

Aus dem Physiologischen Institut  
(Geschf. Vorstand: Prof. Dr. med. Markus Bleich)  
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**Elektromyographische Untersuchung von Rumpfmuskeln bei Patienten mit  
Kamptokormie und bei Probanden**

Inauguraldissertation  
zur  
Erlangung der Doktorwürde  
der Medizinischen Fakultät  
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von  
**Marten Rogalski**  
aus Achim

Kiel 2018

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Johann P. Kutzt-Buschbeck

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Daniela Berg

Tag der mündlichen Prüfung: 27.02.2019

Zum Druck genehmigt, Kiel, den 18.12.2018

# Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis .....	iii
1 Einleitung .....	1
2 Material und Methoden .....	8
2.1 Übersicht und Versuchsablauf .....	8
2.2 Probanden und Patienten .....	9
2.3 Stand- und Gangbedingungen .....	10
2.3.1 Definierte Neigungen des Rumpfes im Stehen .....	11
2.3.2 Gehen auf dem Laufband .....	14
2.3.3 Simulation der Patientenhaltungen durch Kontrollprobanden .....	15
2.4 Elektromyographie (EMG) .....	15
2.4.1 Maximale willkürliche Kontraktionen (MVC) .....	16
2.4.2 Elektrodenlokalisierung .....	17
2.5 Datenauswertungen .....	19
2.5.1 Datenauswertung der Rumpfneigung im Stehen .....	21
2.5.2 Besonderheiten bei der Datenauswertung der Patienten .....	21
2.6 Statistik .....	22
3 Ergebnisse .....	23
3.1 Haltungen der jungen Probanden .....	23
3.1.1 Aufrechtes Stehen .....	23
3.1.2 Vorneigung des Rumpfes im Stehen .....	23
3.1.3 Seitneigung des Rumpfes im Stehen .....	24
3.1.4 Schräge Seitvorneigung des Rumpfes im Stehen .....	26
3.2 Ergebnisse der Patienten mit Kamptokormie .....	27
3.2.1 EMG - Rohdaten .....	27

3.2.2	EMG-Amplituden der Patienten und Kontrollen.....	31
3.2.3	Normalisierte Daten der Patienten und Kontrollen .....	33
3.2.4	Frequenzanalyse und -vergleich von Patienten und Kontrollen .....	35
3.3	Haltungen der älteren Probanden.....	35
3.3.1	Vorneigung .....	35
3.3.2	Seitneigung.....	36
3.3.3	Schräge Seitvorneigung.....	38
3.4	Gehen.....	40
3.4.1	Gangdaten der Patienten .....	40
3.4.2	Gangdaten der jungen Probanden .....	42
4	Diskussion .....	46
4.1	Physiologische Muskelaktivität in definierten Haltungen bei jungen und älteren Probanden .....	46
4.2	Physiologische Muskelaktivität während des Gehens.....	51
4.3	Frühere EMG-Studien an Patienten mit Kamptokormie und Pisa – Syndrom .....	52
4.4	Muskelaktivität bei Patienten mit M. Parkinson und Kamptokormie.....	55
4.5	Erklärungsansätze.....	57
4.6	Mögliche therapeutische Konsequenzen .....	60
4.7	Methodenkritik.....	63
5	Zusammenfassung.....	63
6	Literaturverzeichnis .....	66
7	Anhang.....	71
8	Danksagung .....	73
9	Lebenslauf.....	74

## Abkürzungsverzeichnis

ES = Musculus erector spinae

GPI = Globus pallidus pars interna

ICL = Musculus iliocostalis lumborum

IP = Musculus iliopsoas

LES = Musculus erector spinae (Höhe L3)

M. = Musculus

OEA = Musculus obliquus externus abdominis

OIA = Musculus obliquus internus abdominis

RA = Musculus rectus abdominis

RF = Musculus rectus femoris

SNr = Substantia nigra pars reticularis

STN = Nucleus subthalamicus

TES = Musculus erector spinae (Höhe Th12)

THS = Tiefenhirnstimulation

## 1 Einleitung

Die Entwicklung zum aufrechten Gang des Menschen brachte viele grundlegende Veränderungen in der Biomechanik des muskuloskelettalen Systems mit sich. Insbesondere verlagerte sich der Körperschwerpunkt weiter nach dorsal und kaudal und liegt beim heutigen Menschen (*Homo sapiens sapiens*) etwa 2 cm vor dem zweiten Sakralwirbel unterhalb des Promontoriums (Schünke et al. 2014). Das Schwerelot des Körpers verläuft im aufrechten Stand durch diesen Punkt und trifft innerhalb der Unterstützungsfläche, also der Standfläche der Füße, auf den Untergrund. In dieser Position wird der größte Teil des menschlichen Gewichts durch Knochen- und Bandstrukturen getragen und ermöglicht es dem Menschen mit einer geringen muskulären Anstrengung in entspannter Haltung aufrecht zu stehen (siehe Abb. 17 in der Diskussion). Um dieses labile Gleichgewicht aufrecht zu erhalten und zu kontrollieren, wird ein fein justiertes System aus rückgekoppelten Regelmechanismen benötigt, um schon kleinsten Störungen der Haltung entgegenwirken zu können, so lange es noch keiner größeren muskulären Anstrengung zum Ausgleich bedarf. Weicht der Körperschwerpunkt durch bewusste oder unbewusste Veränderungen der Haltung von seiner natürlichen Lage ab, kommt es zu einer verstärkten Aktivierung verschiedener Muskelgruppen, um den entstandenen Kräften entgegen zu wirken (Floyd und Silver 1955, Joseph und McColl 1960, O' Sullivan et al. 2002). Gewährleistet wird dies durch mannigfaltige sensorische Inputs (Propriozeption, Visus, vestibuläres System), welche auf komplexe Weise in unterschiedlichen Teilen des ZNS verarbeitet werden und letzten Endes zu einer effizienten Muskelarbeit führen, die Balance und Körperhaltung aufrecht hält. Kommt es zu einer Störung eines der Kettenglieder, sei es der Propriozeption, der zentralen Verschaltung, der peripheren Nerven oder der Muskeln selbst, kann es jedoch zu Störungen der Haltung und Fallneigungen kommen.

Ziel dieser Arbeit ist es, die Aktivität von dorsalen und ventralen Rumpfmuskeln sowie Beinmuskeln in aufrechter Haltung sowie bei unterschiedlichen Neigungen des Rumpfes (Vorneigung, Seitneigung, Seitvorneigung) während des Stehens und Gehens zu analysieren. Die Untersuchungen erfolgten einerseits an gesunden Kontrollprobanden, andererseits an Patienten mit Morbus Parkinson, die eine gestörte Haltung mit verstärkter Vor- und oft auch Seitneigung des Rumpfes aufwiesen (Kamptokormie). Auf diese Weise werden physiologische Muster der Muskelaktivität mit pathophysiologischen Daten verglichen.

Um Muskelaktivität zu messen, hat sich das Elektromyogramm (EMG) als wichtigstes Verfahren etabliert. Hierbei werden die vom Sarkolemm des kontrahierenden Muskels generierten Aktionspotenziale mit Hilfe auf der Haut klebender Oberflächenelektroden oder in den Muskel platzierter Nadelelektroden aufgezeichnet. Die Nadelelektroden haben den Vorteil der genauen Zuordnung von gemessener Aktivität zum Ort der Entstehung, wohingegen die Oberflächenelektroden zwar keine exakte Lokalisierung ermöglichen, dafür aber besser einen Muskel als ganze Einheit erfassen.

Auch frühere Studien nutzten das EMG zur Charakterisierung der physiologischen Aktivität verschiedener Rumpfmuskeln bei der Stabilisierung der Haltung während des Stehens und Gehens. Im Fokus lagen hierbei der M. erector spinae (ES), dessen verschiedene Trakte sich beidseits der Wirbelsäule vom Os sacrum bis zur Halswirbelsäule und zum Hinterhaupt erstrecken (Schünke et al. 2014), und die ihm antagonistisch gegenüberliegenden Muskeln der vorderen Rumpfwand wie der M. rectus abdominis (RA) und die schrägen Bauchmuskeln, M. obliquus externus abdominis (OEA) und M. obliquus internus abdominis (OIA).

So konnten Floyd und Silver (1955) zeigen, dass der ES bereits während des normalen aufrechten Stehens bei den meisten Probanden im EMG eine leichte Grundaktivität zeigt, welche sich durch eine Flexion des Rumpfes verstärken und durch eine Extension ausschalten lässt. Joseph und McColl (1960) leiteten die Aktivität dieses Muskels auf 12 verschiedenen Höhen der Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule ab und beschrieben eine stärkere Aktivität des thorakalen ES (TES) gegenüber des lumbalen ES (LES) beim aufrechten Stehen. Zur Begründung verwiesen die Autoren auf den Verlauf des Schwerelots des Körpers. Dieses verlaufe im Bereich der Brustwirbelsäule, nicht aber der Lendenwirbelsäule, vor dem Zentrum der Wirbelkörper, wodurch die Schwerkraft ein Flexionsmoment auf die Wirbelsäule ausübe, sie also nach vorne beuge (siehe Abb. 17). Der TES würde dieser Kraft durch eine exzentrische Kontraktion entgegen wirken und so die stabile aufrechte Haltung des Rumpfes bewahren. Bestärkt wurden diese Ergebnisse durch eine Reihe von Untersuchungen von Oddson und Kollegen (Oddson 1990). Sie untersuchten dynamische Bewegungen des Rumpfes bei stehenden Probanden und zeigten, dass es bei schnellen Bewegungen nach einer kurzen konzentrischen Kontraktion der Agonisten (im EMG als „Burst“ sichtbar), beispielsweise des RA bei einer Flexion, zu einer das Bewegungsausmaß limitierenden, exzentrischen Kontraktion der antagonistischen Muskulatur, in diesem Fall des ES, kommt. Bei einer langsamen Rumpfbeugung fällt der initiale Burst der Agonisten weg, und es kommt durch die Wirkung der Schwerkraft, unter Kontrolle einer exzentrischen Kontraktion des ES, zur Bewegung. Während einer exzentrischen Kontraktion setzt ein Muskel einer von außen

einwirkenden Kraft Widerstand entgegen (Bremswirkung), während er selbst verlängert wird (sog. „lengthening contraction“, Faulkner 2003).

Larivière et al. bestätigten 2000 die oben beschriebenen Ergebnisse für eine Vorneigung des Rumpfes und untersuchten zusätzlich die dynamische Seitneigung des Rumpfes bei stehenden Probanden. Sie beschrieben ein ähnliches Aktivierungsmuster wie bei der Vorneigung: Zunächst zeigt das EMG einen initialen Burst der ipsilateral zur Neigungsseite gelegenen Muskulatur (ES, OEA), darauf folgend kontrahiert die Muskulatur (ES, OEA, OIA) der kontralateralen Seite exzentrisch und begrenzt so das Bewegungsausmaß.

Allerdings sind die publizierten Daten nicht einheitlich. Im Gegensatz zu dem oben genannten Aktivierungsmuster fanden Roy et al. (2003) keine Veränderung der EMG-Aktivität des LES bei verschiedenen Flexions- oder Extensionsgraden des Rumpfes unter statischen Bedingungen. Dieses Ergebnis widerspricht dem von Andersson et al. (1977) vorgebrachten linearen Zusammenhang zwischen dem Grad der Flexion und der EMG-Aktivität. Im Gegensatz zu der oben genannten überwiegenden, das Bewegungsausmaß limitierenden, Aktivität der Muskulatur kontralateral zur Neigungsseite (Larivière et al. 2000) steht auch die von Tinazzi et al. (2013) bei Probanden während einer Seitneigung des Rumpfes beschriebene Aktivität des ipsilateralen LES und TES, bei gleichzeitiger Inaktivität dieser Muskeln auf der kontralateralen Seite.

Mehr noch als das Stehen erfordert der aufrechte Gang des Menschen eine ständige dynamische Stabilisierung des Gleichgewichts. Gemäß ihrer Funktion lassen sich dabei die Körperteile grob in zwei Klassen einteilen: Den Lokomotor, bestehend aus den Beinen und dem Becken, und dem Passagier, welcher die gesamte obere Körperhälfte sowie ebenfalls das Becken umfasst (Götz-Neumann 2006). Während Ersterer die Fortbewegung gewährleistet, ist Letzterer lediglich für Erhaltung der eigenen Aufrichtung verantwortlich, was fein koordinierte Kontraktionen der Hüft- und Rumpfmuskeln erfordert. Eine ausführliche Darstellung der elektromyographischen Aktivität dieser Muskeln bei verschiedenen Gehgeschwindigkeiten findet sich bei Anders et al. (2007). Sie beschrieben einige Muskeln mit phasischer Aktivität während des Gehens, wie den ES und den M. multifidus, die vor allem beim Auftreten des *kontralateralen* Fußes aktiv sind. Daneben fanden sie Muskeln mit einer kontinuierlichen tonischen Aktivität während des langsamen Gehens, wie beispielsweise den OEA und OIA, die sich bei Steigerung der Gehgeschwindigkeit über 4 km/h zunehmend in eine phasische Aktivität wandelte. Ähnliche Ergebnisse zeigten auch Waters und Morris (1971) und White und McNair (2002), wobei Letztere bei einigen Probanden im Gegensatz zu Anders et al. (2007) ein phasisches Muster des RA und starke Aktivität des ES beim Auftritt des *ipsilateralen* Fußes beschrieben.



Die Aktivität von Beinmuskeln während des Gehens mit einer vornübergebeugten Haltung untersuchten Grasso et al. (2000) an Probanden. Sie fanden eine allgemeine Vergrößerung der EMG-Amplituden aller abgeleiteten Muskeln, unabhängig von ihrer funktionellen Rolle, mit besonders gesteigert Aktivität des M. rectus femoris (RF) in der frühen Schwungphase (Grasso et al. 2000, dort Abb. 9). Eine vermehrte Aktivität des ES beim Gehen in dieser Haltung wurde durch Carlsson et al. (1988) berichtet, wobei die zeitliche Modulation des EMG-Signals der des normalen Gehens ähnlich war. Gehen mit seitlicher Neigung des Oberkörpers wurde noch nicht im Hinblick auf die Belastung dorsaler und ventraler Rumpfmuskeln untersucht.

In Anbetracht der uneinheitlichen und unvollständigen bisher bekannten Daten richtet sich der physiologische Anteil dieser Arbeit darauf, die Aktivität von Bein- und Rumpfmuskeln unter statischen Bedingungen bei definierten Winkeln der Vorneigung und Seitneigung des Rumpfes an stehenden Probanden zu analysieren und mit den EMG-Signalen zu vergleichen, die im aufrechten Stand vorhanden sind. Zusätzlich wurde eine dritte Bedingung der kombinierten Seitvorneigung (Abb. 1) untersucht. Messungen der Muskelaktivität an Probanden erfolgten auch während des langsamen Gehens auf einem Laufband (3 km/h) mit normalen und geneigten Haltungen des Oberkörpers (Vor-, Seit-, Seitvorneigung).

Bei einem Patientenkollektiv wurden elektromyographische Messungen derselben Muskeln durchgeführt. Diese Patienten zeichneten sich durch eine stark gestörte Haltung mit einer ausgeprägten Vorneigung des Oberkörpers aus, meist mit einer Seitneigung kombiniert, welche bei Morbus Parkinson gehäuft auftritt und Kamptokormie genannt wird (Doherty et al. 2011). Der Morbus Parkinson ist durch einen Untergang dopaminerger Neurone im Hirnstamm, insbesondere der Substantia nigra (Pars compacta), gekennzeichnet. Dies führt zu einer erhöhten Aktivität der mit inhibitorischen D2- Rezeptoren ausgestatteten Neurone und einer verminderten Aktivität der mit exzitatorischen D1-Rezeptoren ausgestatteten GABAergen Neurone des Striatums. Als Folge dessen kommt es über den direkten Weg zu einer Disinhibition der Pars interna des Globus pallidus (GPi) und der Substantia nigra, pars reticularis (SNr), und über den indirekten Weg bei herabgesetzter Aktivität GABAerger Neurone des Globus pallidus (Pars externa) zu einer Disinhibition glutamaterger, zur GPi und in die SNr projizierender, Neurone des Nucleus subthalamicus. Die nun über den direkten Weg disinhibierten und über den indirekten Weg stimulierten Kerngebiete SNr und GPi führen zu einer Hemmung des Thalamus und damit der kortiko-thalamo-kortikalen Rückkopplungsschleifen (Pape et al. 2014).

Neben der hieraus resultierenden klassischen Symptomtrias, bestehend aus Tremor, Rigor und Akinese, und der typischen leicht vornübergebeugten Haltung kann es bei dem idiopathischen

Parkinson-Syndrom zu weiteren Haltungsanomalien kommen. Zu diesen zählen Skoliose, Antecollis („dropped head“), Kamptokormie und Pisa-Syndrom. Letztere zwei sollen im Folgenden kurz erläutert werden. Die Kamptokormie (Griechisch: gebeugter Rumpf) als Haltungstörung wurde bereits 1914 durch zwei französische Neurologen (Souques und Rosanoff-Saloff 1914) bei Soldaten des ersten Weltkriegs als ein psychosomatisches Syndrom beschrieben. Noch früher war das Krankheitsbild von Brodie (1818) als eine psychiatrische Störung eingeordnet worden, wobei der Begriff „hysterisch gebeugter Rücken“ verwendet wurde (siehe Srivanitchapoom und Hallett 2016). Inzwischen sind jedoch eine große Anzahl häufigerer Ursachen und assoziierter Erkrankungen bekannt geworden. Zu diesen zählen unter anderem die Spinalkanalstenose, osteoporotisch bedingte Wirbelkörperfrakturen, verschiedene die paraspinale Muskulatur betreffende Neuro- und Myopathien, rheumatische Erkrankungen sowie vorwiegend das ZNS betreffende Erkrankungen wie Morbus Parkinson und Multisystematrophie (Glocker und Berninger 2013). Während sich bei den meisten dieser Erkrankungen direkte kausale Zusammenhänge zwischen der Pathologie der Grunderkrankung und der Kamptokormie finden lassen, ist dieses bei M. Parkinson nicht ohne weiteres möglich. Die Prävalenz der Kamptokormie bei Parkinsonpatienten wird in der Fachliteratur mit 3-18% angegeben, wie Doherty et al. (2011) in einer Übersichtsarbeit berichteten. Hinweise für die Pathogenese stellen einige Besonderheiten dieser Patienten dar. So tritt die Beugung des Rumpfes nur während des Stehens oder Gehens auf und ist dabei willkürlich nicht vollständig korrigierbar; sie verschwindet jedoch nach dem Hinlegen. Des Weiteren kann die gebeugte Haltung häufig durch ein Anlehnen an eine Wand kurzfristig aufgehoben werden (Benatru et al. 2008, Doherty et al. 2011, Srivanitchapoom und Hallett 2016). Weitere klinische Merkmale sind höheres Alter, eine fortgeschrittene Krankheitsdauer, autonome Symptome, eine ausgeprägte axiale Beteiligung, eine Assoziation mit thorakolumbalen Skoliose, häufiges Auftreten von Rückenschmerzen sowie ein Überwiegen männlicher Patienten (Benatru et al. 2008, Doherty et al. 2011, Srivanitchapoom und Hallett 2016). Diese Merkmale lassen verschiedene Erklärungsmodelle für die Entstehung der Kamptokormie zu, beginnend bei Störungen des ZNS, über das periphere Nervensystem bis hin zum muskuloskeletalen System (Überblick in Doherty et al. 2011).

Das Pisa-Syndrom ist gekennzeichnet durch eine ausgeprägte Lateralflexion des Rumpfes, welche, wie bei der Kamptokormie, nicht fixiert ist und in liegender Position nicht persistiert. Erstmals beschrieben wurde das Syndrom als eine Nebenwirkung von Antipsychotika als „truncal dystonia“ oder Pleurothotonus (Doherty et al. 2011). Neben dem gehäuftem Auftreten bei M. Parkinson wurden eine Assoziation mit M. Alzheimer sowie das idiopathische Auftreten beschrieben

(Doherty et al. 2011). Außer den reinen in der Sagittalebene (Kamptokormie, Antecollis) oder in der Frontalebene (Pisa-Syndrom, Skoliose) bestehenden axialen Fehlhaltungen kommen häufig Kombinationen aus beiden Haltungstörungen vor.

Bisherige Arbeiten zur Muskelaktivität bei Parkinsonpatienten mit Kamptokormie und Pisa-Syndrom haben uneinheitliche elektromyographische Aktivierungsmuster beschrieben. Ein möglicher Pathomechanismus wäre eine dystone (zu starke) Aktivität der Bauchmuskeln (RA, OEA, OIA), welche den Oberkörper bei beidseitiger Dystonie nach vorne ziehen würde, bzw. bei einseitiger Dystonie den Oberkörper nach vorne und zur ipsilateralen Seite verlagern würde (Kataoka et al. 2015, Furusawa et al. 2015, Tinazzi et al. 2013). Diese These konnte durch bei einigen Patienten erfolgreiche Injektionen von Botulinumtoxin oder Lidocain in die Bauchmuskulatur gestützt werden, die die Haltungstörung besserten (Furusawa et al. 2015, Tassorelli et al. 2014, Kataoka et al. 2012, Bonanni et al. 2007). Auf der anderen Seite wurden auch starke Aktivierungen der Muskeln der kontralateralen Seite in Ko-contraktion mit der ipsilateralen Muskulatur (Di Matteo et al. 2011) und Patienten ohne Dystonie der Bauchmuskulatur beschrieben (Kataoka et al. 2015, Tinazzi et al. 2013).

Weitere wichtige Muskeln sind dabei der M. rectus femoris (RF) und der M. iliopsoas, deren Kontraktion das Hüftgelenk beugt und das Becken vermehrt nach vorne kippt, was zu einer Neigung des Rumpfes nach vorne führt. In einer Arbeit wurden Dystonien dieser Muskeln bei der Kamptokormie beschrieben und mit einigem Erfolg mit der Injektion von Lidocain behandelt (Furusawa et al. 2015). Ferner konnten in Kernspintomogrammen myopathische Veränderungen der paraspinalen Muskulatur nachgewiesen werden, die sich mit der Progression der Erkrankung in einige fettige Degeneration und Atrophie fortsetzten (Margraf et al. 2010). Unklar ist, inwiefern diese Veränderungen primäre Ursache der axialen Störungen sind, oder ob sie sekundär durch die verstärkte Belastung verursacht werden, die aufgrund der Fehlstellung des Rumpfes oder der Dystonie abdominaler Muskeln (falls vorhanden) besteht.

Insgesamt ergaben die bisher veröffentlichten EMG-Untersuchungen kein einheitliches Muster der Muskelaktivität, welches die Fehlhaltung des Rumpfes bei der Kamptokormie eindeutig erklären könnte. Dies mag an einer gewissen Heterogenität der Erkrankung liegen. Auch wurden die Amplituden der gemessenen EMG-Signale in bisherigen Studien nicht normalisiert, d.h. es bestand keine einheitliche Skalierung der Signale, die aber Vorbedingung für interindividuelle Vergleiche und auch für Vergleiche der Belastung verschiedener Muskeln ist (Burden 2010). Ferner fehlen verlässliche Kontrolldaten von gesunden Probanden. Um diese Lücke zu füllen, wurden in der vorliegenden Studie zusätzlich zu den Patienten mit Kamptokormie auch Kontrollprobanden

gleichen Alters und Geschlechts untersucht. Diese imitierten die Haltungstörung der Patienten, während das EMG von Bein- und Rumpfmuskeln abgeleitet wurde.

Im ersten Schritt wurde also das physiologische Muster der EMG-Aktivität analysiert, das bei jungen Probanden auftrat, während diese absichtlich geneigte Haltungen des Rumpfes im Stehen und Gehen einnahmen. Im zweiten Schritt wurde die Muskelaktivität von Patienten mit Morbus Parkinson und Kamptokormie gemessen, die solche Fehlhaltungen haben und diese nicht aktiv korrigieren können (kein aufrechtes Stehen möglich). Drittens wurden die EMG-Daten der Patienten mit denen gleichaltriger gesunder Probanden gleichen Geschlechts verglichen.

Zusammenfassend lassen sich folgende Fragestellungen formulieren:

- 1.) Welches physiologische Aktivierungsmuster von Rumpf- und Beinmuskeln tritt bei verschiedenen Winkelgraden der Neigung des Rumpfes im Stehen auf (Vorneigung, Seitneigung, Seitvorneigung) ?
- 2.) Welche Aktivität dieser Muskeln zeigen Patienten mit Morbus Parkinson und Kamptokormie ? Unterscheiden sich ihre EMG-Daten von denen altersgleicher Kontrollprobanden, welche im Stehen die gleiche Körperhaltung einnehmen ?
- 3.) Welche Muskelaktivität zeigt sich bei Patienten und Probanden während des Gehens mit geneigter Haltung des Oberkörpers (Vorneigung, Seitneigung, Seitvorneigung) ?

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Übersicht und Versuchsablauf

Die Untersuchungen der jüngeren und älteren Probanden im fanden im Motoriklabor des Physiologischen Instituts der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel statt. Die Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät war über die Versuche informiert worden und hatte keine Bedenken geäußert (AZ D 418/10, mit Erweiterung vom 25.02.2015). Alle Versuchspersonen gaben ihre mündliche und schriftliche Einwilligung.

Nach Aufklärung und Einweisung der Probanden wurden zunächst die EMG-Elektroden an Rücken, Bauch und an den Oberschenkeln angebracht und überprüft. Dann begann die Messung der Muskelaktivität bei definierten Neigungen des Oberkörpers im Stand, d.h. unter statischen Haltungsbedingungen. Um bei diesen eine Wiederholbarkeit und Kontrolle zu ermöglichen, wurden mit einem Kamerasystem Projektionen des Probanden in der Median- und Sagittalebene auf zwei für ihn gut sichtbare Monitore übertragen. An passenden Markierungen konnte jeder Proband den Winkelgrad der Neigung seines Rumpfes ablesen und, nach einer kurzen Eingewöhnung, die vorgegebenen Haltungen der Vorneigung, Seitneigung und Seitvorneigung einnehmen. Die älteren, den Patienten mit Kamptokormie zugeordneten Kontrollprobanden imitierten außerdem die Haltung jeweils eines Patienten gleichen Alters und Geschlechts.

Danach musste jeder Proband eine Reihe von Übungen durchführen, um bei allen abgeleiteten Muskeln eine größtmögliche elektrische Aktivität zu erzeugen. Diese Maximalwerte wurden im Nachhinein zur Normalisierung der Amplitude der EMG-Signale verwendet.

Anschließend folgten bei den jungen Probanden Messungen des EMG auf einem Laufband während des langsamen Gehens (3 km/h), und zwar ohne und mit Vor- und Seitneigung des Oberkörpers. Verwendet wurde ein Lamellenlaufband in Kombination mit Lichtschranken, die als „Fußschalter“ die Stand- und Schwungphasen beider Beine registrierten, so dass sich die Schrittzyklen zeitlich abgrenzen ließen. Parallel zu den EMG-Aufzeichnungen wurden alle Messungen zusätzlich mit einer Videokamera dokumentiert. Die Untersuchung eines Probanden dauerte insgesamt etwa 2 bis 2,5 Stunden lang.

Die Untersuchungen der Patienten fanden mit dem gleichen EMG-System im Motoriklabor der Neurologie im UKSH Kiel statt, wobei die Muskelaktivität im Liegen, Sitzen, Stehen und Gehen erfasst und ausgewertet wurde. Aufgrund der teils erheblich eingeschränkten Gehfähigkeit der Patienten kam eine Untersuchung auf einem Laufband nicht in Frage.

## 2.2 Probanden und Patienten

Es wurden drei Gruppen von je 10 Personen untersucht, und zwar a) jüngere Probanden (PJ), b) ältere Probanden (PÄ) und c) Patienten mit Morbus Parkinson und Kamptokormie (PAT).

Als Probanden für das junge Kollektiv wurden ausschließlich körperlich gesunde, normalgewichtige Männer ausgewählt, um mögliche geschlechtsspezifische Variationen in der Stichprobe zu vermeiden. Es waren überwiegend Studenten der Medizin, zwischen 22 und 53 Jahren alt, und mit einer Ausnahme Rechtshänder. Das Durchschnittsalter betrug 29,3 Jahre mit einer Standardabweichung ( $\sigma$ ) von 10,6 und die durchschnittliche Größe lag bei 180 cm ( $\sigma=10$ ). Hieraus ergibt sich zusammen mit einem Gewicht von 78,3 kg ( $\sigma=10,7$ ) ein durchschnittlicher BMI von 23,2 ( $\sigma=3,1$ ).

Die gesunden älteren Probanden wurden passend zu dem Alter und Geschlecht der untersuchten Patienten rekrutiert. Bis auf eine Probandin mit einem leichten essentiellen Tremor einer Hand wies keine der Versuchspersonen neurologische oder andere schwere Erkrankungen auf. Alle konnten sicher stehen und gehen. Es ergab sich eine Gruppe von fünf Frauen und fünf Männern mit einem durchschnittlichen Alter von 74,9 Jahren und einem BMI von 23,4 (Gewicht: 69,3 kg; Größe: 1,72 m). Die mittlere Altersdifferenz zwischen Patienten und Probanden (PÄ) betrug etwa zwei Jahre und war statistisch nicht bedeutsam.

Das Patientenkollektiv (PAT) bestand aus zehn Patienten mit einem idiopathischen Parkinson-Syndrom und einer ausgeprägten, gegenüber der Seitneigungskomponente überwiegenden, Vorneigung des Oberkörpers im Stehen und beim Gehen (Kamptokormie). Patienten mit atypischen oder sekundären Parkinson-Syndromen wurden nicht berücksichtigt. Die Erstdiagnose der Parkinson'schen Erkrankung lag durchschnittlich 14 Jahre zurück und die Erstmanifestation der Kamptokormie folgte dieser im Mittel nach 10 Jahren. Diese zeichnete sich durch einen mittleren Flexionsgrad des Rumpfes von  $42^\circ$  und einen mittleren Seitneigungsgrad von  $16^\circ$  aus. Die Neigungswinkel wurden aus im Stehen angefertigten frontalen und seitlichen Fotos ermittelt, ergänzt durch Aufnahmen von hinten. Sechs Patienten wiesen außer der Vorneigung des Rumpfes eine zusätzliche seitliche Neigung nach rechts, und drei eine Seitneigung nach links auf; eine Patientin hatte keine deutliche Seitneigungskomponente. Alle Patienten klagten über Rückenschmerzen und gaben dazu Werte zwischen 5 und 10 auf einer von 0 bis 10 reichenden visuellen Analogskala an. Bei zwei Patienten war in der Vergangenheit eine Skoliose diagnostiziert worden. Aufgrund der bei den meisten Patienten vorliegenden längeren Krankheitsdauer war das Parkinson-Syndrom in der Regel bereits mittel bis schwer ausgeprägt, mit Werten von 2-4 auf der

Skala nach Hoehn und Yahr und einer mittleren L-Dopa Äquivalenzdosis von 829 mg. Zwei Patienten wurden zudem mit einer tiefen Hirnstimulation behandelt. Das durchschnittliche Alter der fünf weiblichen und fünf männlichen Patienten lag bei 76,6 Jahren bei einem mittleren BMI von 21,1. Eine genaue Auflistung der patientenbezogenen Daten findet sich im Anhang (Tabellen 1 bis 3).

### 2.3 Stand- und Gangbedingungen

Die Messungen mit den Probanden (Gruppen PJ, PÄ) erfolgten in drei Blöcken (A, B, C), die jeweils verschiedene Aufgaben enthielten. Hierbei wurde die Reihenfolge der Aufgaben innerhalb eines Blockes variiert, nicht jedoch die Abfolge der Blöcke selbst. Während bei den jungen Probanden alle untenstehenden Blöcke durchgeführt wurden, entfiel der letzte Block (C) des Gehens auf dem Laufband für die Gruppe der älteren Probanden.

(A) Messung der Muskelaktivität (EMG) bei Neigungen des Rumpfes im Stehen (Abb. 1)

- Vorneigung (Neigungswinkel 0°, 30°, 50°, 80°)
- Seitneigung nach links (0°, 10°, 20°, 30°)
- Seitneigung nach rechts (0°, 10°, 20°, 30°)
- Seitvorneigung nach links (leicht, mittel, stark)
- Seitvorneigung nach rechts (leicht, mittel, stark)
- Einnahme der Haltung des zugehörigen Patienten (nur ältere gesunde Probanden)

(B) Maximale willkürliche Kontraktionen der relevanten Muskeln

- Die entsprechenden Übungen sind unter Punkt 2.4.1 erläutert

(C) Gehen bei 3 km/h auf einem Laufband (nur junge gesunde Probanden, PJ)

- in aufrechter Haltung
- mit Vorneigung des Oberkörpers
- mit Seitneigung nach links
- mit Seitneigung nach rechts
- mit Seitvorneigung nach links
- mit Seitvorneigung nach rechts

Freies Schwingen der Arme war bei diesen Gangbedingungen möglich und erwünscht, die Probanden stützten sich nicht etwa am eigenen Körper ab. Die älteren Kontrollprobanden (PÄ) liefen (wie auch die ihnen zugeordneten Patienten) nicht auf dem Laufband, gingen aber einige

Schritte frei bei Einnahme einer den Patienten ähnlichen Haltung. Die Registrierung der EMG-Signale der Patienten erfolgte in den für den jeweiligen Patienten typischen alltäglichen Haltungen. Elektromyogramme wurden unter folgenden Bedingungen jeweils mindestens 30s lang aufgezeichnet und ausgewertet:

- Ruhiges Liegen auf einer Untersuchungsliege
- Sitzen
- Freies Stehen
- Freies Gehen (ca. 10m) in Begleitung

Beim Gehen wurden keine Hilfsmittel (Rollator o.ä.) benutzt. Gehen auf einem Laufband war wegen der zum Teil erheblichen Behinderung und Fallneigung der Patienten nicht möglich.

### 2.3.1 Definierte Neigungen des Rumpfes im Stehen

Die Probanden (PJ, PÄ) nahmen im Stand definierte Neigungswinkel des Rumpfes in bestimmten Richtungen ein, während ihr EMG registriert wurde (Abb. 1). Dazu traten sie in eine auf dem Fußboden des Labors markierte Ausgangsposition (Umriss von Fußabdrücken, Abb. 1A). Um diese Position herum waren drei Kameras mit Blickwinkeln senkrecht zur Sagittal- und Frontalebene sowie eine dritte Kamera mit Aufnahmerichtung von schräg hinten oben angeordnet. Es handelte sich um Kameras eines Bewegungsanalysesystems (MacReflex, Qualisys®, Göteborg, Schweden), die mit Videoprozessoren und Bildschirmen verbunden waren. Auf dem Rücken jeder Versuchsperson wurden zwei kugelförmige Reflektoren (3 cm Durchmesser) auf Höhe des 7. Halswirbels und des 4. Lendenwirbels median mit Klebe- und Klettband befestigt. Die Bilder der zwei Kameras mit Blick auf Frontal- und Sagittalebene wurden auf zwei große Fernsehbildschirme übertragen, die vor der Versuchsperson auf einem Tisch standen. Auf diesen konnten die Probanden die beiden Reflektoren als helle Punkte deutlich erkennen. Sie wurden aufgefordert, diese beiden Punkte mit auf den Bildschirm markierten Linien zur Deckung zu bringen. Auf dem Bildschirm mit Sicht auf die Sagittalebene waren Linien zu sehen, die Winkel von 0° (aufrechte Haltung), 30°, 50° und 80° Vorneigung des Rumpfes markierten. Der andere Bildschirm (Frontalebene) zeigte Winkel von 0° (aufrechte Haltung) und 10°, 20° und 30° Seitneigung des Rumpfes, relativ zur aufrechten Position. Dies ermöglichte es, die Haltungen in den gewünschten Winkelgraden einzunehmen (Abb.1 B). Eine Eichung der Messanordnung erfolgte mittels individueller Justierung der Kameras und einer Schablone mit aufgeklebten Reflektoren, die definierte Winkel markierten.



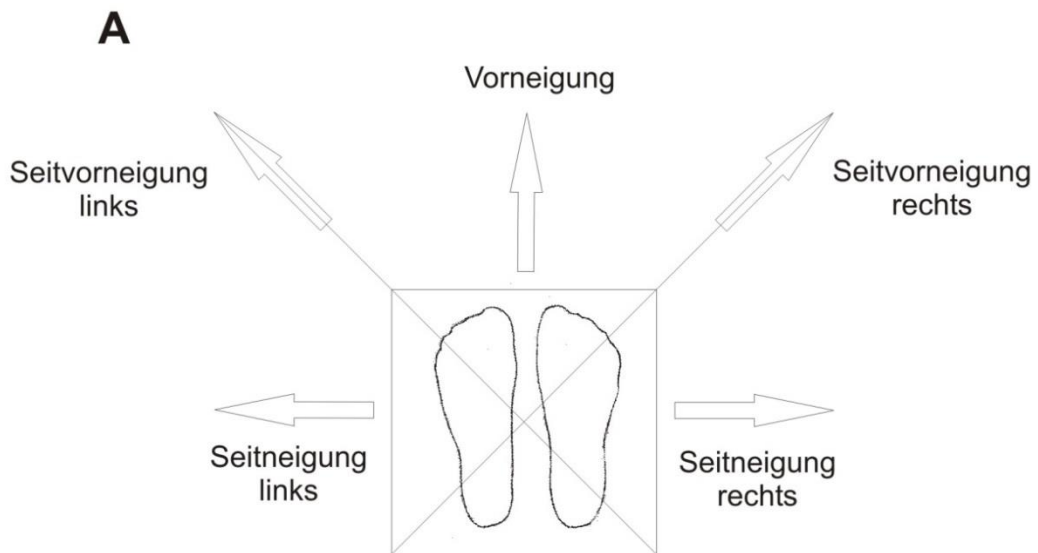


Abb. 1: (A) Schematische Aufsicht auf die Standfläche eines Probanden. Die Pfeile deuten die Neigungsrichtungen an. (B) Darstellung eines Probanden im aufrechten Stand, bei Seitneigung, Vorneigung und schräger Seitvorneigung entlang einer Orientierungslinie (45°).

Während der kombinierten Seitvorneigung war es für die Probanden nicht möglich, die Winkel auf beiden Bildschirmen gleichermaßen zu kontrollieren und dabei ruhig in der geforderten schräg vorwärtsgeneigten Haltung zu stehen. Daher wurden zur Orientierung zwei Linien im 45° Winkel zur Frontalebene auf dem Fußboden deutlich sichtbar markiert (Abb. 1A), welche die Neigungsrichtung angaben. Anhand dieser Linien konnte der Proband nun drei unterschiedliche Beugungsgrade des Rumpfes vornehmen (leicht, mittel, stark). Die Vorneigung des Rumpfes entsprach dabei etwa Winkeln von 30°, 50° und 70°.

Jede Aufgabe (z.B. Seitneigung des Rumpfes im Stand nach rechts) bestand mithin aus vier verschiedenen Neigungswinkeln des Rumpfes, die nacheinander eingenommen wurden (Ausgangsposition = 0°, dann 10°, 20°, 30°). Jeder Winkel wurde etwa 30s lang gehalten, was zu einer Gesamtdauer jeder Aufgabe von ca. 120s führte. Ein Beispiel für den Verlauf des Winkels einer Seitneigung gibt Abb. 2. Während der Nachbearbeitung der EMG-Signale wurden später die Übergänge zwischen den Bedingungen, also beispielsweise der Wechsel von 10° zu 20° Seitneigung, ausgeschnitten und nicht in die Berechnung der Muskelaktivität mit einbezogen. Es wurden also nur die EMG-Signale während der statischen Haltungen des Rumpfes berücksichtigt.

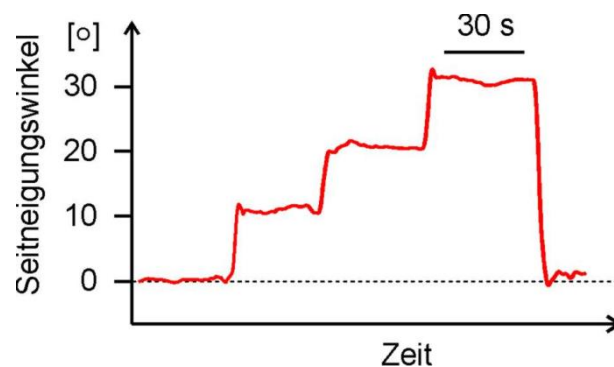


Abb. 2: Zeitlicher Verlauf des Winkels der Seitneigung des Oberkörpers (Beispiel einer Messung eines Probanden). Die räumliche Stellung des Rumpfes war durch eine Linie definiert, die den 7. Halswirbel und den 4. Lendenwirbel miteinander verband. Diese Orte waren mit Markierungen versehen, deren räumliche Koordinaten von einem Bewegungsanalysesystem berechnet wurden (Qualisys®, Göteborg, Schweden). Aus diesen wurden die Neigungswinkel ermittelt.

### 2.3.2 Gehen auf dem Laufband

Das Laufband (PPS 43med Lamellenlaufband, Firma Woodway®, Weil am Rhein, Deutschland) wurde auf eine Geschwindigkeit von 3 km/h eingestellt und die Probanden hatten ausreichend Zeit, sich an das gleichmäßige Tempo des langsamen Gehens zu gewöhnen. Begonnen wurde jeweils mit der Registrierung des EMGs im aufrechten Gang. Auf diese folgten, ohne zwischenzeitliches Anhalten des Laufbandes, die anderen Körperhaltungen in wechselnder Reihenfolge, z.B. Gehen mit Vorneigung des Rumpfes (siehe Punkt 2.3). Jede Bedingung wurde für einen Zeitraum von 30 Schritten beibehalten. Exakte Neigungswinkel des Rumpfes konnten beim Gehen auf dem Laufband nicht eingehalten werden. Die Probanden orientierten sich an den zuvor im Stand eingenommenen mittleren Neigungen (d.h. ungefähr 20° Seitneigung und 50° Vorneigung bzw. Seitvorneigung des Rumpfes).

Zur Erfassung der Gangzyklen wurden die Stand- und Schwungphasen beider Füße abgegrenzt. Hierzu diente das Signal eines Lichtschrankensystems, welches als virtueller Fußschalter fungierte (Microgate Optogait®, Bozen, Italien). Das System besteht aus einer Sender- und einer Empfängerleiste mit 96 Einzellichtschranken, welche beidseits des Probanden angeordnet sind. Beide Leisten sind parallel zueinander und horizontal direkt neben den Laufbandgurt befestigt. Die Sendeleiste schickt Lichtstrahlen quer zur Gehrichtung knapp über der Oberfläche des Laufbandes (in ca. 1 cm Höhe) zur Empfängerleiste. Geht ein Proband auf dem Laufband, werden die Signale der Lichtschranken mit dem Auftreten des Fußes, also dem Übergang der Schwung- zur Standphase, unterbrochen. Das System kann bei definierter Laufbandgeschwindigkeit und angegebener Fußgröße diesen Zeitpunkt erkennen (bei einer Messfrequenz von 1000 Hertz) und sendet während der Standphase ein elektrisches Rechtecksignal an das aufzeichnende EMG-System. Die Übermittlung dieses Fußschaltersignals erfolgt aus technischen Gründen um 300 ms verzögert; dieser Offset wurde in der Datenverarbeitung später korrigiert. So wurden beide Phasen des Gangzyklus erfasst, was pro Bedingung die Mittelung des EMG-Signals eines jeden Muskels über etwa 15 Gangzyklen ermöglichte. Die Dauer des Zyklus wurde auf 100% normalisiert. 0% entsprach dabei dem Auftritt des ipsilateralen Fußes (Beginn der Standphase) und 100% dem darauffolgenden Fersenkontakt desselben Fußes (Ende der Schwungphase). Die durchschnittlichen Verläufe der EMG-Signale einzelner Probanden wurden dann über alle Individuen hinweg gemittelt, sodass der typische Aktivitätsverlauf (Gruppenmittel) jedes Muskels während des Schrittzklus erkennbar wurde. Als Maß der muskulären Belastung wurde die durchschnittliche EMG-Aktivität jedes Muskels für jede Gangbedingung (Rumpfneigung) bestimmt.

### 2.3.3 Simulation der Patientenhaltungen durch Kontrollprobanden

Als zusätzliche Aufgabe simulierte jeder ältere Kontrollproband die Körperhaltung des ihm/ihr zugeordneten Patienten. Hierzu wurden der Versuchsperson anonymisierte Fotos des Patienten gezeigt, woraufhin sie versuchte, sich mit Hilfe des Versuchsleiters selbst in die entsprechende Haltung zu bringen. Das EMG-Signal wurde dann in dieser Haltung für 30 Sekunden aufgezeichnet. Im Anschluss wurde der Proband aufgefordert, noch einige Meter in der typischen Haltung des Patienten zu gehen und gleichzeitig den für Morbus Parkinson typischen kleinschrittigen Gang zu imitieren, wobei das EMG registriert wurde.

## 2.4 Elektromyographie (EMG)

Das EMG misst die elektrische Aktivität eines Muskels, woraus man auf dessen Kontraktionsgrad rückschließen kann. Die an den Elektroden gemessene elektrische Spannung entsteht kurz nach der Ausschüttung von Acetylcholin, das von den präsynaptischen Endigungen des aktiven alpha-Motoneurons freigesetzt wird. Durch den Transmitter werden an den motorischen Endplatten postsynaptisch Endplattenpotenziale erzeugt, worauf hin sich Aktionspotenziale über das Sarkolemm der innervierten Muskelfasern der motorischen Einheit weiter ausbreiten (Pape et al. 2014). Jedes Aktionspotenzial erzeugt hierbei einen kontinuierlichen Depolarisations-Repolarisationsablauf der Zellmembran welcher, wenn er die paarweise nebeneinander angeordneten Elektroden passiert, zur Entstehung eines biphasischen EMG-Signals führt. Überlagern sich die Signale mehrerer aktiver motorischen Einheiten, entsteht ein Interferenzsignal, dessen Amplitude in der Regel im Bereich von einigen Mikrovolt bis zwei Millivolt liegt (Konrad 2005).

Für diese Studie erfolgte die Messung der EMG-Signale mit Hilfe von handelsüblichen selbstklebenden, zusätzlich mit Pflasterband fixierten, Elektroden (Typ Covidien, Kendall H124SG). Jede Elektrode hat eine kreisförmige mit Silber/Silberchloridgel versehene Messfläche von 15 mm Durchmesser. In bipolarer Anordnung wurden jeweils zwei Elektroden im Abstand von etwa 3 cm nebeneinander auf die Haut über den relevanten Muskeln befestigt. Die Rohsignale der insgesamt 12 Elektrodenpaare wurden über kurze Kabel an elektrodennahe Vorverstärker übermittelt, dort verstärkt und telemetrisch per Wireless LAN zusammen mit den Fußschaltersignalen (siehe 2.3.2) an den Empfänger (DTS Desktop System, Noraxon®, Scottsdale, USA) und einen angeschlossenen Computer übertragen und dort zusammen mit den Videoaufnahmen gespeichert.

Die EMG-Signale sind anfällig für verschiedene Störungen. So ist die Stärke eines Signals neben der reinen elektrischen Aktivität des Sarkolemms maßgeblich von den Leiteigenschaften der Haut und der Dicke der darunter liegenden Subkutis abhängig. Des Weiteren können neben externen elektrischen Störquellen auch Signale benachbarter Muskeln zu Überlagerungen, sog. „Crosstalk“, führen. Das Herz als ein kräftiger rhythmisch kontrahierender Muskel führt besonders bei Ableitungen im Rumpfbereich zur Einstreuung von EKG-Signalen. Auch kommt es bei Ableitung des Musculus erector spinae (ES) im thorakalen Bereich oberhalb des zwölften Brustwirbelkörpers zur Vermischung mit EMG-Signalen des M. trapezius (Pars ascendens), der sich hier dem ES flächig überlagert (De Sèze et al. 2008). Veränderungen der Elektrodenposition im Verhältnis zum Muskel, z.B. durch Bewegungen, beeinflussen das EMG-Signal, ebenso wie eine Lockerung der Elektroden und Kabelbewegungen zu Artefakten führen. Verschiedene Methoden der Datenverarbeitung werden genutzt, um diese Störfaktoren zu minimieren.

#### 2.4.1 Maximale willkürliche Kontraktionen (MVC)

Die Normalisierung der Amplitude des EMG auf das Signal bei einer maximalen willkürlichen Kontraktion (maximum voluntary contraction, MVC) stellt eine Möglichkeit dar, die interindividuell und auch von Muskel zu Muskel unterschiedlichen Ableitbedingungen auszugleichen (Konrad 2005, Burden 2010). Mit einer Reihe von Übungen wird versucht, die größtmögliche elektrische Aktivität des jeweiligen Muskels zu provozieren. Für den M. rectus femoris (RF) wurde das zu messende Bein des auf einem Stuhl sitzenden Probanden mit Klettband am Stuhlbein fixiert, und der Proband extendierte sein etwa rechtwinklig gebeugtes Kniegelenk mit maximaler Kraft gegen diesen Widerstand. Um größtmögliche Signale für den M. rectus abdominis zu erhalten wurden die Beine des auf dem Rücken liegenden Probanden durch einen Untersucher fixiert, während der Proband einen „Sit-Up“ (Flexion des Rumpfes) gegen den Widerstand einer zweiten Person ausführte. Die Übung wurde mit einer Lateralflexion des Rumpfes, bei welcher der Proband auf der Seite lag, wiederholt, wodurch die schrägen Bauchmuskeln (OEA) eine maximale Aktivität zeigten. Für die drei abgeleiteten Rückenmuskeln (TES, LES, ICL) wurde eine gemeinsame Übung verwendet. Bei dieser wurde eine gegen Widerstand ausgeführte Extension des Rumpfes des mit den Beinen fixierten, auf dem Bauch liegenden Probanden genutzt, um maximale Signale zu erhalten (Andersson et al. 1996, Konrad et al. 2001). Für jeden Muskel wurde dann das Zeitintervall von 500 ms Dauer identifiziert, während dessen bei maximaler Kontraktion die höchste durchschnittliche Amplitude des EMG –Signals auftrat. Diese Amplitude wurde als 100% Marke gesetzt, und alle anderen Signalamplituden des

jeweiligen Muskels wurden dann als prozentuale Anteile des maximalen Werts angegeben (Einheit: % MVC). Damit entsteht für alle Muskeln und alle Personen eine einheitliche, auf die Maximalkontraktionen bezogene Skalierung.

#### 2.4.2 Elektrodenlokalisierung

Um Störsignale zu minimieren ist es außerdem wichtig, die Elektrodenpaare an anatomisch möglichst genau definierten Lokalisationen über dem Muskelbauch und in Richtung der Muskelfasern zu befestigen und die Haut vorzubereiten. Hierzu wurden die entsprechenden Areale rasiert und anschließend mit einer abrasiven Paste gerieben, was die oberflächliche Haut entfettete, ihren elektrischen Widerstand verminderte, und die Durchblutung anregte. Die Elektroden wurden dann paarweise (Elektrodenabstand: 3 cm) an bestimmten Orten auf der Haut befestigt, und zwar gemäß Leitlinien der Fachgesellschaft für „Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles“ (SENIAM, siehe <http://www.seniam.org>; Hermens et al. 2000) und gemäß der unten genannten Arbeiten (Abb. 3):

1. Musculus rectus femoris (RF): Auf halber Strecke einer Linie zwischen oberem Patellarand und der Spina iliaca anterior superior des Beckens (SENIAM). Eine Kontraktion dieses zweigelenkigen Muskels führt zu einer Extension im Kniegelenk und gleichzeitig zu einer Beugung im Hüftgelenk.
2. Musculus obliquus externus abdominis (OEA): Entlang einer Linie zwischen dem untersten Teil des Rippenbogens und der Symphyse, knapp unter dem Rippenbogen auf oder etwas über der Höhe des Bauchnabels (Anders et al. 2007, Boccia und Rainoldi 2014). Konzentrische Kontraktion des OEA führt zu einer Flexion des Rumpfes und torquiert diesen zur kontralateralen Seite.
3. Musculus rectus abdominis (RA): Elektrodenpaar vertikal orientiert 2-3 cm lateral der Medianlinie auf Höhe des Bauchnabels (Swinnen et al. 2012). Eine Kontraktion des RA führt zu einer Flexion des Rumpfes (konzentrische Kontraktion), bzw. verhindert eine übermäßige Extension (exzentrische Kontraktion).
4. Musculus erector spinae, thorakal (TES): M. longissimus auf Höhe Th12, mit Elektrodenpaar 2,5 cm lateral des Processus spinosus des 12. Brustwirbelkörpers in kranio-kaudaler Ausrichtung (De Sèze und Cazalets 2008, Swinnen et al. 2012). Die drei abgeleiteten Rückenmuskeln (4., 5., 6.) besitzen gemeinsam die Funktion den Rumpf zu extendieren (konzentrische Kontraktion) und das Ausmaß einer Flexion zu begrenzen

(exzentrische Kontraktion). Einseitige konzentrische Kontraktionen führen zur Seitneigung des Oberkörpers.

5. M. iliocostalis lumborum (ICL): Elektrodenpaar lateral des Muskelbauchs des M. longissimus, etwa einen Fingerbreit medial einer Linie zwischen Spina iliaca posterior superior und dem untersten Teil des Rippenbogens. Anbringung der Elektroden auf Höhe des Dornfortsatzes des 3. Lendenwirbelkörpers, Ausrichtung parallel zur genannten Linie (SENIAM, Coorevits et al. 2008).
6. Musculus erector spinae, lumbal (LES): M. longissimus, Ableitort etwa 3 cm lateral des Processus spinosus des 3. Lendenwirbelkörpers, mit kranio-kaudaler Ausrichtung der Elektroden (De Sèze und Cazalets 2008, Swinnen et al. 2012).

Elektromyogramme aller genannten sechs Muskeln wurden bei symmetrischer Anordnung der Elektroden zeitgleich von der linken und rechten Körperhälfte abgeleitet (d.h. 12 EMG-Kanäle).

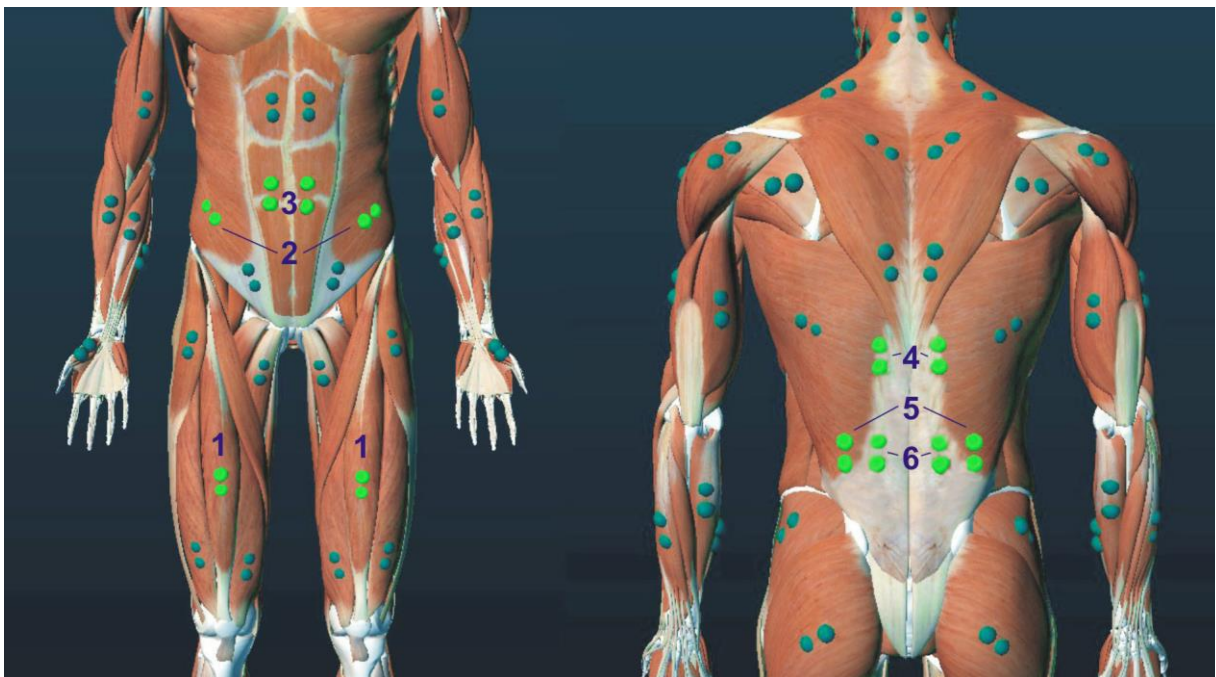


Abb. 3: Schematische Darstellung von möglichen Ableitorten an Oberkörper und Beinen. An den grün markierten Positionen wurden Ableitelektroden paarweise auf die Haut geklebt und fixiert (bipolare Ableitungen). Die Nummern sind folgenden Muskeln zugeordnet: 1. M. rectus femoris, 2. M. obliquus externus abdominis, 3. M. rectus abdominis, 4. M. erector spinae (Th12), 5. M. iliocostalis lumborum, 6. M. erector spinae (L3). Jeder Muskel wurde auf beiden Körperseiten abgeleitet. Anatomische Abbildungen exportiert aus der EMG-Software MyoResearch 3.6 und modifiziert.



## 2.5 Datenauswertungen

Die EMG-Signale wurden mit einem telemetrischen EMG-System (12 Kanal Noraxon® Desktop DTS, Scottsdale, Arizona, USA) mit elektrodennahen Vorverstärkern bei einer Bandbreite von 10-1500 Hz unter Verwendung eines Tiefpassfilters (Grenzfrequenz 500 Hz) aufgezeichnet. Das mit Oberflächenelektroden abgeleitete EMG enthält typischerweise Frequenzen zwischen 10 und 250 Hertz (Konrad 2005). Spannungsschwankungen mit Frequenzen unter 10 Hz entstehen vorwiegend durch Artefakte (z.B. Signaldrift, Lockern der Elektroden, Kabelbewegungen). Die Eingangsimpedanz der Verstärker war gemäß Herstellerangaben >100 MOhm und das Nulllinienrauschen unter 1  $\mu\text{V}$  rms.

Die weitere Datenverarbeitung erfolgte mit der Software Noraxon® MyoResearch MR 3.6. Zu Beginn wurde eine Vollgleichrichtung der EMG-Signale vorgenommen. Diese führt dazu, dass durch mathematische Betragsbildung alle negativen Amplituden positiviert, gewissermaßen „nach oben“ geklappt werden. Eine Berechnung von Amplitudenparametern wie Mittelwert, Maximum, Minimum und Integral wird so möglich. Im nächsten Schritt wird eine Glättung des Signals vorgenommen. Hierbei wird, basierend auf der mathematisch quadrierten Wurzel (root mean square, RMS), die mittlere Leistung eines Signals in Zeitfenstern von 50 Millisekunden bestimmt. Durch die Anwendung dieses Algorithmus werden zufällige Amplitudenspitzen eliminiert und es entsteht eine Hüllkurve (Konrad 2005). Der nächste Schritt bestand in der Feststellung der EMG-Signale bei maximalen willkürlichen Kontraktionen eines jeden Muskels, indem wie oben beschrieben die größten Amplituden ermittelt wurden (siehe 2.4.1). Abschließend wurden alle Messungen zu diesen Maximalwerten normalisiert und von nun an in der Einheit „% MVC“ angegeben.

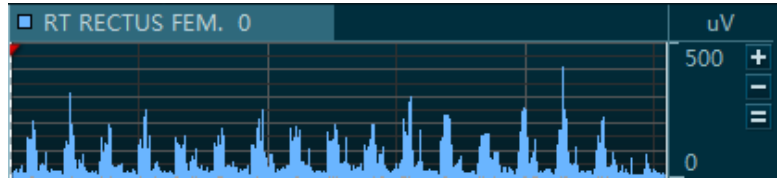
Auf alle Messungen wurde zusätzlich zu Beginn der Bearbeitung ein Algorithmus zur Unterdrückung der EKG-Artefakte angewendet. Dieser führte in den meisten Fällen zu einer erfolgreichen Minimierung des Artefakts, konnte jedoch in einigen Ableitungen teilweise keine EKG-Signale (Kammerkomplexe) erkennen und unterdrücken. Eine vergleichende Analyse der EMG-Daten ohne und mit EKG-Einstreuung ergab für die am stärksten betroffenen Bauchmuskeln (RA, OEA) um 1-3% MVC erhöhte Werte. Das Ausmaß dieser Änderung war abhängig von der Größe des Signals bei maximalen willkürlichen Kontraktionen, nach welchem ja alle Signale skaliert wurden. Die recht geringen Effekte der EKG-Artefakte spielten für die weitergehende Auswertung keine entscheidende Rolle. Die zuvor beschriebenen Verarbeitungsschritte sind in Abb. 4 beispielhaft dargestellt.



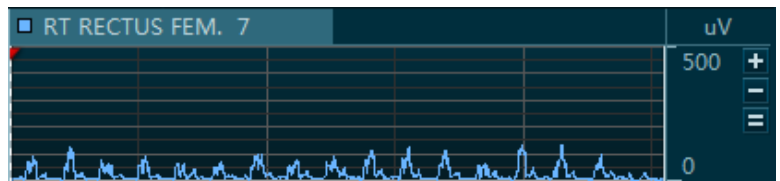
1.) Unbearbeitetes  
(Roh-) Signal



2.) EKG-Unterdrückung und  
Gleichrichtung



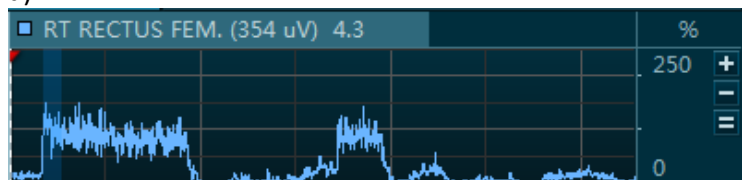
3.) Glättung mit 50 ms root mean  
square (RMS) Algorithmus  
ergibt Hüllkurven



4.) MVC-Normalisierung:

a) Zunächst wird die Messung mit  
den maximalen Kontraktionen  
wie in Schritt 1 und 2  
bearbeitet. Anschließend wird  
der maximale über ein Fenster  
von 500 ms gemittelte Wert  
gesucht (in diesem Fall 354  $\mu\text{V}$ ).

a)



b) Die übrigen Messungen werden  
auf den ermittelten Wert  
(354  $\mu\text{V}$ ) normalisiert.

b)

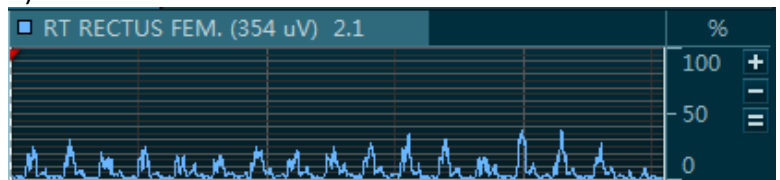


Abb. 4: Beispiel für die Verarbeitung der EMG-Signale des M. rectus femoris, die bei einem gesunden Probanden während des Gehens gemessen wurden. Bilder aus MyoResearch MR 3.6 Software (Noraxon© USA).

Bei den Patienten mit Kamptokormie und den älteren, ihnen zugeordneten Kontrollprobanden wurden außerdem per Fourieranalyse die Frequenzspektren der EMG-Rohsignale der verschiedenen Muskeln durch eine Funktion der Analysesoftware Noraxon® MyoResearch MR 3.6 dargestellt. Die Rohsignale waren bei vergleichbarer Körperhaltung registriert worden. Die Medianfrequenzen der Spektren wurden ermittelt und zwischen Patienten und Probanden verglichen.

### 2.5.1 Datenauswertung der Rumpfneigung im Stehen

Die mittlere Amplitude des geglätteten, rektifizierten und normalisierten Signals wurde über ein Zeitfenster von ca. 25 Sekunden für jede eingenommene Haltung bestimmt (d.h. für jeden Neigungswinkel). Von diesen mittleren EMG-Amplituden bei geneigtem Rumpf wurden die Ausgangssignale subtrahiert, also die EMG-Amplituden, die bereits bei der neutralen aufrechten Ausgangshaltung gemessen worden waren (Baseline, Grundaktivität). Es zeigte sich nämlich bereits in dieser Positur eine von Proband zu Proband unterschiedliche Grundaktivität der Muskeln. Die Signale bei den verschiedenen Neigungswinkeln wurden somit als Abweichungen bzw. Differenzen von der Baseline beschrieben und gingen in so die Statistik ein. Aus diesen Werten wurde wiederum über alle zehn Individuen der Gruppen der Kontrollpersonen (PJ, PÄ) hinweg der Mittelwert bestimmt.

Bei jedem älteren, gesunden Probanden wurde zusätzlich noch das EMG während der Simulation einer Haltung eines passenden Patienten aufgezeichnet. Dieses Signal wurde rektifiziert und geglättet, und dann jedem zugeordneten Patienten einzeln gegenüber gestellt. Um die eigenen Messwerte mit publizierten Daten von Kamptokormie-Patienten vergleichen zu können, wurden auch Rohsignale und nicht auf Maximalkontraktionen normalisierte EMG-Amplituden von Kontrollprobanden (PÄ) und Patienten ausgewertet. Wie in der Einleitung erwähnt, fehlen in der bisherigen Fachliteratur zur Kamptokormie Angaben über normalisierte Amplituden des EMG. Außerdem wurden die Frequenzspektren (Medianfrequenzen) der EMG-Rohsignale von Patienten und Probanden (PÄ) miteinander verglichen.

### 2.5.2 Besonderheiten bei der Datenauswertung der Patienten

Die Durchführung maximaler willkürlicher Kontraktionen war für viele der Patienten problematisch. Auch aus diesem Grund wurde bei der Analyse der Elektromyogramme zusätzlich auf nicht normalisierte Daten zurückgegriffen. Häufig in fortgeschrittenen Stadien an der Parkinson'schen Erkrankung leidend, konnten die Patienten nicht im gleichem Maß körperlich belastende Übungen ausführen wie die gesunden Probanden. Die Schwierigkeit wurde zum Teil dadurch umgangen, dass maximale EMG-Amplituden bereits bei „normalen“ Bewegungen wie Aufstehen, Hinlegen oder Drehen auftraten. Solche alltäglichen Bewegungen stellten für viele Patienten bereits eine große Anstrengung dar und ergaben manchmal größere EMG-Signale als die unter Punkt 2.4.1 beschriebenen Übungen, soweit diese durchführbar waren.

## 2.6 Statistik

Zur Auswertung der EMG-Daten wurde das Statistikprogramm SPSS für Windows (Statistical Package for the Social Sciences, SPSS Inc. Version 22) verwendet. Um bei den Probanden (PJ, PÄ) vom Neigungswinkel des Rumpfes abhängige Änderungen der EMG-Aktivität statistisch auszuwerten, wurden Varianzanalysen für wiederholte Messungen durchgeführt, gefolgt von post-hoc t-Tests für verbundene Stichproben. Bewertet wurden die Änderungen der normalisierten EMG-Amplituden gegenüber den Ausgangswerten, die im aufrechten Stand gemessen worden waren. Für die Seitneigung wurden zudem die EMG-Aktivitäten, welche bei bestimmten Neigungswinkeln herrschten, miteinander verglichen. Seitenunterschiede der EMG-Daten der Muskeln beider Körperhälften wurden mit t-Tests (für verbundene Stichproben) bewertet.

Für das Gehen auf dem Laufband (Gruppe PJ) wurde die durchschnittliche EMG- Aktivität jedes Muskels während des aufrechten Gehens, gemittelt über alle registrierten Gangzyklen, bestimmt. Diese wurde mit der entsprechenden Aktivität verglichen, die beim Gehen mit geneigter Rumpfhaltung auftrat. Auch hier kamen Varianzanalysen (für Messwiederholungen) und t-Tests für verbundene Stichproben zum Einsatz, um neigungsabhängige Änderungen der Aktivität auszuwerten, und zwar getrennt für die verschiedenen Muskeln.

Da die Daten der Patienten mit Kamptokormie nicht normal verteilt waren, wurden für deren Auswertungen nicht-parametrische statistische Tests verwendet. Die Resultate der Patienten (PAT) und Probanden (PÄ), d.h. die EMG-Signalamplituden bei ähnlicher Körperhaltung, wurden mit Mann-Whitney U-Tests verglichen, und zwar getrennt für jeden untersuchten Muskel. In gleicher Weise wurden die Medianfrequenzen der EMG-Spektren miteinander verglichen. Ferner wurde bei seitwärts geneigter Rumpfhaltung die Muskelaktivität auf der Seite der Neigung (ipsilaterale, konkave Seite) mit derjenigen der Gegenseite (kontralaterale, konvexe Seite) kontrastiert. Diese Seitenvergleiche erfolgten, getrennt für die einzelnen Muskeln, mit Wilcoxon-Tests.

Zahlentabellen wurden mit dem Programm Excel (Microsoft) erstellt; Grafiken mit der Software Xact und CorelDraw am PC gestaltet.

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Haltungen der jungen Probanden

#### 3.1.1 Aufrechtes Stehen

Bereits in der neutralen Position des aufrechten Standes zeigte sich bei sieben von zehn Probanden eine Grundaktivität der Rückenmuskeln, die 2 % MVC überschritt, und zwar insbesondere des M. longissimus als Teil des M. erector spinae (TES, LES). Dessen lumbaler Anteil (LES) wies auf der linken Körperseite eine mittlere Aktivität in Höhe von 2,1 % MVC auf und rechtsseitig einen Mittelwert von 4,1 % MVC. Der thorakale Anteil dieses Muskels (TES) war im Mittel mit 3,9 % MVC auf der linken und 4,1 % MVC auf der rechten Seite aktiv, wohingegen der M. iliocostalis lumborum (ICL) niedrigere Durchschnittswerte zeigte (links 1,7 %, rechts 2,8 % MVC). Die Seitenunterschiede mit rechtsseitig stärkerer Grundaktivität der abgeleiteten Rückenmuskeln waren statistisch signifikant (t-Tests für verbundene Stichproben,  $p < 0,05$ ). Auffällig war die interindividuelle Streuung, so gab es einzelne Probanden, deren Grundaktivität des LES fast 10 % MVC erreichte, wohingegen andere kaum einer Muskelkontraktion bedurften. Die Aktivität der Bauchmuskeln (RF, OEA) und des M. rectus femoris (RF) in der neutralen Haltung war gering und betrug im Mittel ca. 1% MVC. Insgesamt veranlassten uns diese Befunde und insbesondere die Asymmetrie, bei den folgenden Neigungsbedingungen nicht mehr die absoluten MVC- Werte zu betrachten, sondern die Differenz zwischen der Grundaktivität in neutraler, aufrechter Position („Baseline“) und der jeweiligen Haltung zu bilden.

#### 3.1.2 Vorneigung des Rumpfes im Stehen

Die Änderungen der EMG-Aktivität aller Muskeln (relativ zur Grundaktivität) waren bei der Vorneigung bilateral symmetrisch ausgeprägt; Seitenvergleiche ergaben keine signifikanten Unterschiede. Daher sind in Abb. 5 die gemittelten Daten beider Körperseiten dargestellt.

Durch Vorneigung in 30°, 50° und 80° gebeugter Haltung kam es zu einem stetigen Anstieg der Aktivität der Rückenmuskulatur zwischen 0 und 50°, mit einer Abnahme der Steilheit zwischen 50° und 80°. Diese Abschwächung mit Bildung eines Plateaus der EMG-Aktivität war beim LES am stärksten ausgeprägt, in abgeschwächter Form jedoch auch beim TES und dem ICL zu beobachten (Abb. 5). Alle Änderungen der EMG-Amplitude bei der schrittweisen Zunahme des Neigungswinkels waren hierbei statistisch signifikant, mit Ausnahme des fehlenden Anstiegs der LES- Aktivität zwischen 50° und 80°.

Auffällig ist weiterhin fehlende Beteiligung der Bauchmuskeln (RA, OEA) und des RF, deren EMG-Aktivitäten sich während der statisch vorgeneigten Haltungen nicht signifikant gegenüber dem aufrechten Stand änderten.

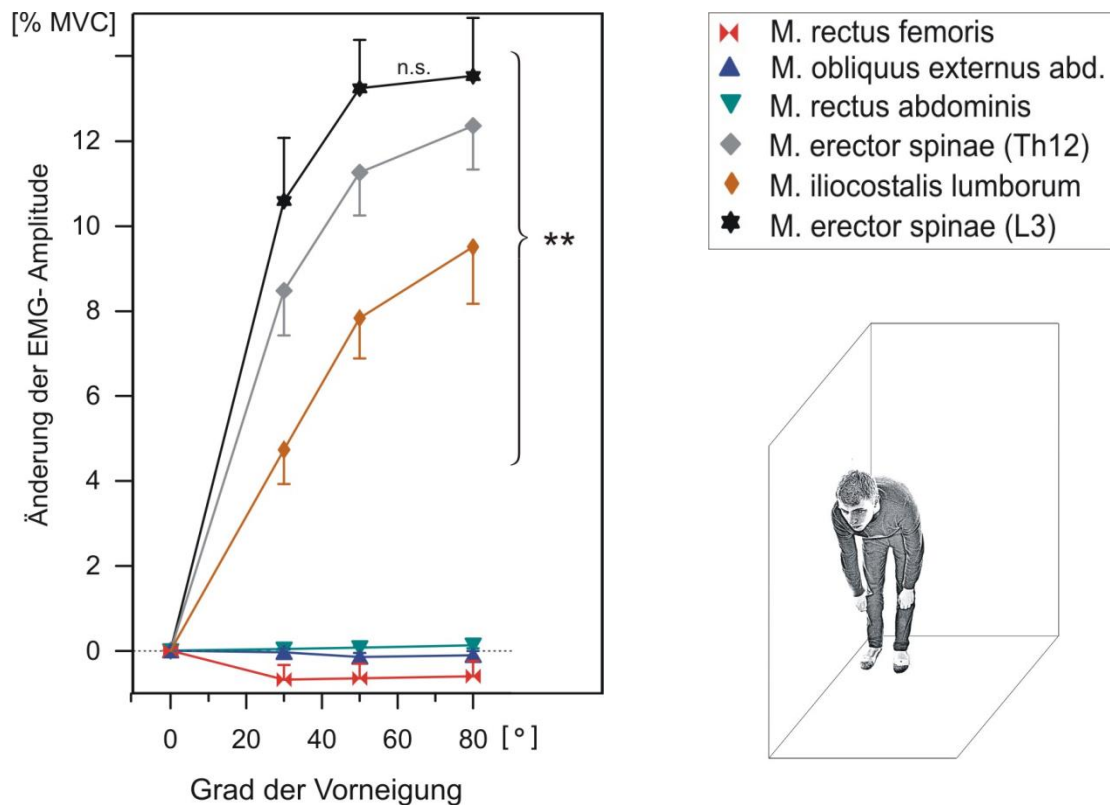


Abb. 5: Anstieg der EMG- Aktivität (Amplituden in % MVC) bei Vorneigung der jungen Probanden. Die x-Achse beschreibt den Winkelgrad der Vorneigung und die y- Achse die Änderung der EMG- Amplituden, deren Grundaktivität im aufrechten Stand (Baseline) gleich Null gesetzt wurde. Gezeigt sind Durchschnittswerte beider Körperseiten. Fehlerbalken zeigen Standardfehler des Mittelwertes an (SEM, inter-individuelle Streuung). \*\* = Signifikante Zunahmen der EMG- Aktivität (ANOVA, post-hoc t-Tests,  $p < 0,01$ ) gegenüber der Baseline. Die LES – Aktivität erreicht zwischen 50° und 80° Neigungswinkel ein Plateau (n.s., keine statistisch bedeutsame Änderung).

### 3.1.3 Seitneigung des Rumpfes im Stehen

Während der Seitneigung zeigten sich bei den jungen Probanden asymmetrische Veränderungen der EMG- Aktivität der Rückenmuskeln (TES, ICL, LES), d.h. unterschiedliche EMG-Signalerhöhungen der links- und rechtsseitigen Muskeln. In Abb. 6 sind daher die Daten beider Körperseiten getrennt wiedergegeben. Es zeichnete sich nichtsdestoweniger beidseitig dasselbe grundsätzliche Muster ab: Während es ipsilateral auf der Neigungsseite zu keiner Änderung oder sogar zu einem Abfall der EMG- Signale kam (z.B. rechtsseitiger Muskeln bei Rechtsseitneigung),

fürte die zunehmende Neigung auf der kontralateralen Körperseite zu steigender Muskelaktivität (z.B. der linksseitigen Muskeln bei Rechtsseitneigung). Bemerkenswert ist, dass neben dem deutlich aktiven LES und ICL auch der Musculus obliquus externus adominis (OEA) mit 4 - 5,5 % MVC eine ähnlich starke Zunahme seiner Aktivität zeigt. Nicht beteiligt sind hingegen RA und RF, deren Aktivität auf dem Niveau der Baseline verharrt. Außerdem ist eine Folge der Asymmetrie der Grundaktivität beider Körperseiten zu erkennen: Durch diese ist es möglich, dass einige Muskeln der rechten Körperseite bei einer Rechtsseitneigung einen signifikanten ( $p < 0,05$ ) Abfall ihrer Aktivität von mehr als 2 % MVC unter die Baseline zeigen (z.B. LES). Dieses „Wegfallen“ der Grundaktivität ist zwar auf der linken Körperseite bei einer Neigung nach links ebenfalls zu sehen, aufgrund des geringeren absoluten Ausgangsniveaus jedoch wesentlich geringer ausgeprägt.

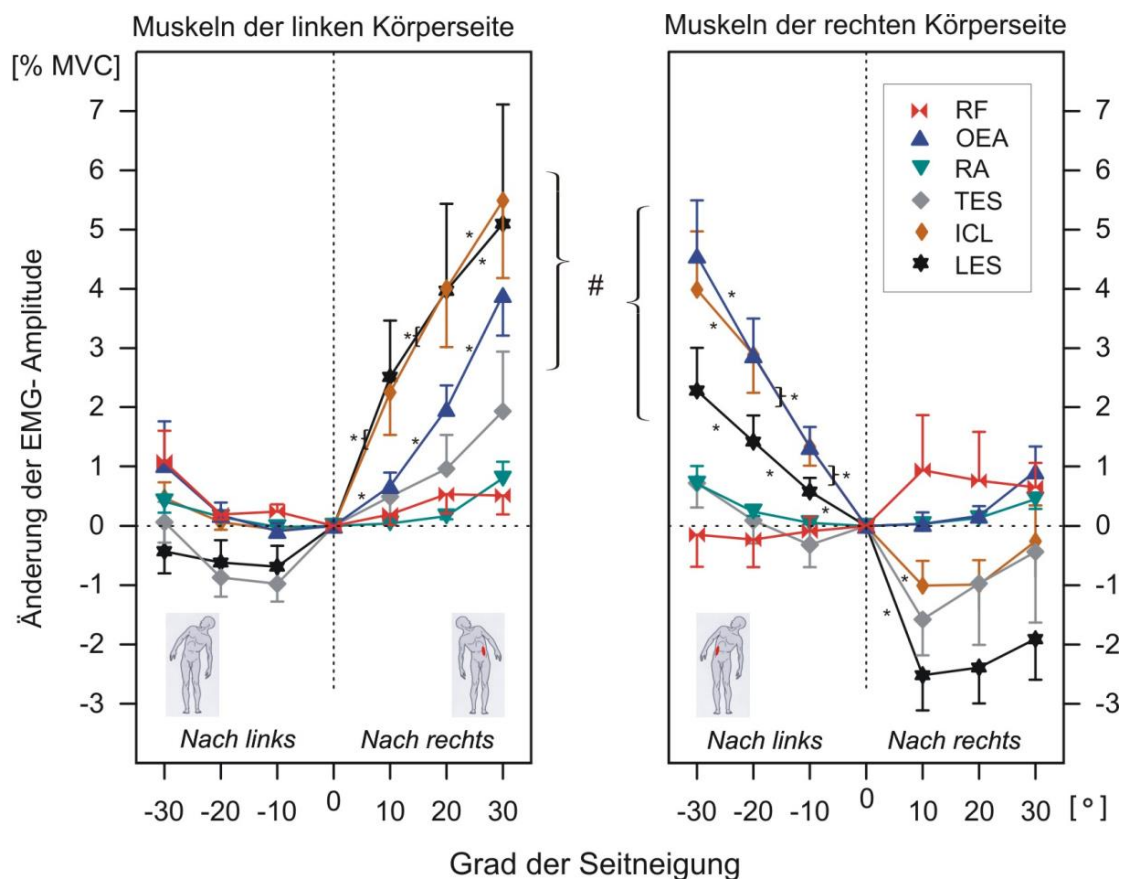


Abb. 6: Änderungen der normalisierten EMG-Signale (Amplituden in %MVC) bei Seitneigung der jungen Probanden (Mittelwerte und Standardfehler). Die x-Achse beschreibt den Winkelgrad der Rumpfneigung (Vorzeichen positiv: nach rechts; negativ: nach links), die y-Achse die Änderungen der EMG-Amplitude gegenüber der Grundaktivität für Muskeln der linken Körperseite (linke Grafik) und rechten Körperseite (rechte Grafik).

# und Klammer: Signifikante Seitenunterschiede der Aktivitäten von ICL, LES und OEA im Vergleich zu denselben Muskeln der anderen Körperseite bei Rechts- bzw. Linksseitneigung (t-Tests,  $p < 0,05$ ). Die kleineren Sterne deuten auf signifikante Änderungen (t-Tests,  $p < 0,05$ ) des EMG-Signals von Stufe zu Stufe hin, z.B. im Vergleich von 20° vs. 30° Neigungswinkel.

### 3.1.4 Schräge Seitvorneigung des Rumpfes im Stehen

Bei der schrägen Seitvorneigung (Abb. 7) resultierte insgesamt ein der Vorneigung ähnliches Muster, modifiziert allerdings durch die signifikant stärkere Belastung der Rückenmuskulatur der kontralateralen Seite gegenüber der ipsilateralen Neigungsseite. So ergeben sich für den am stärksten aktiven lumbalen M. erector spinae (LES) maximale Werte von ca. 12 % MVC auf der kontralateralen Seite, während der ipsilaterale LES lediglich Aktivität um 8 % MVC erreicht. Dieser Seitenunterschied ist signifikant (t-Test,  $p < 0,05$ ). Auch die schon bei der reinen Vorneigung (siehe Abb. 5) erkennbare Plateaubildung der Aktivität des LES ist bei starker schräger Vorneigung zur kontralateralen Seite erkennbar. Bei allen Neigungsgraden ist die Aktivität der Rückenmuskeln (TES, ICL und LES) signifikant gegenüber der Grundaktivität (Baseline) erhöht ( $p < 0,05$ ). Wie bei der reinen Vorneigung (Abb. 5) wurden Bauch- (OEA, RA) und Oberschenkelmuskeln (RF) auch durch die schräg vorgeneigten Haltungen nicht belastet.

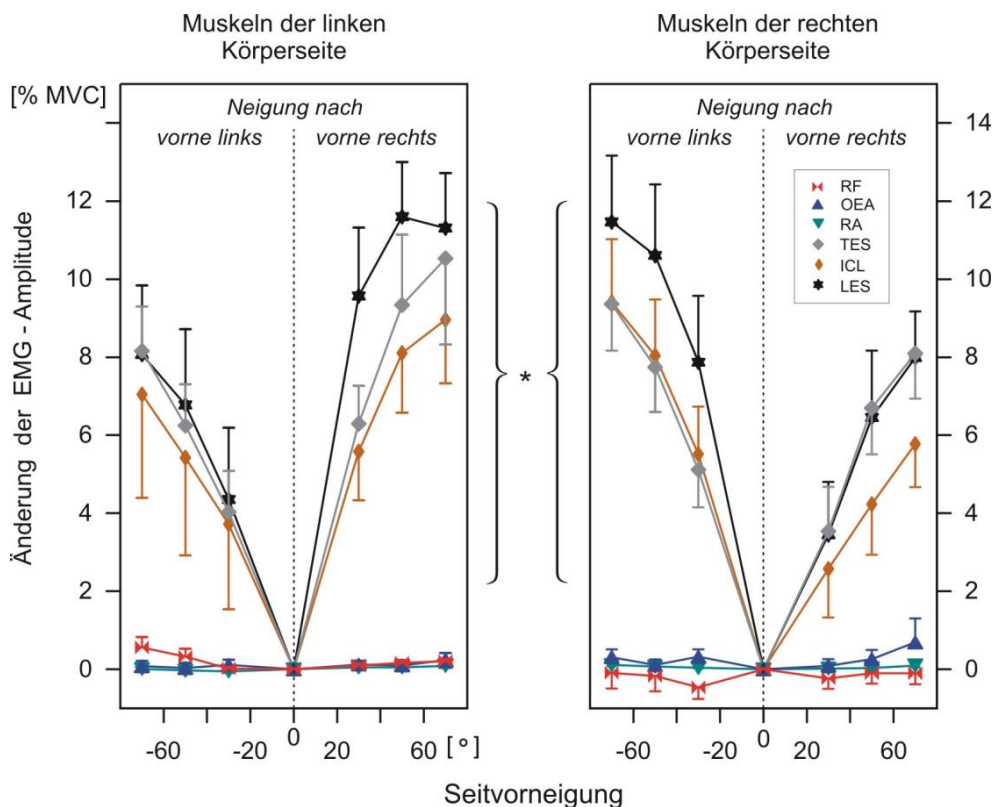
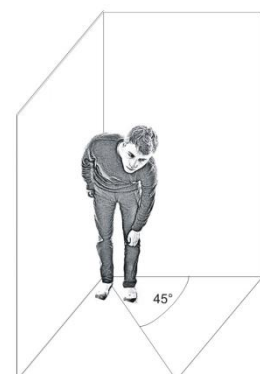


Abb. 7: Mittlere Änderungen der normalisierten EMG-Signale (Amplituden in % MVC) bei Seitvorneigung der jungen Probanden (Mittelwerte und Standardfehler), getrennt dargestellt für Muskeln der linken und rechten Körperhälfte. Untersucht wurden Schrägneigungen nach links vorn (negative Winkelangaben) und rechts vorn (positive Winkel). \* mit Klammern: Signifikante Zunahmen des EMG-Amplituden gegenüber der Grundaktivität (Baseline) im aufrechten Stand (ANOVA und post-hoc t-Tests,  $p < 0,05$ ). Symbole wie in Abb. 5 und 6.





Zusammenfassend ergab sich bei statischen Haltungen der jungen Probanden mit reiner Vorneigung und schräger Seitvorneigung des Rumpfes im Stand eine mit zunehmenden Neigungswinkel ansteigende Aktivität der Rückenmuskeln (TES, ICL, LES), die bei der schrägen Neigung auf der kontralateralen Seite deutlicher hervortrat. Bauchmuskeln (OEA, RA) und M. rectus femoris (RF) wurden nicht belastet. Bei der reinen Seitneigung stieg die EMG-Aktivität der Rückenmuskeln auf der kontralateralen Seite deutlich an, sank hingegen auf der ipsilateralen Seite unter das Ausgangsniveau ab. Das gleiche Muster der EMG-Aktivität zeigte hier auch der äußere schräge Bauchmuskel (OEA). RF und M. rectus abdominis (RA) waren auch bei der Seitneigung nicht beteiligt.

### 3.2 **Ergebnisse der Patienten mit Kamptokormie**

Die Daten der Patienten und deren Vergleich mit dem EMG-Muster der gleichaltrigen Kontrollprobanden, die im Stehen eine vergleichbare Haltung einnahmen, bilden den nächsten Abschnitt. Zunächst werden anhand einer Gegenüberstellung eines entsprechenden Paares (Patient ↔ Proband) von unbearbeiteten EMG - Originaldaten typische Gemeinsamkeiten und Unterschiede erläutert. Dann folgt, methodisch an publizierte Befunde (Tinazzi et al. 2013) angelehnt, eine qualitative Auswertung der Signalintensitäten der im Stehen und Sitzen registrierten unbearbeiteten Elektromyogramme aller einzelnen Patienten. Den Abschluss bilden statistische Vergleiche von Patienten und Kontrollprobanden hinsichtlich ihrer absoluten (Einheit  $\mu\text{V}$ ) und normalisierten (Einheit % MVC) EMG-Signalamplituden und hinsichtlich der Frequenzspektren des EMG.

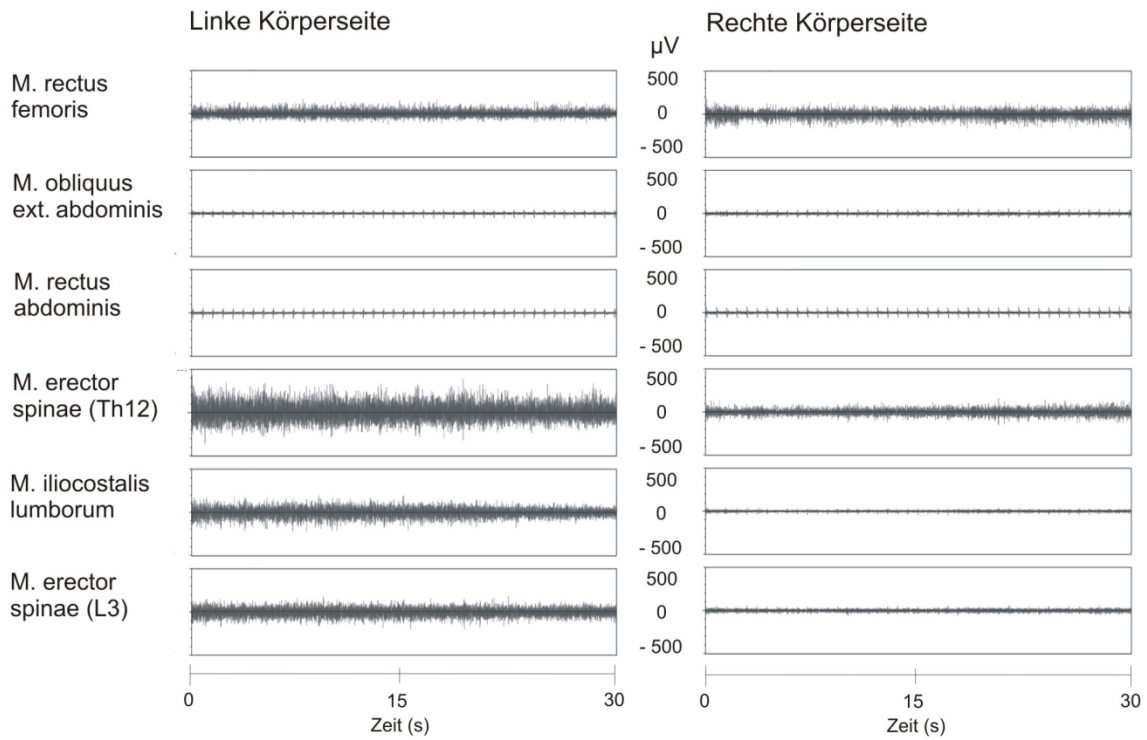
#### 3.2.1 **EMG - Rohdaten**

Die Abbildung 8 zeigt die EMG-Signale eines Patienten (männlich, 67 Jahre, Body-Mass-Index  $26,8 \text{ kg/m}^2$ ) und des ihm zugeordneten männlichen Probanden (67 Jahre, BMI  $24,4 \text{ kg/m}^2$ ). Beide standen während dieser Messung in einer Haltung von  $45^\circ$  Vorneigung und  $25^\circ$  Rechtsseitneigung des Rumpfes. Dies entsprach der „normalen“ alltäglichen Haltung des Patienten und wurde von dem Probanden anhand von Fotos nachgestellt, unterstützt durch korrigierende Anweisungen der Untersucher.

Bei Beiden zeigte sich verstärkte Aktivität der kontralateral zur Neigungsseite liegenden Rückenmuskulatur (TES, ICL, LES), während die Rückenmuskeln der rechten (ipsilateralen) Seite vergleichsweise weniger Aktivität aufwiesen. Dieser Seitenunterschied ist bei dem Patienten besonders deutlich zu erkennen (Abb. 8 oben).



## Patient



## Kontrollproband

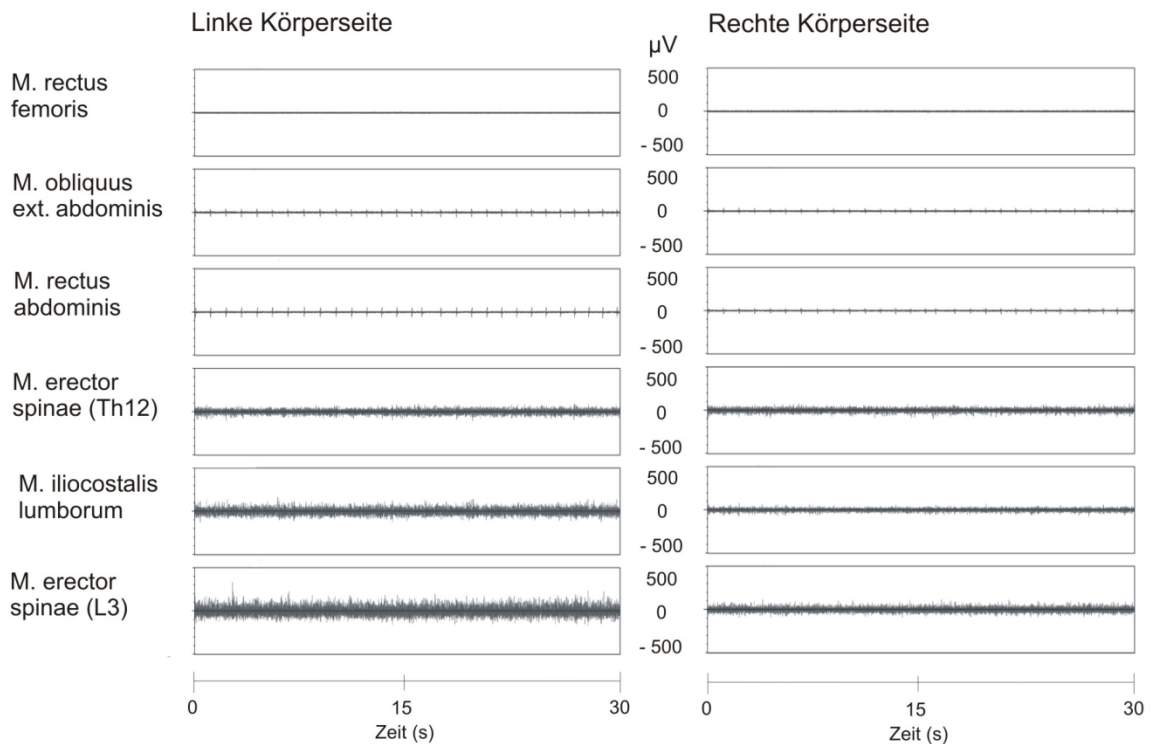


Abb. 8: EMG-Originaldaten eines Patienten und seines zugeordneten Kontrollprobanden im Stehen bei  $45^\circ$  Vorneigung und  $25^\circ$  Seitneigung des Rumpfes nach rechts. Für den Patienten stellte dies die normale Haltung dar, wohingegen sie von dem Probanden simuliert wurde. Das Signal wurde über 30 Sekunden hinweg aufgezeichnet.

Die Bauchmuskeln (RA, OEA) zeigten außer EKG-Einstreuungen keine Signale, weder beim Patienten noch beim Kontrollprobanden. Auffällig sind zwei Unterschiede: So ist bei dem Patient der thorakale Abschnitt des M. erector spinae (TES) auf der linken (kontralateralen) Seite der am stärksten aktive Muskelanteil, im Gegensatz zu dem nur leicht aktiven linksseitigen TES des Probanden. Außerdem fällt die vergleichsweise hohe beidseitige EMG-Aktivität des M. rectus femoris (RF) des Patienten auf. Aktivität des RF war dagegen bei dem Kontrollprobanden nicht vorhanden.

Wie im vorangehenden Abschnitt 3.1 für Probanden in Seitvorneigung systematisch beschrieben, zeigte sich also auch bei dem Patienten mit Kamptokormie in dieser Haltung vermehrte Aktivität insbesondere der kontralateral zur Seitneigungsseite gelegenen Rückenmuskeln, während Bauchmuskelaktivität weitgehend fehlte.

Dies ist bereits an den unverarbeiteten Originaldaten deutlich (Abb. 8). Zur Vervollständigung wurden daher die Signalintensitäten der EMG-Rohdaten aller 10 Patienten unabhängig voneinander von zwei Versuchsleitern auf einer dreistufigen Ordinalskala qualitativ bewertet (Vorgehen in Anlehnung an Tinazzi et al. 2013). Dies erfolgte für die Messungen im Stehen (Tab. 1), im Sitzen (Tab. 2), und im Liegen. Unterschieden wurde dabei zwischen den Muskeln der kontralateralen (ko) und der ipsilateralen (ip) Seite, bezogen auf die Richtung der Seitneigung des Rumpfes, die zusätzlich zur Vorneigung bestand und mit einer Ausnahme bei allen Patienten deutlich war. Die Bewertungen beider Untersucher stimmten überein.

Eine verstärkte Belastung der kontralateralen Rückenmuskeln bei durch die Kamptokormie bedingter Seitvorneigung des Oberkörpers im Stehen war bei sechs von zehn Patienten an den EMG-Rohdaten zu erkennen (Tab.1). Kein Patient zeigte gemäß dieser Auswertung eine stärkere Aktivität der ipsilateralen im Vergleich zu den kontralateralen Rückenmuskeln. Je fünfmal ergab sich eine stärkere Belastung des kontralateralen TES bzw. LES. Weiterhin fallen die fehlende Aktivität des M. rectus abdominis (RA) und die lediglich bei zwei Patienten bestehende, leichte Aktivität des M. obliquus externus abdominis (OEA) auf. Der M. rectus femoris (RF) war bei allen Patienten mindestens leicht aktiv und wies bei zwei Patienten eine auf der Neigungsseite (ipsilateral) betonte Signalintensität auf.

Auch im Sitzen zeigte die qualitative Beurteilung der EMG-Rohsignale bei der durch die Kamptokormie bedingten Seitvorneigung des Rumpfes der Patienten eine verstärkte Belastung der kontralateralen Rückenmuskeln (Tab. 2). Im Liegen fand sich bei keinem Patienten markante Grundaktivität der abgeleiteten Muskeln.

Pat.	Muskeln											
	RF		OEA		RA		TES		ICL		LES	
	Ip	Ko	Ip	Ko	Ip	Ko	Ip	Ko	Ip	Ko	Ip	Ko
1	++	+	-	-	-	-	+	++	+	++	+	+
2	+	+	-	-	-	-	+	+	+	+	+	+
3	+	+	+	+	-	-	++	++	+	+	+	+
4	+	+	-	-	-	-	+	++	+	+	+	++
5	+	-	-	-	-	-	+	++	-	+	+	++
6	+	+	-	-	-	-	+	++	-	+	+	+
7	+	+	-	-	-	-	++	++	+	+	+	++
8	+	+	+	-	-	-	+	+	+	+	+	+
9	+	+	-	-	-	-	+	++	+	+	+	++
10	+	+	-	-	-	-	++	++	+	+	+	++

Tab. 1: Die EMG- Rohsignale der zehn Patienten während des Stehens wurden von zwei Versuchsleitern anhand folgender Skala bewertet: “-“ keine Aktivität, “+“ leichte Aktivität, “++“ starke Aktivität. In Bezug auf die Seitneigung des Rumpfes sind die Muskelaktivitäten der ipsilateralen (ip) und der kontralateralen (ko) Seite jeweils nebeneinander aufgelistet.

Pat.	Muskeln											
	RF		OEA		RA		TES		ICL		LES	
	Ip	Ko	Ip	Ko	Ip	Ko	Ip	Ko	Ip	Ko	Ip	Ko
1	-	+	-	-	-	-	-	+	-	++	-	+
2	-	+	-	-	-	-	+	+	+	+	+	+
3	-	-	-	-	-	-	+	+	+	+	+	+
4	-	+	-	-	-	-	+	+	+	-	+	+
5	+	-	-	-	-	-	-	+	-	+	-	+
6	-	-	-	-	-	-	-	+	-	+	-	+
7	-	-	-	-	-	-	+	+	-	+	-	+
8	+	+	-	-	-	-	+	+	-	+	-	+
9	-	-	-	-	-	-	+	+	+	+	+	+
10	-	-	-	-	-	-	+	-	-	-	-	+

Tab. 2: EMG- Rohsignale der 10 Patienten während des Sitzens. Auswertung und Darstellung wie in Tab. 1.

### 3.2.2 EMG-Amplituden der Patienten und Kontrollen

Abbildung 9 vergleicht die absoluten (d.h. nicht normalisierten) Amplituden der EMG-Signale von Patienten und gleichaltrigen Kontrollprobanden, die im Stehen während möglichst identischer Körperhaltungen registriert wurden (d.h. Haltung Proband  $\cong$  Haltung Patient). Das EMG-Signal wurde hierfür gleichgerichtet, geglättet und seine durchschnittliche Amplitude (Einheit  $\mu\text{V}$ ) in einem Intervall von 30 Sekunden des freien Stehens bei geneigter Rumpfhaltung für jeden Muskel bestimmt. Unterschiede zwischen beiden Gruppen wurden mit Mann-Whitney U-Tests statistisch bewertet; Vergleiche der Aktivität ipsilateraler und kontralateraler Muskeln innerhalb einer Gruppe erfolgten mit Wilcoxon-Tests. Die Bezeichnungen ipsi- und kontralateral beziehen sich wiederum auf die Richtung der Seitneigungskomponente des Rumpfes. Bei den Kontrollprobanden unterblieb die Subtraktion der EMG-Grundaktivität des aufrechten Stehens (vergleiche Abschnitt 3.1), da eine solche bei den Patienten nicht zu ermitteln war (kein aufrechtes freies Stehen möglich).

Die Größenordnungen der Aktivität der abgeleiteten Bauch- (RA, OEA) und Rückenmuskeln (TES, ICL, LES) unterschieden sich deutlich voneinander (beachte verschiedene Skalierungen in Abb. 9). Die Aktivität der Bauchmuskeln blieb bei kleiner Streuung im Median unter  $10 \mu\text{V}$ , während die Medianwerte der Rückenmuskeln zwischen  $15 \mu\text{V}$  (ICL der Kontrollpersonen) und über  $70 \mu\text{V}$  (TES der Patienten) lagen.

Im Seitenvergleich ergab sich eine verstärkte Belastung der kontralateral zur Neigungsseite gelegenen Rückenmuskeln. Diese Differenz war für den M. erector spinae der Patienten auf beiden erfassten Höhen Th12 (TES) und L3 (LES) hoch signifikant ( $p < 0,01$ ). Bei den Kontrollprobanden fand sich für den LES eine vergleichbare Tendenz ( $p = 0,06$ ). Die EMG-Signale der anderen Muskeln zeigten keine bedeutsamen Seitenunterschiede, ihre Aktivität blieb von der Richtung der Seitneigung unbeeinflusst.

Im Gruppenvergleich erkennt man statistisch signifikante Unterschiede der EMG-Aktivität für alle abgeleiteten Muskeln. Die EMG-Amplituden der Patienten waren stets größer als die der Kontrollen, was insbesondere für den M. rectus femoris ( $p < 0,01$ ) und die kontralateralen Rückenmuskeln (TES, ICL mit  $p < 0,01$ ; LES mit  $p < 0,05$ ) auch große absolute Unterschiede beinhaltete (Abb. 9). Allerdings wiesen auch die Bauchmuskeln signifikante Unterschiede ihrer EMG-Aktivität zwischen den beiden Gruppen auf. Hier bleiben allerdings die sehr geringen Signalamplituden des OEA und RA, mit Medianwerten von unter  $7 \mu\text{V}$ , sowohl bei Patienten als auch den Kontrollen, zu bedenken.

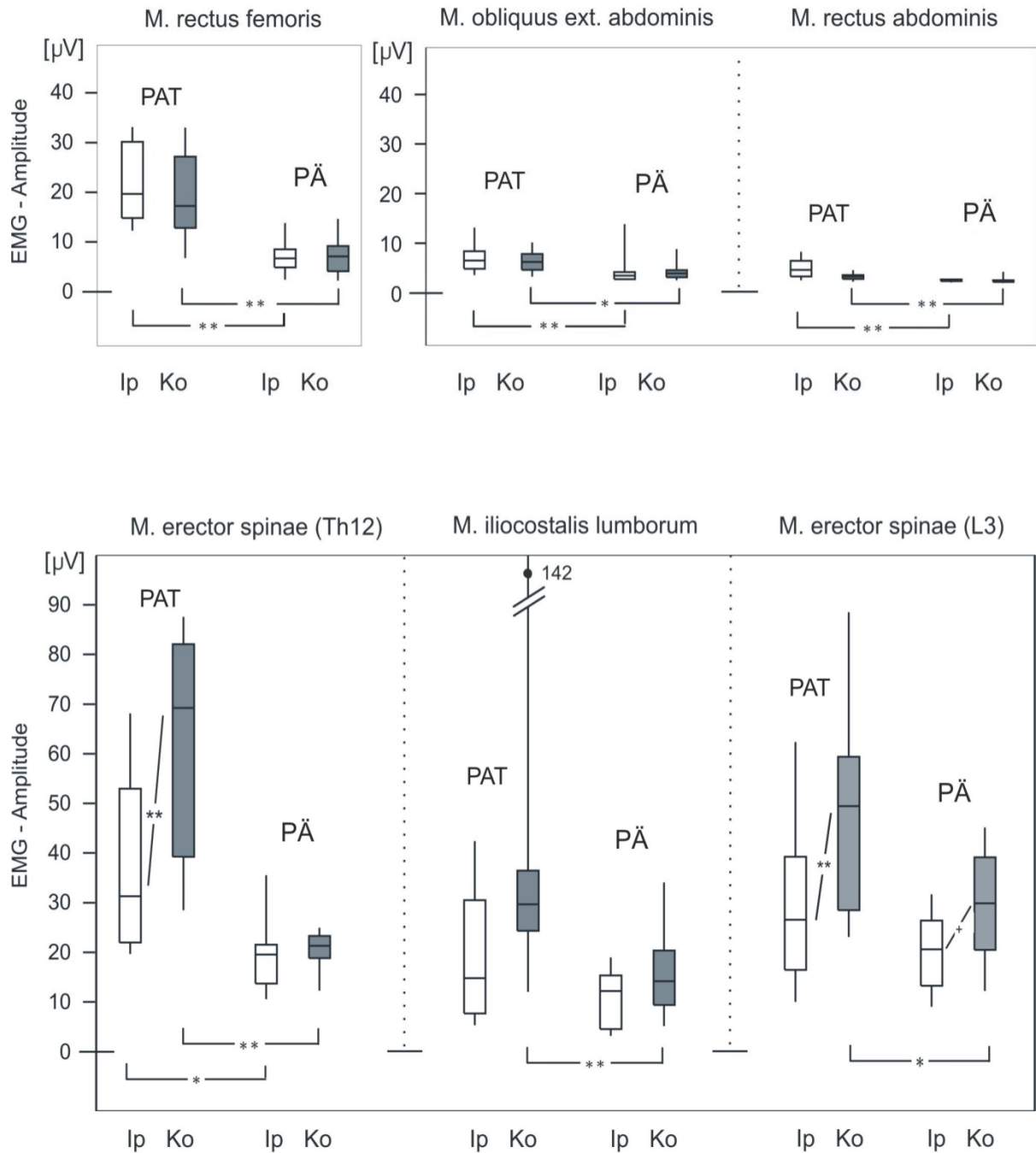


Abb. 9: Vergleich der absoluten EMG-Amplituden der zehn Patienten (PAT) und zehn altersgleichen Kontrollprobanden (PÄ) bei gleicher Körperhaltung im Stehen. Das Signal jedes Muskels wurde gleichgerichtet, rektifiziert und die mittlere Amplitude in einem Zeitraum von 30 Sekunden bestimmt. Die Boxplots zeigen Medianwerte, Perzentilen (25%, 75%) und Spannweiten. Die zwei linken Boxplots zeigen Patientendaten, die rechten beiden Plots Kontrolldaten. Weiße Blöcke repräsentieren die ipsilateral zur Neigungsseite gelegenen Muskeln („Ip“), graue Blöcke die Muskeln der kontralateralen Seite („Ko“). \*\* =  $p < 0,01$ ; \* =  $p < 0,05$ ; + =  $p = 0,06$  (Trend). Wilcoxon- (Seitenvergleiche) und Mann-Whitney U-Tests (Gruppenvergleiche).

### 3.2.3 Normalisierte Daten der Patienten und Kontrollen

Im nächsten Schritt wurden die Amplituden der gleichgerichteten und geglätteten EMG- Signale der Patienten und Kontrollprobanden zusätzlich relativ zur Signalstärke bei maximalen willkürlichen Kontraktionen skaliert, d.h. normalisiert. Wie im Methodenteil (unter 2.4.1) beschrieben, gleicht dieses Verfahren die Unterschiede der Ableitbedingungen aus. Erst danach kann man die EMG- Amplituden verschiedener Personen und unterschiedlicher Muskeln direkt miteinander vergleichen, da sie nun alle in Prozent des für den jeweiligen Muskel maximalen Signals, also auf einer gemeinsamen Skala, angegeben sind (Einheit % MVC). Die Haltungen der Patienten und Probanden waren möglichst gleich (definierte Rumpfneigung im Stehen).

Vergleiche der normalisierten Amplituden (Abb. 10) ergaben mit einer Ausnahme (RA) für alle Muskeln signifikante Gruppenunterschiede zwischen Patienten und Probanden. Stets war die EMG-Aktivität der Patienten höher (Mann-Whitney U-Tests,  $p < 0,05$ ) als die der Kontrollprobanden. Anders als bei den absoluten Werten (Abb. 9) zeigten die normalisierten Amplituden des M. rectus abdominis (Abb. 10) nun aber keinen signifikanten Gruppenunterschied mehr. Beide Bauchmuskeln wiesen mediane Aktivität unter 12 % MVC auf, während die Rückenmuskeln sowohl bei Patienten als auch Kontrollen höhere EMG-Signale generierten, am deutlichsten der TES bei Kamptokormie mit Medianwerten um etwa 50 % MVC, also entsprechend dem Aktivität bei halbmaximaler willkürlicher Kontraktion. Auffällig war weiterhin die beidseitige Aktivität des RF um 15% MVC im Patientenkollektiv, die damit etwa dreimal so hoch war wie in der Kontrollgruppe. Signifikante Seitenunterschiede mit stärkerer Aktivität der kontralateralen Rückenmuskeln bestanden für den ICL und LES der Patienten (Wilcoxon-Tests,  $p < 0,05$ ). Eine einzelne Patientin entwickelte im Stehen kontralaterale ICL-Aktivität, die mit 115 % MVC sogar etwas höher war als bei den maximalen willkürlichen Anspannungen dieses Muskels im Sitzen und Liegen.

Zusammenfassend ergaben sowohl die absoluten (Abb. 9) und die normalisierten (Abb. 10) EMG-Werte stets eine stärkere Muskelaktivität der Patienten im Vergleich zu den Kontrollprobanden. Besonders beansprucht wurden die Rückenmuskeln, gefolgt vom M. rectus femoris. Kaum aktiv waren hingegen die Bauchmuskeln (RA, OEA). Bei kombinierter Vorseitneigung des Rumpfes in Folge der Kamptokormie waren die kontralateralen Rückenmuskeln (z.B. linke Muskeln bei Rechtsseitneigung) stärker beansprucht als die ipsilateralen Rückenmuskeln.

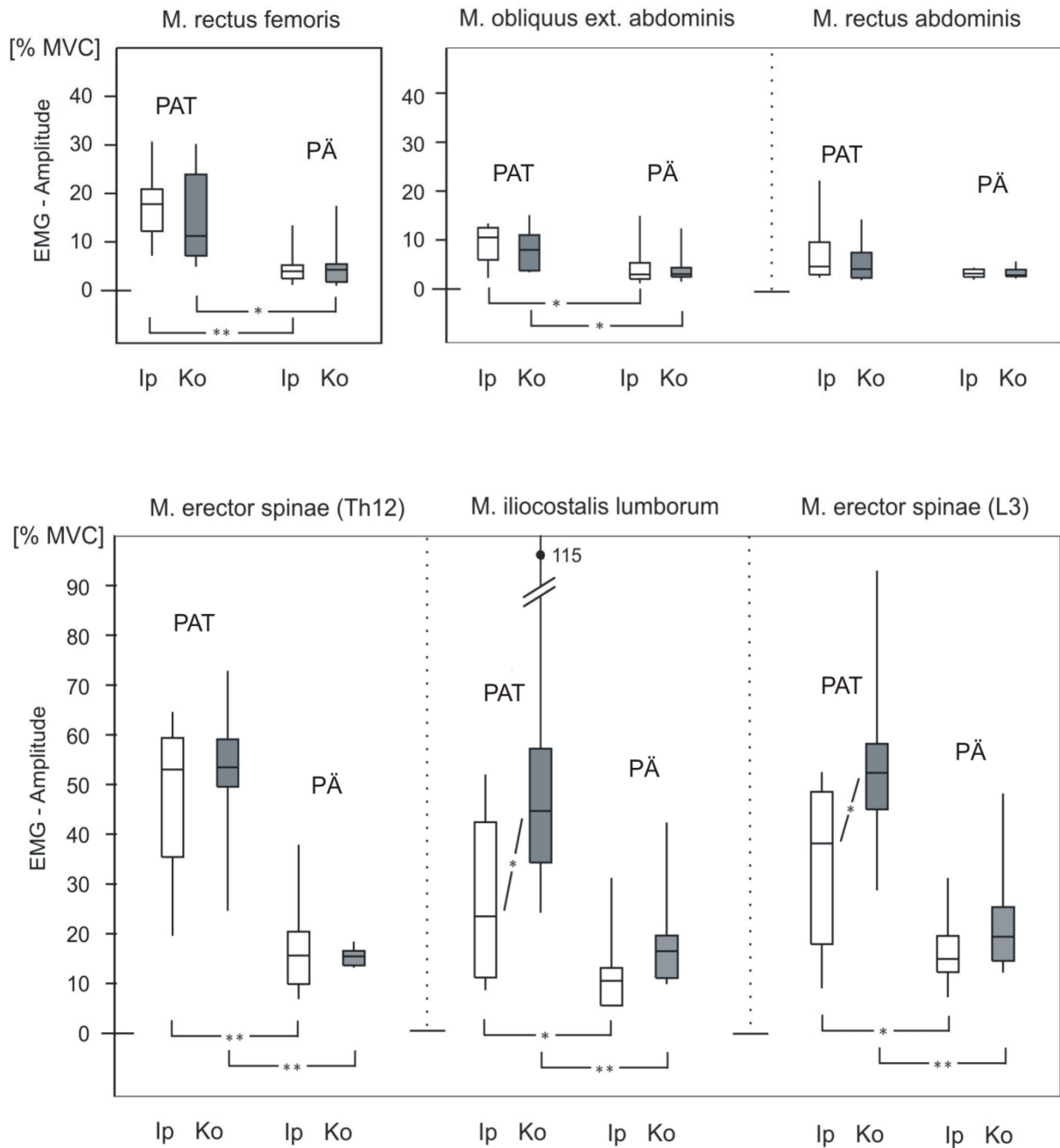


Abb. 10: Normalisierte EMG-Amplituden der Patienten und Kontrollprobanden bei gleicher Körperhaltung im Stand. Die EMG-Rohdaten wurden gleichgerichtet, geglättet und zur maximalen willkürlichen Kontraktion normalisiert. Die y-Achse gibt daher die EMG- Amplitude in der Einheit „% MVC“ an. Boxplots zeigen Medianwerte, Perzentilen (25%, 75%) und Spannweiten. Die zwei linken Plots, gekennzeichnet mit „PAT“, zeigen Patientendaten, die rechten beiden Plots zeigen Kontrolldaten der älteren Probanden („PÄ“). Weiße Blöcke repräsentieren die ipsilateral zur Neigungsseite gelegenen Muskeln („Ip“), graue Blöcke die der kontralateralen Seite („Ko“). Signifikante Unterschiede \*\*= $p < 0,01$ ; \*= $p < 0,05$  gemäß Wilcoxon-Tests (Seitenvergleiche) und Mann-Whitney U- Tests (Gruppenvergleiche).

### 3.2.4 Frequenzanalyse und -vergleich von Patienten und Kontrollen

Ein Absinken der medianen Frequenz des Spektrums eines EMG-Signals kann mit einer Ermüdung des zugehörigen Muskels korreliert werden (Roy und De Luca 1989, Mortimer et al. 1970). Eine dauerhafte isometrische Kontraktion führt zu einem Abfall der medianen Frequenz bei einer herabgesetzten Ausbreitungsgeschwindigkeit der Aktionspotentiale über das Sarkolemm des ermüdeten Muskels (Mortimer 1970). Während einer über einen längeren Zeitraum beibehaltenen statischen Haltung führen die Rückenmuskeln nach initial exzentrischer, eine dauerhafte isometrische Kontraktion aus. Unterschiedliche Medianfrequenzen von Patienten und Kontrollen könnten daher eventuell auf verschiedene Belastungen Rückschluss geben. Im Gruppenvergleich (PÄ vs. PAT) zeigte sich für den in Bezug auf die Seitneigung kontralateralen thorakalen M. erector spinae (TES) eine signifikant höhere mediane Frequenz des Spektrums der EMG-Signale der Patienten (Mann-Whitney U-Test,  $p < 0,05$ ). Die Kontrollpersonen wiesen eine mediane Frequenz dieses Muskels von 48,2 Hz auf, die Frequenz der Patienten lag um 16,7 Hz höher bei 64,9 Hz. Dieses Ergebnis spricht gegen eine stärkere muskuläre Ermüdung der Patienten. Für die anderen Muskeln fanden sich keine Gruppenunterschiede hinsichtlich der Frequenzen des EMG.

### 3.3 Haltungen der älteren Probanden

Die Patienten mit Kamptokormie konnten ihre Fehlhaltung nicht selbst korrigieren, wohingegen die älteren Kontrollprobanden aktiv verschiedene Rumpfhaltungen im Stand einnehmen und halten konnten. Zur Vervollständigung der Daten wurden die gleichen Haltungsbedingungen wie bei den jungen Probanden auch mit dem älteren Kollektiv durchgeführt.

Wie auch bei den jungen Probanden war in der Gruppe der älteren Versuchsteilnehmer im aufrechten Stand eine Grundaktivität der Rückenmuskulatur mit einer Betonung der rechten Seite erkennbar. Die im Folgenden aufgeführten Ergebnisse beziehen sich daher, wie in Kapitel 3.1, auf die zur Grundaktivität gebildeten Differenzen. Zur statistischen Bewertung wurden wiederum Varianzanalysen (ANOVA) und t-Tests für verbundene Stichproben verwendet.

#### 3.3.1 Vorneigung

Für die Vorneigung ergaben sich seitengleiche symmetrische Änderungen der EMG-Aktivitäten, so dass Abb. 11 die Durchschnittswerte der Muskeln beider Körperseiten illustriert. Insgesamt findet sich eine ausgeprägte Zunahme der EMG-Aktivität aller Rückenmuskeln zwischen 0 und 50°



Vorbeugung, welche sich jedoch durch noch stärkere Neigung beim LES und TES nicht fortsetzt, sondern auf hohem Niveau verbleibt. Die Anstiege zwischen 0° und 30°, sowie 30° und 50° Neigungswinkel sind hierbei für alle drei Rückenmuskeln statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ). RF, OEA und RA sind bei der Vorneigung nicht aktiv beteiligt, es kommt im Gegenteil sogar zu einer leichten Abnahme der Signale des RF und OEA unter das Niveau der Baseline.

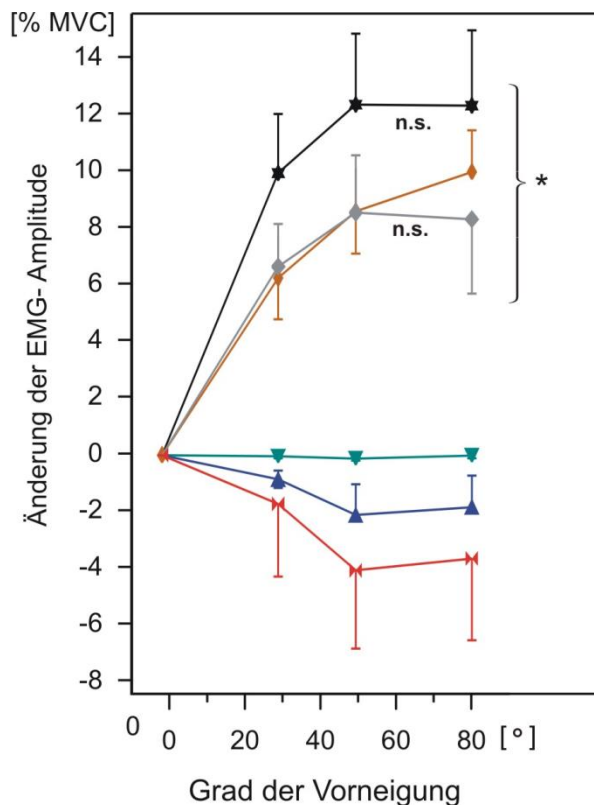
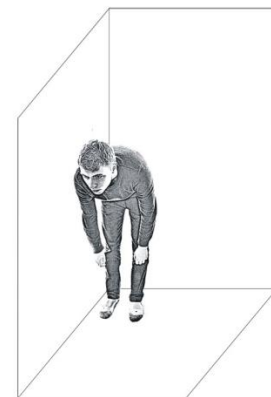
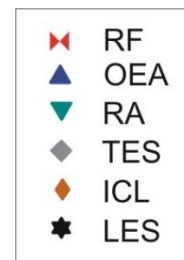


Abb. 11: Anstieg der EMG- Aktivität (Amplituden in % MVC) bei Vorneigung der zehn älteren Probanden. Die y-Achse gibt Änderungen der EMG- Aktivität als Differenz zur Grundaktivität („Baseline“) an. \* = signifikante Abweichung von der Baseline ( $p < 0,05$ ), „n.s.“ = Änderung zwischen 50° und 80° Vorneigung nicht signifikant. Mittelwerte und Standardfehler (SEM).



### 3.3.2 Seitneigung

Bei einer Seitneigung kam es bei den älteren Probanden zu einer vermehrten Belastung der zwei lumbalen, kontralateral zur Neigungsseite gelegenen, Rückenmuskeln (LES, ICL), nicht jedoch des OEA und TES (Abb. 12). Im Detail zeigt sich dies durch signifikante Anstiege der EMG- Aktivität des LES und ICL der kontralateralen (konvexen) Seite zwischen 0° und 10° sowie zwischen 10° und 20° Neigungswinkel. Bei noch stärkerer Seitneigung wird der Signalanstieg des kontralateralen LES deutlich flacher. Die Aktivität aller anderen untersuchten Muskeln der kontralateralen Seite, einschließlich des TES, weicht kaum von der Baseline ab.

Die EMG- Signale der Muskeln der ipsilateralen (konkaven) Seite bleiben bei leichter Seitneigung des Rumpfes (Winkel von 10°) insgesamt auf dem Ausgangsniveau der aufrechten Haltung, mit

Ausnahme eines Abfalls des Signals des rechten LES. Wird die Neigung stärker, steigt jedoch die Aktivität der ipsilateral gelegenen Rückenmuskeln (TES, ICL, LES) deutlich an. Bei 30° Seitneigung sind die EMG Signale der lumbalen iliocostalen Muskeln (ICL) beider Seiten etwa gleich groß, und der TES weist dann auf der ipsilateralen Seite sogar signifikant stärkere Aktivität auf als auf der kontralateralen Seite ( $p < 0,05$ ).

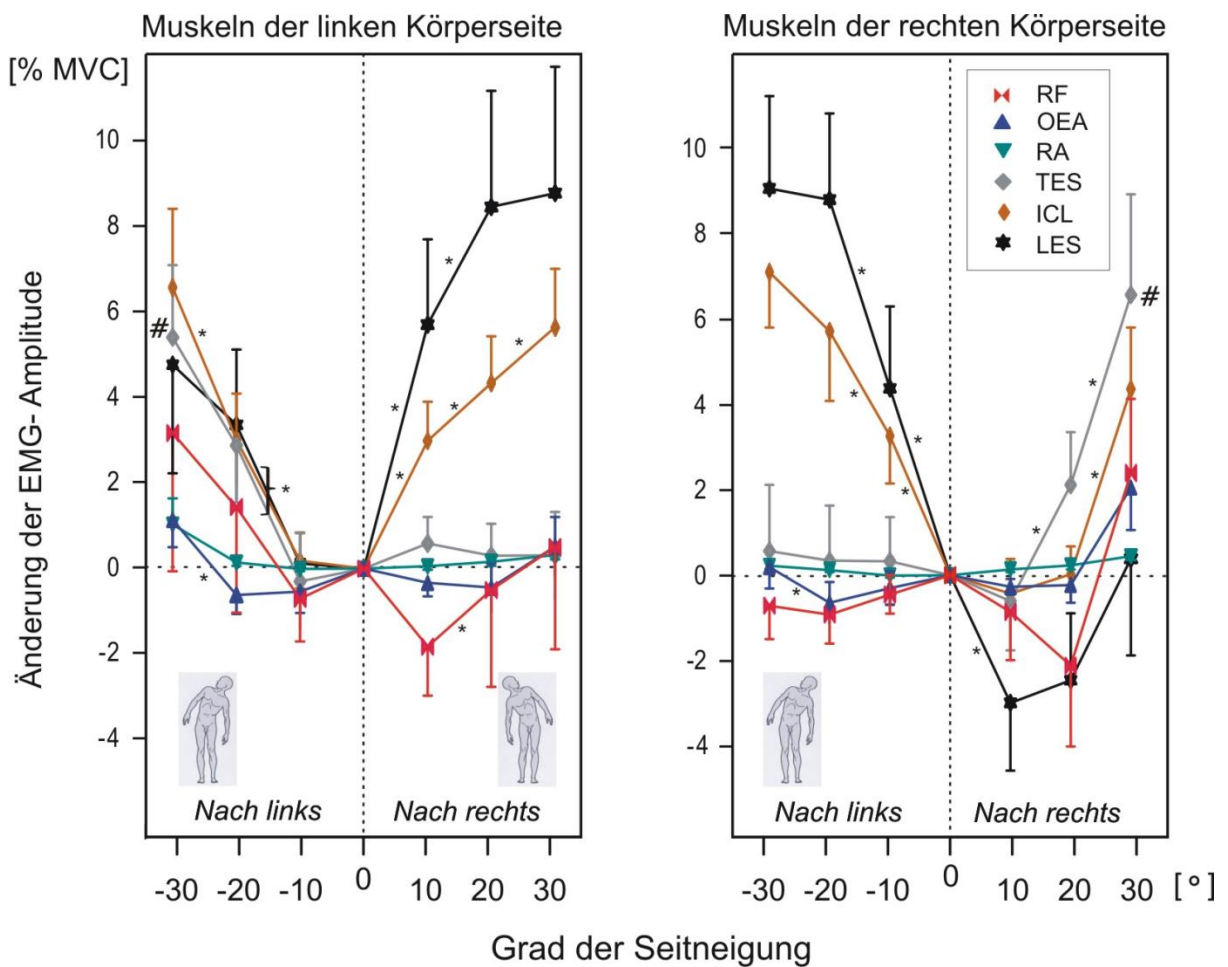


Abb. 12 : Änderungen der normalisierten EMG-Signale (Amplituden in % MVC) bei Seitneigung der älteren Probanden (Mittelwerte und Standardfehler). Getrennte Darstellungen mit Kurvenscharen für Muskeln der linken Körperseite (links) und der rechten Körperseite (rechts). Die x-Achse beschreibt jeweils den Winkelgrad der Seitneigung (positive Winkelangaben = Rechtsseitneigung), die y-Achse die Änderungen der EMG- Amplituden gegenüber der Grundaktivität (Baseline) im aufrechten Stand.

Sterne zeigen signifikante Änderungen (t- Tests,  $p < 0,05$ ) der EMG-Signale von Stufe zu Stufe an, z.B. im Vergleich von 10° und 20° Seitneigung. #, Aktivität des ipsilateralen TES bei starker Seitneigung übertrifft die Aktivität des kontralateralen TES ( $p < 0,05$ ).

### 3.3.3 Schräge Seitvorneigung

Die Daten bei schräger Seitvorneigung der älteren Probanden (Abb. 13) zeigen, wie in der Gruppe der Jüngeren, Ähnlichkeiten mit dem Aktivierungsmuster der Vorneigung (Abb. 11). Die EMG-Werte aller drei Rückenmuskeln (TES, ICL, LES) steigen signifikant über das Niveau der Baseline an ( $p < 0,05$ ). Unterschiede betreffen in erster Linie eine Aktivierung der ipsilateralen Rückenmuskeln bei erst höheren Neigungswinkeln. So erreicht beispielsweise bei Seitvorneigung nach links das EMG-Signal des kontralateralen (rechten) LES schon bei 30° Neigungswinkel ein Plateau, dessen Niveau der ipsilaterale LES erst bei 50° Neigungswinkel erreicht.

Die EMG-Signale des TES und ICL veränderten sich in ähnlicher Weise, stiegen also bei zunehmender Seitvorneigung beidseitig, mit kontralateraler Betonung, an. Statistisch signifikant wurden die Seitenunterschiede bei stärkerer Neigung nach vorne rechts, denn bei Winkeln von 30° und 50° waren LES und ICL auf der kontralateralen Seite stärker belastet als auf der ipsilateralen Seite (# Symbole in Abb. 13). Ferner fielen bei einer Neigung nach vorne links die EMG-Signale der kontralateralen OEA und RF signifikant unter das Niveau der Grundaktivität beim aufrechten Stand ab.

Zusammenfassend zeigte sich auch bei den älteren Probanden, wie schon in der Gruppe der jüngeren Kontrollprobanden, eine mit zunehmender Vor- bzw. Seitvorneigung ansteigende Belastung der Rückenmuskeln, die kontralateral betont war. Im Unterschied zu den jungen Probanden beanspruchten die Älteren aber bei starker Seitneigung des Rumpfes vermehrt auch ipsilaterale Rückenmuskeln, was besonders für den TES und den ICL auffiel. Der Vergleich der Abbildungen 6 und 12 macht diesen Unterschied deutlich. Außerdem erhöhte sich bei Seitneigung die Aktivität der kontralateralen schrägen Bauchmuskulatur (OEA) bei den jüngeren Probanden deutlich, nicht aber bei den älteren Versuchspersonen. Eine möglichst reine Seitneigung des Oberkörpers mit einem Winkel von 30° war für die Älteren insgesamt anstrengender als für die Jüngeren.

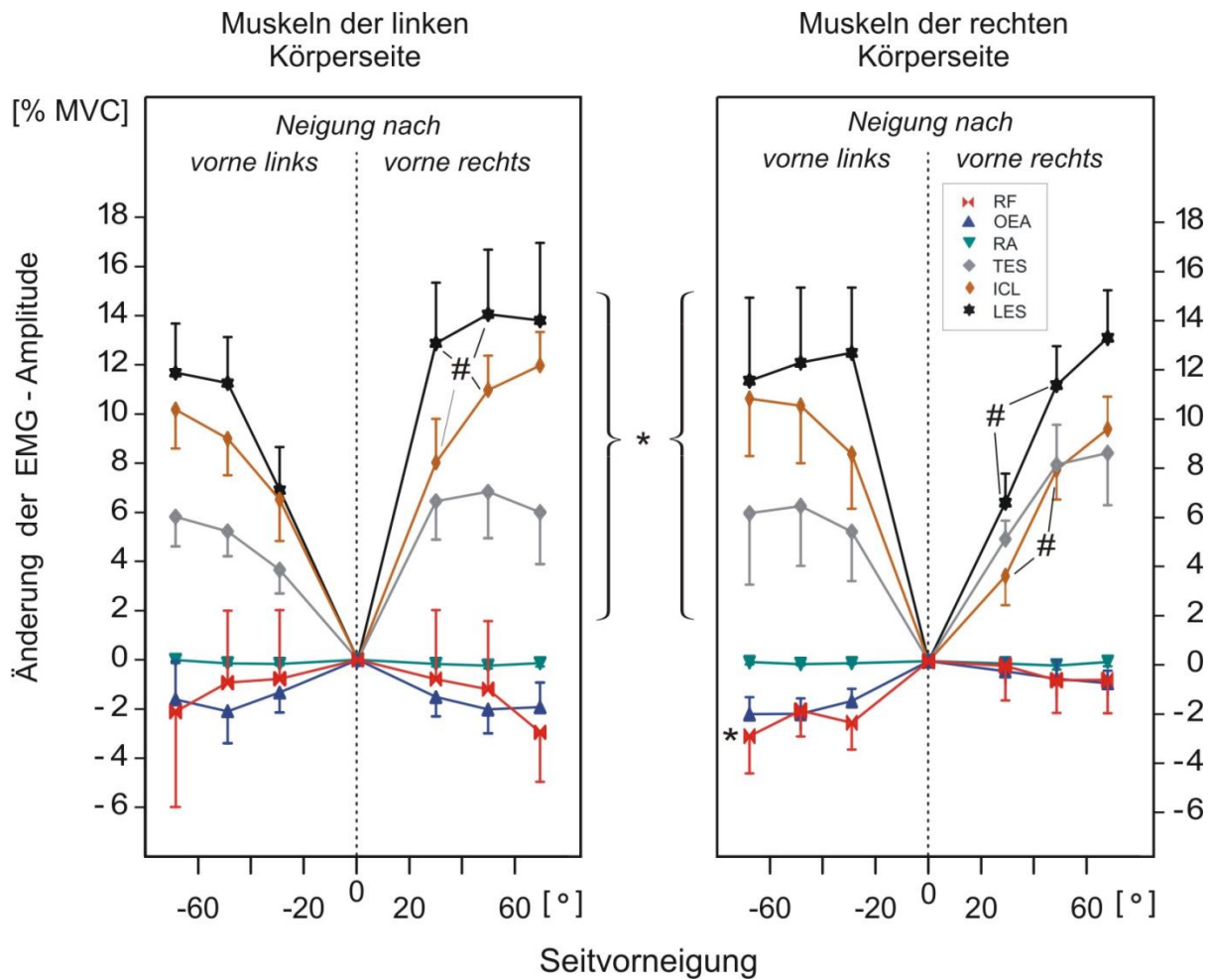
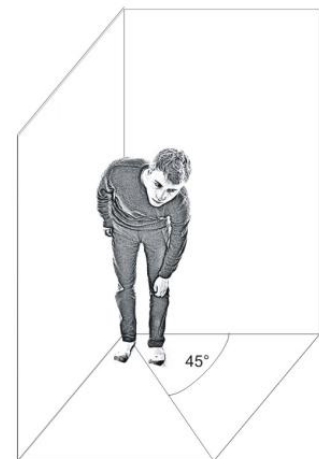


Abb. 13: Änderung der normalisierten EMG-Signale (Amplituden in % MVC) bei Seitvorneigung der älteren Probanden (Mittelwerte und Standardfehler), getrennt dargestellt für Muskeln der linken und rechten Körperhälfte. Symbole wie in Abb. 12. Untersucht wurden Schrägneigungen nach links vorn (negative Winkelgrade) und rechts vorn (positive Winkelgrade).

\* Symbole mit Klammern: Signifikante Abweichung der EMG-Signale von der Grundaktivität (Baseline=0), die im aufrechten Stand vorhanden war ( $p < 0,05$ ).

# Signifikant höhere linksseitige als rechtsseitige Muskelaktivität ( $p < 0,05$ ) bei Neigung nach vorne rechts.



### 3.4 Gehen

Die zeitlichen Verläufe der Muskelaktivität der Patienten mit Kamptokormie während des Gehens ließen sich nicht quantitativ auswerten, da erstens Gehgeschwindigkeit und –rhythmus stark variierten, zweitens eine genaue Abgrenzung der Schrittzyklen an Hand der EMG-Daten oft nicht gelang, und sie drittens nicht mit gleichmäßigem Tempo auf einem Laufband gehen konnten (Gangunsicherheit, Fallneigung). Stattdessen wurde die Amplitude der EMG-Rohsignale wiederum qualitativ (siehe Tab. 1 und 2, Kapitel 3.2.1) von zwei Untersuchern auf einer dreistufigen Ordinalskala bewertet.

Die muskuläre Belastung beim Gehen mit geneigter Rumpfhaltung wurde aber für die Gruppe der jüngeren Probanden systematisch ausgewertet, wobei diese auf einem mit Lichtschranken ausgestatteten Laufband gingen, so dass sich die einzelnen Gangzyklen identifizieren und daraus mittlere Aktivitätskurven berechnen ließen. Prinzipiell dürften die Aktivitätsmuster des EMG der Probanden denen der mit vergleichbarer Haltung gehenden Patienten ähnlich sein.

#### 3.4.1 Gangdaten der Patienten

In Tabelle 3 sind die EMG-Signale der zehn Patienten anhand der gleichen Ordinalskala wie in Tabellen 1 und 2 bewertet worden. Die Angaben beziehen sich auf die durchschnittliche Aktivität über mehrere Gangzyklen. Beim Gehen sind die Rückenmuskeln noch etwas stärker aktiv als im Stehen (vergleiche Tab. 1 mit Tab. 3). Ausgeprägter ist dieser Unterschied für den RF zu erkennen, was mit seiner Funktion beim Gehen erklärbar ist. Auch der im Stehen nur bei zwei Patienten aktive OEA zeigt nun bei sechs Patienten während des Gehens eine leichte Aktivität, wohingegen der RA nur bei einem Patienten deutliche Signale aufweist. Insgesamt zeigt sich auch im Gehen wiederum die stärkere Belastung des (zur Seitneigung) kontralateralen thorakalen und lumbalen ES.

Originaldaten einer einzelnen gehenden Patientin stellt Abb. 14 dar. Die Patientin ging mit 40° Vorneigung und 30° Seitneigung des Oberkörpers nach rechts. Deutlich erkennbar ist auch hier die Belastung der gesamten erfassten Rückenmuskulatur (TES, ICL, LES) mit einer Betonung der kontralateralen (linken) Seite. Außerdem zeigt sich das rhythmische Signal des M. rectus femoris von Schritt zu Schritt, welches auf der ipsilateralen (rechten) Seite etwas stärker hervortritt. Die Bauchmuskeln wiesen nur wenig EMG-Aktivität auf. Bei entsprechender Rumpfhaltung hatten ältere Kontrollprobanden ähnliche Belastungsmuster der Rückenmuskeln, wenn sie aus dem Stand heraus einige Schritte gingen.

Pat.	Muskeln											
	RF		OEA		RA		TES		ICL		LES	
	Ip	Ko	Ip	Ko	Ip	Ko	Ip	Ko	Ip	Ko	Ip	Ko
1	+	+	+	+	-	-	+	++	+	++	+	+
2	++	+	-	-	+	+	+	+	+	+	+	+
3	+	+	+	+	-	-	++	++	+	+	+	++
4	+	+	+	+	-	-	+	++	+	+	+	++
5	+	+	-	-	-	-	+	++	+	+	+	++
6	+	+	+	-	-	-	+	+	++	+	+	+
7	+	++	-	+	-	-	+	++	+	+	+	++
8	++	++	-	-	-	-	++	++	+	+	+	+
9	+	++	+	+	-	-	+	++	++	+	+	++
10	+	+	-	-	-	-	++	++	+	+	++	++

Tab. 3: Die EMG-Rohsignale der zehn Patienten während des Gehens wurden anhand folgender Skala bewertet: “-“ keine Aktivität, “+“ leichte Aktivität, “++“ starke Aktivität. Aktivitäten der in Bezug auf die Seitneigung des Rumpfes ipsilateralen (ip) und kontralateralen (ko) Muskeln sind jeweils nebeneinander aufgelistet.

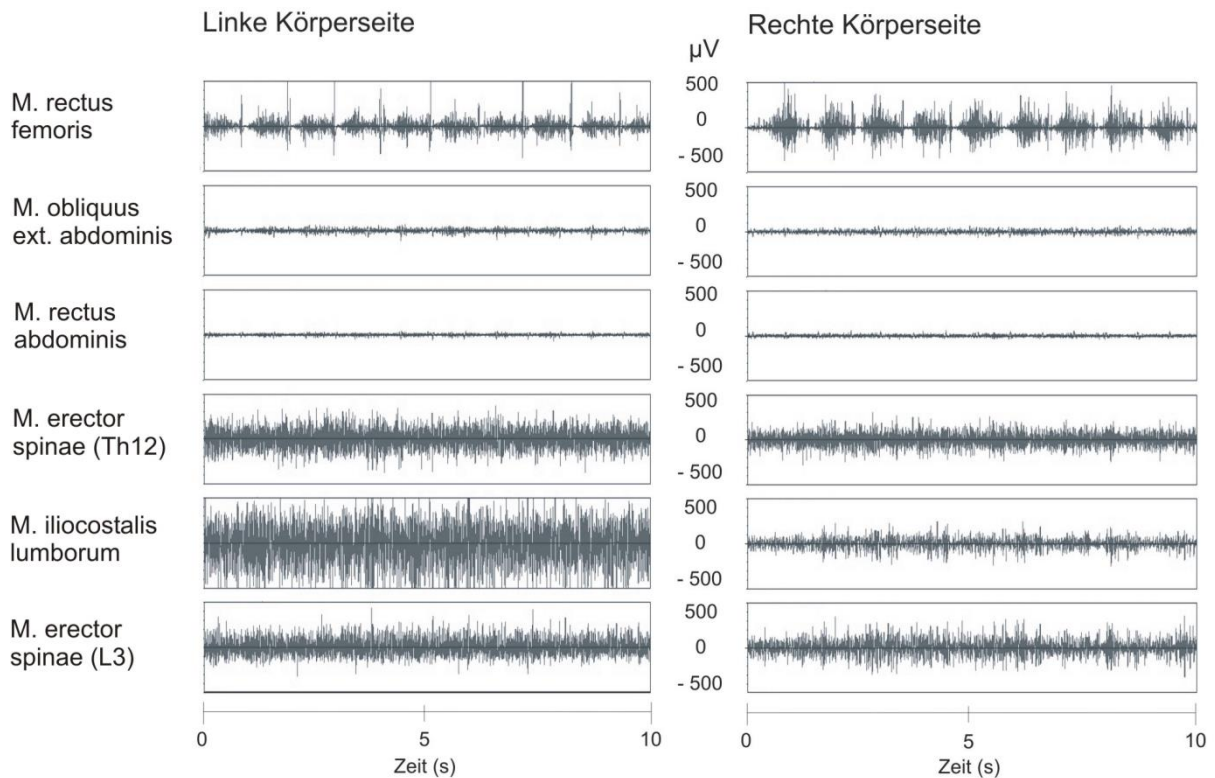


Abb. 14: Originaldaten einer einzelnen langsam gehenden Patientin mit Kamptokormie, bei 40° Vorneigung und 30° Seitneigung des Oberkörpers nach rechts.

### 3.4.2 Gangdaten der jungen Probanden

Ähnlich den statischen Haltungen führte das Gehen mit nach vorne geneigtem Oberkörper zu einer verstärkten Belastung der Rückenmuskulatur, bei einem kaum veränderten Aktivitätsniveau der Bauchmuskeln. Erkennbar wird dies an den in Abbildung 15 links dargestellten sechs Verlaufskurven der Aktivität der untersuchten Muskeln. Auf Grund der bilateral symmetrischen Aktivität beim normalen und vorgeneigten Gang werden Durchschnittsverläufe der Muskeln beider Seiten gezeigt, die zeitlich synchronisiert mit dem Auftreten des ipsilateralen Fußes beginnen (=Zeitpunkt 0% des Gangzyklus in Abb. 15). In jede Kurve (Gruppenmittel) gingen die EMG-Verläufe der zehn Probanden ein, die jeweils aus etwa 15 Schrittzyklen bei 3 km/h Laufbandgeschwindigkeit berechnet worden waren.

Bereits beim normalen Gehen (Abb. 15 links, blaue Linien) fällt die rhythmische Aktivität der Rückenmuskeln (TES, ICL, LES) mit Aktivitätsmaxima kurz nach dem Auftreten des ipsilateralen und des kontralateralen Fußes auf, d.h. in den Phasen, in denen beide Füße Bodenkontakt haben (Doppelstandphasen) und das Körpergewicht von der Seite des abrollenden Fußes auf die Seite des auftretenden Standbeines verlagert wird. Aktivitätsgipfel des M. rectus femoris (RF) liegen in der frühen Standphase (Standbein übernimmt Körpergewicht) und zu Beginn der Schwungphase, während derer der RF das Hüftgelenk flektiert und dann die Extension des Kniegelenks des Schwungbeins einleitet. Der M. obliquus externus abdominis zeigt eher tonische Aktivität um 4 % MVC, und der M. rectus abdominis ist mit ca. 2 % MVC kaum aktiv, was auch für die anderen Gangbedingungen mit den verschiedenen Rumpfneigungen gilt.

Beim Gehen mit vorgeneigtem Oberkörper (Abb. 15 links, rote Linien) erhöht sich mittlere Aktivität aller drei Rückenmuskeln signifikant (t-Tests,  $p < 0,01$ ) gegenüber den Vergleichsdaten des aufrechten Gehens: von 6,6 auf 9,8 % MVC für den TES, 6,7 auf 11,2 % MVC für den ICL und 7,3 auf 13,8 % MVC für den LES. Die zweigipflige Rhythmik der Aktivität dieser Muskeln bleibt erhalten, wobei der Zuwachs der EMG-Signale sowohl während der Maxima als auch in den dazwischen liegenden Phasen erkennbar ist. Außerdem steigt die durchschnittliche Aktivität des RF signifikant ( $p < 0,01$ ), von 2,5 auf 4,5 % MVC, an. Deutlich erkennbar ist der verstärkte Aktivitätsgipfel dieses Muskels am Beginn der Schwungphase, deren Einleitung (Hüftbeugung) beim Gehen in vorgeneigter Haltung den RF mithin verstärkt belastet.

Das generelle Belastungsmuster wiederholt sich auch beim Gehen mit einer schrägen Seitvorneigung des Rumpfes. In Abbildung 15 (rechte Hälfte) sind die Mittelwertkurven der ipsilateralen (grüne Linien) und kontralateralen Muskulatur (schwarze Linien) übereinander



projiziert. Dadurch wird die verstärkte Belastung der kontralateral zur Neigungsseite liegenden lumbalen Rückenmuskeln (ICL und LES) gut erkennbar. Auch zeigt sich neben den kontralateral erhöhten Signalen auch eine leichte Verschiebung des Rhythmus hin zu einer früheren Aktivität. Die mittleren Aktivitätsniveaus sind hier wie folgt: 9,2 % MVC ipsilateraler TES, 9,5 % MVC kontralateraler TES, 9,2 % MVC ipsilateraler ICL, 11,8 % MVC kontralateraler ICL, 9,3 % MVC ipsilateraler LES, 11,8 % MVC kontralateraler LES, RF beidseits um 4 % MVC. Gegenüber dem normalen aufrechten Gehen steigt bei Seitvorneigung des Rumpfes die durchschnittliche Aktivität der Rückenmuskeln kontralateral der Neigungsseite an ( $p < 0,05$ ), und auch die Aktivität des RF ist beidseitig signifikant erhöht.

Beim Gehen auf dem Laufband mit möglichst reiner Seitneigung des Oberkörpers bleibt die normale zeitliche Modulation der EMG-Signale ebenfalls erhalten (Abb. 16), mit rhythmischer zweigipfliger Aktivität der Rückenmuskeln und des RF und leichter (2 – 5 % MVC) unregelmäßiger Aktivität des OEA und RA. Wie in den oben beschriebenen Haltungsbedingungen (Abschnitt 3.1) tritt verstärkte Aktivität der Rückenmuskeln kontralateral zur Neigungsseite auf. Die Signalamplituden des ICL und LES (kontralateral) erhöhen sich hierbei ( $p < 0,01$ ) gegenüber dem aufrechten Gang auf etwa das Doppelte, von 7,3 auf 14,6 % MVC (LES) und 6,7 auf 12,4 % MVC (ICL), während der LES der ipsilateralen Seite eher entlastet wird; seine Aktivitätsgipfel sind deutlich kleiner als beim normalen Gehen (Abb. 16 links unten) und auch seine mittlere Aktivität nimmt tendenziell ( $p = 0,06$ ) ab, und zwar von 7,3 auf 5,4 % MVC.

Das Signalniveau des RF steigt bei Seitneigung beidseits etwa symmetrisch und signifikant an ( $p < 0,05$ ) und ist damit um ca. 60 % höher als beim normalen Gehen. Die mittlere EMG-Aktivität der Bauchmuskeln (OEA, RA) kontralateral zur Neigungsseite ist ebenfalls über das Niveau des normalen Gehens hinaus erhöht ( $p < 0,05$ ), wobei deren durchschnittliche Aktivität aber immer noch recht niedrig bleibt (OEA 5,3 % MVC, RA 2,3 % MVC), besonders im Vergleich zu den stärker aktiven Rückenmuskeln. Zusammenfassend entsprechen bei den jungen Probanden die während des Gehens mit geneigter Rumpfhaltung, also in einer dynamischen Situation, auftretenden Belastungen der Rückenmuskeln grundsätzlich dem Muster, das bei solchen Haltungen im Stehen auftritt, werden aber überlagert durch dynamische Modulation der EMG-Aktivität während des Schrittzyklus. Zusätzlich tritt eine verstärkte Belastung des M. rectus femoris beim Gehen mit geneigter Rumpfhaltung auf.



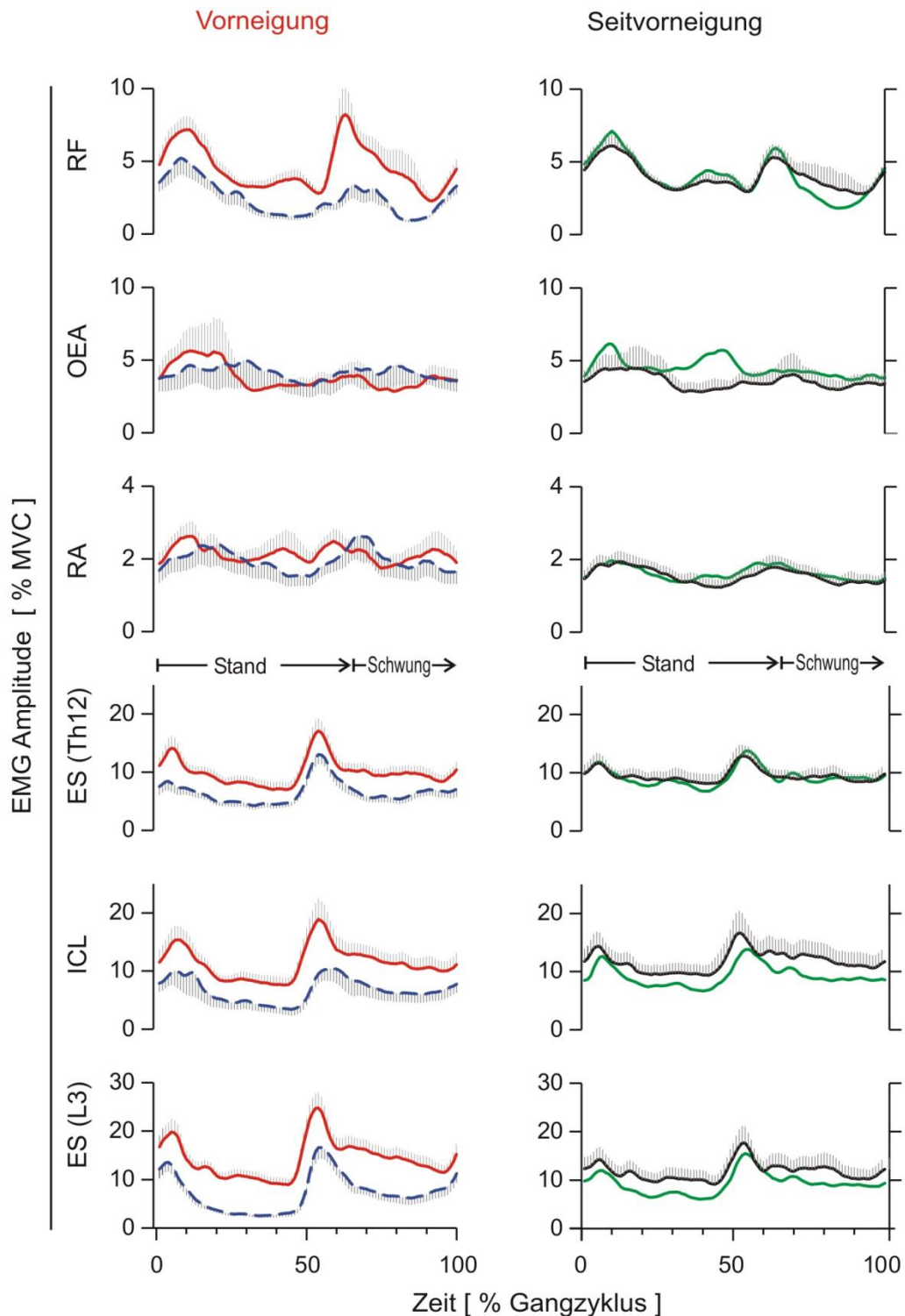


Abb. 15: Gehen. Mittelwertkurven der normalisierten EMG- Signale von zehn jungen Probanden über etwa 15 Schrittzyklen bei 3 km/h. Auf der linken Seite Kurven des normalen aufrechten Gehens (blaue Linie) und bei Vorneigung des Rumpfes (rote Linie). Zeitpunkt 0% entspricht dem Auftreten des in Bezug auf die Muskeln ipsilateralen Fußes, der kontralaterale Fuß tritt zum Zeitpunkt 50% auf, die Dauer des Gangzyklus entspricht 100% der Zeitachse. Schwarze vertikale dünne Linien markieren die inter-individuelle Streuung (SEM).

Auf der rechten Seite sind die Daten der ipsilateral (grüne Linie) und kontralateral (schwarze Linie) zur Neigungsseite liegenden Muskeln beim Gehen mit schräger Seitvorneigung des Rumpfes dargestellt.

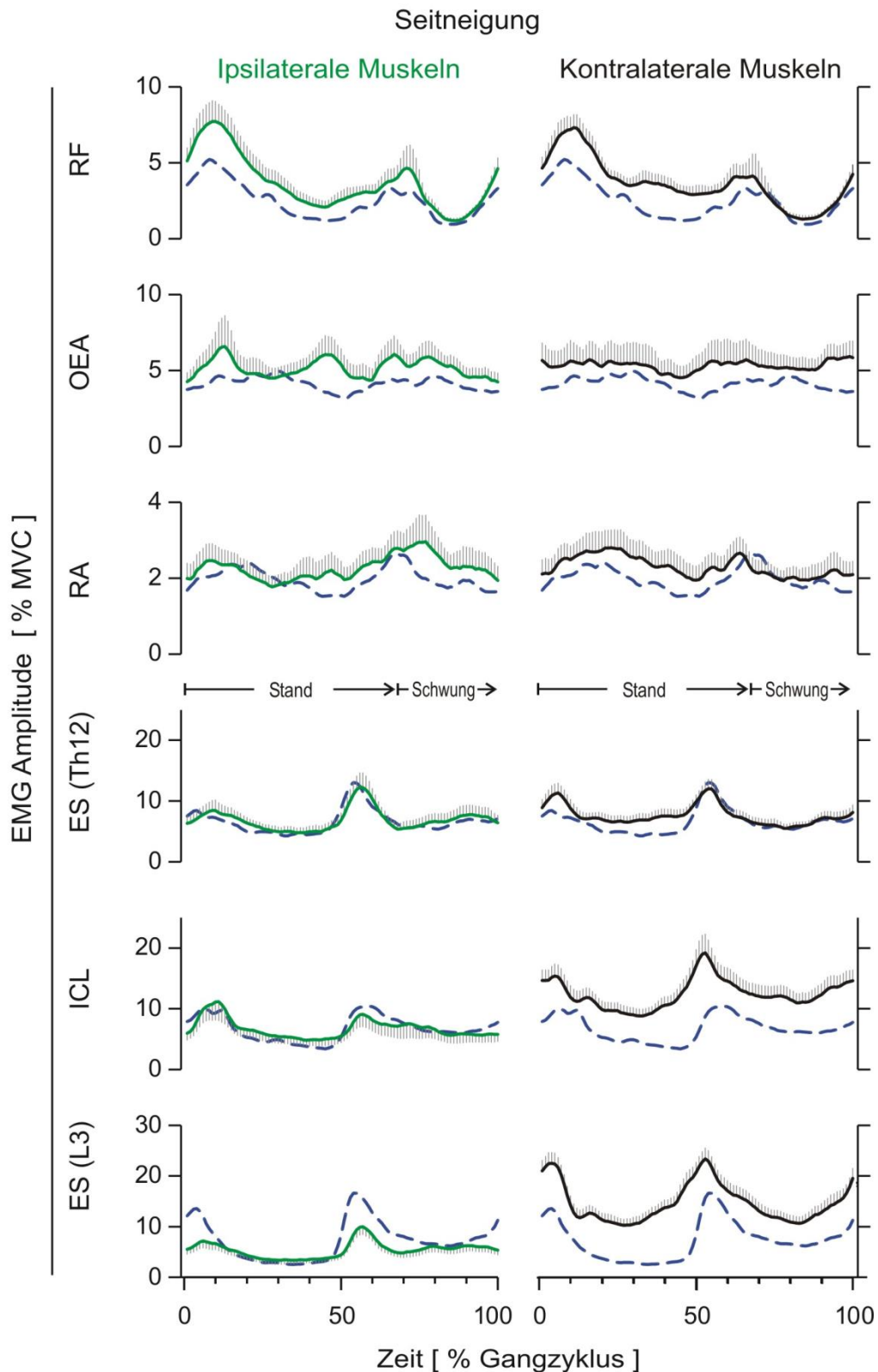


Abb. 16: Gehen mit Seitneigung des Oberkörpers. Mittelwertkurven von 10 Probanden über 15 Schrittzyklen bei 3 km/h. Die normalisierten Kurven sind für die in Bezug auf die Seitneigung ipsilateralen Muskeln auf der linken Seite (grüne Linie), die kontralateralen Muskeln auf der rechten Seite (schwarze Linie) wiedergegeben. Die blaue, gestrichelte Linie zeigt die EMG-Aktivität während des normalen Gehens (Baseline). Dünne schwarze vertikale Linien markieren die inter-individuelle Streuung (SEM). Zeitlicher Bezug wie in Abb. 15.

## 4 Diskussion

### 4.1 Physiologische Muskelaktivität in definierten Haltungen bei jungen und älteren Probanden

Die EMG-Untersuchungen der gesunden Versuchspersonen zeigten das physiologische Muster der Muskelaktivität bei Neigungen des Rumpfes auf, um anhand dessen mögliche pathologische Veränderungen dieser Aktivität im Patientenkollektiv sichtbar zu machen. Dazu nahmen Probanden im Stand definierte Haltungen mit unterschiedlich starker Vorneigung, Seitneigung, und kombinierter Seit-Vorneigung des Rumpfes ein. Passend zu früheren Untersuchungen (Joseph und McColl 1960) war bereits im aufrechten Stand mit hängenden Armen, also in der Neutral-Null-Stellung, eine Grundaktivität des M. erector spinae vorhanden, die den Rumpf aufrecht hielt (siehe Abb. 17). Diese Aktivität erwies sich zusätzlich als leicht asymmetrisch, und zwar war sie rechtsseitig stärker. Das Stehen mit vor- oder seitwärts geneigten Rumpfhaltungen führte, ausgehend von dieser Grundaktivität, zu deutlichen Änderungen der EMG-Signale.

Einen wesentlichen Einfluss hatte hierbei die Schwerkraft, die zu isometrischen und zu exzentrischen Muskelkontraktionen führte. Wenn die Schwerkraft eine Vorwärtsneigung des Rumpfes im Stand verstärkt, kann eine isometrische Kontraktion des M. erector spinae eine Zunahme des Neigungswinkels verhindern, so dass eine definierte Haltung bestehen bleibt. Die Vorwärtsneigung nimmt jedoch zu, sobald der Muskel nachgibt, wobei es sich um eine exzentrische Kontraktion handelt, also um eine Zunahme der Länge des angespannten Muskels in Folge der stärkeren äußeren Kraft (Faulkner 2003). Dieses Prinzip wurde schon in früheren Arbeiten zu physiologischen Muskelaktivität bei Rumpfneigungen beschrieben (Floyd and Silver 1955, Larivière et al. 2000, McGill et al. 1999, Huang et al. 2001).

Im Gegensatz hierzu steht allerdings die Aussage von Roy et al. (2003), dass die EMG- Aktivität des lumbalen M. erector spinae von dem Flexionsgrad des Rumpfes und somit der Schwerkraft unbeeinflusst bleibt. Roy und Kollegen fokussierten allerdings auf die wesentlich höheren EMG-Amplituden bei maximalen Kontraktionen dieses Muskels. Hierdurch könnten kleinere Änderungen der EMG- Aktivität in unterschiedlichen statischen Positionen im gegebenen Maßstab nicht erkennbar gewesen sein.

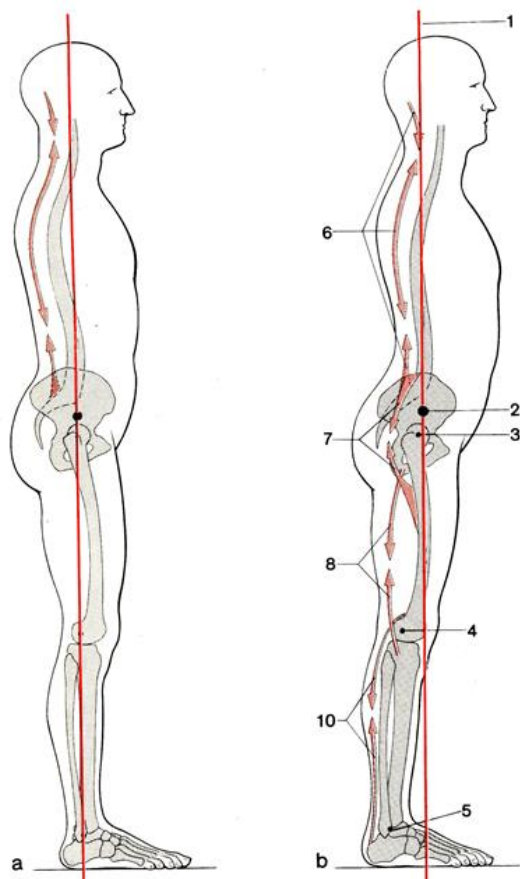


Abb. 17. In der Normalhaltung (links) liegen Körperschwerpunkt (2, schwarzer Punkt) und Drehpunkte beider Hüft-, Knie- und Sprunggelenke in der gleichen frontalen Ebene. Es herrscht ein labiles Gleichgewicht. Das Schwerelot (rote Linie) fällt durch die Ferse, so dass schon ein kleiner Stoß von vorne einen Fall nach hinten auslösen kann. Der M. erector spinae stabilisiert den Rumpf.

In der leicht vorwärts gelehnten Haltung (rechts) fällt das Schwerelot (rote Linie durch Punkt 2) vor den Drehpunkten (3,4,5) der genannten Gelenke auf die Mitte der Unterstützungsfläche. Der M. erector spinae (6), die Gesäßmuskulatur (7), ischiokrurale Muskeln (8) und Wadenmuskeln (10) verhindern durch ihre Anspannung ein Vornüberfallen des Körpers.

Abbildung aus Frick et al.: Taschenlehrbuch der gesamten Anatomie Band 1, Thieme Verlag, Stuttgart, New York (1980)

Für das Verständnis der Muskelaktivität von Patienten mit Kamptokormie war die Kenntnis der exzentrischen Kontraktionsmuster bedeutsam. Eine übermäßige Vorneigung des Rumpfes im Stand könnte durch eine konzentrische Kontraktion der Rumpfbeuger (z.B. M. rectus abdominis) erzeugt werden, oder durch eine zu schwache exzentrische Kontraktion der Strecker (M. erector spinae) entstehen, die den Einfluss der Schwerkraft nicht zu kompensieren vermag, und schließlich ist auch eine Kombination beider Faktoren denkbar. Allein aus der Kenntnis der in anatomischen Lehrbüchern vorzugsweise beschriebenen Wirkungen konzentrischer (verkürzender) Muskelkontraktionen lassen sich weder pathophysiologische Änderungen noch physiologische Aktivitätsmuster vorhersagen, die im Folgenden diskutiert werden.

**A)** Stufenweise zunehmende Vorneigung des Rumpfes (0-30-50-80 Grad) ging mit symmetrisch ansteigender bilateraler Aktivität aller drei erfassten Anteile des M. erector spinae einher, d. h. des M. longissimus auf thorakaler (TES) und lumbaler (LES) Höhe sowie des M. iliocostalis lumborum (ICL). Im Bereich der starken Ventralflexion bis 80 Grad ging die EMG-Aktivität des LES in ein Plateau über, möglicherweise weil die zunehmende Dehnung von Bändern der Wirbelsäule (Lig. supra- und interspinalia, Lig. flava) einen Teil der Haltefunktion übernahm (Floyd und Silver

1955, Hashemirad et al. 2009, Schinkel-Ivy et al. 2014). Weder die Bauchmuskulatur (M. rectus abdominis, RA; M. obliquus externus abdominis, OEA) noch der M. rectus femoris wurden durch die Vorneigung des Rumpfes vermehrt belastet. Dieses Muster zeigte sich gleichermaßen bei den jüngeren und älteren Probanden. Bemerkenswert ist, dass in beiden Altersgruppen bei starker Vorneigung ähnlich starke Rückenmuskelaktivität (TES, LES, ICL) mit Amplituden um 10 % MVC vorherrschte, obwohl von einer geringeren Maximalkraft der Älteren auszugehen ist. Es kam bei diesen also *nicht* zu einer relativ höheren Anstrengung und Ausschöpfung der „funktionellen Reserve“. Möglicherweise greifen hier die im Alter steifer gewordenen anatomischen Strukturen (McGill et al. 1999) schon früher und führen so zu einer Einsparung von Muskelkraft bereits bei einem geringeren Beugungsgrad. Dazu passt die stärkere Ausbildung eines Plateaus der EMG-Aktivität des TES und LES bei Vorneigungswinkeln von mehr als 50 Grad bei den älteren Probanden (Gruppe PÄ).

**B)** Die kombinierte Vor- Seitneigung im Stand glich einer Verbeugung, die schräg nach vorne, im Winkel von 45 Grad nach rechts oder links, durchgeführt wurde. Ähnlich wie bei reiner Vorneigung stiegen auch hier bei fehlender Bauchmuskelaktivität die EMG-Signale der dorsalen Muskeln (TES, ICL, LES) an, nun allerdings asymmetrisch mit betonter Belastung der Muskeln kontralateral der Neigungsseite (z.B. der rechten Muskeln bei kombinierter Vor-Linksseitneigung). Dies entspricht ebenfalls dem Prinzip der exzentrischen, eine Rumpfneigung limitierenden Kontraktion, wie es von Oddson (1990) und Larivière et al. (2000) beschrieben wurde. Bei gleichem Grundmuster deuten sich wiederum altersabhängige Unterschiede zwischen den jüngeren und älteren Probanden an, mit einem ausgeprägtem Aktivitätsplateau des TES und LES der kontralateralen (konvexen) Körperseite bereits ab 10° Neigung bei den Älteren. Diese entwickelten bei starker Neigung auch etwas mehr Aktivität der ipsilateralen Rückenmuskeln (um 10% MVC) als die jüngeren Probanden (um 7 % MVC). Als Erklärungen hierfür kommen die geringere Flexibilität der Wirbelsäule (McGill et al. 1999) oder eine leicht veränderte Haltung der älteren Probanden in Frage.

Mithin werden zunehmende ventrale und ventrolaterale Flexionen des Rumpfes im Stand von exzentrischen Kontraktionen der Rückenmuskeln begleitet, die der Schwerkraft entgegen wirken, wohingegen die Bauchmuskeln nicht aktiv sind. Die Haltefunktion der paraspinalen Muskeln zeigt sich auch daran, dass ihre Aktivität sinkt, wenn man sich in vorgeneigter Rumpfhaltung mit den Händen an den Beinen abstützt, wohingegen sie durch in den Händen gehaltene Gewichte vermehrt belastet werden (Kippers und Parker 1985).

**C)** Bezüglich der Lateralflexion des Rumpfes im Stand zeigen zwei kürzlich publizierte Studien neben Daten zum Pisa-Syndrom bei Morbus Parkinson auch die EMG-Aktivität von Kontrollpersonen (Di Matteo et al. 2011, Tinazzi et al. 2013). Der in der Arbeit von Tinazzi et al. (dort Abb. 1) schematisch abgebildete Proband steht mit geschlossenen Füßen und zeigt bei Seitneigung Aktivität des M. obliquus externus abdominis (OEA) sowie des M. erector spinae (TES, LES) auf der ipsilateralen (konkaven) Seite, also der Neigungsseite, während die kontralaterale Muskulatur nicht beansprucht wird. Auch Di Matteo und Mitarbeiter (2011) beschreiben beispielhaft Aktivität des M. longissimus thoracis (TES) auf der Neigungsseite, also ipsilaterale konzentrische Kontraktionen (ihre Abb. 1). Es handelt sich bei diesen Daten um exemplarische Registrierungen des EMG mit Nadelelektroden.

Die Probanden unserer Studie, die definierte Seitneigungswinkel des Rumpfes im bequemen Stand einnahmen (Schuhe fußbreit auseinander), zeigen jedoch andere Resultate. Zunehmende Lateralflexion des Rumpfes (0-10-20-30 Grad) im Stand führte im jungen Probandenkollektiv im Mittel zu deutlich steigender EMG-Aktivität der kontralateralen gedehnten Muskeln (d.h. linker Muskeln bei Rechtsseitneigung und vice versa, siehe Abb. 6). Beteiligt war neben den lumbalen Rückenmuskeln (ICL, LES) auch der exzentrisch kontrahierende kontralaterale M. obliquus externus abdominis (OEA). Auffällig war die geringe Beteiligung des TES, und die Signale des M. rectus abdominis (RA) und des M. rectus femoris (RF) änderten sich ebenfalls kaum. Die um 1 % MVC leicht erhöhte Aktivität des M. rectus femoris bei Rechtsseitneigung dürfte an einer vermehrten Belastung des rechten Standbeins liegen.

Im Gegensatz zu den Befunden von Tinazzi et al. (2013) und Di Matteo et al. (2011) fiel in unserer jungen Probandengruppe (PJ) auch eine sinkende Aktivität des ipsilateralen M. erector spinae auf der Neigungsseite auf, die sich dadurch erklärt, dass eine in Neutralstellung vorhandene Grundaktivität bei Lateralflexion verschwand. Dies galt insbesondere für den rechtsseitigen LES bei Rechtsseitneigung. Zusammenfassend überwog bei möglichst reiner Seitneigung des Rumpfes im Stand die durch exzentrische Kontraktionen bedingte Muskelaktivität der kontralateralen (konvexen) Seite, welche die lumbale Rückenmuskulatur (LES, ICL) und den M. obliquus externus abdominis (OEA) betraf. Damit besteht die Frage, was sich die von Tinazzi et al. (2013) und Di Matteo et al. (2011) bei Seitneigung beschriebene ipsilaterale Aktivität des M. erector spinae erklären könnte.

Drei Gründe sind denkbar. Erstens könnten zusätzliche Rumpf- und Armbewegungen sowie Drehungen des Schultergürtels eine Rolle spielen. Wenn man während einer Rechtsseitneigung des Rumpfes im Stand den rechten Arm im Schultergelenk retrovertiert oder die rechte Schulter

nach hinten dreht, zeigt sich EMG-Aktivität des ipsilateralen TES, wie eigene ergänzende Versuche exemplarisch zeigten. Auch andere Manöver wie die Kombination der Seitneigung des Rumpfes mit einer leichten Vorneigung, mit dem Einsatz der Bauchpresse, und einem Heben des Fußes auf der Neigungsseite provozieren Aktivität der paravertebralen Muskulatur auf der Neigungsseite.

Zweitens könnten altersabhängige Faktoren eine Rolle spielen. Die älteren Kontrollprobanden dieser Studie zeigten bei Seitneigung des Rumpfes einerseits die oben beschriebene typische Aktivitätszunahme der kontralateralen lumbalen Rückenmuskeln (LES, ICL), die exzentrisch kontrahierten, allerdings ohne Beteiligung des OEA (siehe Abb. 12). RA und RF blieben wie bei den jungen Probanden unbelastet. Bei stärkerer Seitneigung (20°, 30°) spannten die Älteren jedoch zusätzlich ipsilaterale Muskeln zunehmend an, und zwar die Rückenmuskeln (LES, ICL, TES) und den OEA der (konkaven) Neigungsseite. Daraus resultierte bilaterale Aktivität des M. erector spinae, die für den TES bei 30° Neigungswinkel ipsilateral sogar stärker war als kontralateral. Dafür bieten sich verschiedene Erklärungen an: Zum einen ist bei dem älteren Probanden von einer geringeren Flexibilität der Bandstrukturen und Gelenke der Wirbelsäule auszugehen (McGill et al. 1999). Eine Kontraktion des ipsilateralen TES würde somit der Überwindung dieser passiven Widerstände dienen. Auch die steigende Aktivität des ipsilateralen schrägen Bauchmuskels (OEA) spricht für diese Kräfteforderung. Ferner tendierten manche der älteren Probanden zu einer leichten Rotation des Rumpfes zur Neigungsseite mit Retroversion der Schulter selbiger Seite, was ihnen das Erreichen der vorgegebenen maximalen Seitneigung von 30° zu erleichtern schien.

Drittens ist die Ableittechnik des EMG zu bedenken. Besonders im thorakalen Bereich ist eine Einstreuung von Signalen anderer Muskeln leicht möglich (Cross-talk). Oberhalb des Niveaus des Dornfortsatzes des 11. Thorakalwirbels wird die paravertebrale Muskulatur von flächigen Anteilen des M. trapezius und des M. latissimus dorsi bedeckt, wie anatomische Untersuchungen zeigten (de Sèze und Cazalets 2008). Leitet man daher auf dem Niveau Th 8 bis Th 10 ab (Tinazzi et al. 2013), dann könnte es auch bei Verwendung von Nadelelektroden zum Cross-talk kommen, die das Signal des TES verfälscht. Mit Oberflächenelektroden ist eine selektive EMG-Ableitung des M. erector spinae zwischen Th 5 und Th 11 gemäß de Sèze und Cazalets (2008) überhaupt nicht möglich. Diese drei Gründe (Zusatzbewegungen, Alterseffekte, Ableittechnik) könnten die Differenzen zwischen den publizierten physiologischen Aktivitätsmustern (Di Matteo et al. 2011, Tinazzi et al. 2013) bei Seitneigung des Rumpfes und den eigenen EMG-Daten erklären; die Autoren machen keine Angaben zum Alter ihrer Probanden.

Zusammenfassend zeigte sich bei allen Haltungen der Probanden (Vorneigung, Seitneigung, kombinierte Vor-Seitneigung) die Wirkung der Schwerkraft deutlich. Schon eine geringe Schiefe

des Oberkörpers ändert die Statik so, dass die gedehnte Rumpfmuskulatur einer weiteren Neigung entgegenwirkt, was sich in entsprechenden EMG-Signalen zeigte. Würde sich, übertrieben formuliert, der M. erector spinae bei einer Verbeugung nicht exzentrisch anspannen, so würde der Mensch zusammenklappen. Die physiologische Aktivität der Rumpfmuskeln bei den untersuchten Haltungen war mithin durch isometrische und exzentrische Kontraktionen charakterisiert, übereinstimmend mit den Arbeiten von Floyd und Silver (1955), Larivière et al. (2000), Huang et al. (2001) und der Zusammenfassung in Oddson (1990). Konzentrische Kontraktionen spielten lediglich bei starker Seitneigung im älteren Kollektiv eine Rolle. Dies könnte Anlass zu weiteren Untersuchungen von Altersunterschieden bezüglich des Einsatzes der Rumpfmuskeln geben, die nicht das primäre Ziel dieser Arbeit waren.

#### 4.2 Physiologische Muskelaktivität während des Gehens

Die EMG- Untersuchungen von Probanden während des Gehens (3 km/h) mit geneigten Rumpfhaltungen ergänzten die während statischer Haltungen registrierten Daten. Das Muster der exzentrischen Muskelaktivierung war für die verschiedenen Haltungen auch während des Gehens deutlich. Eine Vorneigung des Rumpfes führte entsprechend zu Zunahmen der durchschnittlichen EMG- Aktivität der Rückenmuskeln um +55% für den TES , +99% für den ICL und +110 % für den LES, also zu verdoppelter Belastung der lumbalen Rückenmuskeln (ICL, LES) im Vergleich zum aufrechten Gehen (Baseline). Es kam nur zu geringfügig veränderten Signalen der Bauchmuskeln. Ähnliche Ergebnisse erzielte auch Carlsson et al. (1988). Weiterhin resultierte bei schräger Seitvorneigung eine verstärkte Aktivität der kontralateralen (konvexen) Seite. Die Seitendifferenz war hierbei für den ICL am größten. Bei der reinen Seitneigung verstärkte sich dieser Trend erwartungsgemäß mit einer Zunahme der Aktivität des kontralateralen LES um +116%, bei gleichzeitiger Abnahme der Signale des ipsilateralen LES um 23% im Sinne einer Entlastung dieses Muskels auf der Neigungsseite.

Während des Gehens stellt die Aufrechthaltung der oberen Körperhälfte (Passagier) neben der reinen Fortbewegung einen entscheidenden Teil für ein physiologisches Gangbild dar (Götz-Neumann 2006). Um dieses zu gewährleisten muss eine Reihe von Muskeln in genau abgestimmter Weise den sich permanent verändernden Störungen des Gleichgewichts entgegenwirken. Unsere Ergebnisse zeigten eine verstärkte Aktivität aller drei Rückenmuskeln (TES, ICL, LES) bei einer Vorneigung unter Erhalt des phasischen Musters mit Aktivitätsspitzen beim Auftreten des ipsilateralen und kontralateralen Fußes. Diese Kontraktionen resultierten vermutlich einerseits aus der lateralen Verschiebung des Passagiers hin zur Standbeinseite



(Anders et al. 2007, Götz- Neumann 2006). Außerdem weicht die Geschwindigkeit des Passagiers je nach Phase des Gangzyklus von der mittleren Fortbewegungsgeschwindigkeit ab. Seine vorwärts gerichtete Geschwindigkeit ist in der Doppelstandphase („double support“) maximal und wird dann rasch abgebremst, um dann gegen Ende der folgenden einfach unterstützten Standphase wieder anzusteigen (Hernández et al. 2009).

Außerdem kommt es durch die Verlagerung des Körperschwerpunkts von seinem tiefsten Punkt während der Doppelstandphase zu seinem höchsten Punkt während der mittleren Standphase zu einer aufwärtsgerichteten Kraft, welche durch die prävertebrale Lage des Körperschwerpunkts, genau wie das Abbremsen, zu einem „Zusammenklappen“ führen könnte (Waters und Morris 1971). Die Aktivitäten des TES, ICL und LES verhindern dies durch ihre, den Rumpf stabilisierende, Kontraktionen. Des Weiteren führt das Auftreten eines Fußes beim Gehen zu einem Absinken des Beckens auf der kontralateralen Seite, deren Fuß abrollt, und somit zu einer Dehnung der paraspinalen kontralateralen Muskulatur (Ceccato et al. 2009). Auch um diese Krümmung der Wirbelsäule auszugleichen und das Becken der Schwungbeinseite wieder in die Horizontale zu bringen, könnten die paravertebralen Muskeln in diesem Fall konzentrisch kontrahieren.

Im Gegensatz zu den phasisch aktiven Rückenmuskeln zeigten die Bauchmuskeln (OEA, RA) eine geringe kontinuierliche Aktivität ohne klar zu differenzierende Maxima in irgendeiner der Haltungen. Dies spricht für die von Anders et. al. (2007) beschriebene Rolle des OAE und RA als stabilisierende Muskeln bei Gehgeschwindigkeiten unter 4 km/h. Der M. rectus femoris wurde bei allen geneigten Haltungen verstärkt belastet, und zwar insbesondere kurz nach dem Auftreten (Standbein) und bei Einleitung der Schwungphase (Schwungbein), was mit den Daten von Grasso et al. (2000) zum Gehen in vorgeneigter Haltung gut übereinstimmt. Insgesamt zeigen die EMG-Daten die verstärkte Belastung der Rückenmuskeln beidseits bei einer Vorneigung und der kontralateralen („konvexe Seite“) Rückenmuskeln bei einer Seit- bzw. Seitvorneigung während des Gehens.

#### 4.3 Frühere EMG-Studien an Patienten mit Kamptokormie und Pisa – Syndrom

Die Kamptokormie bezeichnet eine unwillkürliche Vorneigung des Rumpfes, die stärker als 30° oder, je nach Publikation, sogar 45° Grad ist, also eine Haltungsstörung in der Sagittalebene. Diese Winkel sind zwar willkürlich gewählt, werden aber von vielen Autoren zur Definition der Kamptokormie verwendet (Übersicht in Doherty et al. 2011). Eine verwandte Fehlhaltung ist die starke Vorbeugung des Kopfes, der Antecollis. Das Pisa – Syndrom betrifft die Frontalebene und ist durch eine Seitneigung des Oberkörpers charakterisiert, die stärker als zehn Grad von der

Senkrechten abweicht. Auch dieser Winkel wird uneinheitlich gehandhabt. Die Seitneigung ist häufig mit einer Skoliose der Wirbelsäule kombiniert. Kombinationen von Kamptokormie und Pisa-Syndrom kommen, wie auch in unserem Patientenkollektiv, vor. Publierte EMG-Studien zu diesen Syndromen sind im Folgenden zusammengefasst.

Furosawa et al. (2015) unterschieden zwischen der oberen Kamptokormie, bei der die Vorneigung vor allem im Bereich der Brust- und Lendenwirbelsäule entsteht, und der unteren Kamptokormie, bei der die Vorneigung vor allem durch eine Beugung des Hüftgelenkes zustande kommt. Sie untersuchten 22 Patienten mit Morbus Parkinson und beiden Formen der Kamptokormie auf einem Kipptisch und leiteten mit Oberflächenelektroden die EMG-Signale des M. obliquus externus abdominis, des thorakalen M. erector spinae (Niveau Th 11) und Signale von Hüftbeugern ab. Besonders bei der oberen Kamptokormie trat während des Aufkippens des Kipptisches in die Senkrechte eine EMG – Aktivität der äußeren schrägen Bauchmuskeln auf, deren konzentrische Kontraktion die kurze Zeit später zur typischen vorgeneigten Haltung des Oberkörpers führte. Die begleitende Aktivität der exzentrisch kontrahierenden autochtonen Rückenmuskulatur wurde als Versuch der Kompensation betrachtet. Auch EMG-Aktivität der Hüftbeuger trat bei allen Kamptokormiepatienten auf (siehe Tabelle 2 in Furosawa et al., 2015); allerdings geben die Autoren lediglich an, dass die entsprechenden Elektroden auf die Haut der Leistenregion geklebt wurden, ohne einen bestimmten Muskel zu nennen.

Interessant ist ferner, dass drei Patienten außer der Vorneigung eine zusätzliche rechtsgerichtete Seitneigung des Rumpfes von mehr als 15 Grad aufwiesen (Tabelle 2 in Furosawa et al. 2015). Diese war stets von EMG-Aktivität des kontralateralen linken M. obliquus abdominis externus begleitet. Bei acht von neun Patienten mit oberer Kamptokormie besserte sich die Fehlhaltung nach Injektionen von Lidocain in die schräge Bauchmuskulatur. Injektion von Lidocain in den Musculus psoas major verminderte den Vorneigungswinkel bei neun von elf Patienten mit unterer Kamptokormie. Die gezielte Schwächung der Bauchmuskeln und der Hüftbeuger durch Lokalanästhetika hatte also gemäß Furosawa et al. (2015) positive Effekte. Fraglich bleibt, ob eine solche Schwächung auch funktionell sinnvolle exzentrische Kontraktionen beeinträchtigen könnte. Die paravertebrale Muskulatur wurde jedenfalls in dieser Studie nicht geschwächt.

Bonnani et al. (2007) beschrieben 24 Patienten mit Parkinson-Syndrom und lateraler axialer Dystonie (Pisa Syndrom), bei denen das EMG der paravertebralen Muskulatur mit Nadelelektroden abgeleitet wurde (Niveau nicht angegeben, vermutlich lumbal). Im Stehen fanden sie kontinuierliche Muskelaktivität auf der zur Neigung ipsilateralen (konkaven) Seite, die beim Liegen in Seitenlage verschwand. In Bauchlage bestand dagegen wiederum EMG-Aktivität

auf der konkaven Seite, die auch dann nicht verschwand, wenn die Patienten die kontralaterale Schulter nach unten auf die Liege drückten. Dieses Manöver sollte gemäß Bonanni et al. (2007) normalerweise die paravertebrale Muskulatur kontralateral zur bewegten Schulter komplett entspannen. Aus ihren Daten schlossen die Forscher auf eine pathologische Überaktivität der paravertebralen Muskulatur der Neigungsseite beim Pisa-Syndrom. Neun Patienten erhielten Injektionen von Botulinumtoxin in diese Muskeln, und zwar an vier Stellen 2 bis 3 cm lateral der Dornfortsätze L2 bis L5. Diese Maßnahme führte bei sechs Patienten zu einer Besserung der Fehlhaltung, mit einer Abnahme des Seitneigungswinkels um durchschnittlich 22 Grad. Leider zeigt die Arbeit von Bonanni et al. (2007) keine Abbildungen mit EMG-Daten, und auch mögliche Muskelaktivität des M. erector spinae der konvexen Seite wird nicht erwähnt.

Di Matteo et al. (2011) untersuchten das EMG bei zehn Patienten mit Pisa-Syndrom bei Morbus Parkinson, denen sie Nadelelektroden in die paravertebrale Muskulatur auf der Höhe T12 bis L1 stachen. Die Lateralflexion betrug im Mittel 21 Grad, mit einer Spanne von 10 bis 36 Grad. Im Stehen zeigten sieben von zehn Patienten dauernde Muskelaktivität auf der kontralateralen (konvexen) Seite, was dem physiologischen Muster unserer Kontrollprobanden ähnelt. Aktivität der konkaven Seite trat bei diesen sieben Patienten nur auf, wenn sie die Seitneigung willkürlich verstärkten. Drei der zehn Patienten wiesen auch ohne dieses Manöver EMG-Aktivität auf der zur Neigungsrichtung ipsilateralen (konkaven) Seite auf, während keine Aktivität der konvexen Seite angegeben wurde. Die Hyperaktivität des M. erector spinae auf der Seite der Neigung, die von Bonanni et al. (2007) als typisches Muster beschrieben worden war, zeigte sich in der Studie von Di Matteo et al. (2011) also nur bei 30 % der Patienten mit Pisa-Syndrom.

Aus derselben Arbeitsgruppe stammt eine weitere EMG-Studie, die an 13 Patienten mit Seitneigung des Rumpfes bei Pisa-Syndrom durchgeführt wurde (Tinazzi et al. 2013). Abgeleitet wurden die Aktivitäten des thorakalen (Th 8 – 10) und des lumbalen (L2 – L4) M. erector spinae, des M. obliquus externus abdominis, des M. rectus femoris und des M. iliopsoas mit Nadelelektroden. Bei elf der 13 Patienten beschrieben die Autoren vermehrte Aktivität des M. rectus femoris ipsilateral zur Neigungsseite; dies war der häufigste EMG-Befund. Die lumbalen paravertebralen Muskeln zeigten bei 6 Patienten ipsilaterale (konkave Seite) und bei 7 Patienten kontralaterale (konvexe Seite) Aktivität; auch das EMG-Muster des thorakalen Erector spinae war nicht konsistent. Die Bauchmuskeln und der M. iliopsoas waren nur sporadisch aktiv, und zwar bei zwei bzw. drei der 13 Patienten jeweils auf der Neigungsseite. Es zeigte sich also in etwa der Hälfte der Fälle die von Bonanni et al. (2007) beschriebene Hyperaktivität der Rückenmuskeln auf der ipsilateralen Seite, während für die andere Hälfte das in der Studie von Di Matteo et al. (2011)

dominierende Muster der kontralateralen Aktivierung gemessen wurden. Die Stärke der EMG-Signale wurde hierbei nur in zwei Graden, als nicht vorhanden oder vorhanden, angegeben. Insgesamt schlossen Tinazzi et al. (2013) auf verschiedene mögliche pathologische Aktivitätsmuster bei Patienten mit Pisa-Syndrom, deren Seitneigung meist mit einer Vorneigung des Rumpfes kombiniert war.

In einer Placebo- kontrollierten Studie (Tassorelli et al. 2014) zur Wirkung von Botulinumtoxininjektionen in Kombination mit einer vierwöchigen neuromotorischen Rehabilitation wurde bei 13 Patienten vor Beginn der Rehabilitation das individuelle EMG- Muster mit Hilfe von Nadelelektroden bestimmt. Anhand dessen wurden bei 13 Patienten uni- oder bilaterale Injektionen in den M. iliopsoas, bei 12 Patienten in den M. rectus abdominis, bei fünf Patienten in den TES, bei drei Patienten in den LES und bei einem Patienten in den M. multifidus vorgenommen. Als ausschlaggebend für eine Injektion wurde hierbei eine „unfreiwillige tonische Aktivität des Muskels von mehr als 500 ms“ während des aufrechten Standes gewertet. Angaben zur Beziehung der Injektionsseite zur Neigungsseite finden sich nicht. Sowohl in der Placebo, als auch in der mit Botulinumtoxin behandelten Gruppe führte die Rehabilitation zu einer Verringerung des Seitneigungs- und Flexionswinkels des Rumpfes mit einer statistisch signifikanten Änderung für den Seitneigungswinkel in der mit Injektionen behandelten Gruppe. Diese Resultate lassen allerdings aufgrund der fehlenden Seitenzuordnung keine Schlussfolgerungen auf das zu Grunde liegende muskuläre Aktivierungsmuster zu.

#### 4.4 Muskelaktivität bei Patienten mit M. Parkinson und Kamptokormie

Um die Daten der zehn Patienten und zehn alters- und geschlechtsspezifisch ausgewählten Kontrollprobanden auszuwerten, wurden drei unterschiedliche Methoden angewandt: (1) Die Beurteilung der unbearbeiteten EMG-Rohsignale (Abb. 8, Tab. 1-3), (2) der Vergleich der absoluten Amplituden der rektifizierten und geglätteten Daten (Abb. 9) und (3) die Darstellung der zusätzlich MVC- normalisierten EMG-Signale (Abb. 10). In allen drei Verfahren zeigten sich die entscheidenden zwei Punkte des grundsätzlich *qualitativ* ähnlichen Aktivierungsmusters (A), bei gleichzeitig starken *quantitativen* (B) Unterschieden der Amplituden.

Von unseren zehn Patienten mit M. Parkinson und Kamptokormie wiesen zusätzlich zu ihrer dominierenden Vorneigung fünf Patienten eine Rechts- Seitneigung, vier eine Links- Seitneigung und eine Patientin keine deutliche Seitneigung auf. In den Darstellungen werden die Muskeln als ipsi- oder kontralateral zur Neigungsseite gelegen benannt.

**A)** Schon in der Betrachtung der EMG-Rohsignale (Beispiel in Abb. 8) zeichnet sich das wesentliche Muster ab: Eine deutliche Belastung der Rückenmuskulatur (TES, ICL, LES) bei verstärkter EMG- Aktivität der linken, zur Seitneigung kontralateralen (konvexen), Seite. Die beiden Bauchmuskeln (RA, OEA) zeigen neben EKG- Artefakten kaum ein Signal. Dieses Muster entspricht einerseits dem des zugehörigen Kontrollprobanden, andererseits passt es auch zu den physiologischen Daten der älteren und jüngeren Probanden in einer schrägen Seitvorneigung (siehe Abb. 7 und 13). Diese deutliche Belastung der Rückenmuskeln der kontralateralen Seite ist auch während des Gehens (siehe Originaldaten in Abb. 14) und in den zusammengefassten Daten der Patienten- und Kontrollgruppe gut erkennbar. Seitenvergleiche der absoluten EMG-Amplituden wiesen hierbei insbesondere für den TES und LES der Patienten hoch signifikante Unterschiede nach ( $p < 0,01$ ).

Allen Formen der Signalverarbeitung ergaben nur minimale Aktivitäten des RA und OEA, mit Medianwerten von weniger als  $8 \mu\text{V}$  bzw.  $< 10\%$  MVC und ohne signifikante Seitendifferenzen bei den Patienten. Bei diesen Werten muss auch das teilweise Vorhandensein von EKG- Artefakten berücksichtigt werden, die das Signal um  $3-4 \mu\text{V}$  erhöhen können. Insgesamt ist die Präsenz des physiologischen Aktivierungsmusters der exzentrischen Kontraktionen deutlich erkennbar.

**B)** Der zweite Punkt ist die im Vergleich zu den Probanden (PÄ) stark erhöhte Aktivität nahezu aller untersuchten Muskeln im Patientenkollektiv. Zwei unterschiedliche Darstellungsformen als absolute Amplituden (Abb. 9) und normalisierte Daten (Abb. 10) heben verschiedene Aspekte dieses Befundes hervor. Die erhöhten absoluten Amplituden des EMG im Patientenkollektiv lassen verschiedene theoretische Erklärungen zu. So gibt es eine Reihe von Störfaktoren, die das EMG-Signal beeinflussen können (Konrad 2005). Zu diesen gehört auch eine unterschiedlich ausgeprägte subkutane Fettschicht, annähernd beschrieben durch den Body-Mass-Index (BMI). Ein wie bei unseren Patienten niedrigerer BMI könnte das Signal vergrößern. Außerdem sind nicht alle Muskeln in gleicher Weise von dieser „Isolierung“ betroffen, da sich zusätzliches Fettgewebe meist eher im Bereich des Bauchs als entlang der Wirbelsäule anlagert. Eine andere Störmöglichkeit ist die Einstreuung von elektrischen Signalen anderer Muskeln (cross-talk). Während letzterer Punkt lediglich durch eine sorgfältige Platzierung der Elektroden minimiert werden kann, besteht zum Ausgleich unterschiedlicher lokaler Ableitbedingungen die Möglichkeit der MVC- Normalisierung. Durch diese wird das gemessene Signal anhand des maximalen von diesem Muskel produzierbaren EMG-Signals relativiert, so dass prozentuale Werte gebildet werden. Hierdurch wird der interindividuelle Vergleich deutlich verlässlicher (Halaki und Ginn

2012) und ermöglicht zudem eine Abschätzung der individuell nötigen Anstrengung bzw. Ausschöpfung der „funktionellen Reserve“.

Die Vergleiche der normalisierten EMG-Daten (Proband vs. Patient) ergeben signifikante Unterschiede der Amplituden für alle Rückenmuskeln (TES, ICL, LES). Insbesondere die Rückenmuskeln der kontralateralen (konvexen) Seite sind bei den Patienten hochsignifikant ( $p < 0,01$ ) stärker aktiv als bei den Probanden. Die normalisierte Aktivität des M. rectus abdominis (RA) ist hingegen nicht bedeutsam verändert. Auffällig ist weiterhin die signifikant stärkere beidseitige Aktivität des M. rectus femoris der Patienten ( $p < 0,01$ ). Da es sich hierbei um normalisierte Daten handelt, ist das Zustandekommen dieser Differenzen durch die oben beschriebenen Störfaktoren zumindest minimiert. Problematisch ist bei dieser Methode allerdings die Gewinnung von EMG-Signalen bei maximalen willkürlichen Kontraktionen im Patientenkollektiv. Auf Grund einer eingeschränkten Mitarbeit können falsch niedrige maximale Werte entstehen, die dann ihrerseits zu erhöhten relativen MVC-Werten der eigentlichen Messungen führen. Dieser Interpretationsmöglichkeit entgegen stehen jedoch die erhöhten absoluten Amplituden des EMG der Patienten. Betrachtet man daher die Ergebnisse beider Auswertungsmethoden (absolute und normalisierte Daten) zusammen, bleibt letzten Endes nur die verstärkte Ausschöpfung der funktionellen Reserve im Patientenkollektiv zur Erklärung der erhöhten absoluten *und* relativen Amplituden bestehen.

#### 4.5 Erklärungsansätze

Es bleibt die Frage zu klären, warum es bei den Patienten zu dieser erhöhten Aktivität kommt. Vier Möglichkeiten der Erklärung sollen im Folgenden diskutiert werden: A) eine verstärkte Aktivität der Bauchmuskeln; B) Eine Schwäche der Rückenmuskeln; C) die erhöhte Aktivität des M. rectus femoris; D) eine herabgesetzte Propriozeption.

**A)** Die Möglichkeit einer verstärkten oder sogar dystonen Aktivität der Bauchmuskeln wurde von einigen Autoren zur Erklärung der Kamptokormie und des Pisa- Syndroms herangezogen und zum Anlass genommen, diese durch die Injektion von Lidocain oder Botulinumtoxin in die schräge (OEA, OIA) oder gerade (RA) Bauchmuskulatur zu behandeln (Furosawa et al. 2015, Bonnani et al. 2007, Tassorelli et al. 2014), siehe Abschnitt 4.3. Unsere Ergebnisse zeigten im Vergleich der normalisierten Amplituden eine signifikant erhöhte Aktivität des OEA der Patienten gegenüber den Kontrollen (siehe Abb. 9, 10). Diese könnte zu einer leichten Beugung und Drehung des Rumpfes der Patienten führen. Hierdurch würde der Körperschwerpunkt von seinem physiologischen Punkt, etwa 2 cm vor dem zweiten Sakralwirbel unterhalb des Promontoriums,

weiter nach vorne und zur Seite verlagert. Diese Verlagerung würde dann eine kompensatorische exzentrische Kontraktion der Rückenmuskulatur erfordern, die aufgrund der nun zusätzlich wirkenden Schwerkraft größer wäre als das durch den OEA erzeugte Beugungsmoment. Betrachtet man allein die normalisierten EMG- Daten erscheint diese Erklärung plausibel. Dagegen kann man jedoch einwenden, dass die EMG- Amplituden des OEA, trotz des signifikanten Unterschieds zu den Kontrollen, auch bei den Patienten bei sehr niedrigen Werten bleiben. Verdeutlichend übertrifft in dem Beispiel der Originaldaten (Abb. 8) die Amplitude der EKG- Komplexe die kaum sichtbare Muskelaktivität der schrägen Bauchmuskeln bei weitem. In der qualitativen Befundung (Tabellen 1-3) wurde ein solches Bild als „keine Muskelaktivität“ bewertet. Diese Form der Bewertung ergab für nur zwei Patienten eine leichte Aktivität des OEA und bei keinem Patienten eine EMG- Aktivität des RA während des freien Stehens (d.h. ohne Hilfsmittel wie Stock oder Rollator). Es ist daher fragwürdig, ob die in den normalisierten Daten erkennbare Mehraktivität des OEA der Patienten tatsächlich pathophysiologische Relevanz besitzt, oder ob sie nicht vielmehr z.B. auf stärkere Erhöhung des Signals durch EKG- Einstreuungen, bedingt durch den niedrigeren BMI der Patienten (Anhang, Tab.4), zurückzuführen sein könnte. Eine dystone Aktivität der Bauchmuskeln, wie von Bonnani et al. (2007) beschrieben, war jedenfalls nicht erkennbar.

**B)** Auf eine Schwäche der Rückenmuskeln lässt sich anhand des EMG nicht direkt schließen, da die von den Muskeln erzeugte Kraft mit dieser Methode nicht erfasst wird. Unter der Annahme, dass Patienten und Kontrollprobanden annähernd identische Haltungen einnahmen, kann jedoch davon ausgegangen werden, dass sich die von außen auf den Körper wirkenden Kräfte ebenfalls nur geringfügig unterscheiden. Die erhöhten normalisierten EMG- Signale der Patienten würden demnach für eine stärkere „Ausschöpfung ihrer funktionellen Reserve“ sprechen; oder vereinfacht gesagt: Die Patienten müssen sich mehr anstrengen, um dieselbe Kraft zu erzeugen. Bisherige EMG- Studien zur Kamptokormie und dem Pisa-Syndrom verwendeten keine normalisierten EMG- Signale und konnten daher diesbezüglich keine Aussagen machen. Für eine Schwächung der Rückenmuskeln, einhergehend mit dem Fortschreiten der Kamptokormie, spricht jedoch die MRT- Studie von Margraf et al. (2010). Hier konnte anhand des Vergleichs von MRT- Aufnahmen der paraspinalen Muskulatur von Parkinson- Patienten, mit und ohne Kamptokormie, eine Atrophie und fettige Degeneration von Teilen des M. erector spinae und des M. quadratus lumborum aufgezeigt werden. Derartige Veränderungen können, wie bei unseren Ergebnissen erkennbar, bei gleicher aufzuwendender Kraft zu einer erhöhten normalisierten EMG- Aktivität führen, da schon mäßige Belastung eine nahezu maximale Anspannung der geschwächten Muskeln erfordert

(Konrad 2005). Um eine Schwäche der Rückenmuskeln eindeutig nachzuweisen, wäre jedoch eine EMG- Ableitung der paraspinalen Muskeln unter kontrollierter Krafteinwirkung bzw. Kraftmessung erforderlich.

**C)** Einige Studien berichteten von erhöhter EMG- Aktivität der Hüftbeuger wie dem M. rectus femoris (RF) und M. iliopsoas (IP) (Furosawa et al. 2015, Tinazzi et al. 2013). Während der RF als zweigelenkiger Muskel einerseits das Kniegelenks extendiert und andererseits das Becken nach vorne kippt, beugt der IP lediglich das Hüftgelenk und neigt somit den Rumpf im Stand nach vorne. Unsere Studie nutzte im Gegensatz zu Furosawa et al. (2015) und Tinazzi et al. (2013) keine Nadel-, sondern Oberflächenelektroden. Damit können zwar oberflächliche Muskeln gut untersucht werden, EMG-Signale tiefer liegender Muskeln werden jedoch von der Aktivität darüber liegender Muskulatur überlagert. Aus diesem Grund wurde nur der RF abgeleitet, der IP hingegen nicht.

Unsere Ergebnisse zeigen signifikant ( $p < 0,05$ ) erhöhte normalisierte EMG-Aktivität des RF. Ist dieser Muskel bei den Kontrollprobanden (PÄ) mit 4-5 % MVC im Stand kaum aktiv, so erreicht er bei Patienten mediane Aktivität von 19 % MVC auf der ipsilateralen Seite und 13 % MVC auf der kontralateralen Seite. Zur Erklärung kann die für M. Parkinson typische vorgeneigte „gebundene“ Haltung mit etwas gebeugten Knie- und Hüftgelenken herangezogen werden (Doherty et al. 2011). Die Flexion des Knies führt zu einer Verlagerung des Drehpunkts des Kniegelenks vor das Schwerelot des Körpers und erfordert somit eine Kontraktion der Kniestrecker (M. quadriceps femoris), um ein Einknicken der Beine zu verhindern (siehe Abb. 17). Eine derartige Haltung erfordert zwar einerseits eine erhöhte Muskelaktivität, führt durch die Schwerpunktsverlagerung nach vorne jedoch auch zu einer verbesserten Standsicherheit: ein „Hintenüberkippen“ ist erschwert, während ein Vornüberfallen eher ausgeglichen und abgefangen werden kann. Die Einnahme dieser Haltung ist daher angesichts der Stand- und Gangunsicherheiten vieler Patienten nicht verwunderlich. Eine Kontraktion des M. rectus femoris führt aufgrund seines Ursprungs oberhalb des Hüftgelenks an der Spina iliaca anterior inferior nun aber nicht nur zu einer Extension des Knies, sondern gleichzeitig zu einer Flexion im Hüftgelenk. Diese erfordert zur Wahrung des Gleichgewichts ihrerseits eine verstärkte Aktivität des M. erector spinae. Es ist auch denkbar, dass die kontinuierliche Aktivität der paraspinalen Muskeln diese überlastet und zu den von Margraf et al. (2010) beschriebenen myopathischen Veränderungen bis hin zur Atrophie und Degeneration führt. Durch derartige muskuläre Veränderungen wäre auch die oben genannte verstärkte Ausschöpfung der funktionellen Reserve verständlich.

**D)** Wie von Wrede et al. (2012) berichtet, bestehen die histopathologischen Muskelveränderungen jedoch u.a. in einem Mangel an Reaktionen mit Enzymen der oxidativen



Phosphorylierung, einer Hypertrophie von Typ I- Muskelfasern und einer Atrophie der Fasern vom Typ II. Dieses Muster entspricht *nicht* dem typischen von Armstrong et al. (1983) beschriebenen Muskelbefund von übertrainierten Mäusen (Wrede et al. 2012), der auch bei einem aufgrund von Überlastung atrophierten paraspinalen Muskel zu erwarten wäre. Vielmehr ergaben sich Parallelen zu muskulären Veränderungen bei tendotomierten Mäusen, bei denen das Rückenmark intakt blieb und auch keine Denervation des Muskels vorlag, so dass sich dieser zwar verkürzen, aber keine Spannung aufbauen konnte. Dies veranlasste die Autoren eine Überbeanspruchung als Ursache der Myopathie zurückzustellen, und eine verschlechterte Propriozeption bei M. Parkinson (Carpenter und Bloem 2011) als mögliche Ursache einer muskulären Dysregulation anzuführen (Wrede et al. 2012). Untersuchungen der Hoffmann-Reflexe bei Patienten mit M. Parkinson sprechen für eine Störung der durch die Afferenzen der Golgi-Sehnenorgane vermittelten autogenen Inhibition, mit der Folge verminderter Hemmung der Aktivität homonymer Motoneurone bei Zunahme der Muskelspannung (Pötter et al. 2004).

#### 4.6 **Mögliche therapeutische Konsequenzen**

Verschiedene Therapieverfahren wurden bisher zur Behandlung der Kamptokormie bei M. Parkinson verwendet. Diese reichen von Physiotherapie über Botulinum- oder Lidocaininjektionen, elektrische Stimulation des Rückenmarks (Arii et al. 2014) und Wirbelsäulenchirurgie bis hin zur Tiefenhirnstimulation (THS) (Chieng et al. 2015).

Die physiotherapeutischen Behandlungsmethoden sollten sich nach den oben beschriebenen Erklärungsansätzen auf die verschiedenen Komponenten der Fehlhaltung beziehen, beginnend bei der Gleichgewichtsstörung, über die erhöhte Aktivität des M. rectus femoris, bis hin zu einer Stärkung der Rückenmuskeln. Übungen zur Schulung des Gleichgewichtssinns würden bei einem derartigen Konzept eine zentrale Stellung einnehmen, da vermutet werden kann, dass erst durch die Fallneigung der Patienten die vorgebeugte „Schutzposition“ mit dem nach vorne verlagerten Körperschwerpunkt erforderlich wird. Versteht man die erhöhte Aktivität des M. rectus femoris und M. erector spinae Aktivität als Folgen der gebeugten Haltung, wäre eine Verbesserung des Gleichgewichtssinns die kausal sinnvollste Maßnahme. Morrone et al. (2016) und Paolucci et al. (2014) konnten zeigen, dass ein Training zur besseren Körperwahrnehmung eine signifikante Verminderung der Kyphose bei Patienten mit M. Parkinson bewirken kann. Ein derartiges Training könnte auch für Patienten mit stärker ausgeprägten posturalen Störungen, wie der Kamptokormie oder dem Pisa- Syndrom, zu einer Verringerung der Rumpfneigung führen.

Da sich die verstärkte Beugung der Kniegelenke im Alltag vieler Patienten vermutlich nur verbessern, aber nicht gänzlich aufheben lässt, wäre eine weitere denkbare Maßnahme die Stabilisation dieser Haltung weniger über den RF als vielmehr über die anderen Anteile des M. quadriceps femoris. Gelänge es die Muskelarbeit vom zweigelenkigen RF hin zu den anderen eingelenkigen Anteilen zu verschieben, würde die Wirkung des RF als Hüftbeuger minimiert und die kompensatorische Rückenmuskelaktivität würde sich ebenfalls vermindern. Zuletzt wäre auch eine Stärkung der Rückenmuskeln eine wichtige Maßnahme. Diese müssten soweit trainiert werden, dass sie das „Herabsinken“ des Oberkörpers der Patienten während des Stehens und Gehens verhindern können. Je besser hierbei das Ergebnis der ersten beiden beschriebenen Punkte wäre, desto weniger Kraft müssten die Rückenmuskeln aufwenden und entsprechend geringer wäre der Trainingsaufwand.

In einigen Studien wurde der positive Effekt der Injektion von Botulinumtoxin (Bonanni et al. 2007, Tassorelli et al. 2014) und Lidocain (Furosawa et al. 2015) in überaktive oder dystone Muskeln beschrieben. Insbesondere Hüftbeuger wie der M. iliopsoas, M. rectus femoris sowie gerade und schräge Bauchmuskeln (OEA, RA) und die paraspinale Muskulatur (TES, LES), bei einer starken Seitneigung (Pisa-Syndrom), wurden durch die Injektionen gelähmt.

Unsere Ergebnisse verdeutlichen die wichtige Funktion des M. erector spinae als Haltemuskel. Bei einer Lähmung dieses Muskels könnten leichte Schwankungen des Oberkörpers nach vorne nicht mehr durch exzentrische Kontraktionen kontrolliert werden, und der Oberkörper würde sich vermehrt nach vorne neigen. Selbst bei einem Patienten mit einer reinen Seitneigung und einer Dystonie der ipsilateralen paraspinalen Muskeln, wie sie bei keinem unserer Patienten auftrat, wäre daher eine Schwächung des ES (Bonanni et al. 2007) ein gefährlicher Eingriff, da durch diese eine Vorneigung des Rumpfes erst ausgelöst werden könnte.

Die Bauchmuskeln (OEA, RA) zeigten bei unseren Kollektiven insgesamt geringe EMG- Aktivität. Eine Schwächung dieser Muskeln erscheint daher bei den von uns untersuchten Patienten wenig sinnvoll. Bei Patienten mit einer nachgewiesenen Dystonie oder zumindest deutlich erhöhten EMG- Aktivität stellen Lidocain- oder Botulinumtoxininjektionen jedoch eine denkbare Behandlungsmethode dar, da diese Muskeln während des aufrechten Stehens und Gehens nach unseren Ergebnissen keine wesentliche Funktion haben.

Eine Lähmung des M. iliopsoas als Hüftbeuger wurde von Tassorelli et al. (2014) und Furosawa et al. (2015), trotz ähnlich hoher Aktivität dieses Muskels in der Kontrollgruppe (Furosawa et al. 2015), in Kombination mit Injektionen in andere Muskeln durchgeführt. In unserer Untersuchung

wurde der M. rectus femoris aufgrund seiner oberflächlichen Lage als einziger Hüftbeuger abgeleitet. Er zeigte signifikant erhöhte EMG- Aktivität in der Patientengruppe (PAT) und könnte daher maßgeblich zur Entstehung der vorgebeugten Haltung beitragen. Eine Lähmung dieses Muskels wäre jedoch riskant, da er neben seiner Flexion im Hüftgelenk auch eine Extension des Knies herbeiführt und damit wichtig für das aufrechte Stehen und Gehen überhaupt ist. Zusammenfassend scheint das Herbeiführen von Muskellähmungen nur bei einzelnen Patienten mit nachweislich deutlich erhöhter oder dystoner Aktivität ein sinnvoller Behandlungsansatz zu sein. Hierbei sollte immer auf die Gefahr der Unterdrückung der physiologischen Funktion des jeweiligen Muskels geachtet werden.

Sako et al. (2009) und Schultz-Schaeffer et al. (2015) führten Untersuchungen zur Wirksamkeit der Tiefenhirnstimulation (THS) bei Patienten mit Kamptokormie durch, die den Neigungswinkel um 78,2 % (Sako et al. 2009) bzw. 34,6 % (Schultz-Schaeffer et al. 2015) verbesserte. Bei der THS werden, meist bilateral, Elektroden in ein oder mehrere Kerngebiete der Basalganglienschleife, z.B. den Nucleus subthalamicus (STN) oder den Globus pallidus pars interna implantiert (GPi) (Herrington et al. 2016). Die meist hochfrequenten elektrischen Stimuli könnten dann u.a. über eine anhaltende Depolarisation der neuronalen Zellmembranen (Depolarisations-Block) zu einer Verminderung der Leitfähigkeit und Erregbarkeit der Neurone (Herrington et al. 2016). Bei der Parkinson'schen Erkrankung sind u.a. STN und GPi verstärkt aktiv und führen zu einer Hemmung des Thalamus und der kortiko-thalamo-kortikalen Rückkopplungsschleife (siehe Einleitung). Durch eine Hemmung dieser Kerngebiete würde der Thalamus also wieder disinhibiert und eine bessere Fortleitung motorischer Signale wäre möglich. Als ein weiterer Wirkmechanismus wird die Desynchronisation von mit einer Frequenz von 10-30 Hz (beta- Aktivität) oszillierender Neurone in den Basalganglien diskutiert (Brittain et al. 2014). Für die Therapie der Kamptokormie wurde bisher vor allem der STN als therapeutischer Angriffspunkt gewählt. Die guten Ergebnisse (Schultz-Schaeffer et al. 2015) bei der Stimulation dieses Kerngebiets für die Behandlung der Kamptokormie könnten, nach Erklärungsansatz (D), u.a. durch eine verbesserte Propriozeption hervorgerufen werden, da der STN über retikulospinale Bahnen die autogene Hemmung fördert (Maschke et al. 2005, Pötter et al. 2004). Dies würde wiederum zu einem besser kontrollierten Muskeltonus und Schutz der Muskeln führen. Außerdem könnte eine Besserung des Gleichgewichtssinns, der ja u.a. durch die Propriozeption entsteht, zu einem geringeren Schutzbedürfnis und somit weniger Flexion der Kniegelenke führen (aufrechtere Haltung). Bei Schultz-Schaeffer et al. (2015) wurde weiterhin ein Zusammenhang zwischen einer kürzeren Erkrankungsdauer und besseren Therapieerfolgen deutlich. Dies steht im Einklang mit den von

Margraf et al. (2015) beschriebenen progredienten Muskelveränderungen der paraspinalen Muskulatur von initialen Ödemen und Schwellungen bis hin zur Atrophie. Sind die anfänglichen Veränderungen durch eine frühe Behandlung noch zum einem Teil reparabel, scheinen sich die Aussichten auf eine Verringerung des Neigungsgrades mit einer zunehmenden Atrophie der paraspinalen Muskulatur immer weiter zu verschlechtern (Schultz-Schaeffer et al. 2015).

Entscheidend für eine erfolgreiche Behandlung der Kamptokormie bei M. Parkinson dürfte nach diesen Überlegungen ein möglichst früher Behandlungsbeginn sein, bevor eine irreversible Schädigung der Rückenmuskulatur vorliegt. Immer sind hierbei die oben beschriebenen physiotherapeutischen, nicht invasiven Verfahren, von entscheidender Bedeutung. Bei einem Fortschreiten der Erkrankung stellt die Tiefenhirnstimulation eine vielversprechende zusätzliche Behandlungsmöglichkeit zur Verhinderung bleibender Schäden dar.

#### 4.7 **Methodenkritik**

Die Ableitorte des Oberflächen-EMG waren auf zwölf Lokalisationen beschränkt, so dass bei bilateraler Ableitung sechs Muskeln paarig erfasst wurden. Außer diesen sechs gemessenen Muskeln wären auch Hüftstrecker wie der M. gluteus maximus oder die ischiokruralen Muskeln, der M. obliquus internus abdominis oder tiefergelegene, nur mit Nadel-EMG zu erreichende Muskeln wie der M. iliopsoas oder M. quadratus lumborum möglicherweise relevant für das bessere Verständnis der Kamptokormie. Ein Problem stellte weiterhin die zuverlässige Ausführung maximaler willkürlicher Kontraktionen im Patientenkollektiv dar. Die Analyse des EMG-Spektrums (Medianfrequenzen) stellte einen ergänzenden Versuch dar, muskuläre Ermüdungserscheinungen aufzuzeigen; für eine exakte Durchführung wären jedoch kontrollierte länger dauernde isometrische Kontraktionen des jeweiligen Muskels unter Einsatz eines Kraftmessers nötig (Roy und De Luca 1989). Ferner erfasst das EMG zwar die elektrische Aktivität eines Muskels, aus der man jedoch nicht direkt auf die erzeugte Kraft zurückschließen kann. Um daher Schwächungen einzelner Muskeln eindeutig nachweisen zu können, wäre es auch hierfür nötig, Kraftmessungen in Kombination mit EMG-Ableitungen durchzuführen.

## 5 **Zusammenfassung**

Der aufrechte Stand und Gang des Menschen erfordern eine genau abgestimmte Aktivierung von verschiedenen Muskeln, um Störungen des Gleichgewichts entgegen wirken zu können. Kommt es abweichend von der aufrechten Haltung zu Vor- oder Seitneigungen des Oberkörpers,

verändern sich die auf den Körper wirkenden Kräfte und machen stabilisierende Mechanismen erforderlich. Um die begleitende Muskelaktivität zu untersuchen, wurden Elektromyogramme (EMG) von sechs Bein-, Rücken- und Bauchmuskeln während Neigungen des Rumpfes bilateral abgeleitet (M. rectus femoris, M. obliquus externus abdominis, M. rectus abdominis, M. erector spinae auf Höhe Th12, M. iliocostalis lumborum, M. erector spinae auf Höhe L3). Dies geschah bei 10 jungen gesunden Probanden, 10 gesunden älteren Probanden und bei 10 Patienten mit Morbus Parkinson, die zusätzlich unter einer Kamptokormie litten, d.h. unter einer pathologischen Vorneigung oder kombinierten Seitvorneigung des Rumpfes. Die gesunden älteren und jüngeren Probanden nahmen im Stehen mit Hilfe eines optischen Systems verschiedene Grade der Vorneigung (30°, 50°, 80°), Seitneigung (10°, 20°, 30°) und der schrägen Seitvorneigung des Rumpfes ein und hielten jeden Neigungswinkel 30 Sekunden lang. Für jeden eingenommenen Winkelgrad und Muskel wurden dann, nach Signalverarbeitung und Normalisierung der EMG-Daten, die Mittelwerte für die Probanden bestimmt. Die jüngeren Probanden führten außerdem die verschiedenen Haltungen (Vor-, Seit- und Seitvorneigung) während des langsamen Gehens (3 km/h) auf einem Laufband aus.

Das EMG der Patienten wurde während des Sitzens, Stehens und Gehens in der für den jeweiligen Patienten typischen Haltung der Kamptokormie aufgezeichnet. Diese Haltung der pathologischen Rumpfvorneigung wurde jeweils von einem, dem Alter und Geschlecht des Patienten entsprechenden, Kontrollprobanden simuliert. Zur statistischen Auswertung der neigungsabhängigen EMG-Aktivität der Probanden wurden t-Tests für verbundene Stichproben verwendet. Da für die Patienten keine Normalverteilung vorlag, wurden hier nicht-parametrische Tests verwendet, und zwar Mann-Whitney U-Tests zum Vergleich mit den Kontrollen, und Wilcoxon-Tests zum Vergleich der EMG-Signale beider Körperseiten.

Bei den verschiedenen Neigungsgraden der gesunden Probanden war ein physiologisches Aktivierungsmuster von exzentrischen Muskelkontraktionen klar erkennbar. So stieg die EMG-Aktivität der Rückenmuskeln bei einer Vorneigung des Rumpfes zunehmend an, bevor sie zwischen 50° und 80° Vorneigung ein Plateau bildete. Die Bauchmuskeln (M. rectus abdominis und M. obliquus externus abdominis) und der M. rectus femoris wurden dabei nicht aktiv. Für die schräge Seitvorneigung bestätigte sich dieses Muster, wobei hier eine stärkere Belastung der kontralateral zur Neigungsseite gelegenen Rückenmuskeln sichtbar wurde. Bei der reinen Seitneigung fiel ebenfalls die starke Aktivität der kontralateral zur Neigungsseite gelegenen Rückenmuskeln und, bei den jüngeren Probanden, des kontralateralen M. obliquus externus abdominis auf. Die EMG-Daten des Gehens bestätigten diese Befunde. Es fand sich eine erhöhte

Aktivität der gesamten Rückenmuskeln während des Gehens mit vorgeneigtem Oberkörper, und eine stärkere Belastung der kontralateralen und Entlastung der ipsilateralen Rückenmuskeln während einer Seitneigung.

Der Vergleich zwischen den Patienten mit Kamptokormie und den „gematchten“ Kontrollprobanden ergab, bei qualitativ ähnlicher Verteilung der Muskelaktivität, signifikant höhere EMG-Amplituden für nahezu alle Muskeln der Patienten mit Kamptokormie. Besonders auffällig war die gesteigerte Belastung kontralateraler Rückenmuskeln bei der schrägen Seitvorneigung des Rumpfes. Deren EMG-Aktivität entsprach bei den Patienten etwa einer Kontraktion mit halber Maximalkraft und war damit dreimal so hoch wie bei den Kontrollen. Demnach mussten sich die Patienten mehr anstrengen, um dieselbe Haltung einzunehmen und somit ähnliche Kräfte aufzubringen. Die Bauchmuskeln waren weniger belastet, obwohl sich auch hier einige signifikante Unterschiede gegenüber den Kontrollwerten zeigten.

Eine mögliche Ursache für die Fehlhaltung der Kamptokormie war die im Vergleich zu den Kontrollen signifikant gesteigerte EMG-Aktivität des M. rectus femoris der Patienten. Dieser zweigelenkige Muskel extendiert das Kniegelenk und beugt das Hüftgelenk, was im Stehen zu einer Vorneigung des Rumpfes führen kann. Aus den Ergebnissen folgt, dass die in der Literatur beschriebene medikamentöse Schwächung von Rumpfmuskeln zur Behandlung der Kamptokormie nur bei nachgewiesenen Dystonien, wie sie bei keinem unserer Patienten vorlag, und nur für Muskeln ohne essentielle Haltefunktionen sinnvoll ist.

Diese Arbeit liefert zum einen wichtige physiologische Vergleichsdaten der EMG-Aktivität für Untersuchungen von Fehlhaltungen des Rumpfes, insbesondere der Kamptokormie, zum anderen ergeben sich Konsequenzen für das therapeutische Vorgehen bei diesem Krankheitsbild.

## 6 Literaturverzeichnis

- Anders, C., Wagner, H., Puta, C., Grassme, R., Petrovitch, A., Scholle, H.-C. (2007): Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *J Electromyogr Kinesiol* 17, 245-252
- Andersson, E. A., Oddson, L. I. E., Grundström, H., Nilsson, J., Thorstensson, A. (1996): EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion – relaxation and other motor tasks. *Clin Biomech* 11 (7), 392-400
- Andersson, G. B., Ortengren, R., Herberts, P. (1977): Quantitative electromyographic studies of back muscle activity related to posture and loading. *Orthop Clin North Am* 8 (1), 85-96
- Arii, Y., Swada, Y., Kawamura, K., Miyake, S., Taichi, Y., Izumi, Y., Kuroda, Y., Inui, T., Kaji, R., Mitsui, T. (2014): Immediate effect of spinal magnetic stimulation on camptocormia in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 85, 1221-1226
- Armstrong, R. B., Ogilvie, R. W., Schwane, J. A. (1983): Eccentric exercise-induced injury to rat skeletal muscle. *J Appl Physiol* 54, 80-93
- Benatru, I., Vaugoyeau, M., Azulay, J.-P. (2008): Postural disorders in Parkinson's disease. *Clin Neurophysiol* 38, 459-465
- Boccia, G., Rainoldi, A. (2014): Innervation zones location and optimal electrodes position of obliquus internus and obliquus externus abdominis muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 24, 25-30
- Bonanni, L., Thomas, A., Varanese, S., Scorrano, V., Onofrij, M. (2007): Botulinum toxin treatment of lateral axial dystonia in Parkinsonism. *Mov Disord* 22 (14), 2097-2103
- Brittain, J.-S., Sharott, A., Brown, P. (2014): The highs and lows of beta activity in cortico- basal ganglia loops. *Eur J Neurosci* 39, 1951-1959
- Brodie, B. C. (1818): Pathological and surgical observations of the disease of the joints. Longman, Hurst, Rees, Orme, Brown, London 1822376, Reprinted by the Classics of Medicine Library, Birmingham, Alabama, USA, 1989
- Burden A. (2010): How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol* 16 (20), 1023-1035.
- Carlsson, H., Thorstensson, A., Nilsson, J. (1988): Lumbar back muscle activity during locomotion: effects of voluntary modifications of normal trunk movements. *Acta Physiol Scand.* 133 (3), 343-353
- Carpenter, M. G., Bloem, B. R. (2011): Postural control in Parkinson's patients: a proprioceptive problem. *Exp Neurol* 227 (1), 26-30
- Ceccato, J.-C., Sèze, M., Azevedo, C., Cazalets, J.-R. (2009): Comparison of trunk activity during gait initiation and walking in humans. *PLoS ONE* 4 (12), e8193. Doi: 10.1371/journal.phone.0008193

- Chieng, L. O., Madhavan, K., Wang, M. Y. (2015): Deep brain stimulation as a treatment for Parkinson's disease related Camptocormia. *J Clin Neurosci* 22, 1555-1561
- Coorevits, P., Danneels, L., Cambie, D., Ramon, H., Vanderstraeten, G. (2008): Assessment of the validity of the Biering-Sørensen test for measuring back muscle fatigue based on EMG median frequency characteristics of back and hip muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 18, 997–1005
- De Sèze, M. P., Cazalets, J.-R. (2008): Anatomical optimization of skin electrode placement to record electromyographic activity of erector spinae muscles. *Surg Radiol Anat* 30, 137-143
- Di Matteo, A., Fasano, A., Giovanna, S., Ricciardi, L., Bovi, T., Fiaschi, A., Barone, P., Tinazzi, M. (2011): Lateral trunk flexion in Parkinson's disease: EMG features disclose two different underlying pathophysiological mechanisms. *J Neurol* 258, 740-745
- Doherty, K. M., van de Warrenburg, B. P., Peralta, M. C., Silveira-Moriyama, L., Azulay, J.-P., Gershanik, O. S., Bloem, B. R. (2011): Review: Postural deformities in Parkinson's disease. *Lancet Neurol* 10, 538-549
- Faulkner, J. A. (2003): Terminology for contractions of muscles during shortening, while isometric and during lengthening. *J Appl Physiol* 95 (2), 455-459
- Floyd, W. F., Silver, P. H. S. (1955): The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. *J Physiol* 129, 184-203
- Frick, H., Leonhardt, H., Starck, D. (1980): *Allgemeine Anatomie, spezielle Anatomie I, Extremitäten – Rumpfwand*. 2. überarbeitete Auflage, Thieme Verlag
- Furusawa, Y., Hanakawa, T., Mukai, Y., Aihara, Y., Taminato, T., Iawata, Y., Takei, T., Sakamoto, T., Murata, M. (2015): Mechanism of camptocormia in Parkinson's disease analyzed by tilt table-EMG recording. *Parkinsonism Relat Disord* 21 (7), 765-770
- Glocker, F. X., Berninger, U. G. (2013): Ursachen der Kamptokormie. *Nervenarzt* 84, 1007-1016
- Götz-Neumann, K. (2006): *Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie*, Aufl. 2, Thieme Verlag
- Grasso, R., Zago, M., Lacquaniti, F. (2000): Interactions between locomotion and posture: motor patterns in humans walking with bent posture versus erect posture. *J Neurophysiol* 83 (1), 288-300
- Halaki, M., Ginn, K. (2012): Normalization of EMG Signals: To normalize or not to normalize and what to normalize too? *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, Dr. Ganesh R. Naik (Ed.), InTech, DOI: 10.5772/49957
- Hashemirad, F., Talebian, S., Hatf, B., Kahlaee, A. H. (2009): The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion-extension. *J Electromyogr Kinesiol* 19, 746-753



- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G. (2000): Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 10, 361-374
- Hernández, A., Silder, A., Heiderscheit, B. C., Thelen, D. G. (2009): Effect of age on center of mass motion during human walking. *Gait Posture* 30 (2), 217-222
- Herrington, T. M., Cheng, J. J., Eskandar, E. N. (2016): Mechanisms of deep brain stimulation. *J Neurophysiol* 115, 19-38
- Huang, M., Andersson, E., Thorstensson, A. (2001): Intramuscular myoelectric activity and selective coactivation of trunk muscles during lateral flexion with and without load. *Spine* 26 (13), 1465-1472
- Joseph, J., McColl, I. (1960): Electromyography of muscles of posture: posterior vertebral muscles in males. *J Physiol* 157, 33-37
- Kataoka, H., Yasuyo, T., Nobuyuki, E., Terashima, M., Kawahara, M., Ueno, S. (2012): Painful abdominal contractions in patients with Parkinson disease. *J Clin Neurosci* 19 (4), 624-627
- Kataoka, H., Sawa, N., Ueno, S. (2015): Identification of a new target muscle for treatment in patients with Parkinson's disease who have lateral trunk flexion? *J Neurolog Sci* 358, 435-439
- Kippers, V., Parker, A. W. (1985): Electromyographic studies of erector spinae: symmetrical postures and sagittal trunk motion. *Austral J Physiother* 31 (3), 95-104
- Konrad, P., Schmitz, K., Dennert, A. (2001): Neuromuscular evaluation of trunk-training exercises. *J Athl Train* 36 (2), 109-118
- Konrad, P. (2005): *EMG-Fibel – Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie*. Noraxon, European Service Center, Köln
- Larivière, C., Gagnon, D., Loisel, P. (2000): The comparison of trunk muscles EMG activation between subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending tasks. *J Electromyogr Kinesiol* 10, 79-91
- Margraf, N. G., Wrede, A., Rohr, A., Schulz-Schaeffer, W. J., Raethjen, J., Eymess, A., Volkmann, J., Mehdorn, M. H., Jansen, O., Deuschl, G. (2010): Camptocormia in idiopathic Parkinson's disease: a focal myopathy of the paravertebral muscles. *Mov Disord* 2 (5), 542-551
- Margraf, N. G., Rohr, A., Granert, O., Hampel, J., Drews, A., Deuschl, G. (2015): MRI of lumbar trunk muscles in patients with Parkinson's disease and camptocormia. *J Neurol* 262 (7), 1655-1664
- Maschke, M., Tuite, P. J., Pickett, K., Wächter, T., Konczak, J. (2005): The effect of subthalamic nucleus stimulation on kinesthesia in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 76 (4), 569-571
- McGill, S. M., Yingling, V. R., Peach, J. P. (1999): Three-dimensional kinematics and trunk muscle myoelectric activity in the elderly spine – a database compared to young people. *Clin Biomech* 14, 389-395

Morrone, M., Miccinilli, S., Bravi, M., Paolucci, T., Melgari, J.-M., Salomone, G., Picelli, A., Spadini, E., Ranavolo, A., Saraceni, V., Di Lazzaro, V., Sterzi, S. (2016): Perceptive rehabilitation and trunk posture alignment in patients with Parkinsons disease: a single blind randomized controlled trial. *Eur J Phys Rehabil Med*, ISSN 1973-9087

Mortimer, J. T., Magnusson, R., Petersén, I. (1970): Conduction velocity in ischemic muscle: effect on EMG frequency spectrum. *Am J Physiol* 219 (5), 1324-1329

O'Sullivan, P. B., Grahamslaw, K. M., Kendell, M., Lapenskie, S. C., Möller, N. E., Richards, K. V. (2002): The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. *SPINE* 27 (11), 1238-1244

Oddson, L. I. E. (1990): Control of voluntary trunk movements in man, *Acta Physiol Scand* 140 Supplementum 595

Pape, H.-C., Kurtz, A., Silbernagl, S. (2014): *Physiologie*, Aufl. 7, Thieme Verlag

Paolucci, T., Morone, G., Fusco, A., Giuliani, M., Rosati, E., Zangrando, F., Saraceni, V. M., Paolucci, S., Iosa, M. (2014): Effects of perceptive rehabilitation on balance control in patients with Parkinson's disease. *Neuro Rehabil* 34 (1), 113-120

Pötter, M., Illert, M., Wenzelburger, R., Deuschl, G., Volkmann, J. (2004): The effect of subthalamic nucleus stimulation on autogenic inhibition in Parkinson disease. *Neurology* 63 (7), 1234-1239

Roy, A. L., Keller, T. S., Colloca, C. J. (2003): Posture-dependent trunk extensor EMG activity during maximum isometrics exertions in normal male and female subjects. *J Electromyogr Kinesiol* 13 469-476

Roy, S. H., De Luca, C.J. (1989): Evolving characteristics of the median frequency of the EMG signal, computer-aided electromyography and expert systems, Elsevier Science Publishers B. V., 205-221

Sako, W., Nishio, M., Maruo, T., Shimazu, H., Matsuzaki, K., Tamura, T., Mure, H., Ushio, Y., Nagahiro, S., Kaji, R., Goto, S. (2009): Subthalamic nucleus deep brain stimulation for camptocormia associated with Parkinson's disease. *Mov Disord* 24 (7), 1076-1079

Schinkel-Ivy, A., Naim, B. C., Drake, J. D. M (2014): Quantification of the lumbar flexion-relaxation phenomenon: Comparing outcomes of lumbar erector spinae and superficial lumbar multifidus in standing full trunk flexion and slumped sitting postures. *J Manipulative Physiol Therap* 37 (7), 494-501

Schultz- Schaeffer, W. J., Margraf, N. G., Munser, S., Wrede, A., Buhmann, C., Deuschl, G., Oehlwein, C. (2015): Effect of neurostimulation on camptocormia in Parkinson's disease depends on symptom duration. *Mov Disord* 30 (3), 368-372

Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U. (2014): *Prometheus. Lernatlas der Anatomie. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*, Aufl. 4, Thieme Verlag

Souques, A., Rosanoff-Saloff, M. (1914): La camptocormie; incurvation du tronc, consecutive aux traumatismes du dos et des lombes; considérations morphologiques. *Rev Neurol*, 28, 937-939

Srivanitchapoom, P., Hallett, M. (2016): Review: Camptocormia in Parkinson's disease: definition, epidemiology, pathogenesis and treatment modalities. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 87, 75-85

Swinnen, E., Baeyens, J.-P., Meeusen, R., Kerckhofs, E. (2012): Methodology of electromyographic analysis of the trunk muscles during walking in healthy subjects: a literature review. *J Electromyogr Kinesiol* 22, 1-12

Tassorelli, C., De Icco, R., Alfonsi, E., Bartolo, M., Serrao, M., Avenali, M., De Paoli, I., Conte, C., Pozzi, N. G., Bramanti, P., Nappi, G., Sandrini, G. (2014): Botulinum toxin type A potentiates the effect of neuromotor rehabilitation of Pisa syndrome in Parkinson disease: a placebo controlled study. *Parkinsonism Relat Disord* 20, 1140-1144

Tinazzi, M., Juergensson, I., Squinatani, G., Vattermi, G., Montemezzi, S., Censi, D., Barone, P., Bovi, T., Fasano, A. (2013): Pisa syndrome in Parkinson's disease: an electrophysiological and imaging study. *J Neurol* 260, 2138-2148

Waters, R. L., Morris, J. M. (1971): Electrical activity of muscles of the trunk during walking. *J Anat* 111 (2), 191-199

Wrede, A., Margraf, N. G., Goebel, H. H., Deuschl, G., Schultz- Schaeffer, W. J. (2012): Myofibrillar disorganization characterizes myopathy of camptocormia in Parkinson's disease. *Acta Neuropathol* 123 (3), 419-432

White, S. G., McNair, P. J. (2002): Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. *Clin Biomechan* 17, 177-184

## 7 Anhang

Patient	Geschlecht	Alter	BMI	Proband	Geschlecht	Alter	BMI
1	f	64	21,9	1	f	69	23,5
2	m	83	22,8	2	m	76	27,3
3	f	73	20	3	F	74	22,8
4	m	81	14,9	4	m	77	22,6
5	f	76	20,8	5	f	77	19,9
6	m	67	26,8	6	m	67	24,4
7	f	81	22,9	7	f	75	22,2
8	m	76	24,3	8	m	77	23,4
9	m	85	21	9	m	85	25,8
10	f	75	15,8	10	f	72	21,9

Tab. 4: Basisdaten der Patienten (PAT, linke Seite) und der älteren Kontrollprobanden (PÄ, rechte Seite)

Patient	Beginn der Kamptokormie	Grad der Seitneigung	PD-Seiten - beginn	Grad der Vorneigung	Rückenschmerzen	Skoliose
1	2010	30 (r)	Links	40	7	ja (LWS)
2	2014	10 (l)	Rechts	40	9-10	nein
3	2010	20 (r)	Nicht eindeutig	40	7-8	nein
4	2010	15 (l)	Links	35	vorhanden	nein
5	2012	20 (l)	Links	25	6	nein
6	2014	25 (r)	Links	45	7	nein
7	2010	10 (r)	Nicht eindeutig	20	5	ja
8	2011	15 (r)	Rechts	45	7-8	nein
9	2013	15 (r)	Rechts	70	8	nein
10	2012	0	Rechts	60	4-5	nein

Tab. 5: Daten zur Kamptokormie der Patienten (PAT). Rückenschmerzen wurden anhand einer visuellen Analogskala mit Werten zwischen 0 und 10 bestimmt.

Patient	Erstdiagn. Parkinson	Seitenbeginn	Parkinson - Typ	Hoehn & Yahr	UPDRS III	L-Dopa – Äquivalent	Parkinson - Medikamente
1	2002	Links	AR*	3	40	600 mg	Levodopa, Carbidopa, Benserazid, Rasagilin, Tolcapon, Pramipexol, Amantadin
2	2004	Rechts	AR*	4	47	1537,5 mg	Levodopa, Apomorphin (Pumpe), Carbidopa, Rotigotin (Pflaster), Amantadin
3	1990	Nicht eindeutig	T**	4	X	800 mg	THS****, Levodopa, (Rivastigmin), Carbidopa
4	1997	Links	T**	4	X	X	THS****, Duodopapumpe (Apomorphin)
5	1999	Links	Äquiv.***	3	35	700 mg	Levodopa, Carbidopa, Rasagilin, Rotigotin (Pflaster), Amantadin
6	2002	Links	AR*	3	28	1360 mg	Levodopa, Carbidopa, Benserazid, Pramipexol
7	2002	Nicht eindeutig	Äquiv.***	2	12	812 mg	Levodopa, Benserazid, Pramipexol
8	2009	Rechts	AR*	3	23	500 mg	Levodopa, Benserazid, Rasagilin
9	2013	Rechts	AR*	3	X	250 mg	Levodopa, Carbidopa, Entecapon, Rotigotin (Pflaster)
10	1992	Rechts	Äquiv.***	4	66	900 mg	Levodopa, Benserazid, Rotigotin (Pflaster), Amantadin

Tab. 6: Daten zur Parkinson'schen Erkrankung der Patienten (PAT).

- \* = Parkinson-Syndrom vom akinetisch-rigiden Typ
- \*\* = Parkinson-Syndrom vom Tremor-Dominanz Typ
- \*\*\* = Parkinson-Syndrom vom Äquivalenztyp
- \*\*\*\* = Tiefenhirnstimulation

## 8 Danksagung

Ein besonderer Dank gebührt zuallererst meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. J. P. Kutzt-Buschbeck für seine außergewöhnlich engagierte Betreuung. Beginnend bei der Einführung in die Thematik über viele Ratschläge während der Durchführung der Versuche bis hin zum letztendlichen Schreiben der Arbeit hätte ich mir keine Bessere wünschen können.

Außerdem möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. G. Deuschl und Dr. med. Dipl.-Psych. N. G. Margraf für die angeregten Diskussionen und die Ermöglichung eines Freisemesters bedanken, wodurch ausreichend Zeit für eine intensive Auseinandersetzung mit der Thematik geschaffen wurde.

Nicht zuletzt bedanke ich mich herzlichst bei meinen Eltern für die Unterstützung während dieses langen Ausbildungsgangs und den vielen einhergehenden Entscheidungen, sowie bei meiner Freundin für die zahlreichen erbaulichen Gespräche.

## 9 Lebenslauf

### Persönliche Daten:

Geburtsdatum-und Ort: 02.01.1992 in Achim

Familienstand: ledig

Eltern: Mutter: Ulrike Rogalski

Vater: Werner Tronje Hagen

### Ausbildung:

11.2014 Aufnahme der Dissertationsarbeit

09.2013 Abschluss des vorklinischen Studiums mit dem ersten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

10.2011 Beginn des Humanmedizinstudiums an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

06.2010 Abitur am Hermann-Böse Gymnasium Bremen

### Publikationen:

03.2016 Rogalski, M., Kuhtz-Buschbeck, J. P., Margraf, N., Deuschl, G.: Electromyographical (EMG) study of trunk muscles in upright and bent postures. Acta Physiologica Scandinavica 216 (2016), Suppl. 707, 204

11.2017 Margraf, N.\*, Rogalski, M.\*, Deuschl, G., Kuhtz-Buschbeck, J.P.: Trunk muscle activation pattern in parkinsonian camptocormia as revealed with surface electromyography Parkinsonism and Related Disorders 44 (2017), 44-50  
\* Diese Autoren leisteten gleiche Beiträge zur Publikation