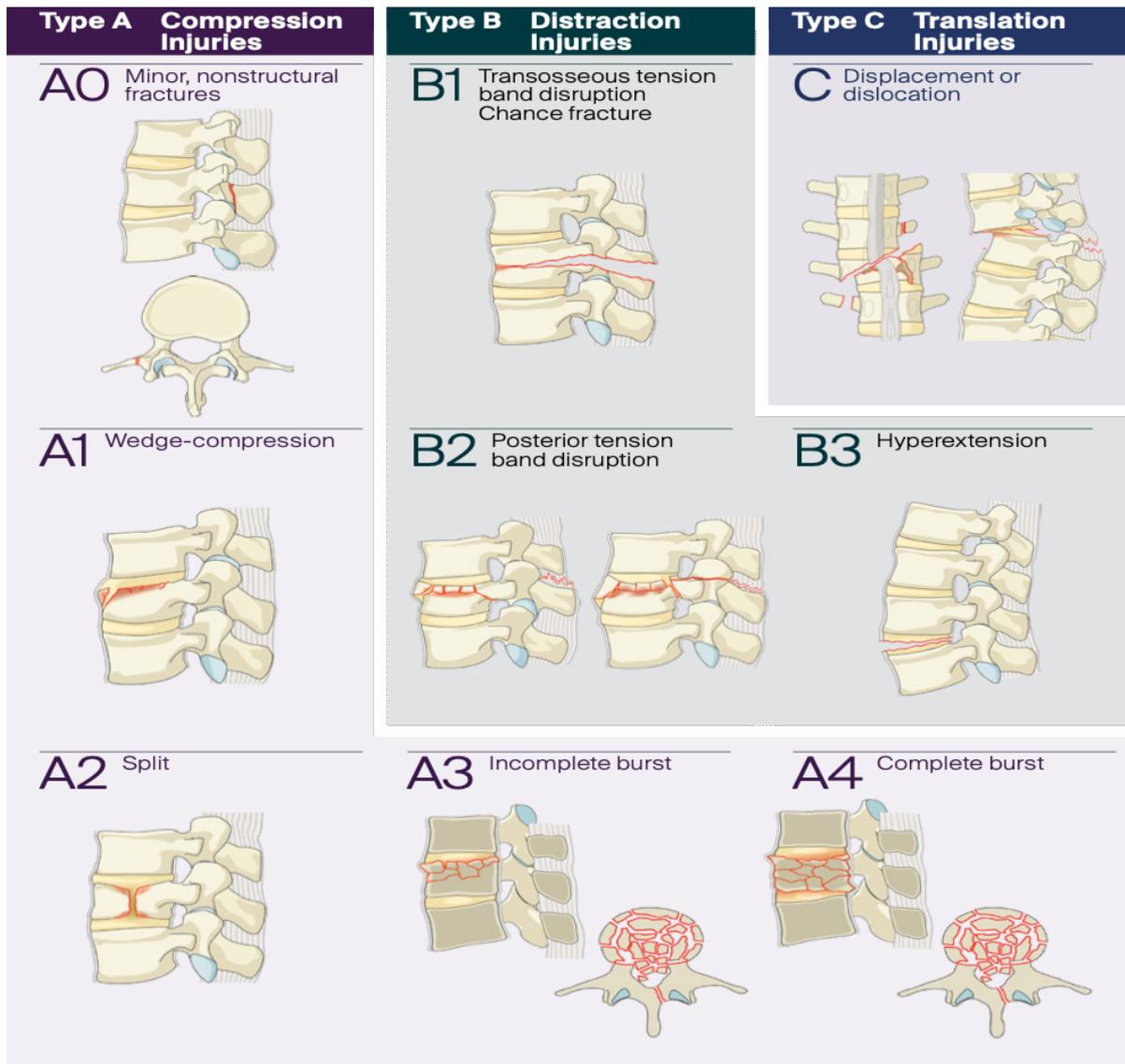


Abbildung 4: AOSpine Klassifikation thorakolumbalen Wirbelkörperfrakturen
(modifiziert nach Vaccaro et al. 2013)

Während konservative Therapien den prinzipiell stabilen Wirbelsäulenverletzungen ohne neurologische Schädigung vorbehalten sind, erfolgt die operative Versorgung vorzugsweise bei instabilen Frakturen, wobei auch tumoröse Destruktionen, Spondylolisthesis oder degenerative Veränderungen interventionell behandelt werden können. Ziel der invasiven Behandlung mittels Spondylodese ist dabei die Korrektur der durch Verletzung entstandenen Wirbelsäulenfehlstellung mit Dekompression neurogener Strukturen. Die Versorgung erfolgt über isoliert ventrale, isoliert dorsale oder eine kombinierte dorsoventrale Instrumentierung. Bei der rein dorsalen Instrumentierung, welche die häufigste Instrumentierungsart darstellt (Bühren und Josten 2013), erfolgt die Implantation eines internen Fixateurs. Dabei werden jeweils ein Paar Schrauben in die Pedikel („Pedikelschrauben“) des kranial und kaudal des

frakturierten Wirbels liegenden Wirbelkörper eingebracht und diese anschließend mithilfe zweier Längsträger verbunden. Zur Stabilitätsverbesserung kann ebenso die zusätzliche Implantation von Querträgern erfolgen (Merkel et al. 2009). Alleinige ventrale Instrumentierungen finden ihren Einsatz vor allem in Bereichen geringerer mechanischer Beanspruchung wie der Halswirbelsäule. Die verwendeten Stabilisierungsmöglichkeiten reichen dabei von unterschiedlichen Plattensystemen über Knochentransplantate (bspw. Beckenspan) bis zur Implantation eines intervertebralen Wirbelkörperersatzes („Cage“) (Bühren und Josten 2013). Eine Verbindung beider Verfahren stellt die kombinierte dorsoventrale Instrumentierung dar, welche vor allem bei hochgradig instabilen Frakturen ihre Anwendung findet. Mittels dorsaler Instrumentierung erfolgt zunächst die eigentliche Frakturposition durch Implantation eines internen Fixateurs, während anschließend durch den ventralen Zugang die Dekompression ggf. komplettiert und die Stabilität der vorderen Säule wiederhergestellt werden kann (Hauck et al. 2018, Merkel et al. 2009). Zehn Jahre nach operativer Wirbelfusion sind bei circa 70% der Patienten radiologische Zeichen einer Anschlussdegeneration nachweisbar, die in eine verminderte bis aufgehobene Beweglichkeit münden (Ishihara et al. 2001). Neben genetischer Disposition, dem Patientenalter und der initialen degenerativen Situation scheint vor allem die Operationstechnik für das zeitliche Auftreten der Degenerationen eine entscheidende Rolle zu spielen (Putzier 2010). Degenerationen zeigen sich dabei häufiger kranial der Spondylodese (Bastian et al. 2001), wobei als mögliche Ursachen das Einbringen der Pedikelschrauben (Cardoso et al. 2008), die direkte durch die Operation bedingte Muskelschädigung (Hyun et al. 2007) und der indirekte Muskelschaden durch Innervationsschädigung (Suwa et al. 2000) gelten.

2.2.3. Systematik der Rumpfmuskulatur

Die Rumpfmuskulatur gewährleistet neben der Aufgabe der Bewegungsausführung vor allem die Rumpfstabilität in statischen und dynamischen Situationen. Innerhalb der eigentlichen Rumpfmuskulatur erfolgt die Systematik in Rücken-, prävertebrale Halsmuskulatur, Brust- und Bauchmuskulatur. Im weiteren Sinne zählen die den Bauchraum kaudal verschließende Beckenbodenmuskulatur sowie das Zwerchfell (*Diaphragma*), welches die Brust- von der Bauchhöhle trennt, ebenso zur Muskulatur des Rumpfes. Hauptaufgabe der Thoraxmuskulatur ist einerseits die Abdichtung der Interkostalräume vor allem durch die Zwischenrippenmuskeln (*Mm. intercostales externi et interni*), andererseits wirken alle Muskeln, die das sternale Ende der Rippen heben oder senken, direkt atemmechanisch. Der Raum zwischen der unteren Thoraxapertur und dem oberen Beckenrand wird von der Bauchmuskulatur überspannt, die sich aufgrund ihrer anatomischen Lage in einen vorderen, hinteren und seitlichen Abschnitt gliedern lässt. Der vordere Bauchmuskel (*M. rectus abdominis*) dient neben der Expiration durch Senkung der ventralen Rippenenden der Aufrichtung des Oberkörpers aus der Rückenlage. Die seitliche Bauchmuskulatur ist dreischichtig und lässt sich in den *M. obliquus externus abdominis*, den *M. obliquus internus abdominis* und den *M. transversus abdominis* gliedern. Sie übernimmt atemmechanische Aufgaben sowie die Vorbeugung, Seitneigung und Drehung des Rumpfes. Die hintere Bauchmuskulatur, bestehend aus *M. quadratus lumborum* und *M. psoas major*, bildet das Nierenlager und ist ebenso an der Vorbeugung und Seitneigung des Rumpfes beteiligt (Aumüller et al. 2020, Bühren und Josten 2013). Der Rückenmuskulatur kommt neben der dynamischen Bewegungsfunktion eine essentielle Rolle bei der Sicherung der Wirbelsäulenform unter Belastung zu. In ihrer Gesamtheit entsteht ein komplexes Verspannungssystem, welches sich unter Einbeziehung der Rippen vom Kopf bis zum Beckengürtel erstreckt.

Prinzipiell lässt sich die Muskulatur des Rückens in Abhängigkeit von der entwicklungsgeschichtlichen Herkunft in zwei verschiedene Gruppen einteilen. Die nicht autochthone oder oberflächliche Rückenmuskulatur besteht aus Muskeln, die von der oberen Extremität her eingewandert sind und wird dementsprechend von den ventralen Ästen (*Rr. anteriores*) der zugehörigen Spinalnerven innerviert. Die autochthone (ortsständige) oder tiefe Rückenmuskulatur liegt hingegen dem dorsalen Achsenskelett unmittelbar auf und wird - im Gegensatz zur übrigen somatischen

Muskulatur - von den dorsalen Ästen (*Rr. posteriores*) der Spinalnerven versorgt (Aumüller et al. 2020, Schünke et al. 2018). Die autochthone Rückenmuskulatur bildet zwei Stränge, die, wie in Abbildung 5 dargestellt, rechts und links der Dornfortsätze in einem osteofibrösen Kanal, bestehend aus *Fascia thoracolumbalis*, den Bogenlaminae, den Dorn- und Querfortsätzen und den proximalen Anteilen der Rippen eingebettet sind. Durch die Lage dorsal der transversalen Flexions-Extensionsachse wirken beide Stränge bei beidseitiger muskulärer Kontraktion im Sinne einer Dorsalextension, bei einseitiger Kontraktion dienen sie der jeweils entsprechenden Seit- bzw. Rotationsneigung. In ihrer Gesamtheit wird die autochthone Rückenmuskulatur deshalb als *M. erector spinae* („Aufrichter der Wirbelsäule“) bezeichnet und spielt eine wesentliche Rolle in der Beibehaltung der aufrechten Körperhaltung (Aumüller et al. 2020, Niethard et al. 2017).

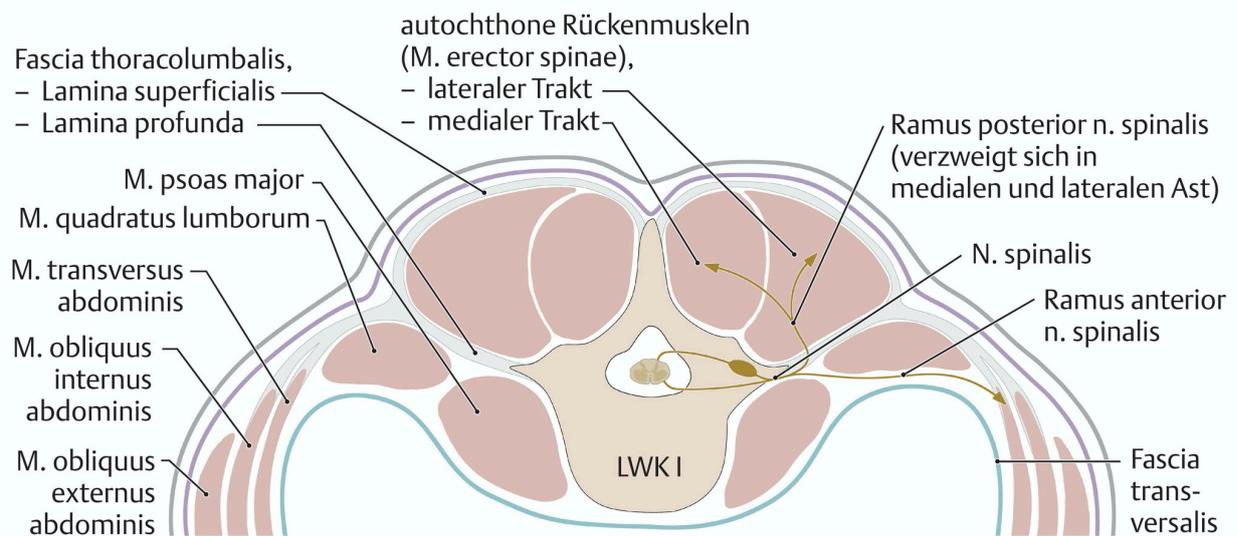


Abbildung 5: schematischer Querschnitt durch den menschlichen Rücken mit Darstellung der Muskulatur und des Spinalnervs auf Höhe von LWK-1 (modifiziert nach Aumüller et al. 2020)

Der *M. erector spinae* besteht aus Muskeln unterschiedlicher Länge. Zum einen erfolgt eine direkte Verbindung benachbarter Wirbel mittels kurzer unisegmentaler Muskeln, zum anderen überspringen längere plurisegmentale Muskeln mehrere Wirbelabschnitte. Die Gliederung des *M. erector spinae* erfolgt anatomisch in einen tiefen medialen und einen oberflächlichen lateralen Trakt. Nach Ursprung und Ansatz lässt sich die Muskulatur des medialen Traktes (Abbildung 6), welcher links und rechts unmittelbar neben den Dornfortsätzen in der Tiefe liegt und vom lateralen Trakt bedeckt wird, in zwei Systeme einteilen. Die Muskelfasern des spinalen Systems verlaufen von Dornfortsatz zu Dornfortsatz, die des transversospinalen Systems von Quer- zu Dornfortsatz (Aumüller et al. 2020).

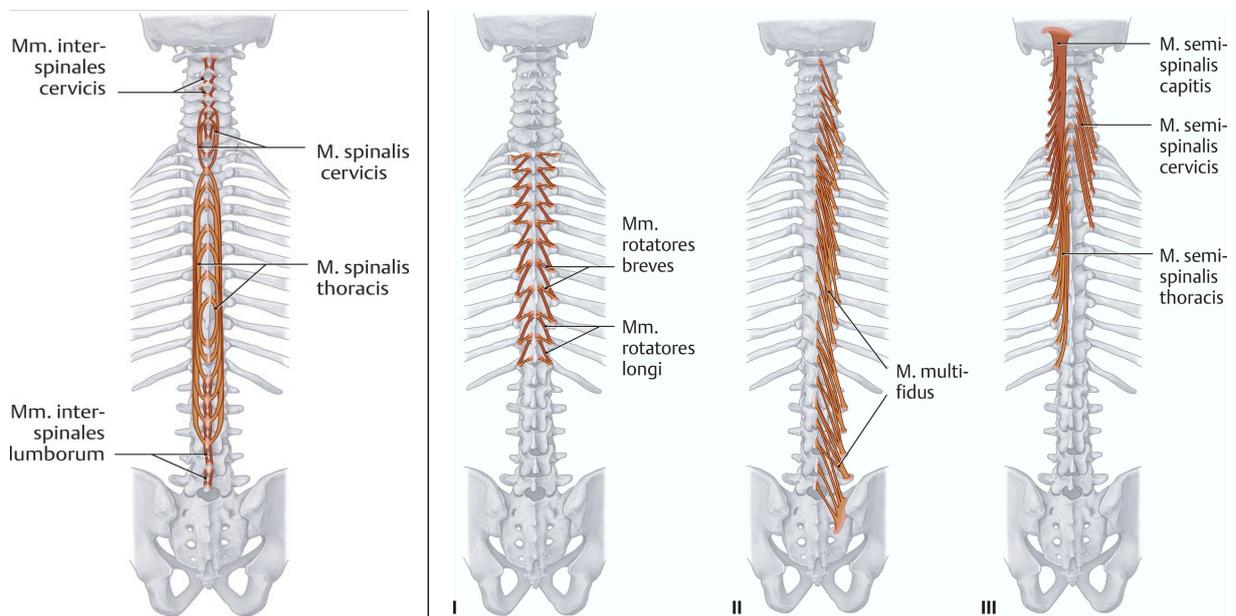


Abbildung 6: Autochthone Rückenmuskulatur, Tractus mediales spinales System (links):

- *M. spinalis* und *Mm. Interspinales*

transversospinales System (rechts):

- *Mm. rotatores breves et longi* (I), *M. multifidus* (II) und *M. semispinalis* (III)

(modifiziert nach Aumüller et al. 2020)

Die Einteilung der Muskeln des lateralen Traktes erfolgt in vier Systeme, welche sich in ihrer Gesamtheit vom Becken über die Rippen bis zum Hinterhaupt erstrecken. Hierzu zählen das sakrospinale (Steißbein bis zum Kopf), das intertransversale (zwischen den Querfortsätzen) sowie das spinotransversale System im Halsbereich und die *Mm. levatores costarum* (Abbildung 7) (Schünke et al. 2018).

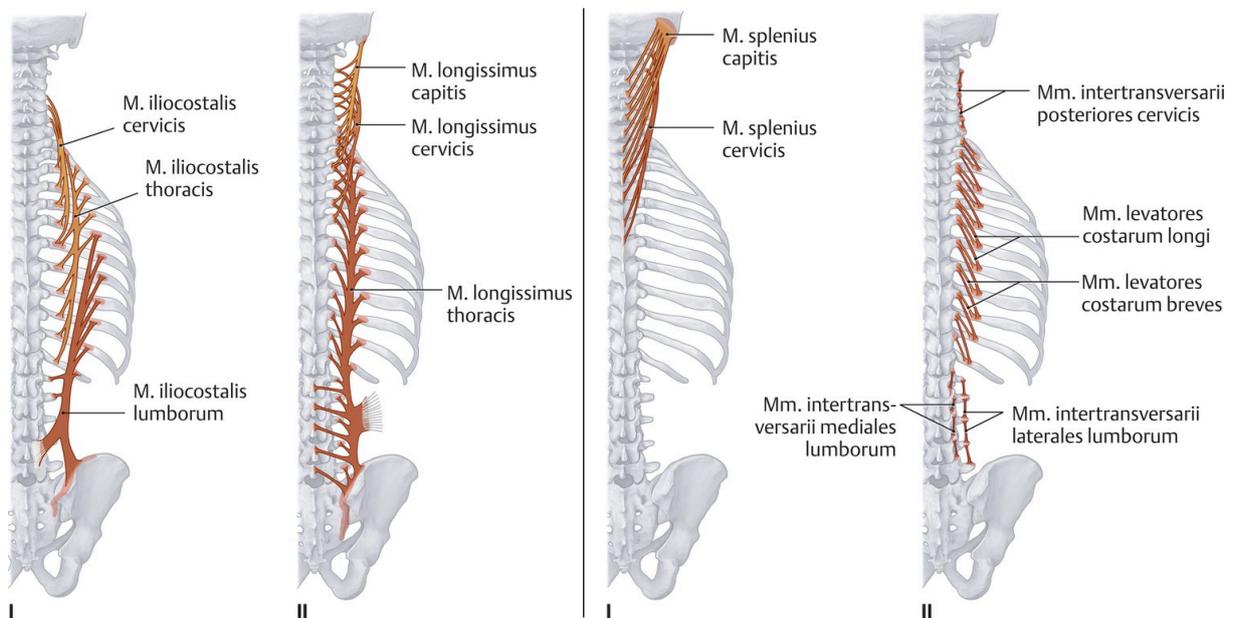


Abbildung 7: Autochthone Rückenmuskulatur, Tractus lateralis

sakrospinale System (links):

- *M. iliocostalis* (I) und *M. longissimus* (II)

spinotransversales System und intertransversales System (rechts):

- *M. splenius* (I) sowie *Mm. intertransversarii* und *levatores costa* (II)

(modifiziert nach Aumüller et al. 2020)

2.3. Kinesiologische Elektrophysiologie

2.3.1. Muskelphysiologie und Entstehung eines Aktionspotentials

Die menschliche Muskulatur lässt sich grundsätzlich in quergestreifte Skelett- und Herzmuskulatur sowie glatte Muskulatur unterteilen, wobei nur der erstgenannte Typ direkt über neuromuskuläre Endplatten mit den Nervenfasern des zentralen Nervensystems verbunden ist. Die neuromuskuläre Erregungsübertragung erfolgt acetylcholinabhängig durch Erzeugung eines Aktionspotentials. Der subsynaptische Cholinrezeptor ist kationenspezifisch, was bei Aktivierung einen vorübergehenden Einstrom von Natriumionen bewirkt. Dieser Einstrom übersteigt den durch Ruhemembranpotentialkanäle erzeugten Kaliumionenausstrom, ändert vorübergehend das Membranpotential und führt damit zur Depolarisation. Durch Acetylcholinspaltung wird die synaptische Übertragung unterbrochen und es erfolgt die durch Kaliumionenausstrom erzeugte Repolarisation. Das entstandene Aktionspotential wandert entlang des Tubulus-Systems, dringt in die Tiefe der Muskelfaser ein und bewirkt über eine Konformationsänderung von Kanalproteinen die Freisetzung von Calciumionen aus dem sarkoplasmatischen Retikulum in das Zellzytosol (Silbernagel et al. 2018). Eine einzelne Muskelzelle besteht aus einer Vielzahl von Myofibrillen, die ihrerseits aus Sarkomeren, den kleinsten kontraktilen Einheiten eines Muskels (Länge eines Sarkomers etwa 2,2 μm), zusammengesetzt sind. Jedes Sarkomer enthält dünne Aktin- und dickere Myosinfilamente, welche durch das Protein Titin elastisch miteinander verknüpft werden. Biochemisch erfolgt die Aktivierung der muskulären Kontraktion durch o.g. Freisetzung intrazellulärer Kalziumionen, welche sich an Troponin binden und damit die Myosin-Bindungsstelle auf dem Aktinfilament deblockieren. Das Myosinköpfchen kann sich in einem ATP-abhängigen Prozess an diese freigewordene Stelle koppeln und am Aktinfilament entlang gleiten (Gleitfilamenttheorie). Das Übereinandergleiten von Aktin und Myosin erfolgt in Richtung Sarkomermitte, führt final zur Muskelverkürzung und damit zur eigentlichen Kontraktion. Die Hydrolyse von ATP im Myosinkopf bewirkt das Ablösen vom Aktinfilament und die Möglichkeit einer erneuten Bindung, wenn die zytosolische Calciumkonzentration unverändert hoch verbleibt (Behrens et al. 2016, Schmidt et al. 2000).

2.3.2. Erfassung muskulärer Aktivität mittels Oberflächenelektromyographie

„Wenn man also annahm, dass die natürliche (muskuläre) Kontraktion durch frequente Innervationsimpulse hervorgerufen wird, [...] so war die Aufgabe, diese Schwingungen nachzuweisen und ihre Frequenz festzustellen.“ (Piper 1912)

Durch Elektromyografie entsteht die Möglichkeit, myoelektrische Signale aufzuzeichnen und zu analysieren. Im klinischen Bereich können dabei sowohl Oberflächenelektroden (Anwendung in dieser Studie) als auch Nadelelektroden verwendet werden. Der durch Depolarisation und Repolarisation geformte elektrische Pol wandert entlang der Muskelfaser und passiert die auf der Hautoberfläche angebrachten Elektroden. Durch das SENIAM Projekt (Surface Elektromyography for Non-Invasive Assessment of Muscles 1996) wurde ein europäischer Standard für die Elektrodenanbringung und die Signalverarbeitung etabliert. Abhängig von der räumlichen Distanz entsteht eine Potentialdifferenz zwischen beiden - meist bipolar verschalteten - Elektroden, welche als EMG-Signal messbar ist (Abbildung 8). Durch Differentialverstärkung entsteht dadurch aus dem monopolen Aktionspotential ein bipolares Signal. Da eine motorische Einheit für die Innervation mehrerer Muskelfasern verantwortlich ist, detektiert das Elektrodenpaar alle durch die erregten Muskelfasern entstandenen Potentiale, abhängig vom räumlichen Abstand, in unterschiedlichem Ausmaß. Die Summation ergibt ein triphasisches MUAP („Motor Unit Action Potential“), das sowohl von der Faserausrichtung als auch von der Stelle der Ableitung abhängig ist (Freiwald et al. 2005, Konrad 2005). Da ein einzelnes Elektrodenpaar mehrere motorische Einheiten detektiert, entsteht eine elektrische Überlagerung, die als Interferenzsignal das eigentliche EMG-Messsignal darstellt. Entscheidend für die summarische Signalamplitude und die Dichte des EMG-Signals sind dabei Rekrutierung und Frequenzierung der motorischen Einheiten (Konrad 2005). Durch Ableitung der Potentialdifferenzen ist es mit Hilfe der OEMG also möglich, Rückschlüsse auf die dem Signal entsprechende muskuläre Aktivität zu ziehen. Die Beschreibung der konkreten Signalerfassung und -prozessierung bei den in der vorliegenden Arbeit untersuchten Patienten erfolgt detailliert im Kapitel Material und Methoden.

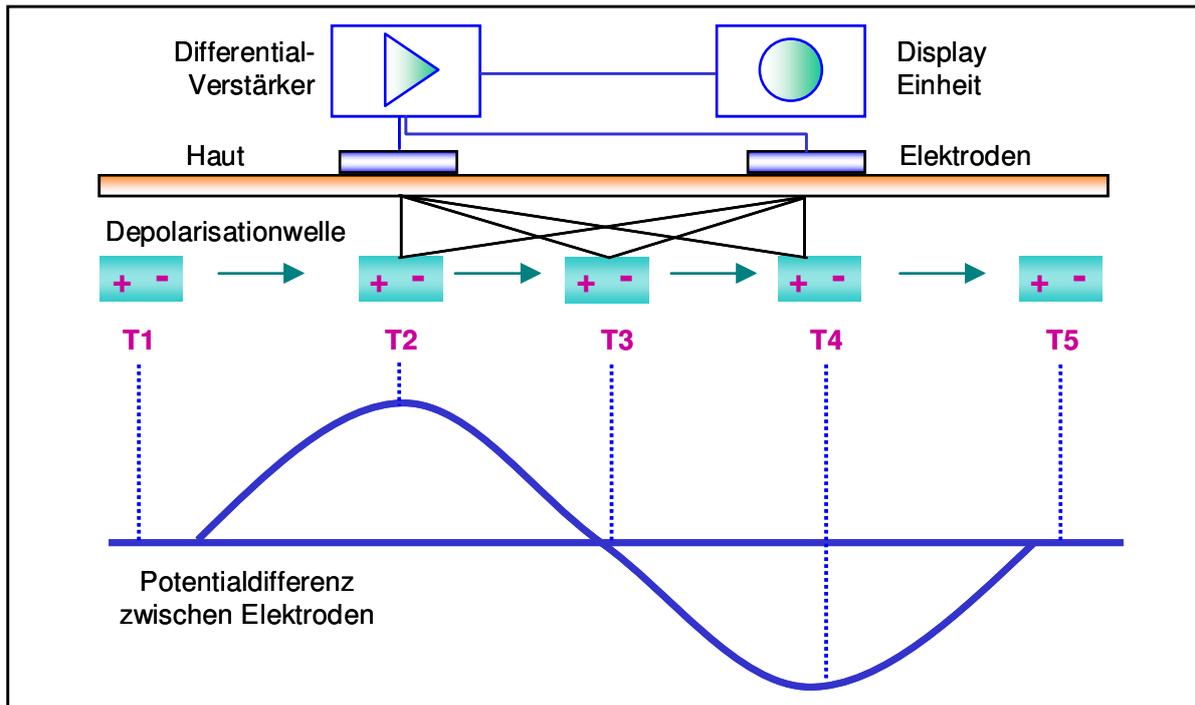


Abbildung 8: schematische Darstellung eines wandernden elektrischen Dipols auf einer Muskelfasermembran

Zum Zeitpunkt T1 erfolgt die Entstehung des Aktionspotentials mit anschließender Wanderung entlang der Muskelfaser in Richtung erster Elektrode. Dabei steigt die Potentialdifferenz und erreicht zum Zeitpunkt T2 ihren positiven Maximalwert. Befindet sich der elektrisch geformte Pol im gleichen Abstand zwischen dem Elektrodenpaar passiert die Potentialdifferenzkurve die Nulllinie (T3) und erreicht zum Zeitpunkt T4 das negative Maximum.

(modifiziert nach Konrad 2005)

2.4. Analyse des menschlichen Gehens

2.4.1. Gangzyklus

Ein Gangzyklus ist als der Zeitraum definiert, der zwischen zwei aufeinanderfolgenden initialen Bodenkontakten desselben Fußes liegt (Götz-Neumann 2015). Um durch Bewegungsanalyse gewonnene Daten interpersonell vergleichbar zu machen, untersuchte Perry 1992 den freien Gang von insgesamt 420 gesunden Personen im Alter von 6 bis 87 Jahren. Durch die gewonnenen Ergebnisse erfolgte die Einteilung des Gangzyklus in acht unterschiedliche Teilphasen nach RLANRC (Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center), wobei im Allgemeinen fünf Stand- und drei Schwungbeinphasen unterschieden werden.

Als Beginn eines Gangzyklus wird der Fersenkontakt des Referenzbeines mit dem Boden beschrieben (initiale Standphase). Daran schließt sich die Stoßdämpfungsphase an, welche mit dem Abheben des kontralateralen Beines endet. Funktion der mittleren Standphase ist im Anschluss vor allem der Erhalt der Bein- und Rumpfstabilität. Die Phase beginnt mit der Anhebung des kontralateralen Fußes und endet mit der Fersenanhebung des Referenzbeines, wobei sich der Körperschwerpunkt direkt senkrecht über dem Vorfuß befindet. In der terminalen Standphase erfolgt der Transport des Körpers über den Fuß hinaus. Der initiale Bodenkontakt des kontralateralen Fußes führt damit final zur Beendigung des Einbeinstandes. Anschließend folgt die Vorschwungphase, in der das Referenzbein auf den initialen Schwung vorbereitet wird. Diese beginnt mit dem initialen Bodenkontakt des kontralateralen Fußes und endet durch das Abheben des Referenzbeines. Die Vorschwungphase bildet gleichzeitig die fünfte und damit letzte Phase der Standphase. Mit der Abhebung des Referenzbeines beginnt die initiale Schwungphase. Gegenstand dieser ist die Ablösung des Fußes vom Boden und das Nachvornebringen des Referenzbeines. Wenn sich die Sprunggelenke beider Beine in der sagittalen Ebene überkreuzen, endet die sechste Phase des Gangzyklus. Das Referenzbein wird anschließend weiter nach vorne gebracht, bis die Tibia des Referenzbeines vertikal zum Boden steht, womit die mittlere Schwungphase endet. In der letzten Schwungphase wird das Nachvornebringen des Referenzbeines komplettiert. Der initiale Bodenkontakt des Referenzbeines gilt dabei als Ende der Schwungphase und damit auch des Gangzyklus. Der zu Beginn bestehende

Bodenkontakt wird als Anfangs- oder auch 0%-Punkt des Gangzyklus definiert. Der Moment des nächsten Kontaktes des Referenzbeines mit dem Boden markiert das Zyklusende, also den 100%-Punkt (Götz-Neumann 2015, Perry 1992). Durch die wiederkehrende Systematik der einzelnen acht Teilphasen lässt sich das Auftreten dieser innerhalb des Gangzyklus zeitlich genau definieren (Tabelle 1).

<u>Gangzyklus</u>							
<u>Standphase</u>					<u>Schwungphase</u>		
Initiale Standphase	Stoßdämpferphase	Mittlere Standphase	Terminale Standphase	Vorschwungphase	Initiale Schwungphase	Mittlere Schwungphase	Terminale Schwungphase
0%	0-12%	12-31%	31-50%	50-62%	62-75%	75-87%	87-100%

Tabelle 1: Gangzyklus des Rancho Los Amigos National Rehabilitation Centers (RLANRC) Dargestellt sind die acht einzelnen Gangphasen sowie deren zeitlicher Anteil an einem Gesamtzyklus in %. (modifiziert nach Götz-Neumann 2015)

2.4.2. Gangabhängige muskuläre Aktivierungsmuster

Innerhalb des Gangzyklus wird die Muskulatur des Rumpfes - in Abhängigkeit von der gerade absolvierten Teilphase - jeweils zu einem bestimmten Zeitpunkt aktiviert. Diese phasischen Aktivierungsmuster können mit Hilfe der eingangs beschriebenen Oberflächenelektromyografie erfasst werden (Kramer et al. 2008). Hanada et al. (2008) untersuchten beispielsweise die Aktivierungsamplituden der Rumpfmuskulatur bei älteren Patienten mit chronischen Rückenschmerzen und konnte zeigen, dass die dorsale Muskulatur im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe stärker aktiviert wird. Rückenschmerzpatienten wählen grundsätzlich langsamere Geschwindigkeiten, in denen ihnen komfortables Gehen möglich ist, wobei eine negative Korrelation zwischen Schrittlänge und subjektivem Schmerzempfinden besteht (Taylor et al. 2003). Darüber hinaus zeigt sich bei diesen Patienten elektromyografisch eine weniger variable muskuläre Anpassungsfähigkeit bei höheren Gehgeschwindigkeiten im Vergleich zu gesunden Probanden (Lamoth et al. 2006). Allgemein erfordert schnelleres Gehen eine größere und prolongierte Aktivität der Rumpfmuskeln, wobei geschlechts- (Anders et al. 2009), und alterspezifische Unterschiede in den Aktivierungsmustern beschrieben werden konnten (Crawford et al. 2018).

3. Ziele der Arbeit und Hypothesen

3.1. Ziele

Um bei wirbelkörperfrakturierten Patienten eine möglichst optimale Wiederherstellung der körperlichen Gesundheit und eine schnelle berufliche sowie soziale Reintegration zu erreichen, spielen, nach Abschluss der Akutversorgung, rehabilitative Maßnahmen eine zentrale Rolle. Bisher gibt es allerdings nur wenige Möglichkeiten, den Rehabilitationseffekt am Rumpf und speziell an der Wirbelsäule muskelfunktionell zu bestimmen. Die Bewertung des therapeutischen Gesamtergebnisses einer stationären Rehabilitation beruht heutzutage zum Großteil auf Selbstevaluationen von Patienten (z.B. mit Hilfe des SF-36 Fragebogens). Ergänzend zu diesen wichtigen subjektiven Einschätzungen der Patienten fehlen in der modernen Rehabilitation mitunter auch heute noch objektivier- und quantifizierbare muskelfunktionelle Daten zur Qualitätsbewertung rehabilitativer Behandlungen. Gerade die posttraumatische Einschränkung der muskulären Funktion könnte jedoch von großer Relevanz für die empfundene Lebensqualität der Patienten sein und damit eine entscheidende Rolle bei der zukünftigen Reintegration in das Berufsleben spielen.

In der vorliegenden Arbeit soll deshalb zunächst überprüft werden, inwieweit es durch die Absolvierung rehabilitativer Maßnahmen zu Veränderungen des Schmerzniveaus und zu Anpassungen des kardiovaskulären Systems an körperliche Belastungssituationen bei Patienten mit Wirbelkörperfrakturen kommt. Beide Parameter spielen potentiell eine bedeutende Rolle, in welchem Maß körperliche Alltagsfunktionen bewältigt werden können. In einem zweiten Schritt soll anschließend der rehabilitative Effekt im Hinblick auf eine Veränderung rumpfmuskulärer Aktivierungs- und Koordinationsmuster von Patienten mit Wirbelkörperfrakturen mithilfe der Oberflächenelektromyografie analysiert werden. Die Beschreibung der muskulären Aktivität des Rumpfes erfolgt dabei während unterschiedlicher dynamischer Belastungsintensitäten gemittelt über den kompletten Doppelschritt- und für die paravertebrale Muskulatur zusätzlich schrittphasenbezogen. Damit soll nicht nur überprüft werden, ob es generell durch Absolvierung einer stationären Rehabilitation zu Veränderungen der Aktivierungs- und Koordinationsmuster bei den Patienten kommt, sondern auch gleichzeitig analysiert werden, in welcher konkreten Teilphase des Doppelschrittes mögliche muskelfunktionelle Unterschiede bestehen.

3.2. Hypothesen

3.2.1. Herzfrequenzen

Die in der Studie untersuchten Patienten durchlaufen während ihrer rehabilitativen Behandlung eine Vielzahl verschiedener therapeutischer Bereiche. Im Rahmen der hierbei durchgeführten Übungen wäre zu unterstellen, dass es während identischer Belastungssituationen zu einer veränderten Anpassungsfähigkeit des kardiovaskulären Systems kommt.

Hypothese I: Sowohl die Ruheherzfrequenzen als auch die Herzfrequenzen während unterschiedlicher dynamischer Belastungsintensitäten unterscheiden sich bei Patienten mit Wirbelkörperfrakturen vor und nach Absolvierung der stationären Rehabilitation.

3.2.2. Rückenschmerzen und Kadenzen

Durch Rückenschmerzen bedingte Koordinationsstörungen und Schwächen der stabilisierenden Muskulatur können zu Einschränkungen der Beweglichkeit mit typischen Fehlhaltungen und damit verbundenen Fehlbelastungen der Wirbelsäule und den Gelenken führen. Klassische Folgen dieser unkorrigierten Fehlhaltungen sind schmerzhafte Blockierungen aber auch degenerative Veränderungen, welche wiederum selbst für die Entwicklung von Rückenschmerzen ursächlich sein können. Ein wichtiges Ziel der durchgeführten trainingstherapeutischen Maßnahmen ist es deshalb, eine Chronifizierung der Schmerzen zu verhindern und das aktuelle Schmerzniveau der Patienten generell zu reduzieren, um mögliche permanente Einschränkungen der körperlichen Alltagsfunktionen zu reduzieren.

Hypothese II A: Durch Absolvierung einer stationären Rehabilitation kommt es bei Patienten mit Wirbelkörperfrakturen zu einer Veränderung der empfundenen Rückenschmerzen in Ruhe und während identischer dynamischer Belastungssituationen.

Hypothese II B: Die während einer spezifischen Laufbandgeschwindigkeit erreichte Kadenz von Patienten mit Wirbelkörperfrakturen unterscheidet sich im prä- und postrehabilitativen Vergleich.

3.2.3. Einfluss der Rehabilitation auf die Aktivierungs- und Koordinationsmuster der Rumpfmuskulatur

Die operative Versteifung eines frakturierten Wirbelsäulensegmentes führt postinterventionell zu einem irreversiblen Bewegungsverlust im betroffenen Abschnitt der Wirbelsäule. Die Stabilität im operierten Bereich wird anschließend maßgeblich von den eingebrachten Implantaten und kaum von der vorhandenen Muskulatur gewährleistet. Aufgrund der neuen, postoperativen Aktivitätsanforderung an die eingangs intakte paravertebrale Muskulatur kommt es, vor allem im Bereich der Spondylodese, im zeitlichen Verlauf zu einer Veränderung der intramuskulären Koordination. Eine ähnliche Veränderung findet sich posttraumatische ebenso bei den konservativ behandelten Patienten. Aufgrund der allgemein reduzierten körperlichen Aktivität während und nach der Akutversorgung, ist davon auszugehen, dass es bei operativ, als auch bei konservativ behandelten Patienten ebenso zu Veränderungen der intramuskulären Koordination im Bereich der ventralen Rumpfmuskulatur kommt. Durch regelmäßig stattfindende muskuläre Beübung im Laufe des rehabilitativen Aufenthaltes ist anzunehmen, dass einerseits eine Verbesserung der neuromuskulären Ansteuerung stattfindet, andererseits die trainierte Muskulatur hypertrophiert, wodurch insgesamt Veränderungen der elektromyografischen Aktivierungs- und Koordinationsmuster der Rumpfmuskulatur resultieren könnten. Die Betrachtung der intramuskulären Koordination erfolgt dabei für ventrale und dorsale Rumpfmuskeln im prä- und postrehabilitativen Vergleich zu zwei unterschiedlichen Laufbandgeschwindigkeiten (3km/h und 6km/h) über den kompletten Doppelschritt.

Da vor allem die dorsale Rumpfmuskulatur durch die anatomische Nähe zur Fraktur und die Gewebebeschädigung durch die interventionelle Versorgung für das untersuchte Patientenkollektiv eine herausragende Stellung im Hinblick auf das empfundene Schmerzniveau und die körperliche Funktionalität einnimmt, sollen mögliche Veränderung der elektromyografischen Aktivität des *M. erector spinae* zusätzlich für beide Geschwindigkeiten schrittphasenbezogen dargestellt werden. Dafür erfolgt eine Unterteilung des gesamten Doppelschrittes in einzelne muskelfunktionelle Teilphasen, in derer die OEMG-Aktivität des *M. erector spinae* prä- und postrehabilitativ separat verglichen wird.

Hypothese III A: Bei Patienten mit Wirbelkörperfrakturen resultieren durch Absolvierung einer stationären Rehabilitation Veränderungen der Aktivierungs- und Koordinationsmuster der Rumpfmuskulatur gemittelt über den kompletten Doppelschritt.

Hypothese III B: Bei Patienten mit Wirbelkörperfrakturen resultieren durch Absolvierung einer stationären Rehabilitation Veränderungen der Aktivierungs- und Koordinationsmuster der paravertebralen Muskulatur während unterschiedlicher Teilphasen des Gangzyklus.

4. Material und Methoden

4.1. Patienten und Probanden

Insgesamt wurden in der Studie 30 Patienten untersucht, die eine oder mehrere Fraktur(en) im thorakolumbalen Wirbelsäulenbereich erlitten, konservativ oder operativ versorgt wurden und ihre Rehabilitation im Rahmen einer stationären Behandlung am BG Klinikum Bergmannstrost in Halle a.d. Saale absolvierten. Für die potentiell infrage kommenden Probanden wurden dabei folgende Ein- und Ausschlusskriterien festgelegt:

Einschlusskriterien:

- Alter zwischen 18 und 75 Jahren
- operativ oder konservativ behandelte Wirbelkörperverletzung(en) im Bereich von Th8 bis L5
- Wahrnehmung einer stationär-rehabilitativen Behandlung
- Patienteneinwilligung

Ausschlusskriterien:

- Erkrankungen des Herz-Kreislaufsystems, die eine Untersuchung unmöglich machen (z.B. pAVK, Herzinsuffizienz, Z.n. Myokardinfarkt)
- neurogene oder degenerative Muskelerkrankungen
- orthopädische Erkrankungen (z.B. starke Skoliose, Beinlängendifferenz)
- BMI > 30 kg/m²

Allen für die Studie geeigneten Patienten wurde durch die Reha-Koordination des berufsgenossenschaftlichen Klinikums am stationären Aufnahmetag eine Informationsschrift über die Studie ausgehändigt. Die letztendliche Teilnahme erfolgte freiwillig nach umfangreicher Aufklärung über das geplante Untersuchungsverfahren durch den/die Untersucher/in und Unterzeichnung der Einverständniserklärung.

4.2. Untersuchung

Nach Abschluss der rehabilitationsspezifischen Diagnostik und der Erstellung eines Rehabilitationsplans durch die Ärzte und Therapeuten der Klinik für Physikalische und Rehabilitative Medizin des BG Klinikums Bergmannstrost begannen die Patienten ihre stationäre Behandlung bestehend aus individueller Schmerz-, Physio-, Ergo-, Sport- und Trainingstherapie. Die Untersuchung der Patienten wurde dabei durch die Reha-Koordination in den therapeutischen Plan integriert und erfolgte zweizeitig. Die Eingangsuntersuchung (U1) wurde zu Beginn des rehabilitativen Aufenthaltes am Nachmittag des 2. Tages nach der stationären Aufnahme durchgeführt. Dadurch konnten die Patienten zum Zeitpunkt der ersten Untersuchung bereits einige Übungen im Rahmen der Rehabilitation absolvieren und sich mit den örtlichen Gegebenheiten vertraut machen. Die zweite Untersuchung (U2) erfolgte nach dem Abschluss der Rehabilitation erneut am Nachmittag des vorletzten bzw. letzten Tages des stationären Aufenthaltes. Alle Patienten durchliefen während beider Untersuchungszeitpunkte das identische Untersuchungsprotokoll.

4.2.1. Vorbereitung

Nach der Aufklärung über das geplante Untersuchungsprozedere und der schriftlichen Zustimmung zur Studie wurden zunächst die Elektrodenpositionen der zu untersuchenden Muskeln anhand definierter anatomischer Landmarken (Tabelle 2) ermittelt. Als Vorlage dienten dabei die durch das SENIAM-Projekt (Surface ElectroMyoGraphy for Non-Invasive Assessment of Muscles) definierten europäischen Standards zur Anbringung und Ableitung eines Oberflächen-EMGs.

		<u>Elektrodenposition</u>
<u>Muskel</u>	M. rectus abdominis	bipolar, kaudale Elektrode, Höhe Nabel, 4cm von der Mitte, vertikal
	M. obliquus internus	bipolar, mediale Inguinalfalte, Höhe Spina iliaca anterior superior, horizontal
	M. obliquus externus	bipolar, unterhalb tiefster Rippenbogenpunkt, von dort auf einer Linie zum kontralateralen Tuberculum pubicum, direkt am Rippenbogen
	M. erector spinae	monopolar, je 9 Elektroden pro Körperseite beginnend auf Muskelbauch von L5, 2,5cm paravertebral nach kranial
<u>Sensor</u>	EKG	Herzachse + Sternum
	Druck / Fersenaufsatz	Fußunterseite beidseits im Fersenbereich

Tabelle 2: Darstellung der Elektrodenpositionen der zu untersuchenden Rumpfmuskulatur sowie für Druck- und EKG-Sensoren gemäß SENIAM.org

Die Bestimmung von Muskelpotentialen mittels Applikation von EMG-Nadeln fand für die Muskulatur des Rumpfes routinemäßig bisher wenig klinische Anwendung (Grasso et al. 2004, Ivanenko et al. 2004) und stellt allein aufgrund der für die Patienten verbundenen Invasivität im muskulären Bereich des operierten Gebietes keine Alternative dar. Die Reliabilität der mit Hilfe der OEMG ermittelten Daten im Vergleich zum Nadel-EMG konnte darüber hinaus zahlreich belegt werden (Ivanenko et al. 2004). Die entsprechende Markierung erfolgte mit Hilfe eines wasserfesten Stiftes. Danach wurde die Körperbehaarung der markierten Bereiche entfernt und die Haut mit einer Abrasionspaste (Carefusion (GE) Epicont) gereinigt, um den elektrischen Widerstand zu minimieren und eine artefaktärmere OEMG-Aufzeichnung zu ermöglichen. Nach Anbringung der Elektroden und Dokumentation der genauen Position im Studienprotokoll (Studienprotokoll im Anhang) erfolgte die Verbindung der Elektroden mit Hilfe von Verstärkerkabeln. Um die Bodenkontakte während des Gehens aufzuzeichnen und somit in der Auswertung das kontinuierlich abgeleitete OEMG-Signal in einzelne Schritte und letztendlich Schrittphasen zerlegen zu können, wurden zwei Drucksensoren an der Unterseite des linken und rechten Schuhs im Fersenbereich appliziert. Darüber hinaus erfolgte die Ableitung eines EKGs während der Untersuchung. Einerseits konnte dadurch die Herzfrequenz der Probanden während der Untersuchung ermittelt werden, andererseits wurde zeitgleich die durch die Herzaktivität entstandene Überlagerung auf den anderen (Muskel-) Kanälen detektiert und in der Auswertung entfernt (Kapitel 5.4.1.).

An einem Gürtel, den die Probanden während der Messung tragen mussten, wurde der für die bipolaren Elektroden notwendige Steckkasten und der Verstärker der monopolen Rückenelektroden fixiert. Vor Untersuchungsbeginn wurden alle eingehenden Signale visuell kontrolliert, die korrekte Positionierung der Elektroden überprüft und die Verstärkerkabel mittels Pflasterstreifen bzw. Kabelbinder fixiert. Durch die Befestigung der Kabel konnten die bei der Untersuchung entstehenden Zugkräfte minimiert und dadurch eine artefaktärmere Aufzeichnung realisiert werden. Zur Messung trugen die Probanden flaches Schuhwerk und eine bequeme Sporthose. Um mögliche Störsignale durch Reibung von Kleidungsstücken auf den Elektroden zu vermeiden, wurde die Messung, bis auf das Tragen eines BHs bei Frauen, oberkörperfrei durchgeführt. Einen Überblick über die vollständige Instrumentation der OEMG-Messtechnik liefert Abbildung 9.

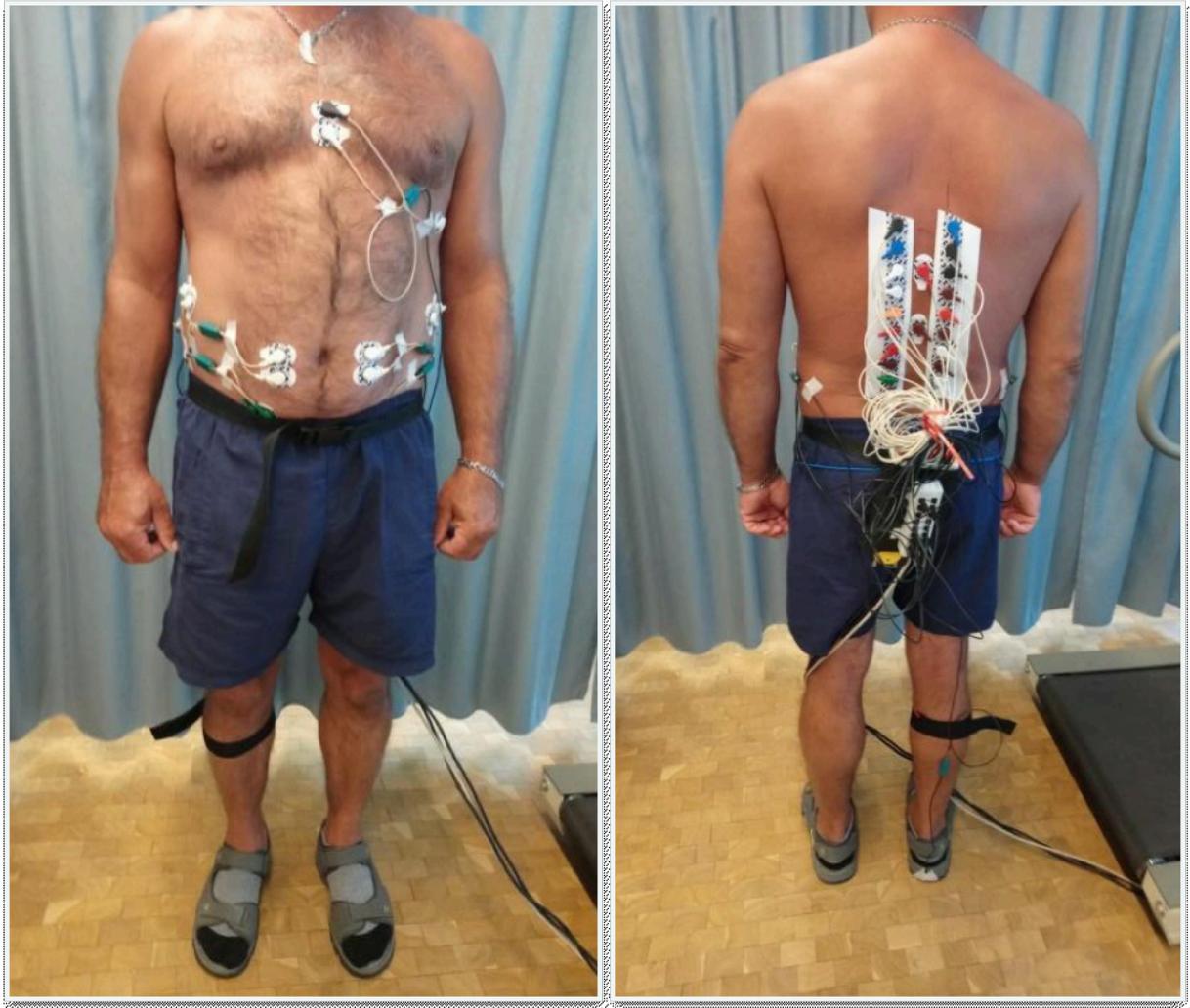


Abbildung 9: ventrale (links) und dorsale (rechts) Ansicht nach finaler Instrumentierung eines Probanden mit OEMG-Messtechnik

4.2.2. Ablauf

Nach Anbringung der OEMG-Messtechnik erfolgte die Simulation der dynamischen Belastung auf einem Laufband-Ergometer (BIODEX RTM 500, USA). Vor Beginn der Messaufzeichnung erhielten die Probanden eine ausreichende Eingewöhnungszeit, um sich bei einer selbstgewählten Gehgeschwindigkeit auf dem Laufband mit der Testsituation vertraut zu machen. Voraussetzung für den Beginn der Messung war das Aufweisen eines physiologischen Gangbildes und die Fähigkeit eines freien Ganges (Gehen ohne Hilfestellung oder Festhalten am Laufband). Beginnend bei 2km/h wurde die Laufbandgeschwindigkeit sukzessiv bis auf ein Maximum von 6km/h erhöht. Durch die schrittweise Steigerung der Geschwindigkeit konnte eine zu schnelle körperliche Überanforderung der Patienten ausgeschlossen werden. Die muskuläre Aktivität der Rumpfmuskeln wurde für jeweils eine Minute während der Laufbandgeschwindigkeiten 3km/h und 6km/h aufgezeichnet.

Grundlage für die Wahl der beiden Laufbandgeschwindigkeiten ist es, dass die physiologische Gehgeschwindigkeit des gesunden Menschen (bei einer Steigung von 0 Prozent) je nach Altersklasse und Geschlecht zwischen 4,0 und 5,5km/h (Kramers de Quervain et al. 2008), die Geschwindigkeit beim Wechsel der Gangarten vom Gehen zum Laufen zwischen 6,8 und 8,0km/h (Ranisavljev et al. 2014, Thorstensson und Roberthson 1987) liegt. Für die Auswertung wurde deshalb jeweils eine Laufbandgeschwindigkeit gewählt, die knapp unterhalb der angegebenen Referenzwerte für gesunde Probanden liegt. Somit können für die untersuchten Patienten spezifische Aussagen zur muskulären Aktivität während einer normalen physiologischen Gehgeschwindigkeit und beim schnellen Gehen, also während einer größeren dynamischen Belastung, getroffen werden.

Vor und nach der Gesamtuntersuchung sowie zwischen Absolvierung der einzelnen Laufbandgeschwindigkeiten wurde das aktuelle subjektive Schmerzempfinden im Rückenbereich anhand der Visuellen-Analog-Skala (VAS: „kein Schmerz“ = 0 Punkte, „maximaler Schmerz“ = 10 Punkte) (Hayes und Patterson 1921) erfragt und im Studienprotokoll dokumentiert.

4.3. OEMG

4.3.1. Signalerfassung

Die Aktivitätsaufzeichnung der ventralen Rumpfmuskulatur erfolgte mit Hilfe einer bipolaren Ableitung (5-700 Hz, Verstärkung 1000fach, Biovision, Deutschland). Hierfür wurden Ag/AgCl-Gelelektroden (H938SG, Covidien, Deutschland; Durchmesser Elektrode: 8mm, Durchmesser Gelkissen: 16mm) entlang der Faserrichtung der zu untersuchenden Muskeln symmetrisch auf beiden Körperseiten mit einem Interelektrodenabstand von 25mm angebracht.

Die myoelektrische Aktivität der Rückenmuskulatur wurden mit Hilfe von insgesamt 20 monopolar verschalteten Einzelelektroden, die aufsteigend von L5 beidseits 2,5cm lateral der Dornfortsätze entfernt angebracht wurden, detektiert. Zur Messung diente dabei ein pro Körperseite vorgefertigter Elektrodenstreifen, bestehend aus jeweils 10 einzelnen Elektroden (Durchmesser Elektrode: 8mm, Ableitfläche: 16mm, Interelektrodenabstand: 25mm). Zusätzlich wurde eine Elektrode zur Funktionserdung sowie eine Referenzelektrode zwischen den beiden Elektrodenstreifen positioniert. Zunächst erfolgte die Messung der Spannungsdifferenz zwischen der Referenzelektrode- und den jeweiligen Elektroden auf dem Elektrodenstreifen. Im Anschluss wurden aus diesen monopolar abgeleiteten Signalen zweier benachbarter Elektroden durch Subtraktion die Spannungsdifferenz bipolar berechnet. Dadurch fungierte, mit Ausnahme der obersten und untersten Elektrode, jede Elektrode sowohl als Plus- als auch als Minuspol. Zur Aktivitätsbeschreibung der paravertebralen Muskulatur wurde die mittlere Aktivität im Bereich L5/L4 über eine Strecke von drei Ableitungspositionen analysiert. Die in diesem Bereich detektierte muskuläre Aktivität deckt sich mit den vom SENIAM-Projekt definierten Ableitungsorten des *M. Multifidus* und des *M. Erector spinae* und wird im Weiteren als die Aktivität der paravertebralen Muskulatur bezeichnet.

Die Herzaktivität wurde durch Anbringung zweier Elektroden entlang der Herzachse- und einer zusätzlichen Erdungselektrode aufgezeichnet. Zur Detektion der Bodenkontakte während des Gangzyklus wurde jeweils ein Drucksensor (FSR-402, Interlink electronics, Deutschland) unter der rechten und linken Ferse appliziert.

4.3.2. Signalverarbeitung

Nach 1000-facher Verstärkung wurden die Roh-EMG-Signale mit einer Abtastrate von 2048s^{-1} analog/digital-gewandelt (Tower of Measurement (ToM), DeMeTec, Deutschland). Die Aufzeichnung erfolgte mit der Software ToM Erfassung (GJB Datentechnik, Deutschland). Die im Rückenbereich aufgezeichneten EMG-Signale wurden zunächst bipolar verrechnet, wodurch sich aus beidseits jeweils neun einzelner monopolarer Kanäle insgesamt acht bipolare Ableitungen ergeben. Auf allen Kanälen wurde im Anschluss der Gleichspannungsanteil abgezogen. Um eine Trennung der eigentlichen EMG-Signale vom Netzrauschen zu erreichen, erfolgte eine Signalfilterung mit Hilfe der Computersoftware Matlab (The Mathworks, USA). Dazu wurde zunächst ein Bandsperrfilter für 50 Hz und dessen ungerade Vielfache verwendet. Anschließend erfolgte die Filterung des Signals mit einem 20 Hz Hoch- und 300 Hz Tiefpassfilter. Da die zu erwartenden Rumpfmuskel-Frequenzen unterhalb von 200 Hz liegen (Wallace und Kasman 2002), wurde dadurch eine weitere Trennung von EMG- und Rauschsignalen erreicht. Danach erfolgte die Glättung der Roh-EMG-Signale mit Hilfe eines rechteckigen Mittelungsfensters von 50ms, woraus im Anschluss der Root Mean Squares (RMS) berechnet wurde. Die Signale wurden dabei zunächst zur Gleichrichtung quadriert, danach gemittelt und daraus die Wurzel berechnet. Diese Art der EMG Signalverarbeitung ist ein übliches Vorgehen und dient neben der Glättung der Vergleichbarkeit von OEMG-Amplituden zwischen Muskeln und Personen (Pfeifer et al. 2003).

4.3.2.1. Elimination der EKG-Artefakte

Aufgrund der anatomischen Nähe des Herzens zum Rumpf kommt es besonders bei der myoelektrischen Ableitung in diesem Bereich zu Signalüberlagerungen. Dies liegt darin begründet, dass sich ein Teil der elektrischen Herzaktivität im unteren Frequenzbereich der OEMG wiederfindet. Die bloße Frequenzfilterung der EKG-Artefakte wäre somit ohne eine weitreichende Beeinflussung des OEMG-Signals nicht möglich (Anders et al. 1991). Die Auslenkungshöhe der Artefakte in der OEMG wird entscheidend durch die momentan wirkende Muskelaktivität beeinflusst. Durch die zeitlich und örtlich weitestgehend konstant wirkende elektrische Herzmuskelaktivität ist es möglich, ein EKG-Kanal-Template zu erstellen und dieses zu den registrierten Auftrittszeitpunkten vom Gesamt-OEMG abzuziehen. Hierfür wurden zunächst mit Hilfe von bereits bestehenden Algorithmen Zeitmarker auf die jeweiligen R-Zacken

gesetzt, um den Zeitpunkt des systematisch auftretenden Signals zu detektieren. Die visuelle Kontrolle und manuelle Korrektur der Markerpositionierung erfolgte in der Software ATISapro Version 2.9.6 (GJB Datentechnik, Deutschland). Zu den so festgelegten Zeitpunkten erfolgte im Anschluss die Berechnung kanalspezifischer Templates in jedem der Muskelkanäle. Hierfür wurden die Amplitudenverlaufskurven 200 Samples vor und 200 Samples nach den Zeitpunkten der R-Zacken „ausgeschnitten“ und die kanalspezifischen Bereiche gemittelt. Dadurch blieb das systematische Signal, das EKG-Artefakt, bestehen und das stochastische (EMG) Signal verschwand. Das dadurch erzeugte Template enthält somit ausschließlich die in jedem Kanal registrierte EKG-Aktivität. Dieses Template wurde im Anschluss an den Stellen zu den Auftrittszeitpunkten der R-Zacken für 195ms vor und 195ms danach cosinusgewichtet abgezogen.

4.3.2.2. Ermittlung der zeitnormierten Amplitudenverlaufskurven

Um Aussagen über die muskelspezifischen Aktivitätsmuster zu den unterschiedlichen Teilphasen während eines Doppelschrittes treffen zu können, fand eine Zeitnormierung entsprechend der ipsilateralen Fersenaufsätze auf 100% statt. Die zeitliche, prozentuale Einteilung der einzelnen Phasen innerhalb des Gangzyklus orientiert sich dabei an den vom Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center (Tabelle 1) definierten Auftrittszeitpunkten und wurde wie folgt festgelegt:

- 1. Phase: 0 bis 12% (initiale Standphase + Stoßdämpferphase)
- 2. Phase: 12 bis 50% (mittlere Standphase + terminale Standphase)
- 3. Phase: 50 bis 62% (Vorschwungphase)
- 4. Phase 62 bis 100% (Schwungphase)

Die Auflösungsgenauigkeit der ermittelten Verlaufskurven betrug 0,5%, wodurch inklusive der 0- bzw. 100%-Marke während eines Gangzyklus insgesamt 201 Amplitudenwerte generiert wurden. Mithilfe der angebrachten Druckelektroden konnte der jeweilige Fersenaufsatz eines Doppelschrittes detektiert und das EMG anhand der zeitlich definierten Teilphasen zerschnitten werden. Wie bei der Erstellung der EKG-Templates wurden in Matlab Zeitmarker an die gemessenen Fersenaufsätze gesetzt,

welche im Anschluss visuell kontrolliert- und bei Bedarf manuell angepasst wurden. Doppelschritte, die zeitlich +/- 10% von der pro Geschwindigkeit detektierten mittleren Schrittdauer abwichen, wurden in der Auswertung nicht berücksichtigt. Die Schritte mit der Dauer innerhalb +/-10% wurden dann gemittelt. Auf Grundlage der in dieser Weise berechneten Daten konnte somit für jede Elektrodenposition und jede Geschwindigkeit nach entsprechender Berechnung der RMS-Werte eine zeitnormierte gemittelte Amplitudenverlaufskurve der muskulären Aktivität erstellt werden.

4.3.3. Variationskoeffizient

Während der Laufbanduntersuchung wird die Muskulatur des Rumpfes je nach aktuellem Maß der Belastung unterschiedlich stark aktiviert. Die elektromyografischen Aktivierungsspitzen finden sich physiologisch betrachtet während des ipsi- und kontralateralen Fersenaufsatzes. Während der jeweiligen Anspannungsphase kommt es zu einer kontinuierlichen intramuskulären Druckerhöhung. Aus dieser Druckzunahme resultiert einerseits eine progrediente Minderversorgung des Gewebes mit Nährstoffen und Sauerstoff, andererseits erhöht sich die Anzahl von in biochemischen Stoffwechselprozessen entstandenen Metaboliten, welche nicht adäquat abtransportiert werden können. Das Ausmaß der muskulären Ermüdung und der damit verbundenen Schmerzsymptomatik der Patienten könnte somit sowohl von der Intensität und der zeitlichen Dauer der Anspannungsphase als auch von verringerten Phasen mit niedrigerer muskulärer Anspannung abhängig sein.

Um das Verhältnis aus hohen sowie niedrigen Amplituden und einem mittleren Amplitudenniveau zu betrachten, findet in dieser Arbeit der Variationskoeffizient (CV) Anwendung. Definiert ist der CV als das Verhältnis aus Standardabweichung und Mittelwert der jeweiligen RMS-Verlaufskurven (Schenk 2019). Die Ermittlung des Variationskoeffizienten auf Basis von OEMG-Daten orientiert sich an den Untersuchungen von Bailey et al. (2018). Die eigentliche Berechnung des Variationskoeffizienten aus den zeitnormierten gemittelten Amplitudenverlaufskurven erfolgte in einer geschwindigkeitsabhängigen Betrachtung separat für jeden ausgewählten Rumpfmuskel. Grundvoraussetzung für die Berechnung ist dabei, dass der Mittelwert nicht Null entspricht. Bei einem gleichgerichteten EMG-Signal, welches ausschließlich aus positiven Amplitudenanteilen besteht, kann dies allerdings ausgeschlossen werden.

Um die Interpretation des Variationskoeffizienten zu verdeutlichen, sind in den Abbildungen 10, 11 und 12 unterschiedliche Amplitudenverläufe mit den dazugehörigen Mittelwerten sowie den berechneten Variationskoeffizienten schematisch dargestellt. Als Referenz dient jeweils der in Abbildung 10 angenommene elektromyografische Kurvenverlauf einer gesunden Person während des Gehens. Die Amplitudenspitzen präsentieren sich während der ipsi- und kontralateralen Fersenaufsätze. Physiologisch folgen unmittelbar nach dem Zeitpunkt des jeweiligen Fersenaufsatzes Phasen mit niedrigen Amplituden. Die größte funktionelle Relevanz wäre einer hohen muskulären Schwingungsbreite dann zu unterstellen, wenn sie in Teilphasen des Gangzyklus fällt, in denen ebenfalls eine hohe muskuläre Aktivität zu finden ist. Während dieser Zeitpunkte profitiert die aktivierte Zielmuskulatur potentiell am meisten von einer Verbesserung der Perfusion. In dem von mir abgebildeten Referenzbeispiel wird zunächst keine muskuläre Ermüdung angenommen.

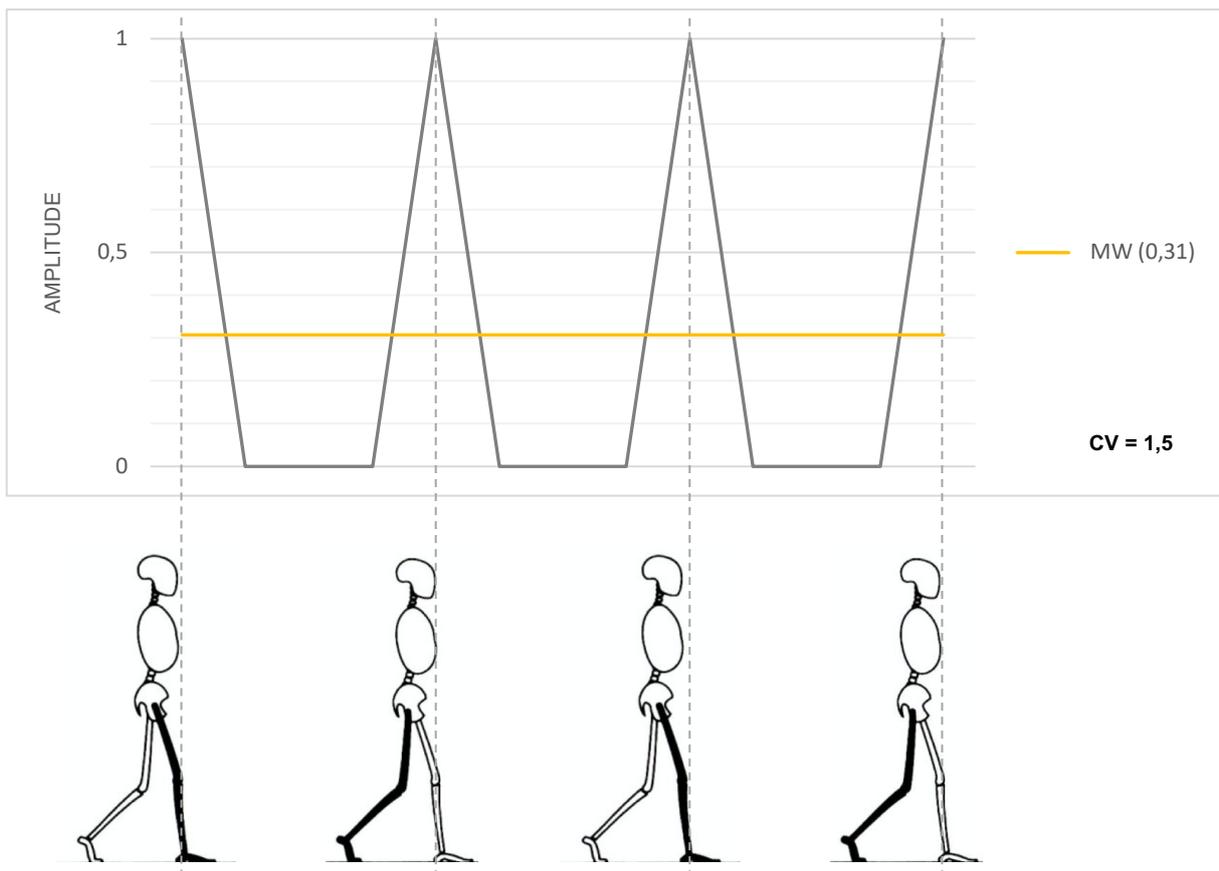


Abbildung 10: Schematische Darstellung eines physiologischen Amplitudenverlaufes für eine gesunde Person mit dazugehörigem Mittelwert (MW) und dem Variationskoeffizienten (CV). Das elektromyografische Auftreten der Amplitudenspitzen erfolgt während der dargestellten ipsi- bzw. kontralateralen Fersenaufsätze.

Im Gegensatz zum physiologischen elektromyografischen Aktivitätsverlauf ist in Abbildung 11 eine Zunahme von Amplitudenspitzen dargestellt. Funktionell betrachtet entsteht eine derartige Frequenzerhöhung beispielsweise während der Absolvierung einer höheren Gehgeschwindigkeit als in Abbildung 10. Aus der Frequenzzunahme an Amplitudenspitzen resultiert in dem von mir gewählten Beispiel gleichzeitig eine zeitliche Abnahme der Phasen mit niedrigen Amplituden und niedriger muskulärer Aktivität. Vergleicht man die beiden Kurvenverläufe miteinander, berechnet sich aus der unterschiedlichen elektromyografischen Aktivität ein niedrigerer Variationskoeffizient, was ein schlechteres Verhältnis aus hohen und niedrigen Amplituden darstellt. Resultierend aus der Abnahme der muskulären Schwingungsbreite würden Probanden mit einem Kurvenverlauf wie in Abbildung 11 damit einer schnelleren muskulären Ermüdung unterliegen.

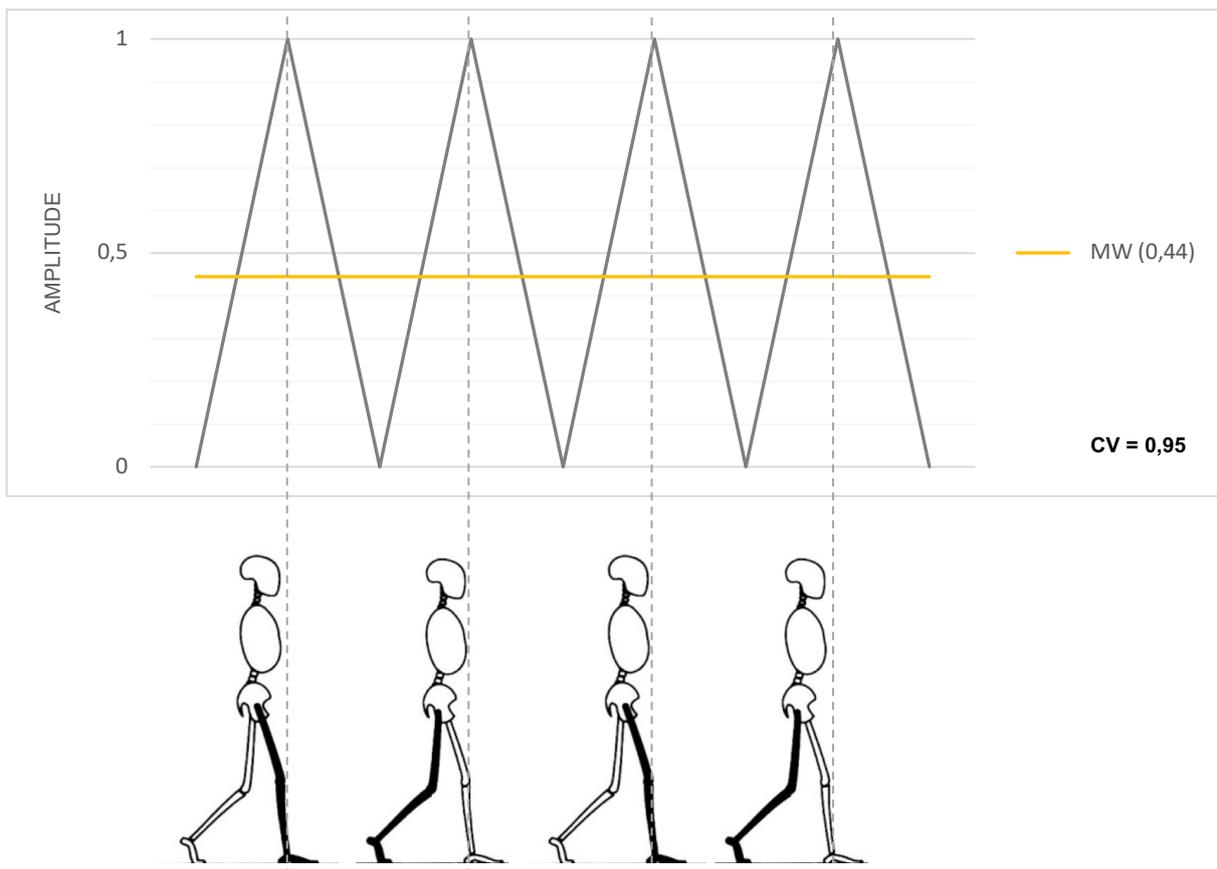


Abbildung 11: Im Vergleich zu Abbildung 10 ist eine Frequenzzunahme an Amplituden dargestellt. Aus dem veränderten elektromyografischen Kurvenverlauf ergibt sich der abgebildete Mittelwert (MW) sowie der Variationskoeffizient (CV).

Verglichen mit dem in Abbildung 10 dargestellten physiologischen elektromyografischen Kurvenverlauf wurde in Abbildung 12 die mittlere Aktivitätsamplitude erhöht. Zum Zeitpunkt der ipsi- und kontralateralen Fersenaufsätze entstehen zwar gleich hohe Amplitudenspitzen, die niedrigsten Amplituden verbleiben allerdings deutlich höher. Physiologisch ist die Zunahme der mittleren elektromyografischen Aktivitätsamplitude Ausdruck eines dauerhaft erhöhten muskulären Tonus. Dementsprechend ergibt sich auch hieraus ein schlechteres Verhältnis aus hohen und niedrigen elektromyografischen Amplituden mit resultierender Abnahme des Variationskoeffizienten und letztendlich schnellerer muskulärer Ermüdung des Probanden.

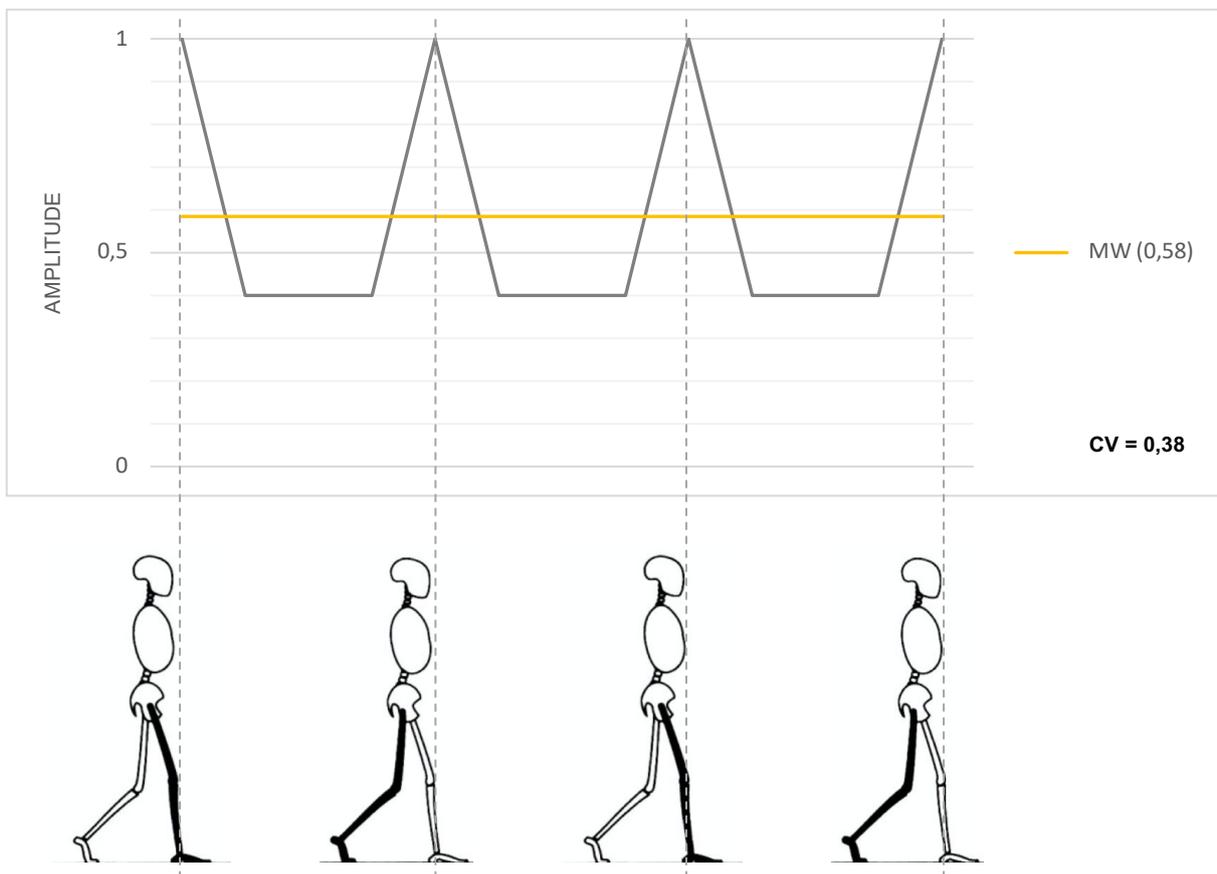


Abbildung 12: Im Vergleich zu Abbildung 10 ist eine Erhöhung der mittleren Aktivitätsamplitude dargestellt. Aus dem veränderten elektromyografischen Kurvenverlauf ergibt sich der abgebildete Mittelwert (MW) sowie der Variationskoeffizient (CV).

4.4. Statistik

Der Test auf Normalverteilung erfolgte für alle Auswertparameter mittels Kolmogorov-Smirnov-Tests.

Um zu überprüfen, inwieweit die von den Patienten durchgeführte Rehabilitation zu Veränderungen der OEMG-unabhängigen Parameter führt, erfolgte für die Auswertgrößen „Herzfrequenz“ und „Kadenz“ die Anwendung des abhängigen t-Tests, für den Parameter „VAS“ wurde der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test verwendet.

Für die Analyse des rehabilitativen Effektes auf die Parameter der Muskelaktivität „mittlere Amplitude“ und „Variationskoeffizient“ über den kompletten Doppelschritt wurde für beide Laufbandgeschwindigkeiten (3km/h und 6km/h) der t-Test verwendet.

Die durch die Rehabilitation verursachten Veränderungen auf die „maximale Amplitude“, „mittlere Amplitude“ und den „Variationskoeffizienten“ des *M. erector spinae* wurden für jede der vier einzelnen Teilphasen des Schrittzklus mittels ANOVA mit Messwiederholung (rmANOVA, Schrittphasen (4) × Untersuchungszeitpunkte (2)) für jeweils beide Laufbandgeschwindigkeiten (3km/h und 6km/h) ermittelt. Post-hoc ausgeführte Tests auf Unterschiede der OEMG-Parameter zwischen den Untersuchungszeitpunkten (U1 und U2) sind separat für die einzelnen Zeitpunkte der t- oder Wilcoxon-Test und jeweils im entsprechenden Ergebnisteil explizit aufgeführt.

Die Signifikanzschwelle wurde für alle Tests mit $p=5\%$ festgelegt. Die statistische Analyse der Daten erfolgte mittels IBM SPSS Statistics (Statistics for Windows, Version 24.0. Armonk, NY: IBM Corp).

5. Ergebnisse

5.1. Allgemeine Ergebnisse

5.1.1. Stichprobenanalyse und therapeutische Behandlungsart

Insgesamt konnten 30 Patienten mit Frakturen im thorakalen und lumbalen Wirbelsäulenbereich für die vorliegende Studie eingeschlossen werden. Von diesen waren 21 Männer und 9 Frauen. Das Lebensalter der Patienten betrug zwischen 23 und 67 Jahren (\bar{x} 52 Jahre). Je nach Schwere des Wirbelsäulentraumas erfolgte die therapeutische Behandlung entweder mithilfe konservativer Maßnahmen oder im Rahmen einer operativen Intervention (Abbildung 13). Von den operativ behandelten Patienten wurden 8 Patienten über eine offene dorsale Instrumentierung und 8 Patienten über eine minimalinvasive dorsale Instrumentierung versorgt. Der gewählte Zugangsweg der verbliebenen operierten Patienten war aufgrund unpräziser oder fehlender OP-Protokollierung nicht mehr eruierbar. Die konservativ versorgten Patienten erhielten eine Kombination aus physio- und trainingstherapeutischer Behandlung sowie eine medikamentöse Analgesie nach dem WHO-Stufenschema.

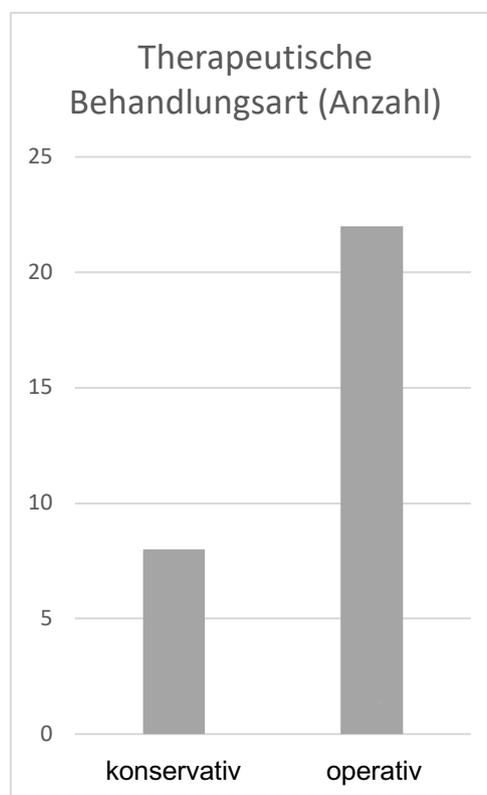


Abbildung 13: numerische Verteilung des gewählten Therapieregimes in konservative und operative Versorgung

5.1.2. Art und Dauer der stationären Rehabilitation

Die nach Abschluss der Akutversorgung absolvierte Rehabilitation der untersuchten Patienten erfolgte im Rahmen einer stationären Behandlung am Berufsgenossenschaftlichen Klinikum „Bergmannstrost“ in Halle a.d. Saale. Der Großteil der Patienten erhielt die Rehabilitation in Form einer „Berufsgenossenschaftlichen Stationären Weiterbehandlung“ (BGSW). Andere Formen der durchgeführten stationären Rehabilitation waren die „Komplexe Stationäre Rehabilitation“ (KSR) und die „Arbeitsplatzbezogene Muskuloskelettale Rehabilitation“ (ABMR). Die exakte Verteilung der absolvierten Rehabilitationsarten und die Dauer des stationären Gesamtaufenthaltes der untersuchten Patienten sind in Abbildung 14 und 15 dargestellt.

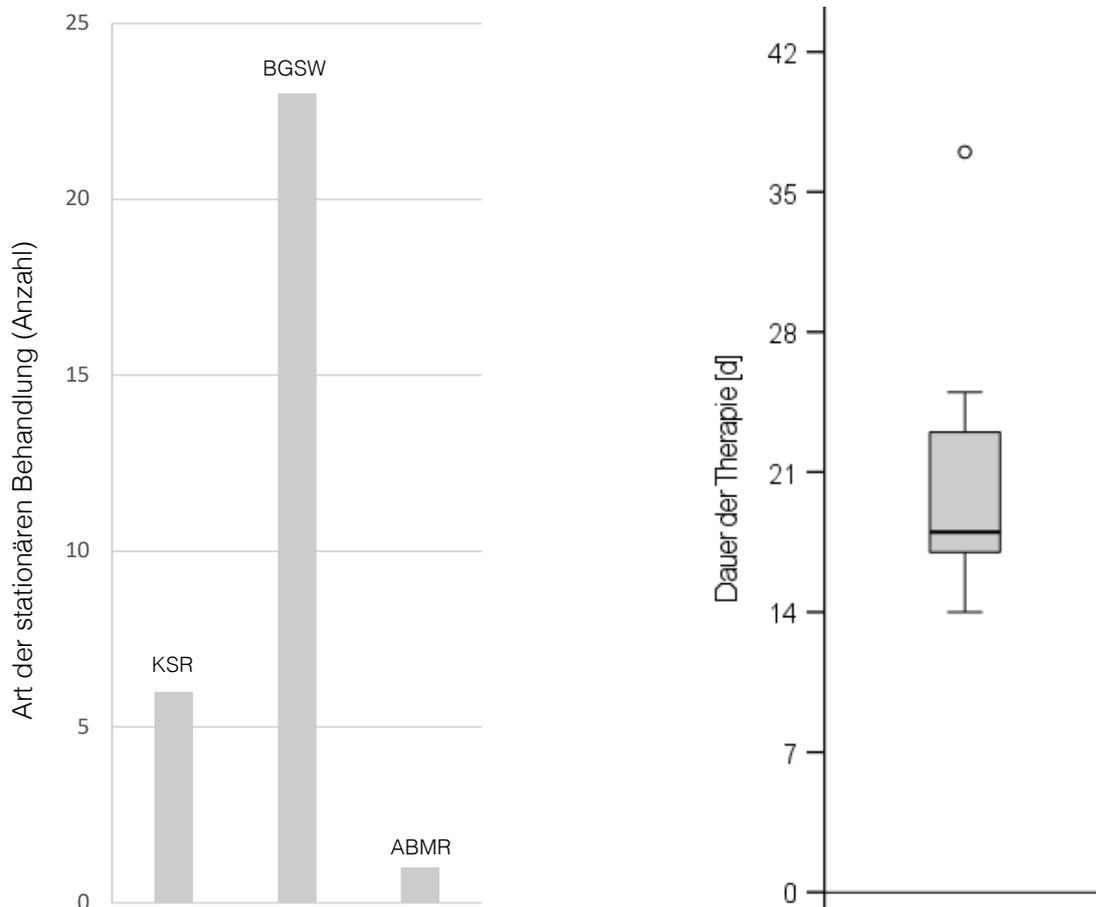


Abbildung 14 (links) und 15 (rechts): Verteilungsdarstellung der jeweils durchgeführten stationären Rehabilitationsart (links) und die Gesamtdauer der stationären Rehabilitation der untersuchten Patienten (rechts)

5.1.3. Berufsfähigkeit

Von den 30 untersuchten Patienten lag bei insgesamt 26 Patienten zum Zeitpunkt U1 keine Arbeitsfähigkeit vor. Ein Patient hatte bereits das Rentenalter erreicht und wird deshalb bei der Analyse der (wiedererlangten) Arbeitsfähigkeit nicht betrachtet. Die anderen 3 Patienten waren vor dem Beginn der stationären Rehabilitation berufsfähig und führten die rehabilitative Behandlung durch, um ihre Teilhabe am Arbeitsleben zu erhalten. Nach Abschluss der Rehabilitation wurden insgesamt 7 Patienten als arbeitsfähig eingestuft. Eine Arbeitsunfähigkeit nach der Rehabilitation lag bei 22 der untersuchten Patienten vor.

5.2. Betrachtung der OEMG-unabhängigen Ergebnisse

5.2.1. Herzfrequenzen

Obwohl die Herzfrequenz prinzipiell natürlich auch mittels OEMG/EKG detektiert wurde, wird sie von mir aus didaktischen Gründen in die Gruppe der OEMG-unabhängigen Parameter kategorisiert. Sowohl die Ruheherzfrequenzen ($p=0,280$; Wilcoxon-Test) als auch die ermittelten Herzfrequenzen bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h ($p=0,112$; T-Test) zeigen keinen signifikanten Unterschied im prä- und postrehabilitativen Vergleich. Bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h, also bei einer höheren dynamischen Belastungssituation, zeigt sich hingegen eine signifikante Abnahme der Herzfrequenzen ($p=0,046$; T-Test) nach absolvierter Rehabilitation (Abbildung 16).

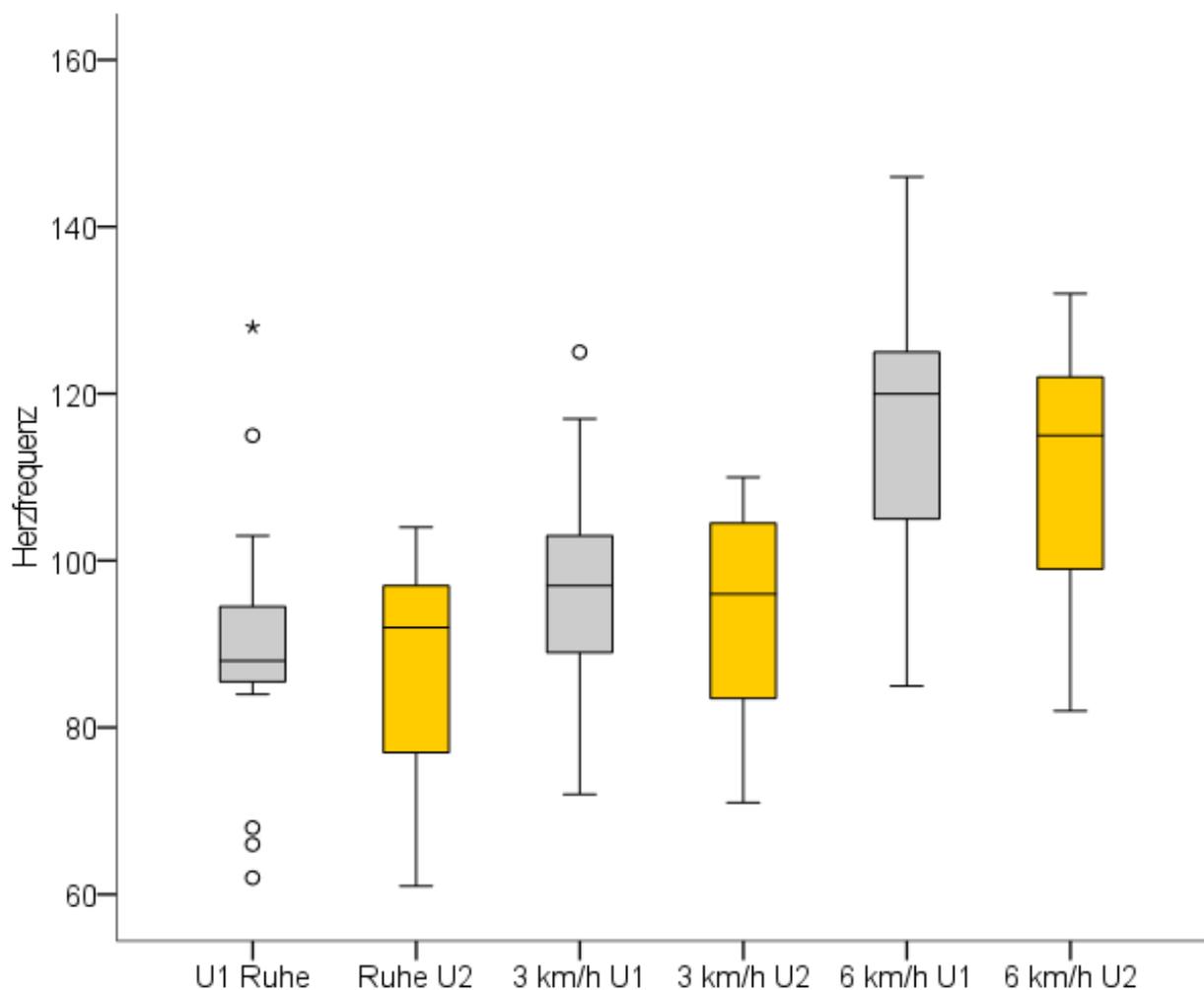


Abbildung 16: Darstellung der mittleren Ruheherzfrequenzen ("Ruhe") und der Herzfrequenzen bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h und 6km/h in bpm bzw. min^{-1} grau = Zeitpunkt U1, gelb = Zeitpunkt U2

5.2.2. Schmerzniveau

Bei der Betrachtung des subjektiv bestehenden Schmerzniveaus der Patienten zeigt sich, dass es zu einer signifikanten Abnahme der empfundenen Ruheschmerzen, also der Schmerzen vor Durchführung der Untersuchung, nach Absolvierung der Rehabilitation kommt ($p=0,003$; Wilcoxon-Test). Die von den Patienten empfundenen Rückenschmerzen nehmen nach der Untersuchungsdurchführung postrehabilitativ ebenso signifikant ab ($p=0,001$; Wilcoxon-Test) (Abbildung 17).

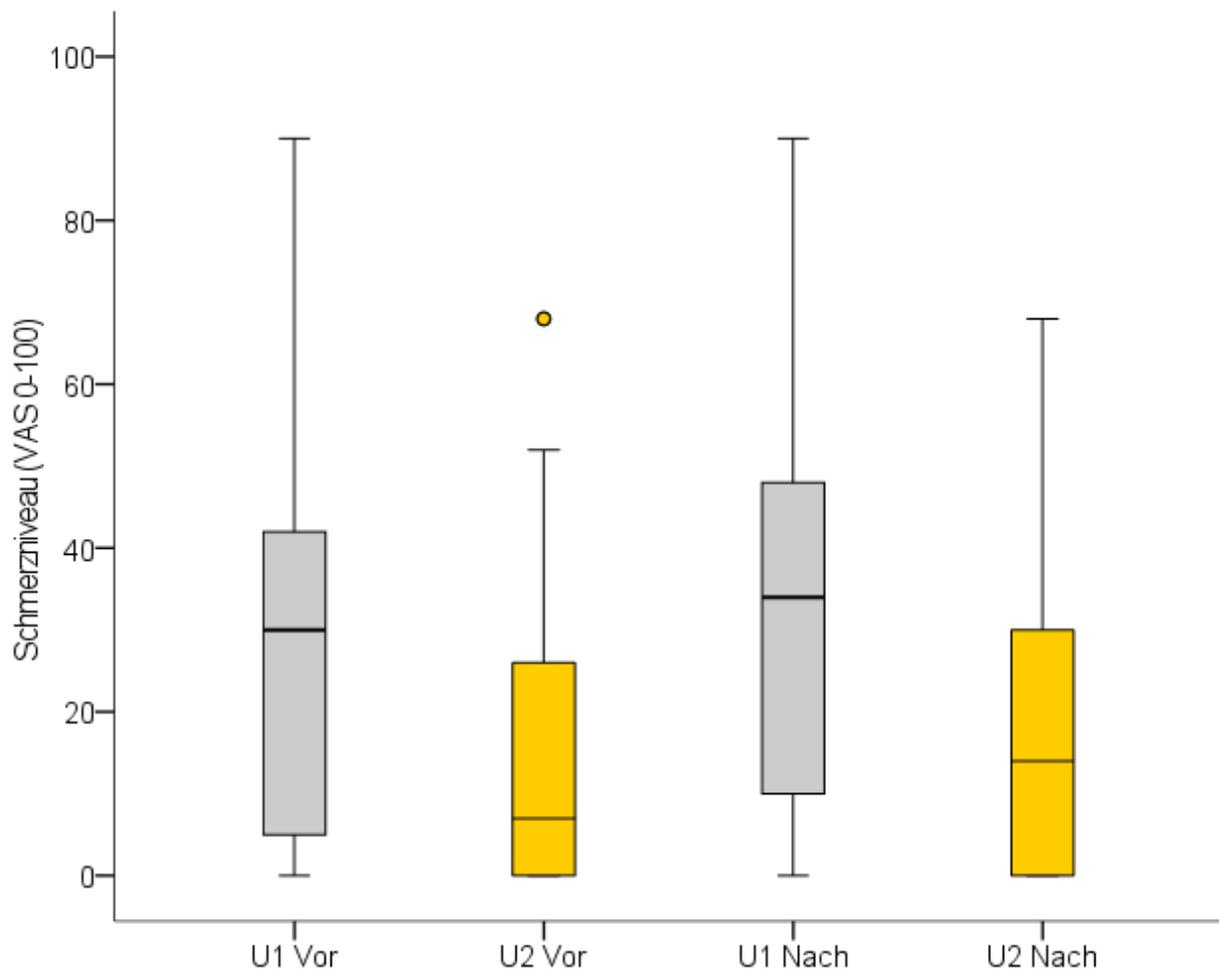


Abbildung 17: Darstellung der subjektiv empfundenen Schmerzen der Patienten

VAS 0 Punkte = keine Schmerzen, VAS 100 Punkte = maximal vorstellbarer Schmerz
grau = Zeitpunkt U1, gelb = Zeitpunkt U2

„Vor“ = Zeitpunkt vor Untersuchungsbeginn, „Nach“ = Zeitpunkt nach Durchführung der Gesamtmessung

5.2.3. Kadenzen

Bei den ermittelten Werten der Schrittdauer zeigt sich, dass die untersuchten Patienten bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h nach Absolvierung der stationären Rehabilitation, verglichen mit den gemessenen Werten der ersten Untersuchung, signifikant höhere Kadenzen erreichen ($p=0,042$; T-Test). Während einer Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h lässt sich eine signifikante Erhöhung der Schrittdauer hingegen nicht darstellen ($p=0,103$; T-Test) (Abbildung 18).

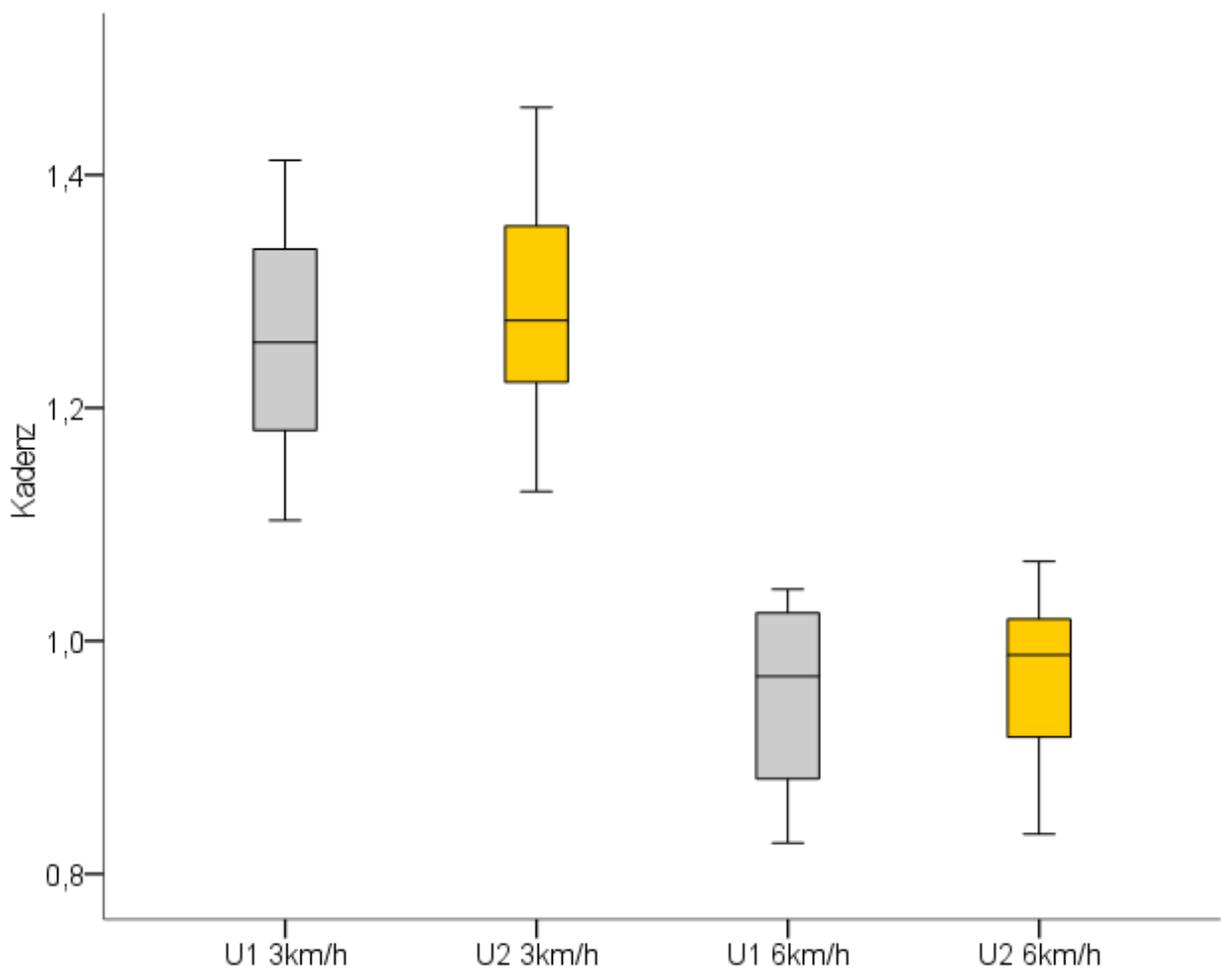


Abbildung 18: Darstellung der Kadenz (Dauer pro Schritt in Sekunden) zu beiden Untersuchungszeitpunkten U1 (grau) und U2 (gelb) während der Laufbandgeschwindigkeiten 3km/h und 6km/h

5.3. Betrachtung der OEMG-Ergebnisse über einen Doppelschritt

5.3.1. Mittlere Amplituden

Der prä-post-Vergleich der mittleren Aktivierungsamplituden zeigt bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h signifikant höhere mittlere Amplituden für alle analysierten Rumpfmuskeln (*M. rectus abdominis* ($p < 0,001$), *M. obliquus internus* ($p < 0,001$), *M. obliquus externus* ($p < 0,001$), *M. erector spinae* ($p < 0,001$)) (Abbildung 19).

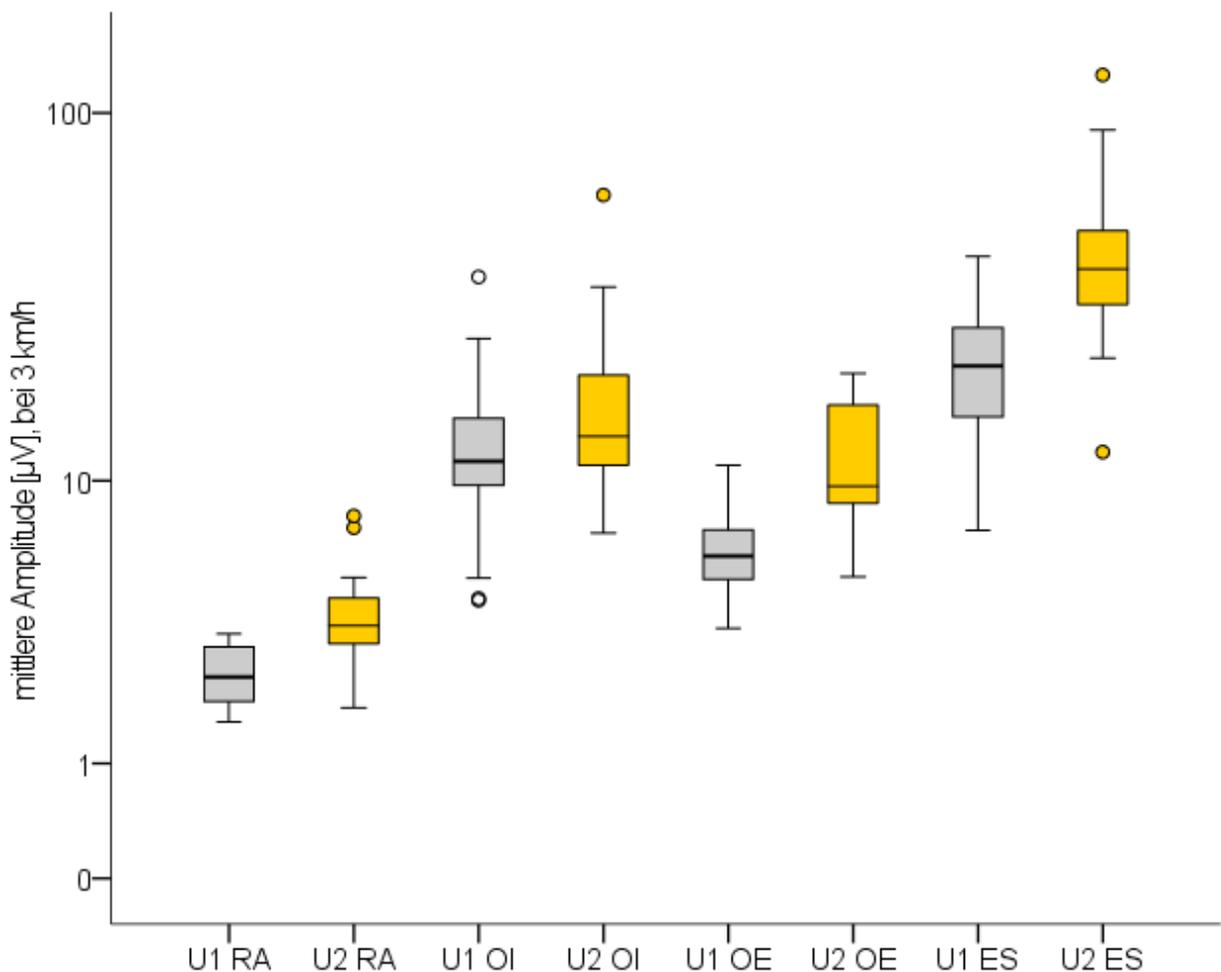


Abbildung 19: Darstellung der mittleren Amplituden der Rumpfmuskulatur zu beiden Untersuchungszeitpunkten U1 (grau) und U2 (gelb) während der Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h. Von links nach rechts jeweils paarig abgebildet: *M. rectus abdominis*, *M. obliquus internus*, *M. obliquus externus*, *M. erector spinae*

Bei einer höheren Laufbandgeschwindigkeit, also mit Anstieg der dynamischen Belastungsintensität, konnte äquivalent dazu eine signifikante Zunahme aller analysierten mittleren Rumpfmuskellamplituden dargestellt werden (*M. rectus abdominis* ($p < 0,001$), *M. obliquus internus* ($p < 0,001$), *M. obliquus externus* ($p < 0,001$), *M. erector spinae* ($p < 0,001$)) (Abbildung 20).

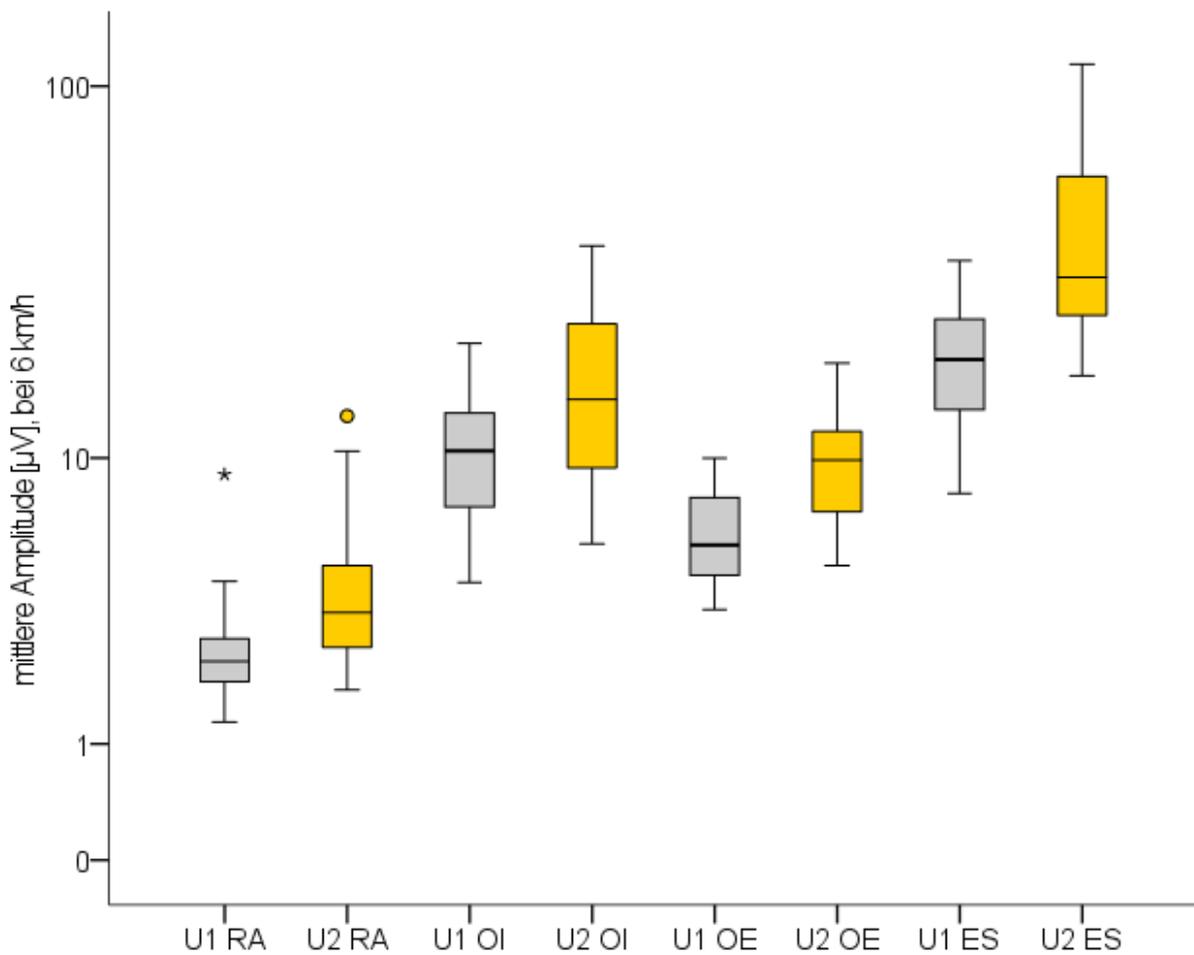


Abbildung 20: Darstellung der mittleren Amplituden der Rumpfmuskulatur zu beiden Untersuchungszeitpunkten U1 (grau) und U2 (gelb) während der Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h. Von links nach rechts jeweils paarig abgebildet: *M. rectus abdominis*, *M. obliquus internus*, *M. obliquus externus*, *M. erector spinae*

5.3.2. Variationskoeffizienten

Abbildung 21 zeigt, dass der CV-Wert aller untersuchten ventralen Rumpfmuskeln bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h im prä- und postrehabilitativen Vergleich signifikant ansteigt (*M. rectus abdominis* ($p < 0,001$), *M. obliquus internus* ($p < 0,001$), *M. obliquus externus* ($p < 0,001$)). Bei der Betrachtung der dorsalen Rumpfmuskulatur, also beim *M. erector spinae*, lässt sich eine signifikante Zunahme des CV-Wertes hingegen nicht darstellen ($p = 0,237$).

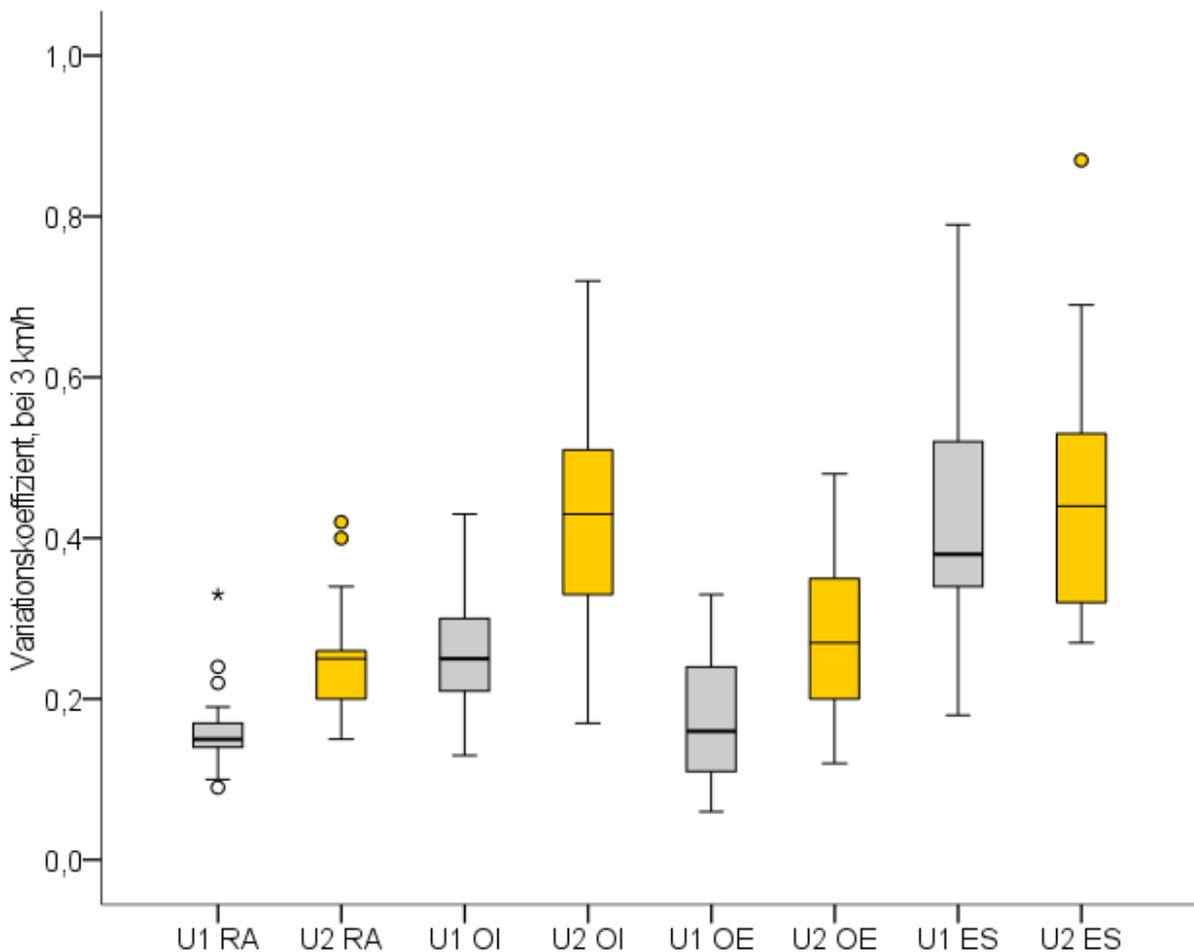


Abbildung 21: Darstellung der Variationskoeffizienten der Rumpfmuskulatur zu beiden Untersuchungszeitpunkten U1 (grau) und U2 (gelb) während der Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h. Von links nach rechts jeweils paarig abgebildet: *M. rectus abdominis*, *M. obliquus internus*, *M. obliquus externus*, *M. erector spinae*

Die Variationskoeffizienten der Rumpfmuskeln wurden ebenso für die Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h bestimmt und entsprechend vor und nach Durchführung der stationären Rehabilitation miteinander verglichen (Abbildung 22). Auch hier zeigt sich eine signifikante Erhöhung der CV-Werte für die ventrale Rumpfmuskulatur nach Abschluss der Rehabilitation (*M. rectus abdominis* ($p < 0,001$), *M. obliquus internus* ($p < 0,001$), *M. obliquus externus* ($p < 0,001$)). Eine signifikante Änderung des CV-Wertes des *M. erector spinae* lässt sich postrehabilitativ hingegen nicht darstellen ($p = 0,800$).

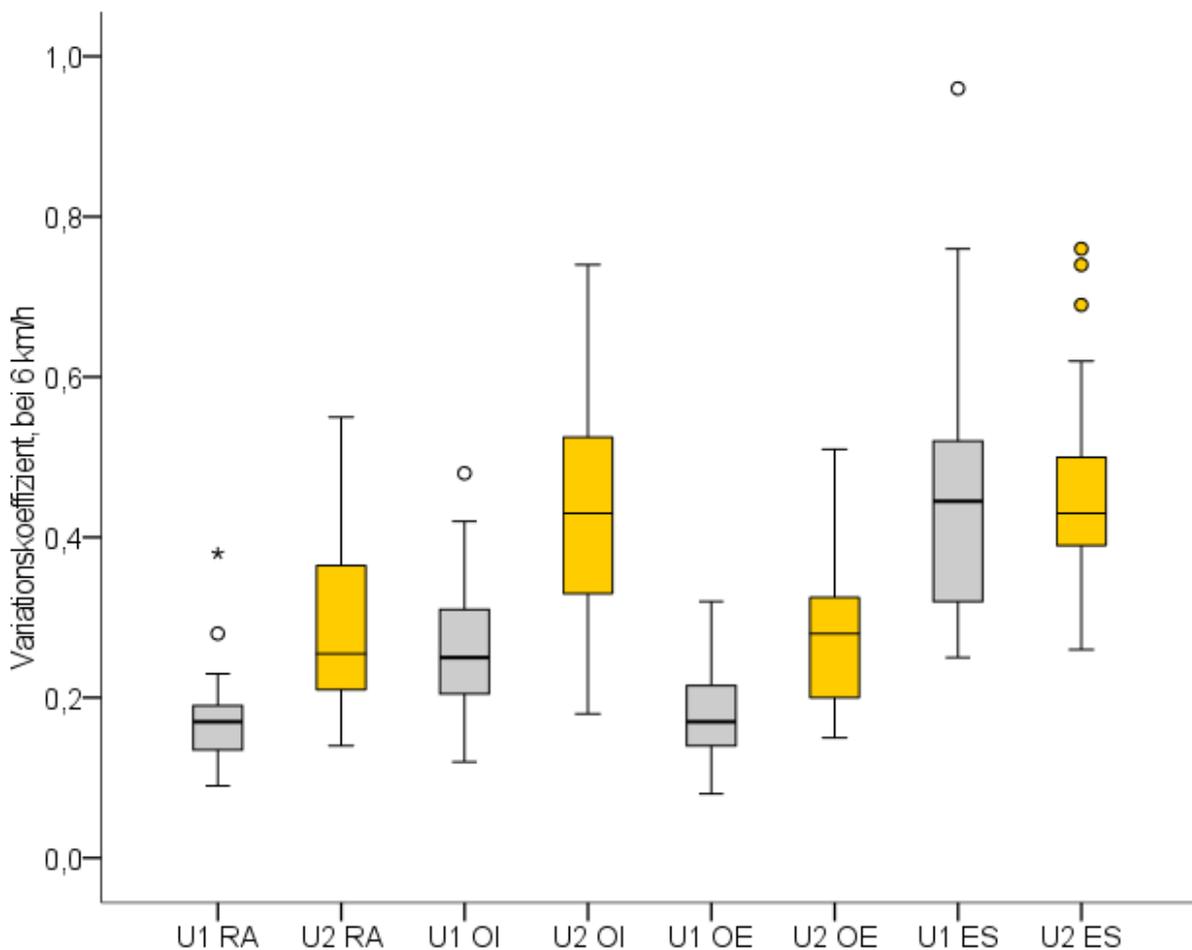


Abbildung 22: Darstellung der Variationskoeffizienten der Rumpfmuskulatur zu beiden Untersuchungszeitpunkten U1 (grau) und U2 (gelb) während der Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h. Von links nach rechts paarig abgebildet: *M. rectus abdominis*, *M. obliquus internus*, *M. obliquus externus*, *M. erector spinae*

5.4. Betrachtung der schrittphasenbezogenen OEMG-Ergebnisse

Um nicht nur Aussagen über die durch die Rehabilitation entstandenen Veränderungen der intramuskulären Koordination während des gesamten Schrittzklus treffen zu können, fand für den *M. erector spinae* zusätzlich eine Zeitnormierung, entsprechend der ipsilateralen Fersenaufsätze, auf 100% statt. Anschließend erfolgte die zeitliche, prozentuale Einteilung eines Doppelschrittes in Anlehnung an die vom Rancho Los Amigos National Rehabilitation Centers definierten Auftrittszeitpunkte in insgesamt vier unterschiedliche Teilphasen (1.Phase: 0 bis 12%, 2.Phase: 12 bis 50%, 3.Phase: 50 bis 62%, 4.Phase 62 bis 100%).

Die Testung auf Reliabilität zwischen den vor den jeweiligen Untersuchungen (U1 und U2) durchgeführten Ruhemessungen (Abbildung 23) zeigt für alle untersuchten Rumpfmuskeln gute bis sehr gute Ergebnisse:

M. rectus abdominis:

Cronbachs Alpha=0,915, $p < 0,001$ $ICC_{(3, 1)} = 0,849$
(95% Konfidenzintervall: 0,705 bis 0,925)

M. obliquus internus:

Cronbachs Alpha=0,915, $p < 0,001$ $ICC_{(3, 1)} = 0,823$
(95% Konfidenzintervall: 0,663 bis 0,912)

M. obliquus externus (ein Ausreißer wurde bei P022 U2 korrigiert):

Cronbachs Alpha=0,949, $p < 0,001$ $ICC_{(3, 1)} = 0,894$
(95% Konfidenzintervall: 0,783 bis 0,949)

M. erector spinae:

Cronbachs Alpha=0,891, $p < 0,001$ $ICC_{(3, 1)} = 0,809$
(95% Konfidenzintervall: 0,632 bis 0,905)

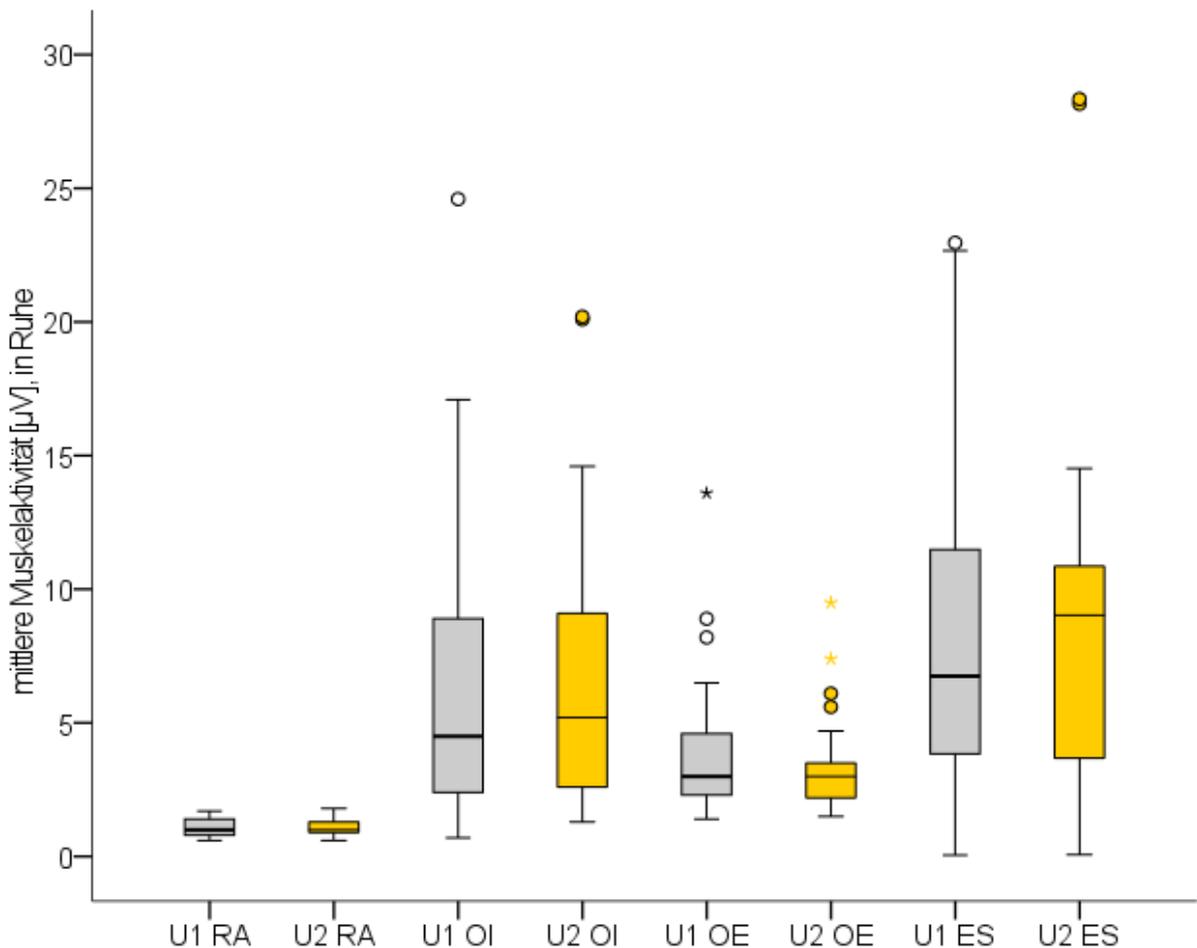


Abbildung 23: Dargestellt ist die muskuläre Ruheaktivität der untersuchten Rumpfmuskulatur der Patienten vor Beginn der jeweiligen Untersuchung (U1 und U2) auf dem Laufband. RA = *M. rectus abdominis*, OI = *M. obliquus internus*, OE = *M. obliquus externus*, ES = *M. erector spinae*

Ziel der Untersuchung war es zu überprüfen, ob durch Absolvierung der stationären Rehabilitation schrittphasenbezogene Veränderungen der paravertebralen Muskulatur im OEMG resultieren. Die nachfolgenden Ergebnisse stellen demnach nicht mehr die komplette Rumpfmuskulatur, sondern lediglich die teilphasenbezogenen elektromyografischen Aktivitätswerte des *M. erector spinae* dar. Die Bedeutung dieses Muskels in der Pathogenese von chronischen Schmerzen und der Aufrechterhaltung körperlicher Alltagsfunktionen nach Verletzungen der Wirbelsäule wird von mir umfangreich in Kapitel 7.5.2. beschrieben. Funktionell betrachtet besäße die detaillierte Analyse von Veränderungen der intramuskulären Koordinationsmuster des *M. erector spinae* durch Absolvierung einer stationären Rehabilitation für die in der vorliegenden Studie untersuchten Patienten mit Wirbelkörperfrakturen demnach potentiell eine große klinische Relevanz.

5.4.1. Maximale Amplituden

Abbildung 24 zeigt die Veränderung der maximal erreichten Aktivitätsamplituden des *M. erector spinae* bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h im prä- und postrehabilitativen Vergleich zu den vier definierten Teilphasen des Doppelschrittes. Eine signifikante Erhöhung der maximalen Amplituden des entsprechenden Muskels lässt sich für jede einzelne Teilphase des Gangzyklus darstellen (Zeitpunkte: $p < 0,001$ ($F_{(1, 20)} = 32,939$, $\eta^2_p = 0,622$), Schrittphasen: $p = 0,010$ ($F_{(3, 60)} = 16,181$, $\eta^2_p = 0,170$), Interaktionseffekt: $p = 0,501$ ($F_{(3, 60)} = 0,797$, $\eta^2_p = 0,038$)).

- 1. Phase: $p < 0,001$ (T-Test)
- 2. Phase: $p < 0,001$ (T-Test)
- 3. Phase: $p < 0,001$ (T-Test)
- 4. Phase: $p < 0,001$ (T-Test)

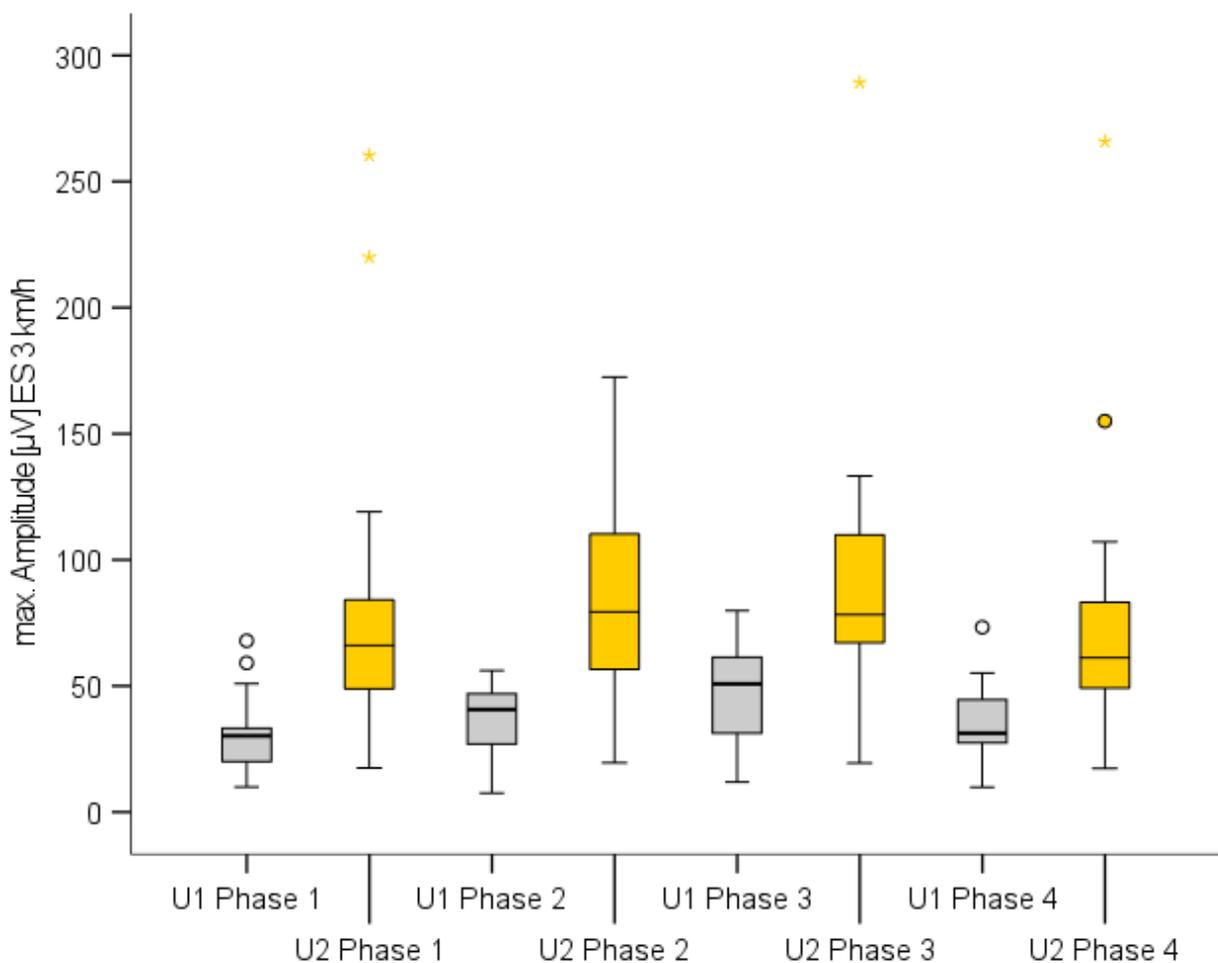


Abbildung 24: Dargestellt sind die maximal erreichten Amplituden des *M. erector spinae* (ES) der Patienten während der vier unterschiedlichen Teilphasen des Gangzyklus im prä- und postrehabilitativen Vergleich (U1 und U2) bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h.

Die Durchführung der rehabilitativen Maßnahmen führt äquivalent zu einer signifikanten Zunahme der maximalen Amplituden in jeder Teilphase des Doppelschrittes während einer Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h (Zeitpunkte: $p < 0,001$ ($F_{(1, 23)} = 37,585$, $\eta^2_p = 0,620$), Schrittphasen: $p < 0,001$ (Greenhouse-Geisser, $F_{(2,2; 69)} = 5,742$, $\eta^2_p = 0,200$), Interaktionseffekt: $p = 0,006$ ($F_{(3, 69)} = 4,505$, $\eta^2_p = 0,164$)) (Abbildung 25).

- 1. Phase: $p < 0,001$ (T-Test)
- 2. Phase: $p < 0,001$ (T-Test)
- 3. Phase: $p < 0,001$ (T-Test)
- 4. Phase: $p < 0,001$ (T-Test)

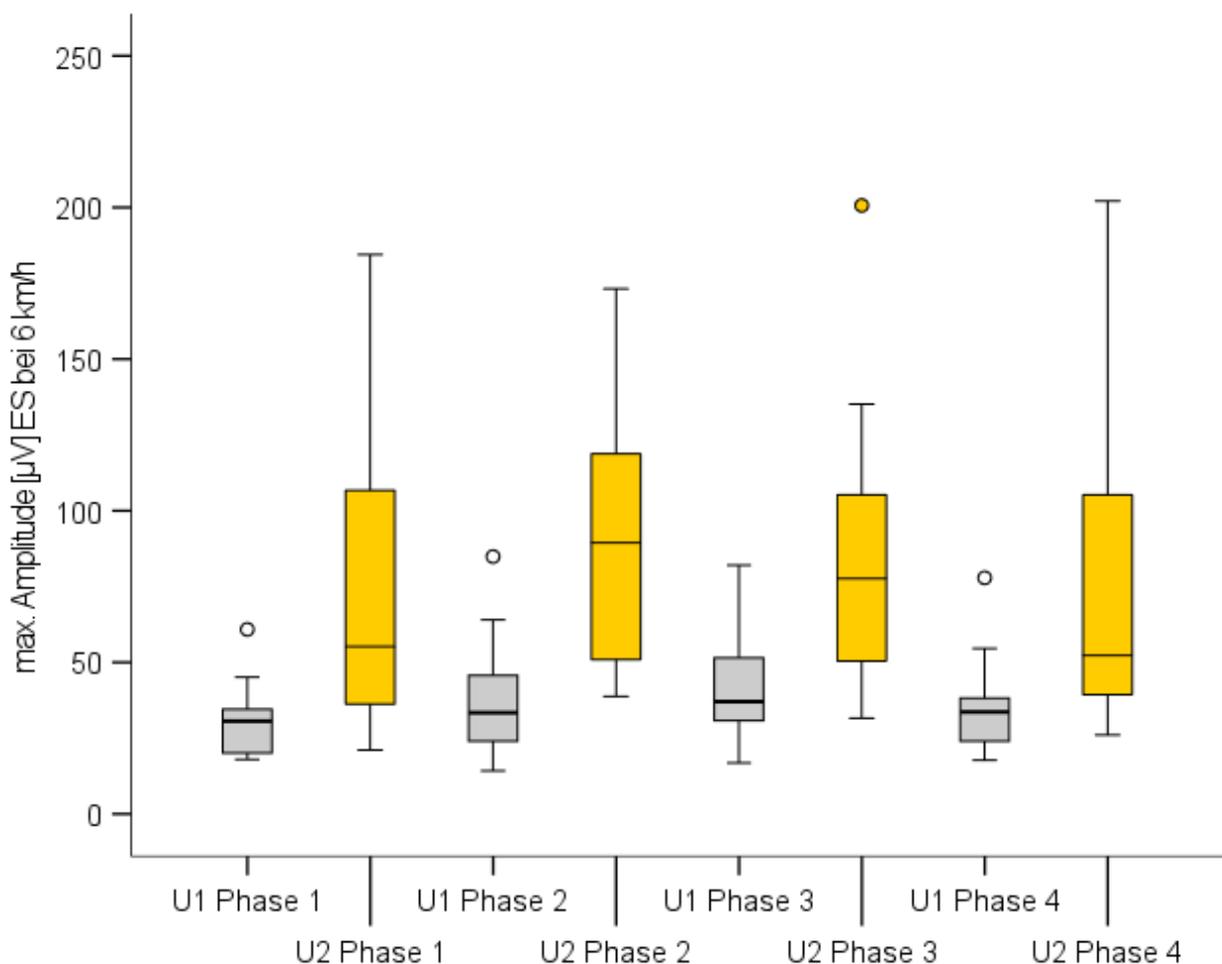


Abbildung 25: Dargestellt sind die maximal erreichten Amplituden des M. erector spinae (ES) der Patienten während der vier unterschiedlichen Teilphasen des Gangzyklus im prä- und postrehabilitativen Vergleich (U1 und U2) bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h.

5.4.2. Mittlere Amplituden

Neben der Bestimmung der maximalen Aktivitätsamplituden des M. erector spinae erfolgte auch die schrittphasenbezogene Bestimmung der mittleren OEMG-Amplituden. Abbildung 26 zeigt dabei, dass sich die mittleren Amplituden postrehabilitativ in jeder Teilphase des Gangzyklus bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h signifikant erhöhen (Zeitpunkte: $p < 0,001$ ($F_{(1, 20)} = 29,507$, $\eta^2_p = 0,596$), Schrittphasen: $p < 0,001$ (Greenhouse-Geisser, $F_{(2,0; 60)} = 16,181$, $\eta^2_p = 0,447$), Interaktionseffekt: $p = 0,034$ (Greenhouse-Geisser, $F_{(1,8; 60)} = 3,881$, $\eta^2_p = 0,163$)).

- 1. Phase: $p < 0,001$ (Wilcoxon-Test)
- 2. Phase: $p < 0,001$ (T-Test)
- 3. Phase: $p < 0,001$ (T-Test)
- 4. Phase: $p < 0,001$ (T-Test)

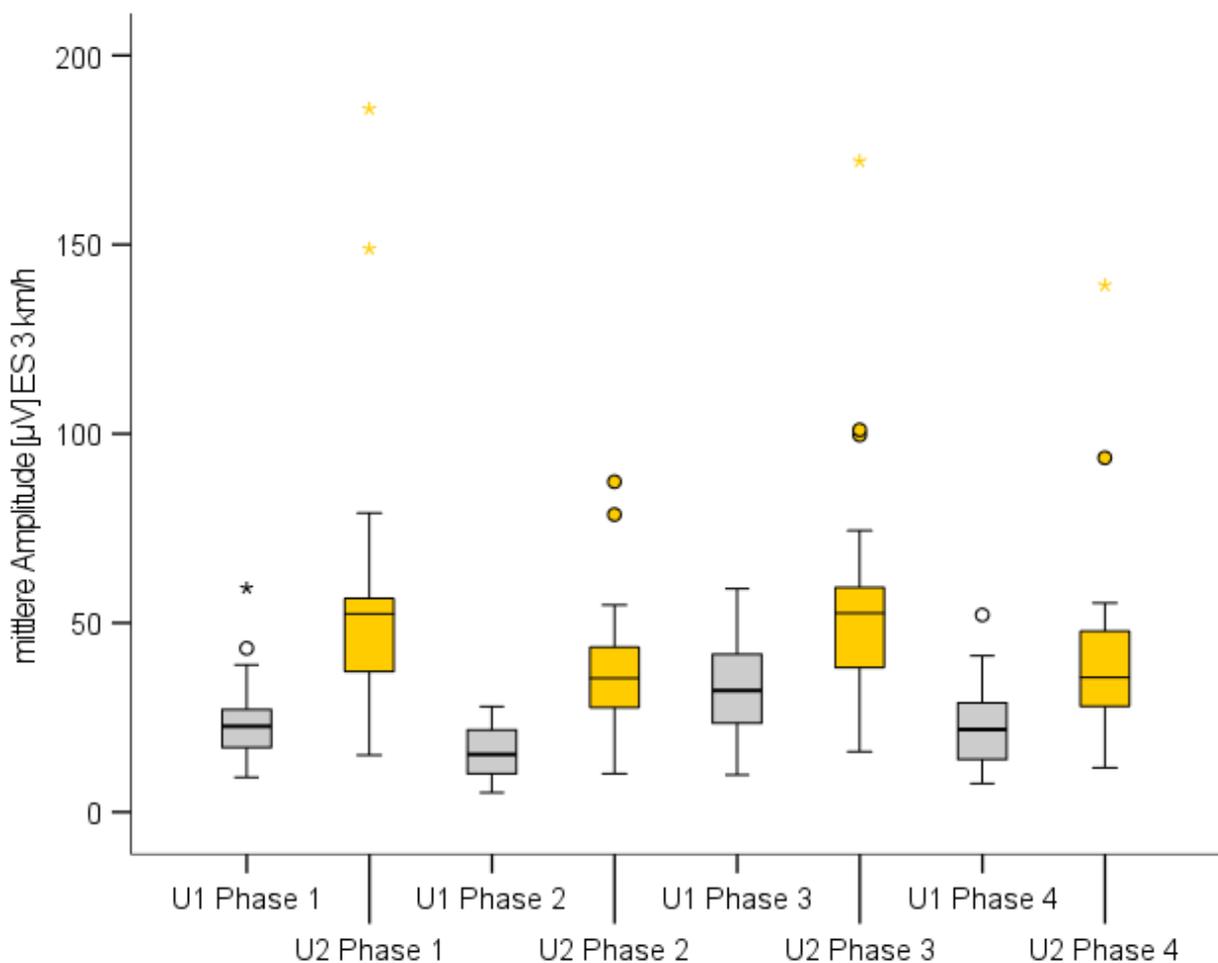


Abbildung 26: Dargestellt sind die mittleren Amplituden des M. erector spinae (ES) der Patienten während der vier unterschiedlichen Teilphasen des Gangzyklus im prä- und postrehabilitativen Vergleich (U1 und U2) bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h.

Die signifikante Erhöhung der mittleren Amplituden des *M. erector spinae* nach Absolvierung der stationären Rehabilitation lässt sich ebenso bei einer Steigerung der dynamischen Belastungssituation, also bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h, in allen Teilphasen des Doppelschrittes darstellen (Zeitpunkte: $p < 0,001$ ($F_{(1, 23)} = 28,828$, $\eta^2_p = 0,556$), Schrittphasen: $p < 0,001$ (Greenhouse-Geisser, $F_{(2,3; 69)} = 14,999$, $\eta^2_p = 0,395$), Interaktionseffekt: $p = 0,054$ (Greenhouse-Geisser, $F_{(1,8; 69)} = 3,198$, $\eta^2_p = 0,122$)) (Abbildung 27).

- 1. Phase: $p < 0,001$ (T-Test)
- 2. Phase: $p < 0,001$ (T-Test)
- 3. Phase: $p < 0,001$ (T-Test)
- 4. Phase: $p < 0,001$ (T-Test)

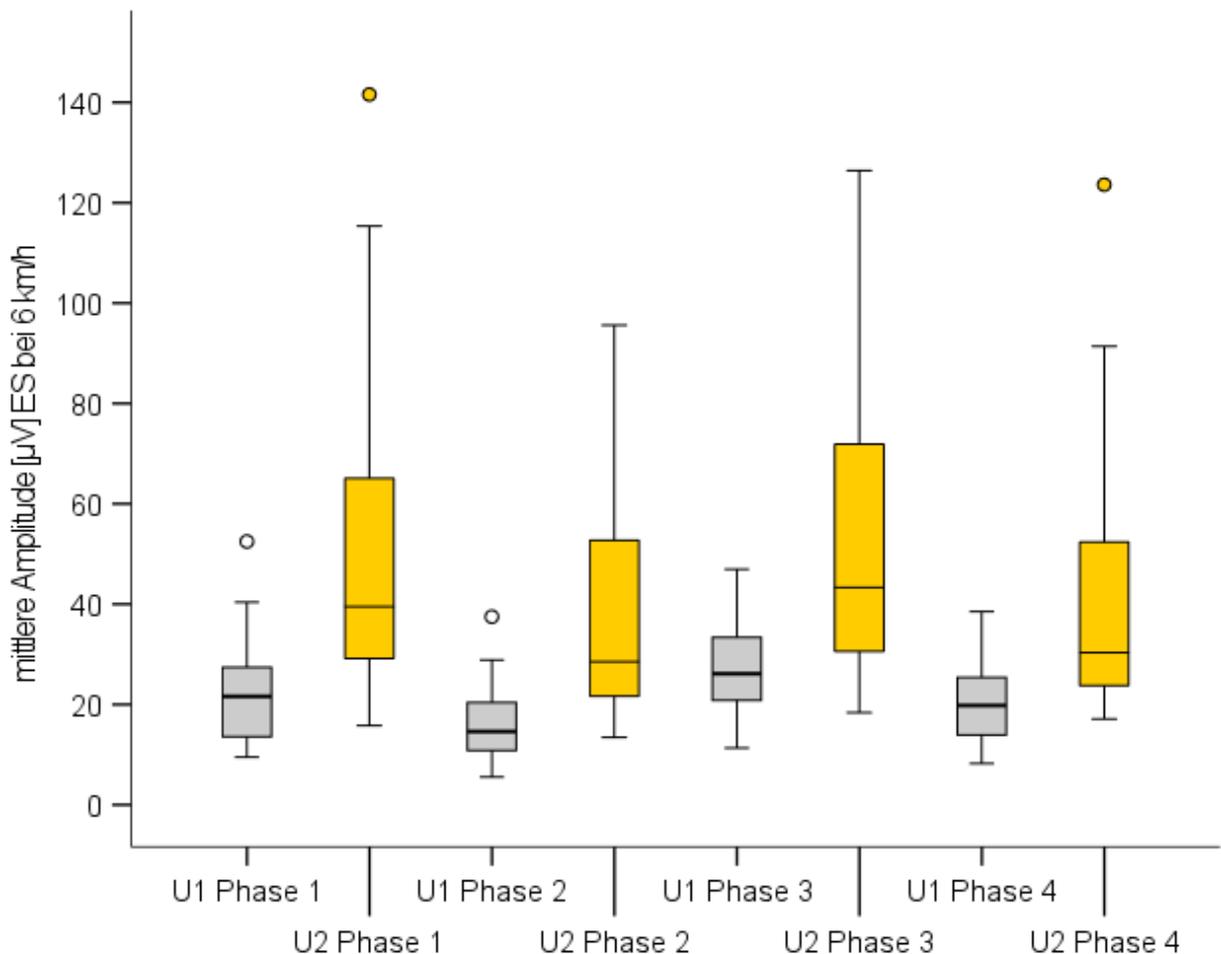


Abbildung 27: Dargestellt sind die mittleren Amplituden des *M. erector spinae* (ES) der Patienten während der vier unterschiedlichen Teilphasen des Gangzyklus im prä- und postrehabilitativen Vergleich (U1 und U2) bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h.

5.4.3. Variationskoeffizienten

Wie in Abbildung 28 dargestellt, zeigt sich bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h eine signifikante Erhöhung der CV-Werte in der 2. und 4. Schrittphase des Gangzyklus. Für die anderen zwei Teilphasen des Doppelschrittes lässt sich hingegen keine signifikante Zunahme beschreiben (Zeitpunkte: $p=0,004$ ($F_{(1, 20)}=10,618$, $\eta^2_p=0,347$), Schrittphasen: $p<0,001$ (Greenhouse-Geisser, $F_{(1,89; 60)}=27,869$, $\eta^2_p=0,582$), Interaktionseffekt: $p=0,009$ ($F_{(3, 60)}=4,238$, $\eta^2_p=0,175$)).

- Phase: $p=0,871$ (Wilcoxon-Test)
- Phase: $p<0,001$ (T-Test)
- Phase: $p=0,287$ (Wilcoxon-Test)
- Phase: $p=0,003$ (Wilcoxon-Test)

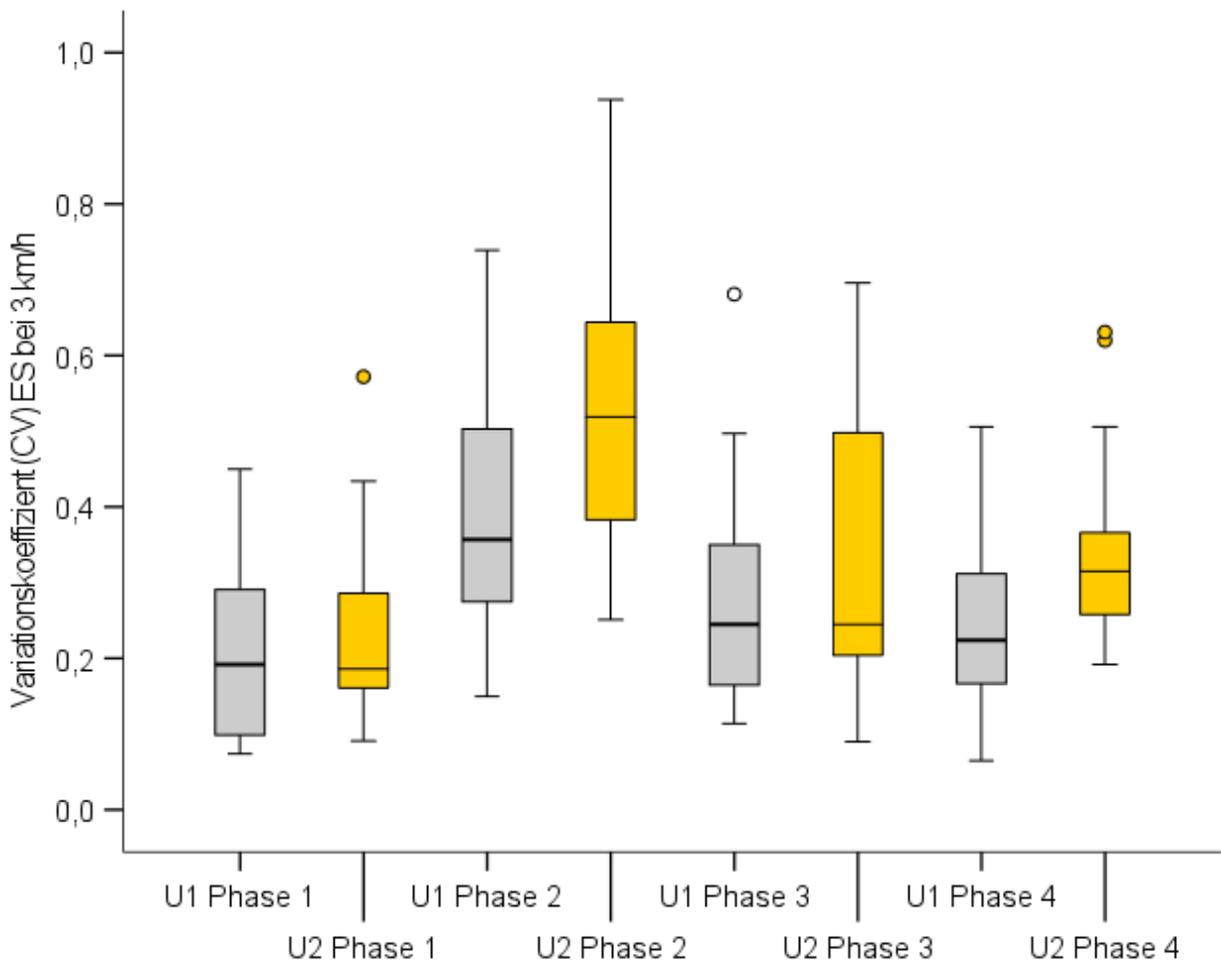


Abbildung 28: Dargestellt sind die Variationskoeffizienten (CV) des *M. erector spinae* (ES) der Patienten während der vier unterschiedlichen Teilphasen des Gangzyklus im prä- und postrehabilitativen Vergleich (U1 und U2) bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h.

Die Variationskoeffizienten des *M. erector spinae* wurden ebenso teilphasenbezogen für die Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h vor und nach Absolvierung der stationären Rehabilitation ermittelt und verglichen (Abbildung 29). Ein einheitlicher Rehabilitationseffekt auf alle vier Teilphasen des Gangzyklus kann auch bei einer höheren dynamischen Belastungssituation nicht beschrieben werden. Lediglich während der zweiten Teilphase des Doppelschrittes zeigt sich eine signifikante Erhöhung des muskulären Wechselspieles (Zeitpunkte: $p=0,314$ ($F_{(1, 23)}=1,061$, $\eta^2_p=0,044$), Schrittphasen: $p<0,001$ ($F_{(3, 69)}=21,986$, $\eta^2_p=0,489$), Interaktionseffekt: $p=0,028$ (Greenhouse-Geisser, $F_{(2,3; 69)}=3,587$, $\eta^2_p=0,135$)).

- 1. Phase: $p=0,361$ (Wilcoxon-Test)
- 2. Phase: $p=0,043$ (T-Test)
- 3. Phase: $p=0,779$ (T-Test)
- 4. Phase: $p=0,149$ (T-Test)

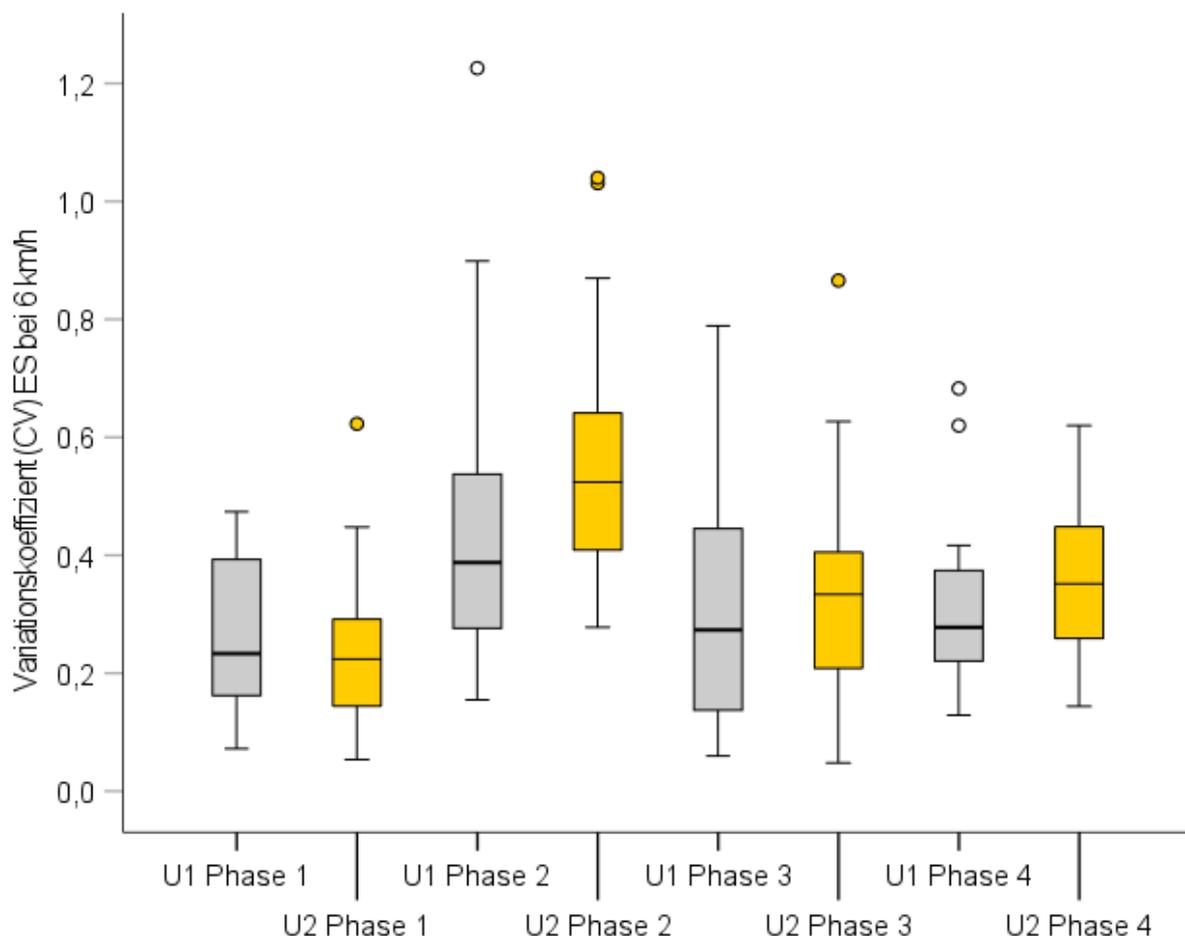


Abbildung 29: Dargestellt sind die Variationskoeffizienten (CV) des *M. erector spinae* (ES) der Patienten während der vier unterschiedlichen Teilphasen des Gangzyklus im prä- und postrehabilitativen Vergleich (U1 und U2) bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h.

5.5. Zusammenfassung der Ergebnisse

OEMG-unabhängige Ergebnisse im prä- und postrehabilitativen Vergleich:

Herzfrequenzen:

- Ruheherzfrequenzen, $p=0,280$; Wilcoxon-Test
- Herzfrequenzen bei 3km/h, $p=0,112$; T-Test
- Herzfrequenzen bei 6km/h, $p=0,046$; T-Test, $U1 < U2$

Schmerzniveau (VAS):

- Ruheschmerzen, $p=0,003$; Wilcoxon-Test, $U1 < U2$
- Schmerzen nach Belastung $p=0,001$; Wilcoxon-Test, $U1 < U2$

Kadenz:

- Kadenz bei 3km/h, $p=0,042$; T-Test, $U1 < U2$
- Kadenz bei 6km/h, $p=0,103$; T-Test

OEMG-abhängige Ergebnisse der Rumpfmuskulatur über einen Doppelschritt im prä- und postrehabilitativen Vergleich:

mittlere Amplituden bei 3km/h und 6km/h:

- *M. rectus abdominis*, $p < 0,001$, $U1 < U2$
- *M. obliquus internus*, $p < 0,001$, $U1 < U2$
- *M. obliquus externus*, $p < 0,001$, $U1 < U2$
- *M. erector spinae*, $p < 0,001$, $U1 < U2$

Variationskoeffizienten bei 3km/h:

- *M. rectus abdominis*, $p < 0,001$, $U1 < U2$
- *M. obliquus internus*, $p < 0,001$, $U1 < U2$
- *M. obliquus externus*, $p < 0,001$, $U1 < U2$
- *M. erector spinae*, $p = 0,237$

Variationskoeffizienten bei 6km/h:

- *M. rectus abdominis*, $p < 0,001$, $U1 < U2$
- *M. obliquus internus*, $p < 0,001$, $U1 < U2$
- *M. obliquus externus*, $p < 0,001$, $U1 < U2$
- *M. erector spinae*, $p = 0,800$

Schrittphasenbezogene OEMG-abhängige Ergebnisse des *M. erector spinae* im prä- und postrehabilitativen Vergleich:

maximale Amplituden des *M. erector spinae* bei 3km/h und 6km/h:

- 1.Phase: $p < 0,001$ (T-Test), $U1 < U2$
- 2.Phase: $p < 0,001$ (T-Test), $U1 < U2$
- 3.Phase: $p < 0,001$ (T-Test), $U1 < U2$
- 4.Phase: $p < 0,001$ (T-Test), $U1 < U2$

mittlere Amplituden des *M. erector spinae* bei 3km/h:

- 1.Phase: $p < 0,001$ (Wilcoxon-Test), $U1 < U2$
- 2.Phase: $p < 0,001$ (T-Test), $U1 < U2$
- 3.Phase: $p < 0,001$ (T-Test), $U1 < U2$
- 4.Phase: $p < 0,001$ (T-Test), $U1 < U2$

mittlere Amplituden des *M. erector spinae* bei 6km/h:

- 1.Phase: $p < 0,001$ (T-Test), $U1 < U2$
- 2.Phase: $p < 0,001$ (T-Test), $U1 < U2$
- 3.Phase: $p < 0,001$ (T-Test), $U1 < U2$
- 4.Phase: $p < 0,001$ (T-Test), $U1 < U2$

Variationskoeffizienten des *M. erector spinae* bei 3km/h:

- 1.Phase: $p = 0,871$ (Wilcoxon-Test)
- 2.Phase: $p < 0,001$ (T-Test), $U1 < U2$
- 3.Phase: $p = 0,287$ (Wilcoxon-Test)
- 4.Phase: $p = 0,003$ (Wilcoxon-Test), $U1 < U2$

Variationskoeffizienten des *M. erector spinae* bei 6km/h:

- 1.Phase: $p = 0,361$ (Wilcoxon-Test)
- 2.Phase: $p = 0,043$ (T-Test), $U1 < U2$
- 3.Phase: $p = 0,779$ (T-Test)
- 4.Phase: $p = 0,149$ (T-Test)

6. Diskussion

6.1. Wahl der Laufbandgeschwindigkeiten

Die bevorzugte physiologische Gehgeschwindigkeit gesunder Personen ist abhängig vom Alter und Geschlecht und liegt zwischen 3,2km/h und 4,2km/h (Chung, Wang 2010). In den Untersuchungen von Lamothe et al. (2006), Spenkeli et al. (2002) und Khodadadeh et al. (1988) konnte festgestellt werden, dass Patienten, die an chronischen Rückenschmerzen leiden - verglichen mit gesunden Probanden -, eine verminderte bevorzugte Gehgeschwindigkeit aufweisen. Die Ursache dieser Veränderungen liegt dabei wahrscheinlich in dem kompensatorischen Versuch der Patienten, die Schmerzen durch Reduktion der Wirbelsäulenbewegungen zu reduzieren (Vlaeyen und Linton 2000). In den Untersuchungen von Lamothe et al. (2006) beträgt die Abnahme der bevorzugten Gehgeschwindigkeit bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen beispielsweise 1,4km/h (gesund: 4,7km/h, chronische Rückenschmerzen: 3,3km/h). Die Reduktion der Gehgeschwindigkeit resultiert dabei vor allem aus einer Verkürzung der Schrittlänge bei gleichbleibender Schrittfrequenz (Keefe und Hill 1985). Die Wahl der ersten Untersuchungsgeschwindigkeit von 3km/h orientierte sich somit an der bevorzugten Gehgeschwindigkeit von Patienten mit chronischen Rückenschmerzen und sollte ein niedriges Belastungsniveau demonstrieren.

Die physiologische menschliche Geschwindigkeit beim Wechsel der Gangarten vom Gehen zum Laufen liegt zwischen 6,8 und 8,0km/h (Ranisavljev et al. 2014, Thorstensson und Roberthson 1987). Für Patienten mit chronischen Rückenschmerzen existieren zum aktuellen Zeitpunkt bezüglich der bevorzugten Gehgeschwindigkeit beim Wechsel der Gangarten keine Daten. Da durch die bestehenden Rückenschmerzen der Patienten auch beim Gangartwechsel niedrige bevorzugte Geschwindigkeiten zu unterstellen wären, wurde die zweite Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h knapp unterhalb der Wechselgeschwindigkeit von gesunden Personen gewählt. Diese Gehgeschwindigkeit stellt dabei ein für die Patienten empfundenenes höheres Belastungsniveau dar, um neben der alltäglichen Gehgeschwindigkeit mit generell niedriger Belastungsintensität auch Phasen mit erhöhter dynamischer körperlicher Beanspruchung zu simulieren. Durch die Begrenzung der Laufbandgeschwindigkeit auf 6km/h konnte außerdem zeitgleich

ein potentielles Verletzungsrisiko durch das Wirken maximaler körperlicher Belastungsspitzen minimiert werden. Da es durch den Übergang vom Gehen zum Laufen generell zu einer Veränderung der gesamtkörperlichen Bewegungsmuster, also auch der muskulären Aktivierung des Rumpfes kommt (Saunders et al. 2004), wurden die Patienten während der Messdurchführung und vor allem vor Erhöhung der jeweiligen Laufbandgeschwindigkeit explizit darauf hingewiesen, ihre Gangart nicht zu wechseln. Durch die Beibehaltung einer einheitlichen Gangart während beider Laufbandgeschwindigkeiten ist der valide Vergleich zwischen den prä- und postrehabilitativ ermittelten elektromyografischen Aktivitätsparametern überhaupt erst möglich.

6.2. Wahl der analysierten Wirbelsäulenbereiche

Zur Aktivitätsbeschreibung der paravertebralen Muskulatur wurde die OEMG-Aktivität im Wirbelsäulenbereich L5/L4 über eine Strecke von drei Ableitungspositionen analysiert (Kapitel 5.3.1.). Die in diesem Bereich detektierte muskuläre Aktivität deckt sich mit den vom SENIAM-Projekt definierten Ableitungsorten des *M. Multifidus* und des *M. Erector spinae*. Dass sich die Aktivitätsmuster der paravertebralen Muskulatur segmental unterscheiden, konnte bereits vielfach nachgewiesen werden (Ivanenko et al. 2005, Cappellini et al. 2006, Anders et al. 2007). Die muskuläre Aktivität des Rückens unterliegt dabei prinzipiell einem kranio-kaudalen Verlauf. Die Ursache für erhöhte OEMG-Amplituden im Bereich der lumbalen Wirbelsäule liegt darin begründet, dass in diesem Gebiet deutlich höhere Lasten wirken. Dies deckt sich mit den anatomischen Querschnitten der paravertebralen Muskulatur, die lumbal größer sind und nach kranial kleiner werden. Das generelle Wirken höherer Lasten und der Übergang von der mobilen zur fixierten Wirbelsäule im Bereich des thorakolumbalen Überganges spiegelt sich zusätzlich im prozentualen Anteil kaudaler Frakturen an der Gesamtanzahl der Wirbelkörperfrakturen wider (Reinhold et al. 2009). Laut TraumaRegister DGU aus den Jahren 2016 bis 2018 entfallen demnach zwei von drei Wirbelkörperfrakturen auf den unteren Bereich der Wirbelsäule (TH11-S1). Ähnliche epidemiologische Werte lassen sich bereits im Zeitraum der Jahrtausendwende in den von Knop et al. (1999) durchgeführten Untersuchungen finden. Durch die operative Stabilisierung der Fraktur, egal ob offen-chirurgisch oder minimalinvasiv, findet eine Beschädigung der paravertebralen Muskulatur statt, welche postoperativ in einer veränderten intramuskulären Koordination mündet (Schenk 2019). Dadurch ist ebenfalls anzunehmen, dass die durch Absolvierung der stationären Rehabilitation verursachte Veränderung der Aktivierungs- und Koordinationsmuster der Muskulatur im kaudalen Wirbelsäulenbereich größer ausfällt als im kranialen. Da die kraniale Rückenmuskulatur also generell eine eher geringe OEMG-Aktivität zeigt und die im lumbalen Wirbelsäulensegment befindliche Muskulatur für das in dieser Studie untersuchte Patientenkollektiv eine höhere klinische Relevanz aufweist, beschränkt sich die Ableitung der muskulären Aktivität des Rückens in dieser Studie auf den kaudalen Abschnitt der Wirbelsäule.

6.3. Herzfrequenzen

Ob und in welchem Umfang die Absolvierung einer stationären Rehabilitation zu Anpassungen des kardiovaskulären Systems an identische dynamische Belastungssituationen bei wirbelkörperfrakturierten Patienten führt, war Gegenstand der ersten Hypothese. Dafür erfolgte die prä- und postrehabilitative Messung der mittleren Herzfrequenzen der Patienten vor Untersuchungsbeginn (Ruhemessung) und während der Laufbandgeschwindigkeiten 3km/h und 6km/h. Körperliche Belastung erfordert generell eine Zunahme der Durchblutung insbesondere der arbeitenden Muskulatur, da der Sauerstoffbedarf ansteigt. Unter Belastung kann die Sauerstoffaufnahme selbst beim gesunden Untrainierten um das 10- bis 12-fache, bei Ausdauertrainierten über das 20-fache hinaus ansteigen (Hoppeler und Weibel 1998). Die maximale Sauerstoffaufnahme (VO_{2max}) gilt zwar zur Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit als internationaler Goldstandard (Snell und Mitchell 1984), fand aber aufgrund apparativer Limitationen in der vorliegenden Studie keine Anwendung.

Stattdessen erfolgte eine Einschätzung der körperlichen Leistungsfähigkeit mithilfe der Bestimmung der Herzfrequenz. Diese Messgröße wurde in der Literatur bereits vielfach genutzt und bietet einen praktikablen Einblick, um Aussagen über akute und chronische Anpassung des menschlichen Körpers auf Training und Belastung treffen zu können (Buchheit 2014, Mann und Lamberts 2013, Borresen und Lambert 2008). Der Anstieg der Sauerstoffaufnahme unter Belastungssituationen ist an eine Zunahme des Herzzeitvolumens (HZV) gekoppelt. Das HZV setzt sich aus dem Schlagvolumen (in ml) und der Herzfrequenz (in bpm bzw. min^{-1}) zusammen. Ekblom und Hermansen (1968) konnten dabei feststellen, dass sich die Schlagvolumina sowohl in Ruhe als auch bei submaximalen Belastungsintensitäten zwischen trainierten und untrainierten Personen kaum unterscheiden. Das physiologische Schlagvolumen liegt für Untrainierte bei 80ml, nimmt bei Belastung um 30-50% zu und erreicht seinen Maximalwert bei circa 40-50% der VO_{2max} . Eine weitere Erhöhung des Herzzeitvolumens ist damit entscheidend von einer Zunahme der Herzfrequenz und weniger von einer Erhöhung des kardialen Schlagvolumens abhängig. Bereits Brooke und Hamley (1968) konnten den S-förmigen Verlauf der Herzfrequenz zur Belastungsintensität mit Abflachung der Kurve bei submaximalen Belastungsstufen beschreiben. Dass dieser Kurvenverlauf individuelle Variationen aufweisen kann und

auch zu circa 15% lineare oder inverse Verlaufsformen auftreten, wurde erst später dargestellt (Hofmann et al. 1994b, 1997, 2001). Die Beobachtung, dass erst signifikante Steigerungen der Belastungsintensitäten zu Änderungen der Herzfrequenz führen, spiegelt sich auch in den ermittelten Herzfrequenzen in dieser Studie wider. Werden die Ruheherzfrequenzen mit den Herzfrequenzen bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h verglichen, lassen sich bei der individuellen Betrachtung des prä- und postrehabilitativen Zustandes keine Unterschiede im Sinne einer signifikanten Herzfrequenzerhöhung darstellen. Dies lässt für die untersuchten Patienten zu beiden Untersuchungszeitpunkten eine eher gering empfundene körperliche Belastung während der gewählten Laufbandgeschwindigkeit unterstellen. Zu signifikanten Zunahmen der Herzfrequenzen kommt es während beider Untersuchungszeitpunkte erst bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h, was äquivalent dazu eine höhere empfundene körperliche Belastungsintensität nahelegt.

Für die vorliegende Studie ist allerdings nicht die Betrachtung der einzelnen Untersuchungszeitpunkte vordergründig, sondern die Analyse der kardiovaskulären Trainingsadaptation durch Absolvierung einer stationären Rehabilitation, also der Vergleich zwischen beiden Untersuchungszeitpunkten (U1 zu U2). Durch dynamisches aerobes Training, ähnlich wie es die untersuchten wirbelkörperfrakturierten Patienten im Rahmen ihrer Rehabilitation beispielsweise durch Absolvierung spezieller Geräteübungen oder Schwimmstunden durchgeführt haben, sinkt der myokardiale Sauerstoffverbrauch sowohl in Ruhe als auch bei körperlicher Belastung, da bei unveränderten Herzminutenvolumina die Herzfrequenz ab- und das Schlagvolumen zunimmt (Keul et al. 1982). Das Phänomen der kardiovaskulären Trainingsadaptation lässt sich in geringerem Maße auch für die Durchführung von Krafttraining zeigen (Fisman et al. 1997). Diese Form des Trainings wurde von den in dieser Studie untersuchten Patienten mehrmals pro Woche durchgeführt. Eine Rolle für die veränderte Hämodynamik und der damit verbundenen erhöhten aeroben Kapazität spielen u.a. die vermehrte Kapillarisation der Skelettmuskulatur, eine Zunahme von Zahl und Größe der Mitochondrien und die Aktivitätszunahme oxidativer Enzyme. Da die maximale Herzfrequenz und die Kontraktionskraft des Herzens im Rahmen einer nicht-strukturellen Adaptation weitestgehend unverändert bleiben, steigt die Variabilität der Herzfrequenz, also die Regulationsbreite des trainierten Herzens, an. Der durch Veränderung der

Herzfrequenzvariabilität entstehende positive Einfluss im Sinne einer Senkung der Mortalität konnte bereits in zahlreichen Studien belegt werden (Buch et al. 2002, Huikuri et al. 1999, Winchell und Hoyt 1997). Vereinfacht gesagt spricht also die Abnahme der Herzfrequenz im Rahmen der nicht-strukturellen körperlichen Adaptation bei gleichen Belastungssituationen für einen verbesserten Trainingszustand und ist ein prädiktiver Marker zur Beurteilung der kardiovaskulären Belastbarkeit. Der durch Absolvierung eines rehabilitativen Programmes auftretende Effekt auf eine Erhöhung der Herzfrequenzvariabilität konnte bereits für Patienten mit kardiovaskulären Erkrankungen beschrieben werden (Astolfi et al. 2018, Soleimani et al. 2008, Hao et al. 2002). Für das in der vorliegenden Studie untersuchte Patientenkollektiv existieren zum aktuellen Zeitpunkt diesbezüglich keine Daten, was verwundert, da gerade die kardiopulmonale Belastbarkeit der untersuchten Patienten einen großen Stellenwert bei der Bewältigung alltäglicher Aufgaben und darüber hinaus bei der Reintegration in das Berufsleben einnimmt.

Prinzipiell kann bei den untersuchten Patienten im prä- und postrehabilitativen Vergleich zunächst ein weitgehend vergleichbares Schlagvolumen während der jeweiligen Messzeitpunkte (Ruhemessung, 3km/h, 6km/h) unterstellt werden, da eine strukturelle Anpassung des Herzens erst durch längerfristige Trainingsbeübung stattfindet (Scharhag 2002). Die Dauer der stationären Rehabilitation und damit der ungefähre Abstand zwischen beiden Untersuchungszeitpunkten betrug circa 20 Tage, was für eine strukturelle Adaptation zeitlich betrachtet deutlich zu kurz wäre. Zur exakten Analyse der Anpassung des kardiopulmonalen Systems hätte allerdings auch die Auswurfleistung des Herzens, beispielsweise mithilfe der transthorakalen Echokardiografie, prä- und postrehabilitativ bestimmt werden können. Dies wurde in der vorliegenden Studie nicht durchgeführt.

Wie eingangs beschrieben besitzt der Verlauf der Herzfrequenz in Abhängigkeit zur Belastungsintensität im Allgemeinen eine S-Form. Die ermittelten Herzfrequenzen während der Ruhemessungen ($p=0,280$; Wilcoxon-Test) und während des Gehens bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h ($p=0,112$; T-Test) zeigen keinen signifikanten Unterschied im prä- und postrehabilitativen Vergleich. Dies lässt für die untersuchten Patienten einerseits vermuten, dass die empfundene körperliche Belastung beim bloßen Stehen (Ruhemessung) und beim Gehen während einer

„normalen“ Geschwindigkeit durch Absolvierung der stationären Rehabilitation nicht abnimmt, andererseits scheint es auch nicht zu einer Anpassung des kardiovaskulären Systems während geringer körperlicher Belastungen zu kommen. Interessant dabei ist, dass die ermittelten Ruheherzfrequenzen der Patienten zu beiden Untersuchungszeitpunkten im Vergleich zu gesunden Personen eines vergleichbaren Alters (Custodis et al. 2012) mit über 80bpm leicht erhöht sind. Inwiefern die detektierte Herzfrequenzerhöhung beispielsweise aufgrund allgemein bestehender Schmerzen, das Stehen der Patienten während der Durchführung der Ruhemessung oder auf eventuelle Nervosität vor der Untersuchung zurück zu führen ist, lässt sich abschließend nicht klären. Zu einer signifikanten Abnahme der Herzfrequenz im prä- und postrehabilitativen Vergleich kommt es erst bei Durchführung der Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h ($p=0,046$; T-Test). Die geringere Herzfrequenz lässt dabei eine verbesserte kardiovaskuläre Adaptation durch Absolvierung der stationären Rehabilitation unterstellen. Es scheint also, dass aus rehabilitativen Maßnahmen vordergründig körperliche Anpassungen während höherer Belastungsintensitäten resultieren. Inwieweit die absolvierte Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h bereits im Bereich der submaximalen Belastungsgrenze der Patienten liegt oder ob eine entsprechende kardiovaskuläre Anpassung auch bei noch höheren Belastungsintensitäten zu verzeichnen gewesen wäre, müsste weitergehend untersucht werden. Zu bedenken wäre diesbezüglich immer das steigende Verletzungsrisiko der behandelten/frakturierten Wirbelsäule durch zu hohe körperliche Belastungsspitzen. Neben der Betrachtung von dynamischen Belastungssituationen wäre in einer nachfolgenden Studie potentiell auch daran zu denken, die Veränderung der Herzfrequenzvariabilität während der Durchführung von statischen Übungen zu untersuchen. Diese zusätzliche Betrachtung könnte dabei helfen das zukünftige alltägliche Anforderungsprofil der Patienten noch detaillierter abzubilden.

6.4. Schmerzniveau und Kadenzen

Der Einfluss der stationären Rehabilitation auf die empfundenen Rückenschmerzen der untersuchten Patienten war Gegenstand der zweiten Hypothese. Dafür wurde die subjektive Schmerzintensität mithilfe der Visuellen-Analog-Skala (VAS) zu beiden Untersuchungszeitpunkten jeweils vor und nach Durchführung der Laufbanduntersuchung erfragt. Die Veränderungssensitivität der VAS für die Betrachtung von Rückenschmerzen gilt in der klinischen Anwendung als sehr gut (Hägg et al. 2003). Zur objektiven Einschätzung der Schmerzentwicklung erfolgte zu beiden Untersuchungszeitpunkten zusätzlich die Messung der Kadenzen (Dauer pro Schritt in Sekunden) während beider Laufbandgeschwindigkeiten. Die Kadenz gilt als etablierter klinischer Marker zur Verlaufskontrolle empfundener Schmerzen und wurde sowohl für zahlreiche andere Krankheitsbilder (Sander et al. 2012, Jung et al. 2012, Drerup et al. 2004) als auch im Rahmen von Rückenschmerz für akute (Taylor et al. 2003) und chronische Verlaufsformen (Lamoth 2006) verwendet. Bisherige Studien befassen sich größtenteils mit der Analyse von chronischen muskuloskelettalen Schmerzen und sind daher nur eingeschränkt auf das untersuchte Patientenkollektiv übertragbar. Eine Erklärungstheorie dieser teils sehr einseitigen Betrachtung wäre u.a. die durch chronische Schmerzen resultierenden hohen Kosten durch wiederholte Arbeitsunfähigkeit und Frühberentung. Die therapeutische Schmerzreduktion und die Abwendung einer Schmerzchronifizierung nehmen eine große sozioökonomische Rolle ein. Laut der Deutschen Rentenversicherung (Deutsche Rentenversicherung Bund 2016) führen Rückenschmerzen als Ursache für Arbeitsunfähigkeit und die Aufwendung medizinischer Rehabilitationen die Statistik an. Nyberg et al. (2014) konnten bei einer Analyse von insgesamt 2865 Patienten mit chronischen muskuloskelettalen Schmerzen zeigen, dass es durch die Durchführung einer drei- bis sechswöchigen multidisziplinären Rehabilitationsbehandlung zu einer Reduktion der dysfunktionalen Profile (bestehend aus: hoher Schmerzerfahrung, affektivem Stress und schwerer funktionaler Einschränkung) um 13% kommt. Bei diesen Studienteilnehmern sank im darauffolgenden Jahr gleichzeitig die Rate an Arbeitsfehltagen und Krankschreibungen. Eine Schmerzreduktion um 20 Punkte auf der VAS durch Absolvierung eines dreiwöchigen stationären multimodalen Heilverfahrens konnten Wagner et. al (2007) bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen zeigen. Auch wenn die Schmerzcharakteristika der in der vorliegenden Studie untersuchten Patienten mit Wirbelkörperfrakturen nicht generell

als chronisch zu klassifizieren sind, wären durch Absolvierung der stationären Rehabilitation ähnliche Effekte im Hinblick auf eine Schmerzreduktion sowohl in Ruhe als auch nach körperlicher Belastung erwartbar gewesen. Werden zunächst die beiden VAS-Erfassungen des jeweiligen Untersuchungszeitpunktes betrachtet fällt auf, dass die Patienten nach dem Gehen auf dem Laufband höhere Rückenschmerzen angaben. Die höher empfundene körperliche Belastung korreliert auch mit den in Kapitel 7.3. gezeigten Veränderungen der Herzfrequenzen.

Entscheidend für die Quantifizierung des rehabilitativen Effektes ist der Vergleich der Schmerzintensitäten zwischen beiden Untersuchungszeitpunkten. Nach Absolvierung der rehabilitativen Maßnahmen gaben die Patienten signifikant niedrigere Ruheschmerzen an ($p=0,003$; Wilcoxon-Test). Die Größenordnung der erreichten Schmerzreduktion liegt dabei in etwa bei den von Wagner et. al (2007) untersuchten Patienten mit chronischen Rückenschmerzen. Diese absolvierten ein drei Wochen dauerndes multimodales Heilverfahren, was sich zeitlich betrachtet ungefähr mit der Dauer der in der vorliegenden Studie durchgeführten stationären Rehabilitation deckt. Die Schmerzreduktion spiegelt sich auch in den erreichten Kadenzen der Patienten während einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h wider, die nach Absolvierung der Rehabilitation signifikant anstiegen ($p=0,042$; T-Test). Eine Erhöhung der Kadenzen kann dabei als Ausdruck eines schmerzärmeren Gangbildes interpretiert werden. Auch die subjektiv bestehenden Rückenschmerzen nach Durchführung der Messung nahmen im Vergleich beider Untersuchungszeitpunkte signifikant ab ($p=0,001$; Wilcoxon-Test). Überraschenderweise stiegen die Kadenzen bei der ausgewählten Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h nach Absolvierung der Rehabilitation nicht signifikant an ($p=0,103$; T-Test). Die während dieser Geschwindigkeit gemessenen Kadenzen der Patienten unterstreichen die Annahme einer relativ hohen, mit dem Auftreten von Schmerzen verbundenen Belastungsintensität während einer höheren Laufbandgeschwindigkeit. Die gemessenen Kadenzen lassen für die untersuchten Patienten also allgemein eine größere Gangunsicherheit bei höheren Gehgeschwindigkeiten unterstellen. Außerdem zeigt sich eine Diskrepanz zwischen subjektiv bestehenden (VAS) und objektiv gemessenen (Kadenz) Rückenschmerzwerten.

Schon allein durch die bloße Senkung der Rückenschmerzen im subakuten Behandlungsstadium wäre der stationären Rehabilitation eine große Rolle zur Verhinderung einer Schmerzchronifizierung zuzuschreiben. Studien belegen allerdings auch, dass die Entwicklung von Schmerzen stark mit der subjektiv erlebten funktionellen Behinderung der Patienten assoziiert ist und im Kontext von Haltungen, Überzeugungen, psychologischen Stressfaktoren, Krankheitsverhalten und sozialen Faktoren betrachtet werden sollte (van Poppel et al. 2004). Eine wie von Kennedy et al. (2008) oder Bener et al. (2013) durchgeführte Analyse der Auswirkung einer eventuell bestehenden psychischen Symptomatik und deren Einfluss auf die Entstehung bzw. Aufrechterhaltung der empfundenen Rückenschmerzen fand in dieser Studie nicht statt. Die Wichtigkeit der Einbeziehung des bio-psycho-sozialen Kontextes, beispielsweise mithilfe des Fragebogens SF-36 (Tarlov et al. 1989), wurde bereits vielfach belegt (Hampel et al. 2019, Martin et al. 2017) und lässt im Hinblick auf die Analyse des rehabilitativen Ergebnisses wirbelkörperfrakturierter Patienten Spielraum für weitere Untersuchungen.

Ebenso könnte die Intensivierung oder Eingrenzung bestimmter rehabilitativer Maßnahmen ein besseres Ergebnis im Hinblick auf eine Schmerzreduktion des untersuchten Patientenkollektivs erzielen. Für die Durchführung aktivierender Maßnahmen konnte eine Reduktion empfundener Schmerzen bereits vielfach belegt werden (Furlan et al. 2012, Bunzli et al. 2011). Die generelle körperliche Aktivierung nahm auch bei den in dieser Studie untersuchten Patienten, u.a. im Rahmen von Physio- und Ergotherapie, einen wesentlichen Anteil an der stationären Rehabilitationsdauer ein. Welche therapeutischen Maßnahmen in welchem zeitlichen Umfang konkret stattfinden sollten, um die bestehenden Rückenschmerzen der wirbelkörperfrakturierten Patienten noch weiter zu reduzieren und eine mögliche Schmerzchronifizierung zu verhindern, wäre ebenfalls eine denkbare Fragestellung für nachfolgende Interventionsstudien.

6.5. Einfluss der Rehabilitation auf die Aktivierungs- und Koordinationsmuster der Rumpfmuskulatur

Zentrales Ziel der Rehabilitation von Patienten mit Verletzungen der Wirbelsäule ist es, die motorischen Grundeigenschaften der Bewegungsqualität und -vielfalt, die Ausdauer, Kraft und die aktive Beweglichkeit zu verbessern. Eine Steigerung der muskulären Kraft und die Verbesserung der intramuskulären Koordination sind dabei Grundlagen, um die Stabilisationsfähigkeit der Rumpfmuskulatur zu optimieren und den Schutzmechanismus der Wirbelsäule nach stattgefundenem Trauma wiederherzustellen. Durch rehabilitative Maßnahmen sollte die intramuskuläre Koordination im Optimalfall dahingehend verändert werden, dass die Spannungsregulation und die Entspannungsfähigkeit positiv beeinflusst werden. Resultierend daraus könnten Bewegungsabläufe entsprechend verbessert koordiniert und den Belastungssituationen adäquat angepasst werden. Inwieweit die Durchführung einer stationären Rehabilitation diesen Anforderungen für Patienten mit Wirbelkörperfrakturen gerecht wird, war die Hauptfrage der vorliegenden Studie. Die dritte Hypothese beschäftigt sich deshalb mit der Analyse des rehabilitativen Effektes auf die Aktivitäts- und Koordinationsmuster der Rumpfmuskulatur, wobei die Betrachtung der entstandenen Veränderung auf die intramuskuläre Koordination einerseits über den kompletten Doppelschritt, andererseits speziell für den *M. erector spinae* auch zusätzlich teilphasenbezogen innerhalb des Gangzyklus erfolgt. Vorab sei erwähnt, dass die elektromyografische Aktivität (EA) mit der Kraftanforderung eines Muskels weitestgehend korreliert. Voraussetzung dafür ist allerdings das Ausbleiben einer muskulären Ermüdung. Dynamische Untersuchungen, wie sie in der vorliegenden Studie durchgeführt wurden, können die Aufzeichnung der EA erschweren, da durch eine mögliche Elektrodenverschiebung und Änderungen der Muskelfaserlänge bzw. -dicke während der Messung zusätzliche Veränderungen des EMG-Signals resultieren. Um diese potentiellen Störfaktoren weitestgehend zu minimieren, wurden deshalb bereits vor Durchführung der Messungen sämtliche Elektroden zusätzlich fixiert und die OEMG-Aufzeichnung ständig visuell kontrolliert.

Eine Veränderung der Aktivierungs- und Koordinationsmuster der dorsalen Rumpfmuskulatur bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen während des Gehens konnte bereits in zahlreichen Studien nachgewiesen werden (van der Hulst et al. 2010, Lamothe et al. 2006). Hanada et al. (2011) verglichen beispielsweise die

Aktivierungsamplituden von älteren Patienten (61,4 Jahre +/- 9,8 Jahre) mit chronischen Rückenschmerzen mit denen asymptomatischer Patienten eines vergleichbaren Alters. Dabei konnte gezeigt werden, dass die Gruppe der Patienten mit chronischen Rückenschmerzen eine signifikant höhere muskuläre Aktivierung der *Mm. Multifidi* während des Gehens bei einer selbstgewählten Gehgeschwindigkeit auf dem Laufband aufwies. Diverse Publikationen erbrachten den Nachweis, dass insbesondere die Kraftausdauer vermindert (Anders et al. 2005, Kankaanpää 1998, Sauer et al. 1997) und die Koordination der Rumpfmuskeln bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen gestört sind (Anders et al. 2005, Hodges und Richardson 1999, Arendt-Nielsen et al. 1996). Da sich die Lokalisation der Schmerzen von Patienten mit Wirbelkörperfrakturen zwar mit den gerade genannten Patienten prinzipiell gleicht, die Schmerzcharakteristik aber nicht generell als chronisch einzustufen ist, stellt sich die Frage, ob auch akute Schmerzen zu etwaigen Veränderungen der intramuskulären Koordination führen können. Zur Überprüfung dieser Frage injizierten Tsao et al. (2010) gesunden Probanden intramuskuläre Bolus-Injektionen mit hypertoner Kochsalzlösung in die paravertebrale Muskulatur. Dies führte zu akut einsetzenden Schmerzen im Bereich der Infiltration. Die Aktivierungs- und Koordinationsmuster der Probanden wurden anschließend mit denen von Patienten mit chronischen Rückenschmerzen während des Gehens verglichen. Beide Gruppen zeigten ähnlich signifikante Erhöhungen der EMG-Aktivität des *M. erector spinae* in der Schwungphase des Gehens, einer Teilphase des Gangzyklus, in der die lumbale Muskulatur physiologisch betrachtet eine nur mäßige Aktivität besitzt.

Das Level an muskulärer Beanspruchung hängt von der individuellen Leistungsfähigkeit eines Muskels und dem aktuellen Zustand der muskulären Ermüdung vor dem Untersuchungszeitpunkt ab. Wie von mir bereits beschrieben besitzt die muskuläre Ermüdung einen Einfluss auf die abgeleitete OEMG-Aktivität. Dass es besonders bei Patienten mit Verletzungen der Wirbelsäule oder mit Rückenschmerzen zu einer schnelleren muskulären Ermüdung kommt, konnte für statische Belastungssituationen bereits demonstriert werden (Gottipati et al. 2018, Chang et al. 2018). Zum Zeitpunkt vor den Untersuchungen differierten die unmittelbar vorher durchgeführten rehabilitativen Übungen der Patienten in ihrer körperlichen Intensität teilweise stark voneinander und reichten von manualtherapeutischen Behandlungen bis hin zu statischem Kraft-Ausdauer-Training oder dynamischen

Schwimmstunden. Zumindest eine tagesaktuelle einheitliche muskuläre Beanspruchung der Patienten zu beiden Untersuchungszeitpunkten wäre im Hinblick auf eine bessere Vergleichbarkeit der gemessenen OEMG-Aktivitätsparameter wünschenswert gewesen.

6.5.1. Betrachtung der OEMG-Ergebnisse über einen Doppelschritt

Um die rehabilitative Auswirkung auf die intramuskuläre Koordination der Patienten mit Wirbelkörperfrakturen beschreiben zu können, erfolgte die prä- und postrehabilitative Messung der mittleren Aktivitätsamplitude und des Variationskoeffizienten für die ausgewählte Muskulatur des Rumpfes während der Laufbandgeschwindigkeiten 3km/h und 6km/h. Generell setzt die Bewältigung einer höheren Gehgeschwindigkeit sowohl bei Gesunden als auch bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen eine größere und prolongierte Aktivierung der paravertebralen Muskulatur voraus (Lamoth et al. 2006, van der Hulst et al. 2010). Die muskulären Aktivitätskurven nehmen bei höheren Geschwindigkeiten einen eher phasischen Charakter an (Anders et al. 2009). Die Abhängigkeit des muskulären Aktivitätslevels von der zu absolvierenden Laufbandgeschwindigkeit lässt sich durch eine generelle Erhöhung des mittleren Amplitudenniveaus aller untersuchten Rumpfmuskeln während beider einzelnen Untersuchungszeitpunkte auch bei den in dieser Studie untersuchten Patienten darstellen.

Der prä- und postrehabilitative Vergleich ergibt für beide untersuchten Laufbandgeschwindigkeiten, also sowohl für eine angenommene moderate als auch für eine hohe körperliche Belastungsintensität signifikant höhere mittlere Amplituden für alle analysierten Rumpfmuskeln über komplette Doppelschritte (Abbildung 20 und 21). Dies verwundert zunächst, da, wie eingangs beschrieben, gezeigt werden konnte, dass sich die muskuläre Aktivität bei Patienten mit akuten und chronischen Rückenschmerzen erhöht, bei den wirbelkörperfrakturierten Patienten allerdings eine Abnahme des Schmerzniveaus durch Absolvierung der Rehabilitation zu verzeichnen ist (Abbildung 18). Eine direkte Korrelation zwischen Schmerzempfinden und einer Erhöhung der OEMG-Aktivität kann also in dieser Studie nicht prinzipiell unterstellt werden. Eine mögliche Ursache für die Erhöhung der mittleren Amplituden wäre eher in einer durch die rehabilitativen Maßnahmen verursachten Hypertrophie der untersuchten Rumpfmuskulatur zu vermuten. Da die im OEMG gemessene

elektromyografische Aktivität mit der muskulären Kraftanforderung korreliert, die körperlich empfundene Beanspruchung bei gleichen Belastungssituationen aber wie in Kapitel 7.3. dargestellt durch Absolvierung der stationären Rehabilitation sinkt, könnte die Erhöhung der mittleren Amplituden mit einem Zuwachs an Muskelmasse erklärt werden. Ob die Art des absolvierten Trainings und der zeitliche Umfang der Rehabilitation zu einer elektromyografisch relevanten Muskelhypertrophie geführt haben, lässt sich abschließend nicht klären.

Ein weiterer Erklärungsansatz für die Erhöhung der mittleren Aktivitätsamplituden der Rumpfmuskeln wäre eine Verbesserung der neuro-muskulären Ansteuerung durch die Absolvierung der rehabilitativen Maßnahmen. Ein Hinweis auf eine optimierte neuronale Ansteuerung liefert der bloße Blick auf den Aktivitätsverlauf der OEMG-Kurven. Prärehabilitativ fällt der eher tonische, ungezielte Charakter der muskulären Rumpfaktivität auf. Nach Absolvierung der Rehabilitation scheint dagegen die zur Bewegung notwendige muskuläre Aktivität gezielter während der konkreten Belastungssituation aufzutreten und einen eher phasischen Kurvenverlauf anzunehmen. Eine Verbesserung der intramuskulären Koordination kann ebenfalls anhand der ermittelten CV-Werte der ventralen Rumpfmuskulatur dargestellt werden. Es zeigen sich erhöhte Variationskoeffizienten des *M. rectus abdominis*, *M. obliquus internus* und des *M. obliquus externus* nach Durchführung der rehabilitativen Maßnahmen. Diese Erhöhung spricht insgesamt für ein größeres muskuläres Wechselspiel zwischen Phasen ausgiebiger und intensiver Kontraktion bei gleichzeitig prolongierten Perioden mit geringerer muskulärer Anspannung. Durch eine Abnahme des durch die Muskelkontraktion bedingten Druckes wäre eine verbesserte Gewebepfusion mit Blut anzunehmen. Aus der resultierenden Erhöhung der muskulären Versorgung mit Sauerstoff und Nährstoffen bei gleichzeitig beschleunigtem Abtransport von Stoffwechselmetaboliten wäre eine Minimierung der peripheren Muskelermüdung und damit die gezeigte Reduktion der von den Patienten bestehenden Schmerzen erklärbar.

Bei der Analyse der paravertebralen Muskulatur fällt auf, dass sich die mittleren Aktivitätsamplituden des *M. erector spinae* während beider gewählten Laufbandgeschwindigkeiten nach Absolvierung der stationären Rehabilitation zwar erhöhen, eine signifikante Veränderung der Variationskoeffizienten allerdings nicht

dargestellt werden kann. Die generelle Erhöhung des mittleren Muskeltonus könnte auch hierbei in einer durch die Rehabilitation entstandenen muskulären Hypertrophie der untersuchten Rückenmuskulatur oder eben einer verbesserten neuromuskulären Konnektivität begründet liegen. Ursächlich für die nicht signifikante Zunahme der muskulären Schwingungsbreite könnte eben genau dieser allgemein erhöhte paravertebrale Muskeltonus sein. Welche möglichen funktionellen Vorteile aus einem höheren paravertebralen Muskeltonus potentiell hervorgehen können, wird von mir im nachfolgenden Kapitel detailliert beschrieben. Werden also lediglich die paravertebralen OEMG-Ergebnisse über komplette Doppelschritte betrachtet, wäre durch die Absolvierung der rehabilitativen Maßnahmen keine Verbesserung des Wechselspiels aus muskulärer An- und Entspannung anzunehmen. Physiologisch gesehen ist die muskuläre Aktivität des *M. erector spinae* während eines Doppelschrittes allerdings nicht immer konstant, sie unterscheidet sich funktionell begründet während einzelner Teilphasen innerhalb des Schrittzyklus. Die Relevanz einer schrittphasenbezogenen Betrachtung der paravertebralen OEMG-Ergebnisse wird von mir ebenfalls im nachfolgenden Kapitel diskutiert. Eine Erklärung, warum sich die CV-Werte global betrachtet postrehabilitativ nicht signifikant erhöhen, könnte die Rolle psychosozialer Aspekte sein. Aus Angst vor der Untersuchung und der damit verbundenen potentiellen Gefahr eines erneuten Traumas der Wirbelsäule könnten die Patienten ein anhaltendes Angstvermeidungsverhalten entwickelt haben, was gleichzeitig für die Chronifizierung akuter Rückenschmerzen eine prädiktive Rolle einnimmt (Wadell 2004). Durch eine negative Erwartungshaltung können schon antizipatorisch Schmerzen entstehen und daraus Veränderungen der intramuskulären Koordination resultieren.

Bei der Analyse der ventralen Rumpfmuskulatur stellt sich abschließend die Frage, ob die untersuchten Patienten muskelfunktionell von der Durchführung bestimmter therapeutischer Maßnahmen mehr profitieren können als von anderen. Auch in diesem Hinblick wäre die Durchführung von Interventionsstudien sinnvoll. Gezieltes Training der vorderen Rumpfmuskeln könnte dabei einen Effekt auf die von den Patienten empfundenen Rückenschmerzen besitzen und den generellen Genesungsprozess positiv beeinflussen.

6.5.2. Betrachtung der schrittphasenbezogenen OEMG-Ergebnisse

Die klinische Relevanz des *M. erector spinae* in der Pathogenese von chronischen Rückenschmerzen und in der Aufrechterhaltung von körperlichen Alltagsfunktionen nach Traumen war bereits Gegenstand zahlreicher Studien (Danneels et al. 2002, Hides et al. 1996). Die Analyse der durch die Rehabilitation potentiell entstehenden Veränderungen der elektromyografischen Aktivität dieses Muskels nahm deswegen in der vorliegenden Arbeit eine bedeutende Rolle ein. Für statische Belastungssituationen konnte das Auftreten einer schnelleren muskulären Ermüdung bei Patienten nach Operationen im Bereich der Wirbelsäule bereits belegt werden (Gottipati et al. 2018). Das Maß an statischer Belastbarkeit besitzt allerdings eine nur mäßige Aussagekraft über das spätere Wohlbefinden der Patienten. Vielmehr scheint die schmerztolerante Bewältigung dynamischer Belastungssituationen eingeschränkt zu sein, was für die Patienten letztendlich Einschränkungen in der Bewältigung alltagsrelevanter Funktionen zur Folge hat (Strömqvist et al. 2001). Um für die paravertebrale Muskulatur detailliertere Aussagen über mögliche Veränderungen der intramuskulären Koordination treffen zu können, erfolgte neben der Betrachtung der muskulären Aktivität über Doppelschritte auch eine Zeitnormierung des Gangzyklus in vier unterschiedliche Teilphasen mit entsprechender Messung der mittleren und maximalen Amplituden sowie der Variationskoeffizienten während der beiden gewählten Laufbandgeschwindigkeiten zu den jeweiligen Untersuchungszeitpunkten. Eine Veränderung der muskulären Aktivierungsmuster des *M. erector spinae* während einzelner Teilphasen des Schrittzklus konnte bereits für Patienten mit chronischen und akuten Rückenschmerzen nachgewiesen werden (Lamoth et al. 2006, Arendt-Nielsen et al. 1996). Verglichen mit einer gesunden Kontrollgruppe zeigte sich, dass bei den untersuchten Schmerzpatienten vor allem während der Schwungphase des Gehens größere Aktivierungsamplituden der Rückenmuskulatur bestehen. Physiologisch betrachtet zeigt die Rückenmuskulatur während dieser Teilphase des Gehens eine eher geringe Aktivität. Das Ausmaß der muskulären Aktivierung scheint dabei außerdem mit der Intensität der empfundenen Rückenschmerzen zu korrelieren (Lamoth et al. 2006).

Obwohl die in der vorliegenden Studie untersuchten wirbelkörperfrakturierten Patienten generell weniger Rückenschmerzen nach Absolvierung ihrer stationären Rehabilitation angaben, erhöhen sich interessanterweise die mittleren und maximalen

Amplituden des *M. erector spinae* nicht nur in der Schwungphase, sondern in jeder einzelnen Teilphase des Gangzyklus. Die Veränderungen zeigen sich dabei sowohl für angenommene moderate (Laufbandgeschwindigkeit 3km/h) als auch für hohe (Laufbandgeschwindigkeit 6km/h) dynamische körperliche Belastungsintensitäten. Physiologisch zeigt der *M. erector spinae* beim Laufen ein biphasisches Aktivierungsmuster. Vor allem das Aufsetzen der ipsilateralen Ferse geht mit einer Aktivitätserhöhung der kontralateralen Wirbelsäulenseite im OEMG einher. Kleinere Amplituden werden hingegen jeweils während des kontralateralen Fersenaufsatzes verzeichnet (Anders et al. 2007). Im Vorfeld der Untersuchungen wäre es denkbar gewesen, dass die Patienten postrehabilitativ durch die absolvierten Trainingseinheiten eine Verbesserung der neuromuskulären Kopplung erzielen und dadurch in der Lage sind, die Arbeitsmuskulatur gezielter und koordinierter anzusteuern. Dies hätte eine Erhöhung der Amplituden vor allem in der von mir gewählten 2. und 4. Schrittphase bedeutet, also genau dann, wenn der *M. erector spinae* physiologisch seine höchste muskuläre Aktivität innerhalb des Gangzyklus aufweist. Während der 1. und 3. Teilphase wäre hingegen keine oder lediglich eine geringe Erhöhung der Amplituden erwartbar gewesen, da der Muskel während dieser Schrittphasen normalerweise eine nur geringe Aktivität zeigt.

Ursächlich für die Zunahme der mittleren und maximalen Amplituden des *M. erector spinae* während aller vier Schrittphasen könnte ein physiologischer Anpassungsmechanismus sein, der die Wirbelsäule vor drohenden Instabilitäten schützt. Die Einteilung der Rumpfmuskulatur erfolgt in zwei funktionelle Systeme. Das lokale System übernimmt vor allem stabilisierende Funktionen, ist bei einem niedrigen Aktivitätslevel permanent aktiv und agiert nahezu unabhängig von der eigentlichen Bewegung. Die Rumpfmuskeln des globalen Systems fungieren hingegen vor allem als Initiatoren der für das Gehen notwendigen muskulären Arbeit, woraus bewegungsabhängige Aktivierungsmuster resultieren. Der *M. erector spinae* wird funktionell in die Gruppe des globalen Systems eingeordnet. Zur Spezifizierung der motorischen Arbeit wurde das globale System der Rumpfmuskeln zusätzlich in ein global-stabilisierendes und global-mobilisierendes System unterteilt. Die globalen Stabilisatoren ergänzen dabei die Funktionen des lokalen Systems, indem sie initiierte Bewegungen kontrollieren und exzentrische Aktivierungen limitieren (Comerford und Mottram 2001, Bergmark 1989). Aufgrund seiner charakteristischen

Aktivierungsmuster wird der *M. erector spinae* zur Gruppe der global-stabilisierenden Muskulatur zugeordnet. Bei gesunden Probanden steigen die Aktivierungsamplituden des *M. erector spinae* bei zunehmenden Laufbandgeschwindigkeiten. Signifikante Zunahmen der mittleren Amplituden lassen sich dabei allerdings erst ab einer Geschwindigkeit von circa 5km/h zeigen (Anders et al. 2007). Änderungen der Amplitudenwerte bei niedrigen Gehgeschwindigkeiten legen also nahe, dass die postrehabilitativ gemessene Erhöhung der OEMG-Amplituden nicht vordergründig auf eine Zunahme der mobilisierenden Arbeit des *M. erector spinae* schließen lässt, sondern vielmehr Ausdruck einer zusätzlichen Stabilisation der Wirbelsäule durch muskuläre Anspannung bedeuten könnte. Die Ursache für die Zunahme der stabilisierenden Funktion des *M. erector spinae* könnte in einer Veränderung der Faserzusammensetzung liegen, welche vordergründig durch langanhaltende Schmerzen, muskuläre Schonung oder aufgrund psychosozialer Beeinträchtigungen entstehen kann. Veränderte Zusammensetzungen der paravertebralen Gewebestrukturen nach Operationen im Bereich der Wirbelsäule konnten bereits von Hodges et al. (2015) beschrieben werden. Aus den beobachteten Einlagerungen von Fett- und Bindegewebe könnten prinzipiell niedrigere OEMG-Aktivitäten resultieren. Zusätzlich wurde gezeigt, dass abhängig von der operativen Versorgungsart durch Eingriffe an der Wirbelsäule auch eine gewisse Muskelatrophie resultiert (Fan et al. 2010), welche ebenfalls einen möglichen Einfluss auf die intramuskuläre Koordination der untersuchten Patienten besitzt. Mannion et al. (1997) verglichen mithilfe perkutaner Biopsien die Faserzusammensetzung der paraspinalen Muskulatur von Patienten mit chronischen Rückenschmerzen und gesunden Kontrollprobanden. Dabei wurde festgestellt, dass es bei annähernd gleichbleibenden Muskelquerschnitten zu einer Verschiebung zugunsten von Typ-IIb Muskelfasern bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen kommt. Verglichen mit den langsameren, dafür aber ausdauernderen oxidativeren Typ-I Muskelfasern sind die glykolytisch arbeitenden Typ-IIb Fasern durch eine schnellere Kontraktion, aber auch eine raschere muskuläre Ermüdung gekennzeichnet. Die prozentuale Zunahme der Typ-IIb Muskelfasern und die damit verbundene Zunahme der muskulären Kontraktion könnte demnach die generelle Erhöhung der mittleren und maximalen Amplituden des *M. erector spinae* nach Absolvierung der stationären Rehabilitation erklären. Ein Mangel an ausdauernderen Typ-I Fasern würde entsprechend zu einer schnelleren muskulären Ermüdung führen und damit potentiell zur Entstehung von

Rückenschmerzen bei den untersuchten Patienten beitragen. Diese beschriebene muskuläre Anpassung wäre ein weiterer Hinweis eines physiologischen Adaptationsversuches der wirbelkörperfrakturierten Patienten, die durch das Trauma verursachte Instabilität zu kompensieren. Die von mir beschriebenen Erhöhungen der Aktivierungsamplituden decken sich ebenfalls mit denen der von Lamoth et al. (2006) durchgeführten OEMG-Messungen bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen. Eine durch muskuläre Anspannung resultierende größere „Steifigkeit“ der Wirbelsäule würde dazu führen, dass die Patienten vor einem erneuten, unerwartet auftretenden Trauma potentiell besser geschützt wären. Die Versteifung der Wirbelsäule resultiert darüber hinaus auch in geringeren Bewegungsumfängen, was gerade bei niedrigen Gehgeschwindigkeit eine präzisere muskuläre Koordination ermöglicht. Willigenburg et al. (2013) konnten zeigen, dass sich die muskulären Koordinationsmuster des Rumpfes bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen während der Durchführung spezifischer Inklinationsübungen deutlich unkoordinierter darstellen. Die Erforderlichkeit einer präziseren Kontrolle der zur Lokomotion notwendigen Rumpfmuskulatur resultiert bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen ebenso in der Wahl einer bevorzugten niedrigeren Gehgeschwindigkeit (Lamoth et al. 2006). Im zeitlichen Verlauf könnte es durch die übermäßig angespannte Rückenmuskulatur allerdings zu einer zunehmenden Ausbildung von muskulären Mikrotraumen kommen, welche wiederum selbst ursächlich für die Entstehung von chronischen Rückenschmerzen sein können. Ohne entsprechende therapeutische Maßnahmen könnte daraus ein *circulus vitiosus* resultieren.

Beeinträchtigungen der muskulären Koordinationsmuster gelten in der Literatur als Hauptgrund für die Entstehung von chronischen Rückenschmerzen (Panjabi 2002). Besonders die gestörte Interaktion aus muskulärer An- und Entspannung scheint die Pathogenese vordergründig zu bestimmen (Hodges et al. 2003). Das Ausmaß der muskulären Ermüdung und der damit verbundenen Schmerzsymptomatik der Patienten könnte von der Intensität und der zeitlichen Dauer der Anspannungsphase und von verringerten Phasen geringerer Anspannung abhängig sein. Um diese muskuläre Schwingungsbreite zu erfassen und quantifizieren zu können, fand in der vorliegenden Arbeit deshalb der Variationskoeffizient Anwendung. Wichtig bei der Betrachtung des CV-Wertes ist die Annahme einer weitestgehend störungsfreien

Messung und einer möglichst geringen Signalüberlagerung von benachbarten Strukturen. Die direkte anatomische Nachbarschaft des *M. multifidus* könnte beispielsweise durch cross-talk eine gewisse Messstörung der eigentlichen OEMG-Aktivität des *M. erector spinae* bedingen. Die Koordinationsmuster dieses Muskels besitzen ebenfalls einen biphasischen Charakter. Verglichen mit den Verläufen des *M. erector spinae* fallen die Aktivierungsspitzen während beider Fersenaufsätze allerdings in etwa gleich groß aus (Stokes et al. 2003), was eventuell falsch-hohe Signalüberlagerungen des *M. erector spinae* EMG-Signals während des kontralateralen Fersenaufsatzes zur Folge hätte. Zusätzlich kann das Oberflächen-EMG nur die Aktivierung der oberflächlichen Anteile des *M. multifidus* und des *M. erector spinae* erfassen, welche sich von den tiefen Anteilen in ihrer funktionellen Aktivität zu unterscheiden scheinen (Moseley et al. 2002, Cholewicki und McGill 1996). Bei niedrigeren Gehgeschwindigkeiten sind demnach vor allem die tiefen Faseranteile der Muskulatur aktiv, eine Erhöhung der Lokomotionsgeschwindigkeit geht äquivalent mit einer vermehrten Rekrutierung oberflächlicher muskulärer Anteile einher. Neben der Betrachtung der OEMG-Signale könnte die funktionelle Unterscheidung der Faseranteile auch eine entscheidende Rolle bei der Durchführung rehabilitativer Trainingseinheiten für Patienten mit Wirbelkörperfrakturen spielen. Zumindest wurde bereits von Saragiotto et al. (2016) für chronische Rückenschmerzpatienten gezeigt, dass rehabilitationsspezifische Übungen funktionelle Aufgaben integrieren sollten, die sowohl oberflächliche als auch tiefe Fasern der paravertebralen Muskulatur ansprechen, um somit eine möglichst gleichmäßige Belastung zu erzielen. Es ist eher unwahrscheinlich, dass die tiefen Faseranteile des *M. erector spinae* durch die Anwendung des OEMGs ausreichend erfasst werden konnten. Zur elektrophysiologischen Darstellung der tiefen Faseranteile wäre hierfür der Einsatz von Nadelelektroden hilfreich gewesen, die aufgrund ihrer Invasivität in der vorliegenden Studie allerdings keine Anwendung fanden.

Wie bereits dargestellt zeigt der *M. erector spinae* beim Laufen ein biphasisches Aktivierungsmuster mit dem Auftreten von Aktivierungsspitzen zum Zeitpunkt des ipsi- und kontralateralen Fersenaufsatzes (Anders et al. 2007). Die von mir gewählte 2. Teilphase des Gangzyklus ist funktionell durch das Anheben des kontralateralen Fußes, die Fersenanhebung des Referenzbeines, den Transport des Körpers über

die Fußsenkrechte und final den Bodenkontakt des kontralateralen Fußes gekennzeichnet. Die von mir gewählte 4. Teilphase beinhaltet die einzelnen Schwungphasen des Doppelschrittes, welche in ihrer Gesamtheit mit dem initialen Bodenkontakt des Referenzbeines, also dem ipsilateralen Fersenaufsatz, enden. Zu diesen beiden Zeitpunkten des Gangzyklus besitzt der *M. erector spinae* funktionell seine größte muskuläre Aktivität. Während der jeweiligen muskulären Anspannungsphase findet eine kontinuierliche Erhöhung des intramuskulären Druckes statt. Aus dieser Druckerhöhung resultiert einerseits eine progrediente Minderversorgung des Gewebes mit Nährstoffen und Sauerstoff, andererseits erhöht sich die Anzahl von in biochemischen Stoffwechselprozessen entstandenen Metaboliten, welche nicht adäquat abtransportiert werden können. Eine dauerhaft überhöhte Anspannung der Muskulatur könnte so langfristig für die Entwicklung von Rückenschmerzen verantwortlich sein. Von einer Verbesserung des Wechselspiels aus muskulärer An- und Entspannung während der 2. und 4. Teilphase, also zum Zeitpunkt der größten muskulären Aktivität, würde der *M. erector spinae* demnach besonders profitieren. Interessanterweise decken sich diese theoretischen Überlegungen auch weitestgehend mit den von mir ermittelten Parametern der Patienten. Bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h zeigt sich im prä- und postrehabilitativen Vergleich eine Erhöhung der CV-Werte während eben jener 2. und 4. Teilphase des Gangzyklus. Bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h lässt sich eine Erhöhung des CV-Wertes lediglich in der 2. Teilphase des Gangzyklus zeigen. Zwar besitzt die OEMG-Aktivität des *M. erector* nach Anders et al. (2007) generell einen biphasischen Charakter, wirklich relevante Erhöhung der Amplituden zeigen sich allerdings vor allem während des kontralateralen Fersenaufsatzes, was in der vorliegenden Studie wieder der 2. Teilphase des Gangzyklus entsprechen würde. Nach Durchführung der stationären Rehabilitation lässt sich also im Allgemeinen eine Vergrößerung der muskulären Schwingungsbreite des *M. erector spinae* während der Teilphasen des Gangzyklus zeigen, in denen während der Lokomotion die größte muskuläre Anspannung herrscht. Eine Verbesserung lässt sich dabei sowohl für eine niedrige Laufbandgeschwindigkeit unterstellen, während der die Aktivität des *M. erector spinae* physiologisch eher gering ausfällt, als auch während einer hohen Laufbandgeschwindigkeit, die charakteristisch mit einer deutlichen Aktivitätserhöhung einhergeht. Der postrehabilitativ ermittelte signifikante Anstieg der CV-Werte und damit einhergehend die Optimierung der muskulären An- und Entspannungszyklen

während hoher muskulärer Kontraktionsphasen könnte dabei ursächlich für die deutliche Reduktion der von den Wirbelkörperfrakturierten Patienten angegeben Rückenschmerzen nach Abschluss der Rehabilitation sein.

Einen besonderen Stellenwert bei der Betrachtung der CV-Werte spielt der individuelle psycho-soziale Kontext der Patienten, welcher einen grundlegenden Einfluss auf die Entwicklung der intramuskulären Koordination besitzen könnte. Trotz weitgehender Bekanntheit, dass bio-psycho-soziale Faktoren maßgeblich das Beschwerdebild von Patienten mit Rückenschmerzen prägen, findet sich im klinischen Alltag eine deutliche Diskrepanz zur tatsächlichen Implementierung in die rehabilitative Gesamttherapie (Swinkels et al. 2005). Bei einem Großteil der Patienten lag die operative Versorgung der Wirbelkörperfraktur erst einige Wochen zurück. Durch ein bestehendes Unsicherheitsgefühl bei körperlicher Bewegung und die Entwicklung eines anhaltenden Angstvermeidungsverhaltens könnte die Schmerzsituation der Patienten antizipatorisch verstärkt werden. Aus Angst vor einer Steigerung des Schmerzes kann sich dabei ein passives Vermeidungsverhalten entwickeln, welches progredient zu einer eingeschränkten Mobilität führt und zusätzlich die muskuläre Dekonditionierung verstärkt. Eine anhaltende Angstvermeidungsüberzeugung gilt als einer der wichtigsten Faktoren für die Chronifizierung akuter Rückenschmerzen (Klenermann et al. 1995). Betroffene sollten demnach angeleitet werden, die mit der Erkrankung einhergehenden Ängste und negativen Überzeugungen progredient abzubauen. Interessanterweise konnte bei entsprechenden Patienten durch das Wirken chronischer Rückenschmerzen eine kortikale Hyperaktivität nachgewiesen werden (Flor et al. 1997). Die neuronale Sensibilisierung schmerzverarbeitender Areale scheint letztendlich zu einer Steigerung des subjektiven Schmerzempfindens zu führen (Giesecke et al. 2004). Bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen wäre demnach eine größere muskuläre Anspannung der paravertebralen Muskulatur notwendig, um einer drohenden Instabilität der Wirbelsäule entgegenzuwirken und das frühzeitige Auftreten von Schmerzen, die auch schon bei geringeren körperlichen Belastungssituationen auftreten könnten, zu reduzieren. Auch hierbei könnte die erreichte muskuläre Schwingungsbreite des *M. erector spinae* also eine wesentliche Rolle spielen. Darüber hinaus besitzt die allgemeine Behandlungsdauer im Rahmen einer multidisziplinären und multimodalen Therapie einen großen Einfluss auf die körperliche Funktionalität von Patienten mit chronischen Rückenschmerzen

(Monticone et al. 2014). Die optimale rehabilitative Behandlungsdauer liegt bei diesen Patienten laut Henchoz et al. (2010) bei circa drei Wochen, der Zeitraum erstreckt sich je nach Literaturangabe aber auch auf bis zu sechs Monate (Pieber et al. 2014). Die Dauer der stationären Rehabilitation betrug für die untersuchten Patienten mit Wirbelkörperfrakturen im Durchschnitt lediglich 20 Tage. Demnach könnten die in der vorliegenden Studie gezeigten Veränderungen der elektrophysiologischen Parameter als vergleichsweise gering ausgeprägt angesehen werden und die Patienten von einer längeren stationären Rehabilitation profitieren.

Um muskelfunktionelle Langzeiteffekte einer absolvierten Rehabilitation und deren nachhaltigen Einfluss auf die körperliche Integrität entsprechend überprüfen zu können, wären darüber hinaus auch langfristige wiederholende Messuntersuchungen wünschenswert. Nachfolgend könnte die Frage geklärt werden, ob der Variationskoeffizient tatsächlich einen langfristigen Einfluss auf das von den untersuchten Patienten empfundene Schmerzniveau besitzt und inwieweit mit Hilfe von elektromyografischen Parametern sogar prädiktive Aussagen über den Zeitpunkt der beruflichen Reintegration getroffen werden können.

7. Limitationen

7.1. Patientenkollektiv

Für die Untersuchungen konnten insgesamt 30 Patienten mit Wirbelkörperfrakturen untersucht werden, wovon lediglich 9 weiblich waren. Eine stärkere geschlechtsspezifische Homogenität und eine größere Gesamtanzahl an Patienten wären wünschenswert gewesen, um möglichst repräsentative Ergebnisse für die Grundgesamtheit der wirbelkörperfrakturierten Patienten ermitteln zu können. Durch die Wahl der Ein- und Ausschlusskriterien fanden außerdem Patienten mit relevanten Vorerkrankungen und zu hohen BMI-Werten keine Beachtung in dieser Studie. Patienten, die sich die körperliche Belastung während beider Untersuchungszeitpunkte nicht zutrauten oder generell Angst bzw. Unsicherheiten vor der Durchführung besaßen, werden aufgrund der gegebenen Freiwilligkeit der Teilnahme eher Abstand von der Studie genommen haben. Die eingeschlossenen Patienten sind daher im Vergleich zur Grundgesamtheit als eher körperlich „fitte“ Vertreter anzusehen. Insofern sind die ermittelten Ergebnisse als eher überdurchschnittlich gut im Vergleich mit der Gesamtheit der Patienten zu interpretieren. Generell unterscheidet sich das Patientenkollektiv auch im Hinblick auf die therapeutische Versorgungsart der Wirbelkörperfraktur (operativ/konservativ) und den poststationären Antrittszeitpunkt zur Durchführung der Rehabilitation. Beide Faktoren könnten potentiell Auswirkungen auf die ermittelten Parameter nehmen.

7.2. Gehen auf dem Laufband

Zunächst war das unterstützungsfreie Gehen der Patienten auf dem Laufband die Voraussetzung zur Teilnahme an der Studie. Es ist davon auszugehen, dass eine gewisse Anzahl der Patienten dies nicht hätte durchführen können, was den o.g. „fitten“ Charakter der eingeschlossenen Patienten unterstreicht. Die Messung der muskulären Aktivität auf dem Laufband bietet dabei sowohl Vor- als auch Nachteile. Die Reproduzierbarkeit der Untersuchungsbedingungen bei exakter Wahl der Laufbandgeschwindigkeit ist dabei der relevanteste Aspekt in dieser Studie. Das Gehen auf dem Laufband wird in der Literatur allerdings als abweichend vom Gehen auf normalem Untergrund beschrieben (Lee et al. 2008). Während des zweiten Untersuchungszeitpunktes zeigte ein Großteil der Patienten bereits während der Eingewöhnungszeit auf dem Laufband rein optisch ein gleichmäßigeres Gangbild.

Einige Patienten gaben vor der ersten Messung allerdings auch an, dass sie zum ersten Mal auf einem Laufband gehen würden. Ob die Verbesserung des Laufbildes somit per se durch die Absolvierung der stationären Rehabilitation zu erklären ist oder die Testsituation für die Patienten schlichtweg bekannt war, lässt sich abschließend nicht klären. Für die untersuchten Patienten könnten aufgrund der funktionellen Einschränkungen darüber hinaus, ähnlich wie von Greig et al. (1993) bei älteren Personen beschrieben, längere Eingewöhnungsphasen nötig sein, um ein weitgehend sichereres Gangbild aufzuweisen. Zwar erhielten die untersuchten Patienten eine gewisse Eingewöhnungszeit, um sich auf das Gehen auf dem Laufband entsprechend einzustellen zu können, ob diese Gewöhnungsphase allerdings ausreichend war, lässt sich letztendlich nicht klären.

7.3. Setup der Untersuchung

Ein großer Nachteil in der Erfassung muskulärer Aktivität auf dem Laufband liegt dabei in der Dynamik selbst begründet. Dynamische Untersuchungen können die Aufzeichnung der muskulären Aktivität erschweren, da durch eine mögliche Elektrodenverschiebung auf der Haut die eigentliche muskuläre Aktivität nicht korrekt aufgezeichnet wird. Zur Minimierung dieses potentiellen Störfaktors wurden die Elektroden deshalb sorgfältig platziert, vor Beginn der Messung zusätzlich fixiert und der korrekte Halt auf der Haut ständig kontrolliert. Die Positionierung der Elektroden folgte einem standardisierten Schema. Trotzdem existieren individuelle anatomische Lagevariationen der Muskeln, was zu möglichen Fehlern in der Platzierung der Elektroden führen kann.

Ein weiterer Nachteil bestand in den teils starken Unterschieden der körperlichen Belastung durch die unmittelbar vor den Untersuchungen durchgeführten rehabilitativen Maßnahmen der Patienten. Die Belastungsintensitäten reichten von leichten manualtherapeutischen Behandlungen bis hin zu statischem Kraft-Ausdauer-Training oder dynamischen Therapien in Form von Schwimmstunden. Zwar verging vor der Untersuchung durch die Vorbereitung der Patienten beispielsweise durch Anbringung der Elektroden zunächst noch eine gewisse Zeit, eine vollständige Erholung der Muskulatur kann allerdings nicht prinzipiell angenommen werden, was ebenfalls zu Veränderungen der Messwerte geführt haben könnte. Anders et al. (1998) konnten beispielsweise bereits eine Veränderung der paraspinalen

Aktivierungsmuster bei muskulär ermüdeten Patienten nachweisen. Zumindest eine tagesaktuelle einheitliche muskuläre Beanspruchung der Patienten zu beiden Untersuchungszeitpunkten wäre im Hinblick auf eine bessere Reliabilität der gemessenen OEMG-Parameter dahingehend wünschenswert gewesen.

Ebenfalls wäre es denkbar, dass durch Absolvierung der Rehabilitation auch langfristig Effekte auf die Aktivierungs- und Koordinationsmuster der Rumpfmuskulatur entstehen könnten. Gerade für den langjährigen Erhalt der wirbelsäulenspezifischen Alltagsfunktionen könnten diese Veränderungen eine entscheidende Rolle einnehmen und somit die Lebensqualität der Patienten maßgeblich beeinflussen. Um Aussagen über langfristige Effekte der Rehabilitation treffen zu können, wären demnach mehrjährige follow-up Untersuchungen auch unter Einbeziehung der Alltagseinschränkungen interessant.

Der allgemeine Trainingszustand und die körperliche Beweglichkeit liefern einen individuellen Beitrag zur späteren Genese der Patienten. Es ist unumstritten, dass die regelmäßige Durchführung aktivierender Maßnahmen (z.B. Physiotherapie, Sport) einen positiven Einfluss auf empfundene Schmerzen im Rückenbereich besitzen kann. Wie oft und in welcher Intensität die Maßnahmen allerdings im Rahmen der postrehabilitativen Phase durchgeführt werden müssten und welche konkreten Auswirkungen die Absolvierung auf die Entwicklung der intramuskulären Koordination nimmt, wäre ein denkbarer Ausgangspunkt für weitere Interventionsstudien.

8. Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass Patienten mit Wirbelkörperfrakturen von der Absolvierung einer stationären Rehabilitation deutlich profitieren. Die nachweisbaren Veränderungen über den Rehabilitationszeitraum sind eine Verbesserung der kardiopulmonalen Belastbarkeit, eine Reduktion des subjektiv bestehenden Schmerzniveaus in Ruhesituationen und während dynamischer Belastungsintensitäten und eine Erhöhung der Schrittfrequenzen auf dem Laufband als Ausdruck eines schmerzärmeren Gangbildes.

Hauptaufgabe der vorliegenden Arbeit war es, die durch Absolvierung der rehabilitativen Maßnahmen potentiell entstandenen Veränderungen der intramuskulären Koordinationsmuster zu bestimmen. Die generelle Erhöhung der maximalen Aktivierungsamplituden in der Oberflächenelektromyografie aller Rumpfmuskeln zeigt, dass die untersuchten Patienten nach Abschluss ihrer Rehabilitation in der Lage sind, die zum Gehen notwendigen Rumpfmuskeln neuronal gezielter anzusteuern. Es ergibt sich demnach eine allgemeine Verbesserung der neuro-muskulären Kopplung des Rumpfes. Resultierend aus der postrehabilitativ einheitlichen Zunahme der mittleren Aktivierungsamplituden aller Rumpfmuskeln lässt sich eine Erhöhung des muskulären Tonus, insbesondere bei steigenden dynamischen Belastungsintensitäten, darstellen. Funktionell betrachtet führt gerade die Tonuserhöhung der paravertebralen Muskulatur zu einer Stabilitätszunahme der Wirbelsäule. Der stabilitätsbringende Prozess scheint sich kompensatorisch auch auf die vordere Rumpfmuskulatur zu übertragen. Vor allem bei den konservativ behandelten Patienten könnte dieser adaptive Mechanismus dafür sorgen, dass die Patienten auf zukünftige Belastungssituationen mit drohender Instabilität adäquater reagieren können und potentielle Traumen muskelfunktionell kompensiert werden. Gerade für die operativ behandelten Patienten, die durch Versorgung mittels Spondylodese bereits eine mechanische Stabilisierung der Wirbelsäule erhalten haben, könnten aus einer langfristigen Tonuserhöhung der paravertebralen Muskulatur allerdings funktionelle Nachteile resultieren. Während dauerhafter Anspannung der Muskulatur ist die Sauer- und Nährstoffversorgung des Gewebes reduziert, was zu einer schnelleren Ermüdung der Muskulatur und letztendlich zur Entstehung muskulärer Schmerzen führt.

Für die vordere Rumpfmuskulatur konnte in der vorliegenden Studie eine generelle Zunahme der muskulären Schwingungsbreite, also eine optimierte muskuläre Phasizität aus An- und Entspannungsphase, durch Absolvierung der stationären Rehabilitation gezeigt werden. Diese Veränderung ließ sich, betrachtet über den kompletten Schrittzzyklus, für die paravertebrale Muskulatur nicht darstellen. Auffällig war, dass der Tonus der Rückenmuskulatur in allen Teilphasen des Schrittzzyklus erhöht war, was als Ausdruck einer generellen muskulären Stabilitätszunahme interpretiert werden kann. Eine erhöhte Phasizität der paravertebralen Muskulatur war postrehabilitativ hingegen nur in den Phasen darstellbar, in denen beim Gehen physiologisch die höchste elektromyografische Aktivität zu messen ist. Speziell während dieser Belastungsphasen innerhalb des Gangzyklus profitieren die untersuchten Patienten funktionell allerdings besonders von einer verbesserten Stoffwechsellage, da die Zielmuskulatur ausdauernder belastet werden kann und potentielle, durch das Gehen auftretende muskuläre Ermüdungserscheinungen reduziert werden.

Eine generelle Erhöhung des paravertebralen Muskeltonus ließ sich bereits für Patienten mit chronischen Rückenschmerzen zeigen. Neben den in dieser Studie untersuchten wirbelkörperfrakturierten Patienten könnten demnach auch andere Patientengruppen von der Durchführung einer stationären Rehabilitation muskelfunktionell profitieren. Für die Zukunft stellt sich die Frage, welche zusätzlichen trainingstherapeutischen Übungen in welchem zeitlichen Umfang durchgeführt werden müssen, um eine Senkung des Ruhetonus bei gleichzeitiger Erhöhung der muskulären Phasizität in den Teilphasen des Schrittzzyklus zu erreichen, in denen postrehabilitativ eine Verbesserung aktuell noch ausgeblieben ist. Um dahingehend ein möglichst umfangreiches bzw. vollständiges körperliches Anforderungsprofil der untersuchten Patienten darstellen zu können, wäre neben den dynamischen Messungen beim Gehen auf dem Laufband in nachfolgenden Untersuchungen auch eine elektromyografische Aufzeichnung während statischer Belastungssituationen denkbar.

9. Literatur- und Quellenverzeichnis

- Anders, C., Kankaanpää, M., Airaksinen, O. et al. 1998. Coordination of lumbar back muscles of dynamic loading. *Manuelle Medizin* 36, 61-65.
- Anders C., Schumann NP., Scholle HC., Witte H., Zwiener U. 1991. Quantifizierung von Artefakten im Oberflächen-EMG zur Validierung der unteren Grenzfrequenz bei klinischphysiologischen Untersuchungen. *EEG-EMG Zeitschrift für Elektroenzephalographie, Elektromyographie und verwandte Gebiete*, 22 (1):40-44.
- Anders C., Wagner H., Puta C., Grassme R., Petrovitch A., Scholle HC. 2007. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17 (2):245-252.
- Anders C., Wagner H., Puta C., Grassme R., Scholle HC. 2009. Healthy humans use sex-specific coordination patterns of trunk muscles during gait. *Eur J Appl Physiol*. 105, 585-594.
- Anders C., Scholle HC., Wagner H. et al. 2005. Trunk muscle co-ordination during gait: relationship between muscle function and acute low back pain. *Pathophysiology* 12, 243-247.
- Arendt-Nielsen L., Graven-Nielsen T., Sværre H., Svensson P. 1996. The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study, *Pain*, 64 (2):231-240.
- Astolfi T., Borrani F., Savcic M., Gremeaux V., Millet GP. 2018. Heart rate recovery of individuals undergoing cardiac rehabilitation after acute coronary syndrome. *Ann Phys Rehabil Med.*, 61(2):65-71.
- Aumüller G., Aust G., Conrad A. et al. 2000. Hrsg. *Duale Reihe Anatomie*. 5., korrigierte Auflage. Stuttgart: Thieme.
- Azam MQ., Sadat-Ali M. 2015. The Concept of Evolution of Thoracolumbar Fracture Classifications Helps in Surgical Decisions. *Asian Spine J*.
- Bailey CA., Corona F., Pilloni G., Porta M., Fastame MC., Hitchcott PK., Penna MP., Pau M., Cote JN. 2018. Sex-dependent and sex-independent muscle activation patterns in adult gait as a function of age. *Exp Gerontol*, 110:1-8.
- Bastian L., Lange U., Knop C., Tusch G., Blauth M. 2001. Evaluation of the mobility of adjacent segments after posterior thoracolumbar fixation: a biomechanical study. *Eur Spine J*, 10(4): 295-300.

- Bener A., Verjee M., Dafeeah EE., Falah O., Al-Juhaishi T., Schlogl J., Sedeeq A., Khan S. 2013. Psychological factors: anxiety, depression, and somatization symptoms in low back pain patients. *J Pain Res* 6:95-101.
- Benzel, E. C. 2001. Stability and instability of the spine. *Biomechanics of spine stabilization*: 29-43.
- Bergmark A. 1989. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Suppl.*;230: 1-54.
- Borresen J., Lambert MI. 2008. Autonomic control of heart rate during and after exercise: measurements and implications for monitoring training status. *Sports Med* 38(8): 633-46.
- Brooke JD., Hamley EJ. 1972. The heart-rate - physical work curve analysis for the prediction of exhausting work ability. *Med Sci Sports Exerc* 4(1): 23-26.
- Buchheit M. 2014. Monitoring training status with HR measures: do all roads lead to Rome? *Front Physiol* 5: 73.
- Buch NA., Coote JH., Townend JN. 2002. Mortality, cardiac vagal control and physical training – what's the link? *Exp Physiol* 87(4): 423-435.
- Bühren V., und Josten C., 2013. *Chirurgie der verletzten Wirbelsäule: Frakturen, Instabilitäten, Deformitäten*. Berlin: Springer.
- Bunzli S., Gillham D., Esterman A. 2011. Physiotherapy-provided operant conditioning in the management of low back pain disability: a systematic review. *Physiother Res Int* 16(1):4–19.
- Cappellini G. 2006. Motor Patterns in Human Walking and Running. *Journal of Neurophysiology*; 95 (6):3426-3437.
- Cardoso MJ., Dmitriev AE., Helgeson M., et al. 2008. Does superior-segment facet violation or laminectomy destabilize the adjacent level in lumbar transpedicular fixation? An in vitro human cadaveric assessment. *Spine*, 2868-2873.
- Chang N-J., Chou W., Hsiao P-C., Chang W-D., Lo Y-M. 2018. Acute effects of Kinesio taping on pain, disability and back extensor muscle endurance in patients with low back pain caused by magnetic resonance imaging-confirmed lumbar disc degeneration. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, (Preprint):1-9.
- Chung M-J., Wang M-JJ. 2010. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *Posture*, 31 (1):131-135.

- Cholewicki J., McGill SM. 1996. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*; 11(1):1-15.
- Comerford MJ., Mottram SL. 2001. Movement and stability dysfunction – contemporary developments. *Manual Ther*;6(1):15–26.
- Cooper C., Atkinson EJ., O’Fallon WM., Melton LJ., 1992. Incidence of clinically diagnosed vertebral fractures: a population-based study in Rochester, Minnesota, 1985-1989. *J Bone Miner Res*; 7: 221-7.
- Crawford R., Gizzi L., Dieterich A., Ni Mhuiris Á., Falla D. 2018. Age-related changes in trunk muscle activity and spinal and lower limb kinematics during gait. *PLoS One*.
- Custodis F., Reil J., Laufs U. et al. 2012 Herzfrequenz und Frequenzkontrolle. *Internist* 53, 6-13.
- Danneels LA., Coorevits PL., Cools AM. et al. 2002. Differences in electromyographic activity in the multifidus muscle and the iliocostalis lumborum between healthy subjects and patients with sub-acute and chronic low back pain. *Eur Spine J.*, 13-19.
- Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie (DGU). 2019. Jahresbericht des TraumaRegisters DGU® 2019, für den Zeitraum bis Ende 2018.
- Draijer F., Egbers HJ., Havemann D., Zimmermann M. 1995. Nachuntersuchungsergebnisse konservativ und operativ behandelter Beckenringverletzungen im Rahmen einer prospektiven Studie Unfallchirurg., 355-60.
- Drerup, B., Kolling, C., Koller, A. et al. 2004. Verringerung des plantaren Spitzendrucks beim Diabetiker durch Verkürzung der Schrittlänge. *Orthopäde* 33, 1013-1019.
- Deutsche Rentenversicherung Bund Reha-Bericht Update. 2016. Die medizinische und berufliche Rehabilitation der Rentenversicherung im Licht der Statistik. DRV-Bund, Berlin.
- Eklom B., Hermansen L. 1968. Cardiac output in athletes. *J Appl Physiol*, 619- 625.
- Fan SW., Hu ZJ., Zhao FD., Zhao X., Huang Y., Fang X. 2010. Multifidus muscle changes and clinical effects of one-level posterior lumbar interbody fusion: minimally invasive procedure versus conventional open approach. *European spine journal*, 316- 324.
- Fisman EZ., Embon P., Pines A., Tenenbaum A., Drory Y., Shapira I., Motro M. 1997. Comparison of left ventricular function using isometric exercise doppler echocardiography in competitive runners and weightlifters versus sedentary individuals. *Am J Cardiol* 79: 355-359.

- Flor H., Braun C., Elbert T., Birbaumer N. 1997. Extensive reorganization of primary somatosensory cortex in chronic back pain patients. *Neurosci Lett.*; 224(1):5-8.
- Freiwald J., Baumgart C., Konrad P. 2007. Einführung in die Elektromyographie: Sport - Prävention - Rehabilitation. Balingen: Spitta.
- Furlan AD., Yazdi F., Tsertsvadze A. et al. 2012. A systematic review and meta-analysis of efficacy, cost-effectiveness, and safety of selected complementary and alternative medicine for neck and low-back pain. *Evid Based Complement Alternat Med.*
- Giesecke T., Gracely RH., Grant MA., Nachemson A., Petzke F., Williams DA., et al. 2004. Evidence of augmented central pain processing in idiopathic chronic low back pain. *Arthritis Rheum.*; 50:613–23.
- Gottipati P., Stine R., Ganju A., Fatone S. 2018. The effect of positive sagittal spine balance and reconstruction surgery on standing balance. *Gait & Posture*, 62:227-234.
- Grasso R., Ivanenko YP., Zago M., Molinari M., Scivoletto G., Castellano V., Macellari V., Lacquaniti F. 2004. Distributed plasticity of locomotor pattern generators in spinal cord injured patients. *Brain.*;127(Pt 5):1019-34.
- Greig CF., Skelton BD., Mahmud S., Young A. 1993. Treadmill walking in old age may not reproduce the real life situation. *Journal of the American Geriatrics Society* 41 (1):15-18.
- Gottipati P., Stine R., Ganju A., Fatone S. 2018. The effect of positive sagittal spine balance and reconstruction surgery on standing balance. *Gait & Posture*, 62:227-234.
- Götz-Neumann K. 2015. Hrsg. Gehen verstehen. 4. Auflage. Stuttgart: Thieme.
- Hägg O., Fritzell P., Nordwall A. 2003. Swedish Lumbar Spine Study Group. The clinical importance of changes in outcome scores after treatment for chronic low back pain. *Eur Spine J.*; 12(1):12-20.
- Hampel P., Köpnick A., Roch S. 2019. Psychological and work-related outcomes after inpatient multidisciplinary rehabilitation of chronic low back pain: a prospective randomized controlled trial. *BMC Psychol* 7(1):6.
- Hanada EY., Johnson M., Hubley-Kozey C. 2011. A comparison of trunk muscle activation amplitudes during gait in older adults with and without chronic low back pain. *PM R.*; 3(10):920-928.
- Piper H. 1912. Elektrophysiologie menschlicher Muskeln. Julius Springer, Berlin

- Hao SC., Chai A., Kligfield P. 2002. Heart rate recovery response to symptom-limited treadmill exercise after cardiac rehabilitation in patients with coronary artery disease with and without recent events. *Am J Cardiol.*; 90(7):763-5.
- Harlan LC., Harlan WR., Parsons PE. 1990. The economic impact of injuries: a major source of medical costs. *Am J Public Health.*; 80(4):453-459.
- Hauck S., Gonschorek O., Bühren V. 2018. Stammverletzung: Wirbelsäule. In: Pape HC., Hildebrand F., Ruchholtz S. (eds) *Management des Schwerverletzten*. Springer, Berlin, Heidelberg.
- Hayes, MHS., Patterson, D. G. 1921. Experimental development of the graphic rating method. *Psychological Bulletin*, 18, 98-99.
- Henchoz Y., de Goumoens P., So AK., Paillex R. 2010. Functional multidisciplinary rehabilitation versus outpatient physiotherapy for non-specific low back pain: randomized controlled trial. *Swiss Med Wkly*.
- Hermens HJ., Freriks B., Disselhorst-Klug C., Rau G. 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology*, 10 (5): 361-374.
- Hides JA., Richardson CA., Jull GA. 1996. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine* 21:2763-2769.
- Hodges PW., James G., Blomster L., Hall L., Schmid A., Shu C., Little C., Melrose J. 2015. Multifidus Muscle Changes After Back Injury Are Characterized by Structural Remodeling of Muscle, Adipose and Connective Tissue, but Not Muscle Atrophy: Molecular and Morphological Evidence. *Spine (Phila Pa 1976)*; 40(14):1057-71.
- Hodges PW., Moseley GL., Gabrielsson A., Gandevia SC. 2003. Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Exp Brain Res* 151:262-271.
- Hodges PW., Richardson CA. 1999. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil* 80:1005-1012.
- Hofmann P., Pokan R., Preidler K., Leitner H., Szolar D., Eber B., Schwabberger G. 1994b. Relationship between heart rate threshold, lactate turn point and myocardial function. *Int J Sports Med* 15: 232-237.

- Hofmann P., Pokan R., Von Duvillard SP., Seibert FJ., Zweiker R., Schmid P. 1997. Heart rate performance curve during incremental cycle ergometer exercise in healthy young male subjects. *Med Sci Sports Exerc* 29(6): 762-768.
- Hofmann P., von Duvillard SP., Seibert FJ., Pokan R., Wonisch M., LeMura LM., Schwabberger G. 2001. %HRmax target heart rate is dependent on heart rate performance curve deflection. *Med Sci Sports Exerc* 33(10): 1726-1731.
- Hoppeler H., Weibel ER. 1998. Limits for oxygen and substrate transport in mammals. *J Exp Biol* 201:1051-1064.
- Huikuri HV., Mäkikallio T., Airaksinen KEJ., Mitrani R., Castellanos A., Myerburg RJ. 1999. Measurement of heart rate variability: a clinical tool or a research toy? *JACC* 34(7): 1878-1883.
- Hyun SJ., Kim YB., Kim YS., Park SW., Nam TK., Hong HJ., Kwon JT. 2007. Postoperative changes in paraspinal muscle volume: comparison between paramedian interfascial and midline approaches for lumbar fusion. *J Korean Med Sci.* 22(4): p. 646-51.
- Ishihara H., Osada R., Kanamori M. et al. 2001. Minimum 10-year follow-up study of anterior lumbar interbody fusion for isthmic spondylolisthesis. *J Spinal Disord.*; 14(2):91-99.
- Ivanenko YP., Poppele RE., Lacquaniti F. 2004. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *J Physiol.*; 556(Pt 1):267-82.
- Jung, J., Anagnostakos, K. Kohn, D. 2012. Klinische Ergebnisse nach minimalinvasiver Hüftendoprothetik. *Orthopäde* 41, 399-406.
- Kankaanpää M., Taimela S., Laaksonen D. et al. 1998. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil* 79:412-417.
- Keefe FJ., Hill RW. 1985. An objective approach to quantifying pain behavior and gait patterns in low back pain patients. *Pain.*; 12:153-161.
- Kennedy C., Kassab O., Gilkey D., Linnel S., Morris D. 2008. Psychosocial factors and low back pain among college students. *J Am Coll Health* 57(2):191-195.
- Keul J., Dickhuth HH., Lehmann M., Staiger J. 1982. The athlete's heart – haemodynamics and structure. *Int J Sports Med* 3:33-43.
- Khodadadeh S., Eisenstein SM., Summers B., Patrick J. 1988. Gait asymmetry in patients with chronic low back pain. *Neuroorthopedics.*; 6:24-27.

- Klenerman L., Slade PD., Stanley IM., Pennie B., Reilly JP., Atchison LE., Troup JD., Rose MJ. 1995. The prediction of chronicity in patients with an acute attack of low back pain in a general practice setting. *Spine*, 20 (4):478-484.
- Knop C., Blauth M., Bühren V. et al. 1999. Operative Behandlung von Verletzungen des thorakolumbalen Übergangs; Teil 1: Epidemiologie. *Unfallchirurg* 102: 924-935.
- Konrad P. 2005. EMG-Fibel - Eine praktische Einführung in die kinesiologische Elektromyographie Noraxon INC. USA.
- Kramers de Quervain IA., Stüssi E., Stacoff A. 2008. Ganganalyse beim Gehen und Laufen. *Schweizerische Zeitschrift für "Sportmedizin und Sporttraumatologie"*. 56(2):35-42.
- Lamoth CJC., Daffertshofer A, Meijer OG., Lorimer Moseley G., Wuisman PI., Beek PJ. 2004. Effects of experimentally induced pain and fear of pain on trunk coordination and back muscle activity during walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*; 19(6):551-63.
- Lamoth CJC., Meijer OG., Daffertshofer A. et al. 2006. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *Eur Spine J* 15, 23-40
- Lee SJ., Hidler J. 2008. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 104 (3):747-755.
- Lund JP., Donga R., Widmer CG., Stohler CS. 1991. The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Can J Physiol Pharmacol.*; 69(5):683-94.
- Mannion AF., Weber BR., Dvorak J., Grob D., Müntener M. 1997. Fibre type characteristics of the lumbar paraspinal muscles in normal healthy subjects and in patients with low back pain. *J Orthop Res.*; 15(6):881-7.
- Mann T., Lamberts RP., Lambert MI. 2013. Methods of prescribing relative exercise intensity: physiological and practical considerations. *Sports Med* 43(7): 613-25.
- Marin TJ., Van Eerd D., Irvin E., Couban R., Koes BW., Malmivaara A., van Tulder MW., Kamper SJ. 2017. Multidisciplinary biopsychosocial rehabilitation for subacute low back pain. *Cochrane Database Syst Rev*.
- Merkel P., Hauck S., Zentz F., Bühren V., Beisse R. 2008. Wirbelsäulenverletzung im Sport. *Der Unfallchirurg*, 111 (9):711-718.

- Monticone M., Ambrosini E., Rocca B., Magni S., Brivio F., Ferrante S. 2014. A multidisciplinary rehabilitation programme improves disability, kinesiophobia and walking ability in subjects with chronic low back pain: results of a randomised controlled pilot study. *Eur Spine J.*; 23:2105-13.
- Moseley GL., Hodges PW., Gandevia SC. 2002. Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine*; 27(2):E29-36.
- Niethard F., Pfeil J., Biberthaler P. 2017. Hrsg. *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie*. 8., unveränderte Auflage. Stuttgart: Thieme.
- Nyberg VE., Novo M., Sjölund BH. 2014. Changes in multidimensional pain inventory profile after a pain rehabilitation programme indicate the risk of receiving sick leave benefits one year later. *J Rehabil Med.*; 46(10):1006-13.
- Oda T., Panjabi MM. 2001. Pedicle screw adjustments affect stability of thoracolumbar burst fracture 3. *Spine*; 26: 2328-33.
- Panjabi MM. 2002. Consequences of a subfailure injury. A hypothesis of chronic spine pain. IV World Congress of Biomechanics, Calgary.
- Perry J. 1992 *Gait Analysis*. New York: Slack.
- Pfeifer K., Vogt L., Banzer W. 2003. Kinesiologische Elektromyographie (EMG). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54(11): 331-332.
- Pieber K., Herceg M., Quittan M., Csapo R., Muller R., Wiesinger GF. 2014. Long-term effects of an outpatient rehabilitation program in patients with chronic recurrent low back pain. *Eur Spine J.*
- Platzer W., Shiozawa T. 2018. *Taschenatlas Anatomie, Band 1: Bewegungsapparat*. 12., aktualisierte Auflage. Stuttgart: Thieme.
- Reinhold M., Knop C., Beisse R. et al. 2009. Operative Behandlung traumatischer Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule. *Unfallchirurg* 112, 33-45.
- Ranisavljev I., Ilic V., Soldatovic I., Stefanovic D. 2014. The relationship between allometry and preferred transition speed in human locomotion. *Human Movement Science*, 34, 196-204.
- Regel G, Lobenhoffer P, Lehmann U, Pape HC, Pohlemann T, Tscherne H. 1993. Ergebnisse in der Behandlung Polytraumatisierter. Eine vergleichende Analyse von 3406 Fällen zwischen 1972 und 1991. *Unfallchirurg*; 96(7):350-362.

- Rettig J. 2016. Grundlagen der Muskelphysiologie. In: Behrends J., Bischofberger J., Deutzmann R. et al. 2016. Hrsg. Duale Reihe Physiologie. 3. vollständig überarbeitete Auflage. Stuttgart: Thieme.
- Roecker K., Niess AM., Horstmann T., Striegel H., Mayer F., Dickhuth HH. 2002. Heart rate prescriptions from performance and anthropometrical characteristics. *Med Sci Sports Exerc* 34:881-887.
- Rüegg J.C. 2000. Muskel. In: Schmidt R.F., Thews G., Lang F. (eds) *Physiologie des Menschen. Springer-Lehrbuch*. Springer, Berlin, Heidelberg.
- Sander K., Layher F., Anders C. et al. 2012. Ganganalyse nach minimalinvasiver Hüftprothesenimplantation. *Orthopäde* 41, 365-376.
- Saragiotto BT., Maher CG., Yamato TP., Costa LO., Menezes Costa LC., Ostelo RW. et al. 2016. Motor control exercise for chronic non-specific low-back pain. *Cochrane Database Syst Rev*.
- Saunders SW., Rath D., Hodges PW. 2004. Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion. *Gait Posture*; 20(3):280-90.
- Saur P., Koch D., Steinmetz U. et al. 1997. Isokinetic strength of lumbar muscles in patients with chronic backache. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 135:315-322.
- Scharhag J., Schneider G., Urhausen A., Rochette V., Kramann B., Kindermann W. 2002. Right and left ventricular mass and function in male endurance athletes and untrained individuals determined by magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 40:1856-1863.
- Schenk P. 2019. Vergleichende Untersuchung zur muskulären Aktivität im Oberflächenelektromyogramm von Patienten nach konservativer, offen chirurgischer und minimalinvasiv-chirurgischer Behandlung von Wirbelsäulenverletzungen.
- Schünke M. 2018. *Topografie und Funktion des Bewegungssystems*. 3. Auflage. Stuttgart: Thieme.
- Silbernagl S., Despopoulos jr. A., Draguhn A. 2018. *Taschenatlas Physiologie*. 9., vollständig überarbeitete Auflage. Stuttgart: Thieme.
- Simmel S. 2016. Besondere Rehabilitationsverfahren der berufsgenossenschaftlichen Kliniken. *Trauma Berufskrankh* 18, 133-138.
- Simmel S., Bühren V. 2009. Polytrauma überlebt – und was kommt dann? *Unfallchirurg* 112, 965-974.
- Snell PG., Mitchell JH. 1984. The role of maximal oxygen uptake in exercise performance. *Clin Chest Med* 5:51-62.

- Soleimani A., Salarifar M., Kasaian SE., Sadeghian S., Nejatian M., Abbasi A. 2008. Effect of completion of cardiac rehabilitation on heart rate recovery. *Asian Cardiovasc Thorac Ann.*; 16(3): 202-7.
- Spenkelink CD., Hutten MM., Hermens HJ., Greitemann BO. 2002. Assessment of activities of daily living with an ambulatory monitoring system: a comparative study in patients with chronic low back pain and nonsymptomatic controls. *Clin Rehabil.*; 16(1):16-26.
- Stähler T., Schian M. 2018. Rechtliche Grundlagen der Rehabilitation. In: Bundesarbeitsgemeinschaft für Rehabilitation e.V. (BAR) (eds) *Rehabilitation*. Springer Reference Medizin. Springer, Berlin, Heidelberg.
- Stein V., Greitemann B. 2005. *Rehabilitation in Orthopädie und Unfallchirurgie*. Springer, Berlin.
- Stokes IA., Henry SM., Single RM. 2003. Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*; 18(1):9-13.
- Strömqvist B., Jönsson B., Fritzell P., Hägg O., Larsson B-E., Lind B. 2001. The Swedish National Register for Lumbar Spine Surgery: Swedish Society for Spinal Surgery. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 72 (2):99-106.
- Suwa H., Hanakita J., Ohshita N., Gotoh K., Matsuoka N., Morizane A. 2000. Postoperative changes in paraspinal muscle thickness after various lumbar back surgery procedures. *Neurol Med Chir (Tokyo)*; 151-4; discussion 154-5.
- Swinkels IC., van den Ende CH., van den Bosch W., Dekker J., Wimmers RH. 2005. Physiotherapy management of low back pain: does practice match the Dutch guidelines? *Aust J Physiother.*
- Tarlov AR., Ware JE., Greenfield S., Nelson EC., Perrin E., Zubkoff M. 1989. The Medical Outcomes Study: An application of methods for monitoring the results of medical care. *Journal of the American Medical Association (JAMA)*.
- Taylor NF., Evans OM., Goldie PA. 2003. The effect of walking faster on people with acute low back pain. *Eur Spine J.*; 12(2):166-172.
- Thorstensson, A., Roberthson, H. 1987. Adaptations to changing speed in human locomotion: speed of transition between walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 131, 211-214.
- Tsao H., Tucker KJ., Coppieters MW., Hodges PW. 2010. Experimentally induced low back pain from hypertonic saline injections into lumbar interspinous ligament and erector spinae muscle. *Pain.*; 150(1):167-72.

- Vaccaro AR., Oner C., Kepler CK., Dvorak M., Schnake K., Bellabarba C., Reinhold M., Aarabi B., Kandziora F., Chapman J., Shanmuganathan R. 2013. AOSpine Spinal Cord Injury & Trauma Knowledge Forum. AOSpine thoracolumbar spine injury classification system: fracture description, neurological status, and key modifiers. *Spine (Phila Pa 1976)*; 38(23):2028-37.
- van der Hulst M., Vollenbroek-Hutten MM., Rietman JS., Schaake L., Groothuis-Oudshoorn KG., Hermens HJ. 2010. Back muscle activation patterns in chronic low back pain during walking: a "guarding" hypothesis. *The Clinical journal of pain*, 26 (1):30-37.
- van Poppel MN., Hooftman WE., Koes BW. 2004. An update of a systematic review of controlled clinical trials on the primary prevention of back pain at the workplace. *Occup Med* 54(5):345-352.
- Vlaeyen JW., Linton SJ. 2000. Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art. *Pain.*; 85(3):317-32.
- Vogt L., Pfeifer K., Banzer W. 2003. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Man Ther.*; 8(1):21-8.
- Wagner E., Ehrenhofer B., Lackerbauer E. et al. 2007 Rehabilitation des chronisch unspezifischen Kreuzschmerzes. *Schmerz* 21, 226-233.
- Wallace K., Kasman G. 2002. Overview of Instrumentation and recording techniques for surface electromyographic (EMG) biofeedback equipment. Alexandria, VA: American Physical Therapy Association Section on Women's Health, 113-133.
- White AA. III., Panjabi MM. 1987. Update on the evaluation of instability of the lower cervical spine. *Instr Course Lect*; 36: 513-20
- Willigenburg NW., Kingma I., Hoozemans MJ., van Dieën JH. 2013. Precision control of trunk movement in low back pain patients. *Hum Mov Sci.*; 32(1):228-39.
- Winchell RJ., Hoyt DB. 1997. Analysis of heart-rate variability: a noninvasive predictor of death and poor outcome in patients with severe head injury. *The J Trauma Injury Infection Critical Care* 43(6): 927-933.

10. Anhang

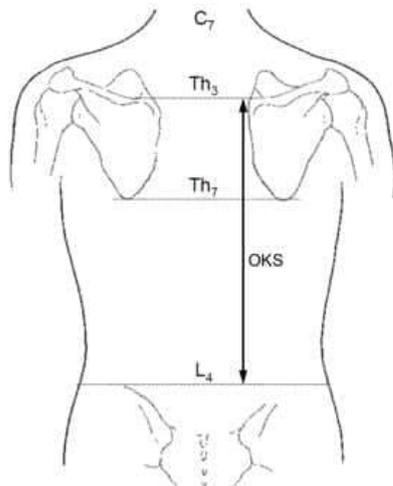
10.1. Studienprotokoll

„Analyse des Rehabilitationserfolges mittels OEMG nach Wirbelsäulenverletzungen“

Name: _____ interne Nr.: _____
 geb: _____ Datum: _____
 Größe: _____ cm Gewicht: _____ kg OKS (L4-Skopula Spine): _____ cm
 Unfalltag: _____ WK/Segment: _____
 Beginn der Reha: _____ Ende der Reha: _____

Konfiguration: AD 2048/s, Bipolar: gain 1000, ±10V; Monopolar: gain 1000, ±10V, h12345.mes Dateien

Muskel/Kanalbelegung	Lokalisation
Rectus abdominis: li 1, re 9	Bipo, kaudale Elektrode Höhe Nabel, 4cm von Mitte, vertikal
Obliquus internus: li 2, re 10	Bipo, mediale Inguinalfalte, Höhe SIAS, horizontal
Obliquus externus: li 3, re 11	Bipo, Unterhalb tiefster Punkt Rippenbogen, auf Linie von dort zu kontralateralem Tuberculum pubicum, direkt an Rippenbogen
Druck-Sensor: li 7, re 15	Mit Pflaster unter Ferse kleben
EKG: 8	Herzachse, Erde auf Sternum
Erectus spinae: li 17-32, re 33-48	Mono, à 15 Elektroden beginnend auf L5 Muskelbauch ca. 3cm paravertebral nach kranial



Wirbel	Elektrodenposition Elektrode (von unten beginnend)
C7	
T1	
T2	
T3	
T4	
T5	
T6	
T7	
T8	
T9	
T10	
T11	
T12	
L1	
L2	
L3	
L4	
L5	

Laufband (Geschwindigkeit jeweils ca. 60s)

VAS_1 vor Laufband: _____
 Referenz_1 im Stehen, Arme normal, ca. 20s: _____
 3 km/h _____
 6 km/h _____
 VAS_2 nach Laufband: _____

10.2. Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildungen:

Abbildung 9: ICF-Modell der WHO, Darstellung des wechselseitigen Wirkens der Dimensionen Aktivität, Partizipation und Körperfunktion auf das Gesundheitsproblem in Abhängigkeit von Umwelt- und personenbezogenen Faktoren.....4

Abbildung 10: Bewegungssegment mit anatomischen Strukturen (modifiziert nach Bühren und Josten 2013).....6

Abbildung 11: anatomische Darstellung der Wirbelsäule ventral (links), lateral (Mitte) und dorsal (rechts) (modifiziert nach Schünke et al. 2018).....7

Abbildung 12: AOSpine Klassifikation thorakolumbaler Wirbelkörperfrakturen (modifiziert nach Vaccaro et al. 2013).....9

Abbildung 13: schematischer Querschnitt durch den menschlichen Rücken mit Darstellung der Muskulatur und des Spinalnervs auf Höhe von LWK-1 (modifiziert nach Aumüller et al. 2020).....12

Abbildung 14: Autochthone Rückenmuskulatur, Tractus mediales (modifiziert nach Aumüller et al. 2020).....13

Abbildung 15: Autochthone Rückenmuskulatur, Tractus lateralis (modifiziert nach Aumüller et al. 2020).....14

Abbildung 16: schematische Darstellung eines wandernden elektrischen Dipols auf einer Muskelfasermembran (modifiziert nach Konrad 2005).....17

Abbildung 9: ventrale (links) und dorsale (rechts) Ansicht nach finaler Instrumentierung eines Probanden mit OEMG-Messtechnik.....27

Abbildung 10: Schematische Darstellung eines physiologischen Amplitudenverlaufes für eine gesunde Person mit dazugehörigem Mittelwert (MW) und dem Variationskoeffizienten (CV). Das elektromyografische Auftreten der Amplitudenspitzen erfolgt während der dargestellten ipsi- bzw. kontralateralen Fersenaufsätze.....	33
Abbildung 11: Im Vergleich zu Abbildung 10 ist eine Frequenzzunahme an Amplituden dargestellt. Aus dem veränderten elektromyografischen Kurvenverlauf ergibt sich der abgebildete Mittelwert (MW) sowie der Variationskoeffizient (CV).....	34
Abbildung 12: Im Vergleich zu Abbildung 10 ist eine Erhöhung der mittleren Aktivitätsamplitude dargestellt. Aus dem veränderten elektromyografischen Kurvenverlauf ergibt sich der abgebildete Mittelwert (MW) sowie der Variationskoeffizient (CV).....	35
Abbildung 13: numerische Verteilung des gewählten Therapieregimes der untersuchten Patienten in konservative und operative Versorgung.....	37
Abbildung 14: Verteilungsdarstellung der jeweils durchgeführten stationären Rehabilitationsart der untersuchten Patienten.....	38
Abbildung 15: Gesamtdauer der stationären Rehabilitation der untersuchten Patienten.....	38
Abbildung 16: Darstellung der mittleren Ruheherzfrequenzen ("Ruhe") und der Herzfrequenzen bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h und 6km/h in bpm bzw. min^{-1} grau = Zeitpunkt U1, gelb = Zeitpunkt U2.....	40
Abbildung 17: Darstellung der subjektiv empfundenen Schmerzen der Patienten; VAS 0 Punkte = keine Schmerzen, VAS 100 Punkte = maximal vorstellbarer Schmerz grau = Zeitpunkt U1, gelb = Zeitpunkt U2, „Vor“ = Zeitpunkt vor Untersuchungsbeginn, „Nach“ = Zeitpunkt nach Durchführung der Gesamtmessung.....	41
Abbildung 18: Darstellung der Kadenz (Dauer pro Doppelschritt in Sekunden) zu beiden Untersuchungszeitpunkten U1 (grau) und U2 (gelb) während der Laufbandgeschwindigkeiten 3km/h und 6km/h.....	42

- Abbildung 19: Darstellung der mittleren Amplituden der Rumpfmuskulatur zu beiden Untersuchungszeitpunkten U1 (grau) und U2 (gelb) während der Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h. Von links nach rechts jeweils paarig abgebildet: M. rectus abdominis, M. obliquus internus, M. obliquus externus, M. erector spinae.....43
- Abbildung 20: Darstellung der mittleren Amplituden der Rumpfmuskulatur zu beiden Untersuchungszeitpunkten U1 (grau) und U2 (gelb) während der Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h. Von links nach rechts jeweils paarig abgebildet: M. rectus abdominis, M. obliquus internus, M. obliquus externus, M. erector spinae.....44
- Abbildung 21: Darstellung der Variationskoeffizienten der Rumpfmuskulatur zu beiden Untersuchungszeitpunkten U1 (grau) und U2 (gelb) während der Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h. Von links nach rechts jeweils paarig abgebildet: M. rectus abdominis, M. obliquus internus, M. obliquus externus, M. erector spinae.....45
- Abbildung 22: Darstellung der Variationskoeffizienten der Rumpfmuskulatur zu beiden Untersuchungszeitpunkten U1 (grau) und U2 (gelb) während der Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h. Von links nach rechts paarig abgebildet: M. rectus abdominis, M. obliquus internus, M. obliquus externus, M. erector spinae.....46
- Abbildung 23: Dargestellt ist die muskuläre Ruheaktivität der untersuchten Rumpfmuskulatur der Patienten vor Beginn der jeweiligen Untersuchung (U1 und U2) auf dem Laufband. RA = M. rectus abdominis, OI = M. obliquus internus, OE = M. obliquus externus, ES = M. erector spinae.....48
- Abbildung 24: Dargestellt sind die maximal erreichten Amplituden des M. erector spinae (ES) der Patienten während der 4 unterschiedlichen Teilphasen des Gangzyklus im prä- und postrehabilitativen Vergleich (U1 und U2) bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h.49

Abbildung 25: Dargestellt sind die maximal erreichten Amplituden des M. erector spinae (ES) der Patienten während der 4 unterschiedlichen Teilphasen des Gangzyklus im prä- und postrehabilitativen Vergleich (U1 und U2) bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h.50

Abbildung 26: Dargestellt sind die mittleren Amplituden des M. erector spinae (ES) der Patienten während der 4 unterschiedlichen Teilphasen des Gangzyklus im prä- und postrehabilitativen Vergleich (U1 und U2) bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h.51

Abbildung 27: Dargestellt sind die mittleren Amplituden des M. erector spinae (ES) der Patienten während der 4 unterschiedlichen Teilphasen des Gangzyklus im prä- und postrehabilitativen Vergleich (U1 und U2) bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h.52

Abbildung 28: Dargestellt sind die Variationskoeffizienten (CV) des M. erector spinae (ES) der Patienten während der 4 unterschiedlichen Teilphasen des Gangzyklus im prä- und postrehabilitativen Vergleich (U1 und U2) bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 3km/h.....53

Abbildung 29: Dargestellt sind die Variationskoeffizienten (CV) des M. erector spinae (ES) der Patienten während der 4 unterschiedlichen Teilphasen des Gangzyklus im prä- und postrehabilitativen Vergleich (U1 und U2) bei einer Laufbandgeschwindigkeit von 6km/h.....54

Tabellen:

Tabelle 2: Gangzyklus des Rancho Los Amigos National Rehabilitation Centers (RLANRC); Dargestellt sind die acht einzelnen Gangphasen sowie deren zeitlicher Anteil an einem Gesamtzyklus in %. (nach Götz-Neumann 2015)....19

Tabelle 2: Darstellung der Elektrodenpositionen der zu untersuchenden Rumpfmuskulatur sowie für Druck- und EKG-Sensoren gemäß SENIAM.org..25

10.3. Lebenslauf

Name, Vorname: Werneburg, Felix
Geburtsdatum: 09.11.1993
Geburtsort: Lauchhammer
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: ledig

Schulbildung:

08/2000 - 07/2006: GutsMuths Grundschule, Großräschen
08/2006 - 06/2012: Max-Steenbeck-Gymnasium, Cottbus
06/2012: Schulabschluss, Allgemeine Hochschulreife

Hochschulausbildung:

10/2012 - 03/2019: Vorklinisches Studium der Humanmedizin
Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung
Klinisches Studium der Humanmedizin
- MLU Halle-Wittenberg
04/2019 - 03/2020: Klinisches Studium der Humanmedizin
Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung
Praktisches Jahr
- Universität Duisburg-Essen
04/2020 - 11/2020: Praktisches Jahr
Dritter Abschnitt der ärztlichen Prüfung
- MLU Halle-Wittenberg
11/2020: Approbation als Arzt

Berufliche Tätigkeit:

08/2015 - 12/2019: Hilfwissenschaftlicher Mitarbeiter an der
Klinik für Psychiatrie, Psychotherapie und
Psychosomatik am Universitätsklinikum Halle
seit 01/2021: Assistenzarzt am Department für Orthopädie,
Unfall- und Wiederherstellungschirurgie am
Universitätsklinikum Halle

10.4. Danksagung

Vorab möchte ich mich bei allen Patienten bedanken, die mit ihrer freiwilligen Teilnahme an den Untersuchungen den Grundstein meiner wissenschaftlichen Arbeit geliefert haben. Ich wünsche ihnen an dieser Stelle alles Gute für die Zukunft und weiterhin einen erfolgreichen Genesungsprozess.

Mein außerordentlicher Dank gilt Herrn Dr. Bernhard Ullrich und Herrn Dr. Philipp Schenk für die Überlassung des Forschungsgebietes, die thematische und methodische Einarbeitung in das Gebiet der Elektrophysiologie, die schnelle und unkomplizierte Korrektur der einzelnen Textpassagen sowie die unzähligen motivierenden und konstruktiven Gespräche. Ohne ihre umfangreiche Unterstützung wäre die Erstellung des Manuskriptes in dieser Form nicht möglich gewesen.

Stellvertretend für das gesamte BG Klinikum Bergmannstrost in Halle a.d. Saale möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Dr. Gunther O. Hofmann für die Bereitstellung aller notwendigen Untersuchungsmaterialien bedanken, die die Grundlage für die Erarbeitung der gewonnenen Daten bildeten.

Meinen Kolleginnen Marie Ehlert und Marie-Luise Elser möchte ich für die erhaltene Unterstützung bei der Datenerhebung danken.

Ich danke allen Personen, die diese Arbeit in Gänze oder auch nur zum Teil gelesen und korrigiert, mit mir diskutiert und mich zu inhaltlichen Ergänzungen angeregt haben.

Ich möchte meinen Eltern, Großeltern und Freunden danken, die mir stets motivierend zur Seite standen. Vor allem in schweren Zeiten waren eure aufmunternden Worte eine unverzichtbare Unterstützung.

Meiner Lebensgefährtin Laura Isabell Kossack danke ich für ihren bedingungslosen Rückhalt und ihre unermüdliche Zuversicht, welche maßgeblich zur Fertigstellung dieser Arbeit beigetragen haben.

10.5. Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

Prof. Dr. Dr. G.O. Hofmann, Dr. B. Ullrich, Dr. P. Schenk,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Halle, den 25.02.2021

Felix Werneburg