

Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin
und Versorgungsforschung

**Ursachen für Beschwerdeentwicklung bei langem
Stehen – Hinweise durch die Analyse von Haltung-
kenngrößen im Bereich der Lendenwirbelsäule,
Ermüdung und Koaktivierung der unteren
Rücken- und Beckenmuskulatur**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

Götte, Nicolai Johannes

2021

Dekan: Professor Dr. B. Pichler
1. Berichterstatter: Professorin Dr. M. A. Rieger
2. Berichterstatter: Professorin Dr. I. Krauß

Tag der Disputation: 25.01.2022

Für meine Frau, meinen Vater und meine Familie. Danke für Eure Unterstützung.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Einführung	1
1.2	Hintergrund.....	3
1.3	Einordnung der Studie	6
1.4	Fragestellung	7
2	Material und Methoden	8
2.1	Probanden	8
2.1.1	Rekrutierung und Planung des Ablaufs	8
2.1.2	Ein- und Ausschlusskriterien.....	9
2.2	Material und Messgrößen	10
2.2.1	Messgerät PS11-UD	10
2.2.2	Lagesensoren zur Erfassung der Lordose	10
2.2.3	Oberflächen-Elektromyographie zur Erfassung muskulärer Ermüdung und muskulärer Ko-Aktivierung.....	12
2.2.4	Fragebogen zur Erfassung von Beschwerden.....	19
2.2.5	Sonstige Materialien	20
2.3	Ablauf	21
2.3.1	Gesamtübersicht	21
2.3.2	Vorbereitung.....	22
2.3.3	Exposition.....	23
2.3.4	Nachbereitung.....	24
2.4	Datenverarbeitung und Auswertung	25
2.4.1	Aufbereitung der Daten (Processing)	25
2.4.2	Statistische Analyse	33
3	Ergebnisse	34
3.1	Probanden	35

3.2	Beschwerdeentwicklung im unteren Rücken	36
3.2.1	Gruppeneinteilung	36
3.2.2	Beschwerdeentwicklung im Rücken während der Expositionen	38
3.3	Haltungsanalyse der Lendenwirbelsäule	40
3.3.1	Stehexposition	40
3.3.2	Wechsel 6,5 Min. Stehen / 3,5 Min. Gehen.....	41
3.3.3	Wechsel 3,5 Min. Stehen / 6,5 Min. Gehen.....	42
3.3.4	Gehexposition.....	43
3.3.5	Zusammenfassung	44
3.3.6	RM-ANOVA	44
3.4	Ermüdung des M. erector spinae	45
3.4.1	Stehexposition	45
3.4.2	Wechsel 6,5 Min. Stehen / 3,5 Min. Gehen.....	47
3.4.3	Wechsel 3,5 Min. Stehen / 6,5 Min. Gehen.....	48
3.4.4	Gehexposition.....	49
3.4.5	Zusammenfassung	50
3.4.6	Ermüdungsanalyse nach JASA.....	51
3.5	Aktivierungsmuster der Mm. glutei medii	54
3.5.1	3D-Kontur-Histogramme zur Beschreibung der Koaktivierung	54
3.5.2	Kennwerte der Histogramme.....	60
4	Diskussion	68
4.1	Beschwerdeentwicklung im unteren Rücken	68
4.2	Haltungsanalyse der Lendenwirbelsäule	71
4.3	Ermüdung der Mm. erectores spinae	72
4.4	Aktivierungsmuster der Mm. glutei medii	74
4.4.1	3D-Kontur-Histogramme zur Beschreibung der Koaktivierung	75

4.4.2	Kennwerte der Histogramme.....	80
4.5	Methodische Aspekte	84
4.5.1	Probandenkollektiv	84
4.5.2	Lagesensoren	84
4.5.3	Elektromyographie (EMG).....	84
4.5.4	Aktivierungsmuster Mm. glutei medii.....	85
4.6	Fazit	87
5	Abstract.....	90
6	Literaturverzeichnis.....	92
7	Abbildungs-, Formel- und Tabellenverzeichnis	96
7.1	Abbildungen	96
7.2	Formeln.....	98
7.3	Tabellen	98
8	Anhang	99
8.1	Protokolle zum Methodenteil	99
8.1.1	Probandeninformation	99
8.1.2	Ausschlusskriterien.....	106
8.1.3	Information zum Datenschutz und Einwilligungserklärung.....	108
8.1.4	Fragebogen Beschwerden.....	110
8.2	Tabellen zum Ergebnisteil.....	111
8.2.1	Flächenschwerpunkte	111
8.2.2	Abstand FS rechtwinklig zur Diagonalen.....	112
8.2.3	Abstand FS rechtwinklig zum Ursprung	112
9	Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift	113
10	Vorträge/Veröffentlichungen	114
11	Danksagung	115

Abkürzungsverzeichnis

BE	Beschwerdeentwickler
EA	elektrische Aktivität
FS	Flächenschwerpunkt bzw. „Häufigkeits-Mittelpunkt“
IASV	Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung
JASA	Joint Analysis of Spectrum and Amplitude
LWS	Lendenwirbelsäule
LWK	Lendenwirbelkörper
MF	Medianfrequenz
MVE	maximum voluntary electrical activation
nBE	nicht Beschwerdeentwickler
nPD	no pain developer
OEMG bzw. EMG	Oberflächenelektromyographie bzw. Elektromyographie
PD	pain developer
RM-ANOVA	repeated-measures analysis of variance
RVE	reference voluntary electrical activation
VAS	Visuelle Analoge Skala
Wechsel 6S/3G:	6,5 Min. Stehen und 3,5 Min. Gehen im Wechsel;
Wechsel 3S/6G:	3,5 Min. Stehen und 6,5 Min. Gehen im Wechsel.

Weiterhin wurden gebräuchliche Abkürzungen sowie SI-Einheiten verwendet.

1 Einleitung

1.1 Einführung

Steharbeit. Ein Thema, welches viele Menschen in Deutschland, Europa und auch weltweit beschäftigt. Was macht es so aktuell?

Zunächst einmal ist die große Anzahl von Arbeitsplätzen zu nennen, an denen in Industrienationen wie Deutschland gestanden wird: Eine Erhebung aus dem Jahr 2012 ergab einen Anteil von 54% (Wittig et al. 2013). Zudem gibt es Hinweise darauf, dass statisches Stehen am Arbeitsplatz eine Risikoerhöhung für die Entwicklung von Rückenbeschwerden wie Schmerzen und Muskelverspannungen sowie Gefäßkrankheiten der unteren Extremitäten bedeutet (Berger et al. 2009; Gell et al. 2011; Gallagher und Callaghan 2015). Das Thema Rückenschmerzen ist auch in Deutschland präsent: sie treten hierzulande so häufig auf, dass sie stellenweise als „Volkskrankheit“ bezeichnet werden (Bayerischer Rundfunk 2016; Deutscher Verlag für Gesundheit und Ernährung (DVGE) 2016). Der gesamtwirtschaftliche und gesellschaftliche Einfluss ist nicht zu unterschätzen. Die Zahlen hierzu sprechen für sich: Im Jahr 2008 waren bundesweit knapp 2,4 Mio. Fälle von Arbeitsunfähigkeit (AU) auf die Diagnose Rückenschmerzen zurückzuführen – die Anzahl der AU-Tage beläuft sich im selben Jahr auf insgesamt knapp 30 Millionen. Bis 2016 führte die Diagnosegruppe der Rückenschmerzen zu den meisten AU-Fällen überhaupt (Liebers et al. 2016). Dies schränkt einerseits die Wirtschaftlichkeit der betroffenen Unternehmen ein, andererseits entstehen dem deutschen Gesundheitssystem durch Rückenschmerzen hohe Kosten (Bundesministerium für Arbeit und Soziales (BMAS) und Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) 2018). Im Jahr 2008 beliefen sich die Krankheitskosten für Rückenleiden beispielsweise auf etwa auf 9 Milliarden Euro (Raspe 2012). Hinzu kommen für die Betroffenen mögliche Einschränkungen bei der Bewältigung des Alltags, wie beispielsweise beim Tragen von Lasten.

Neben dem Zusammenhang zwischen langem Stehen und der Entstehung von Rückenschmerzen finden sich in der Forschung allerdings auch Hinweise auf negative Auswirkungen zu langem Sitzens (Magnusson und Pope 1998; Liebenson 2002). „Nicht Sitzen? Nicht Stehen? Was also tun?“ mag sich der (*die) Ein/e oder Andere jetzt fragen.

* Soweit im weiteren Textverlauf Berufs- Gruppen- und / oder Personenbezeichnungen Verwendung finden, ist auch stets die jeweils weibliche Form gemeint.

Auf der Suche nach Antworten finden sich allgemein formulierte Ratgeber und Empfehlungen zum Thema Ergonomie am Arbeitsplatz. Deren Lösungsansatz zur Prävention von Rückenschmerzen lässt sich vereinfacht unter dem Begriff „Belastungswechsel“ zusammenfassen (Schmitter 2005; Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin 2008; Berger et al. 2009). Es wird ein möglichst ausgeglichenes oder teilweise sogar festgelegtes Verhältnis zwischen Stehen, Sitzen und Gehen empfohlen.

Auf der Suche nach konkreten Forschungsergebnissen finden sich allerdings wenige wissenschaftliche Arbeiten über die Wirksamkeit von Interventionen zur Reduktion von Rückenschmerzen. Raspe schrieb 2012 sogar, dass wirksame Präventionsprogramme zur Verhinderung des Auftretens von Rückenschmerzen kaum existierten (Raspe 2012). Es gibt zwar Untersuchungen zum Einfluss von Kräftigungsübungen auf Beschwerden, welche während langen Stehens entstehen (Henchoz und Kai-Lik So 2008; Nelson-Wong und Callaghan 2010a), die genannten Arbeiten kommen aber zu keinem eindeutigen Ergebnis. Das Fazit lautet: Kräftigungsübungen im Allgemeinen scheinen das Auftreten von Rückenschmerzen positiv beeinflussen zu können. Zur effektiven Prävention bedürfte es jedoch individuell angepasster Trainingsmethoden.

Die vorliegende Studie verfolgt einen weniger individualisierten Ansatz – die Intervention ist einfaches Gehen. Vorangegangene Untersuchungen des Arbeitsphysiologischen Labors des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung (IASV), Universitätsklinikum Tübingen, wiesen bereits darauf hin, dass das Auftreten von Beschwerden im unteren Rücken durch Gehen reduziert werden kann (Kunz et al. 2016). Der Vorteil in der Umsetzung liegt darin, dass bei der Konzeption von Steharbeitsplätzen bereits Gehstrecken mit eingeplant werden können – beispielsweise zur Beschaffung von Ersatzteilen aus einem Lager. Die Integration des Gehens in den Arbeitsablauf könnte Wahrscheinlichkeit erhöhen, dass die Intervention auch wirklich durchgeführt wird.

So soll die vorliegende Studie einen Beitrag zur wissenschaftlichen Grundlage für die Gestaltung von Steharbeitsplätzen leisten. Im Arbeitsphysiologischen Labor des IASV wurde zu diesem Zweck bereits eine Pilotstudie (Studie 1) durchgeführt, auf der die vorliegende Studie (Studie 2) aufbaut (siehe 1.3). Einige der Ergebnisse der Pilotstudie weisen auf einen positiven Einfluss des Gehens hin. Insbesondere konnte ein Effekt bei

der Messung des Unterschenkelvolumens und der Beschwerdeentwicklung im unteren Rücken gezeigt werden (Kunz et al. 2016; Wall et al. 2016). In der vorliegenden Studie werden weitere Kenngrößen untersucht, welche im Verdacht stehen, während des Stehens die Beschwerdeentwicklung im unteren Rücken zu begünstigen. Hierzu zählt neben der Lordosebildung der Lendenwirbelsäule auch die muskuläre Aktivität von Rückenmuskeln und Muskeln des Beckens (s.u.). Der Fokus liegt auf der Beschreibung von Änderungen der genannten Parameter während des Stehens in Abgrenzung zum Gehen sowie Wechseln zwischen Gehen und Stehen.

1.2 Hintergrund

Grundsätzlich können spezifische und nicht-spezifische Rückenschmerzen unterschieden werden. Während spezifischen Rückenschmerzen ein krankhafter Prozess wie beispielsweise Osteoporose, Rheuma oder ein Bandscheibenvorfall zugrunde liegt, können bei nicht-spezifischen Rückenschmerzen keine eindeutigen Ursachen benannt werden (Raspe 2012). Die vorliegende Arbeit soll zur Klärung dieser Ursachen beitragen. Die Liste der Risikofaktoren für die Entstehung von nicht-spezifischen Rückenschmerzen ist lang. Andauerndes Stehen wurde eingangs bereits als ein solcher Risikofaktor benannt (Berger et al. 2009; Gell et al. 2011; Gallagher und Callaghan 2015). Folgende Mechanismen werden unter anderem für die Entstehung von Rückenbeschwerden während statischen Stehens genannt und sollen in dieser Studie genauer untersucht werden:

Stark ausgeprägte Lordosebildung in der Lendenwirbelsäule, auch Hohlkreuz genannt (Berger et al. 2009; Tissot et al. 2009; Sorensen et al. 2015); Ermüdung von Rückenmuskeln wie den *Mm. erectores spinae* (Balasubramanian et al. 2009; Berger et al. 2009; Halim et al. 2012) sowie eine übermäßige zeitgleiche Aktivierung der *Mm. glutei medii* an der Hüfte, in der Literatur u.a. auch als „Koaktivierung“ bzw. „Ko-Aktivierung“ bezeichnet (Nelson-Wong et al. 2008; Nelson-Wong und Callaghan 2009; Marshall et al. 2011; Bussey et al. 2016).

Eine verstärkte Lordosebildung während des Stehens lässt sich auf eine erhöhte Belastung passiver Haltestrukturen wie beispielsweise Bänder oder Bandscheiben zurückführen (Berger et al. 2009; Sorensen et al. 2015). Muskulärer Ermüdung liegt eine Daueraktivierung motorischer Einheiten zugrunde, welche vorübergehend degenerieren (Kluth et al. 2013; Luttmann und Jäger 2013). Für das Auftreten der bisher noch wenig

erforschten „Koaktivierung“ der Hüftmuskulatur gibt es weniger eindeutige Erklärungen. Es wird vermutet, dass die übermäßige zeitgleiche Aktivierung der Hüftmuskeln möglicherweise eine mangelnde Stabilisierung anderer Haltemuskeln des Körpers ausgleichen soll (Nelson-Wong und Callaghan 2009). Dies wird auch als „biomechanische Stabilisierung“ bezeichnet (Granata und Marras 2000).

Folgende Messgrößen werden in der vorliegenden Studie zur Untersuchung der genannten Mechanismen der Beschwerdeentwicklung im unteren Rücken herangezogen: Die Lordose wird mit Lagesensoren gemessen. Die Aktivität der Rücken- und Beckenmuskulatur wird durch OEMG (oberflächliche Elektromyographie) erfasst. Die entsprechende Messtechnik wird im Methodenteil ausführlich vorgestellt (siehe 2.2).

Als Ausgangspunkt der Untersuchungen verbringen die Probanden zwei Stunden im Stehen. Dabei soll zunächst herausgefunden werden, wie viele Probanden Beschwerden im unteren Rücken entwickeln. Anhand dieser Ergebnisse werden zwei Gruppen gebildet: Die Gruppe der Teilnehmer, welche während des Stehens keine Beschwerden entwickeln (nicht-Beschwerde-Entwickler; nBE) und die Gruppe der Beschwerde-Entwickler (BE). Entsprechend der Ergebnisse anderer Studien mit ähnlichem Studiendesign sowie der Prävalenz von Rückenbeschwerden in der deutschen Bevölkerung wird erwartet, dass etwa ein Anteil von 35-65% der Probanden während des Stehens Beschwerden im unteren Rücken entwickeln (Nelson-Wong et al. 2008; Nelson-Wong und Callaghan 2009; Nelson-Wong und Callaghan 2010a; Raspe 2012). Zudem wird anhand oben genannter Methoden erfasst, ob die BE eine stärker ausgeprägte Lordose aufweisen als die nBE, ob die Rückenmuskeln der BE stärker ermüden und ihre Hüftmuskeln stärker koaktiviert werden.

Ausgehend von den Ergebnissen aus der Phase des Stehens wird untersucht wie sich die genannten Zielgrößen zwischen Gehen und Stehen unterscheiden. Kann die Entwicklung von Rückenbeschwerden durch unterschiedlich lange Gehanteile reduziert werden? Gilt dies auch für die muskuläre Ermüdung, die Lordosebildung und die Koaktivierung der Hüftmuskeln?

Sollten sich die Ergebnisse einer vorhergegangenen Studie des Arbeitsphysiologischen Labors des IASV bestätigen, so wird erwartet, dass eine Unterbrechung des Stehens durch Gehen das Auftreten von Rückenbeschwerden verringert (Kunz et al. 2016). Die Lordosebildung der Lendenwirbelsäule unterschied sich bereits in der Pilotstudie in beiden Beschwerdegruppen nur minimal zwischen Gehen und Stehen. Nun soll herausgefunden werden, ob es bereits während des Stehens Unterschiede in der Ausprägung der Lendenlordose zwischen den Beschwerdegruppen gibt und wie sie sich während verschiedener Gehanteile verändert.

Bei der Untersuchung der Ermüdung des *M. erector spinae* steht folgende Frage im Vordergrund: Weist die Gruppe der BE während des Stehens eine deutlichere Ermüdung auf, als die Gruppe der nBE und wie verändert sich die Ermüdung während des Gehens? Es wird erwartet, dass die Ermüdung während des Stehens am stärksten ausgeprägt ist und mit zunehmendem Gehanteil abnimmt. Eine deutlichere Ermüdung bei den Probanden der Gruppe der BE würde die Annahme stützen, dass eine Ermüdung des *M. erector spinae* die Entwicklung von Rückenbeschwerden begünstigt.

Die Aktivierungsmuster der muskulären Aktivität *Mm. glutei medii* werden grafisch dargestellt und beschrieben. Es stellt sich die Frage, ob sich die Muster der Gruppe der BE von denen der nBE hinsichtlich Aktivierungshöhe und Symmetrie der Aktivierung unterscheiden. Sind die größten Unterschiede während des Stehens vorhanden, wenn sich mutmaßlich die deutlichsten Unterschiede der Beschwerdeentwicklung im unteren Rücken zeigen? Lässt sich eine deskriptive Interpretation der Histogramme durch neu entwickelte Kennwerte stützen, welche unter anderem die durchschnittliche Aktivierungshöhe sowie Symmetrie der Aktivierung erfassen?

Während es sich bei der Untersuchung der Ermüdung der Rückenmuskeln und der Stellung der Lendenwirbelsäule um weitgehend etablierte Methoden handelt, wird die Auswertung der Aktivierungsmuster der Beckenmuskeln explorativen Charakter haben. Ein neu entwickeltes und in dieser Studie erstmals angewandtes Analyseverfahren soll neben der „Koaktivierung“ auch noch Kennwerte weiterer Aktivierungsmuster erfassen können und deren Einfluss auf die Entstehung von Rückenbeschwerden während des Stehens und Gehens untersuchen.

1.3 Einordnung der Studie

Die vorliegende Arbeit ist Teil eines größer angelegten Projektes, welches einen wissenschaftlichen Beitrag zur Gestaltung von Steharbeitsplätzen leisten soll. Unter anderem sollen folgende Fragen beantwortet werden: Ist es sinnvoll Steharbeit regelmäßig durch Gehen zu unterbrechen? Falls ja: Wie lange soll gegangen werden bzw. wie groß sollte der Gehanteil im Verhältnis zum Stehanteil sein, um die negativen Effekte statischen Stehens möglichst effektiv zu minimieren?

2015 startete das mehrjährige Projekt „Steharbeit“ im arbeitsphysiologischen Labor der Universität Tübingen. Es besteht aus zwei Hauptstudien (siehe Abbildung 1). In Studie 1 (Pilotstudie von 2014- 2015) wurde ausschließlich gegangen und gestanden, während Studie 2 (2016-2017) neben Gehen und Stehen auch Wechsel zwischen Gehen und Stehen untersucht.

Für die Pilotstudie wurden 60 Probanden untersucht. Es wurde an zwei Untersuchungstagen in randomisierter Reihenfolge entweder etwas mehr als 4,5 Stunden gegangen oder gestanden. Die Exposition wurde dabei in 3 Abschnitte unterteilt. Die erste Pause dauerte 35 min, die zweite Pause 10 Min. Während des Stehens wurden u.a. leichte Montageaufgaben verrichtet.

Die vorliegende Arbeit ist eine Teilauswertung von Studie 2 mit rund 45 Probanden. An deren Auswertung waren bisher beteiligt:

- Rudolf Wall: Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Humanwissenschaften mit dem Titel „The effects of standing exposure on venous and muscular stress parameters: influence of dynamic muscle activity in the lower extremities, age, and gender in healthy individuals“ (laufendes Promotionsverfahren an der Medizinischen Fakultät Tübingen, Stand 09/ 2020 unter Begutachtung).
- Julia Hötzel: Bachelorarbeit zur Erlangung des Bachelor of Science (B. Sc.) des Studiengangs Medizintechnik mit dem Thema „Einfluss einer zweistündigen Stehexposition auf Zeichen muskulärer Ermüdung im M. gastrocnemius“ (abgeschlossen am 4.10.2018).

PROJEKT STEHARBEIT

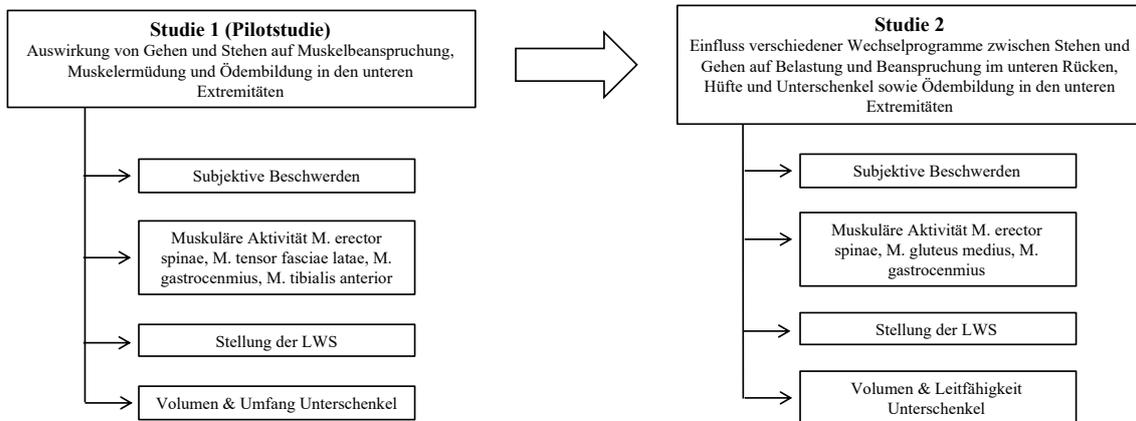


Abbildung 1: Übersicht über das Gesamtprojekt „Steharbeit“ des Arbeitsphysiologischen Instituts des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung (IASV), Universitätsklinikum Tübingen. Dargestellt ist eine Auswahl der erfassten Zielgrößen.

1.4 Fragestellung

Zusammenfassend lassen sich folgende Forschungsfragen formulieren:

- Wie viele Personen entwickeln während zweistündigen Stehens Beschwerden im unteren Rücken?
- Zeigt sich bei Personen, die während zweistündigen Stehens Rückenbeschwerden entwickeln, im Vergleich zu beschwerdefreien Personen...
 - ... eine ausgeprägtere Lordosebildung der Lendenwirbelsäule?
 - ... eine stärkere Ermüdung der Rückenmuskulatur?
 - ... andersartige Aktivierungsmuster der Glutealmuskulatur?
- Wie verändern sich diese Parameter mit Erhöhung des Gehanteils?

Die Studie ist methodisch weitgehend explorativ angelegt.

2 Material und Methoden

2.1 Probanden

2.1.1 Rekrutierung und Planung des Ablaufs

Die Studie wurde von der Ethikkommission der Universität Tübingen genehmigt (Nummer: 803/2016BO2). Anschließend wurden über verschiedene Kanäle Probanden rekrutiert. Potentielle Probanden wurden über eine interne Probandendatenbank des Arbeitsphysiologischen Labors, Rundmails an der Universität und dem Universitätsklinikum sowie über persönliche Kontakte der Untersucher auf die Studie aufmerksam gemacht. Alle interessierten Personen wurden vorab über die Studie sowie die Anforderungen an die Probanden informiert und erst nach freiwilligem und schriftlichem Einverständnis eingeschlossen (siehe 8.1.1).

Jeder Proband wurde an insgesamt vier Tagen einbestellt. Ein Untersuchungstag dauerte etwa vier Stunden. Zwischen den Messungen mussten mindestens zwei Tage liegen.

Der maximale zeitliche Abstand wurde auf 10 Tage festgelegt.

Bei der Terminvergabe wurde darauf geachtet, dass die Messung eines Probanden an allen Untersuchungstagen zur selben Tageszeit stattfand. Hierdurch sollte der Einfluss tageszeitabhängiger Schwankungen von Kreislauf und Muskelbeanspruchung einer Testperson auf die Messergebnisse möglichst geringgehalten werden. Weiterhin sollte die Anreise immer auf dieselbe Art und Weise (Fahrrad, Bus oder Auto) erfolgen, um eine unterschiedlich starke Aktivierung der Muskulatur im Vorfeld der Messung zu vermeiden. Aus demselben Grund sollten die Probanden 24 Stunden vor den Messungen jegliche sportliche Betätigung aussetzen und den Tagesablauf vor Untersuchungsbeginn möglichst gleich gestalten. Sie waren darüber hinaus angehalten, bei allen Expositionen dasselbe Schuhwerk zu tragen, um einem Einfluss auf beispielsweise Beschwerdeentwicklung und Lordosebildung vorzubeugen.

Für die Teilnahme an allen 4 Messtagen (à 4 Stunden) erhielten die Probanden eine Aufwandsentschädigung von insgesamt 160€.

Die Finanzierung der Studie wurde durch die BGHW (Berufsgenossenschaft Handel und Warenlogistik) unterstützt. Die BGHW nahm keinen Einfluss auf das Studiendesign, die Durchführung der Studie und die Interpretation der Ergebnisse. Zusätzlich wurde ich durch ein Stipendium der Lieselotte und Dr. Karl Otto Winkler Stiftung für Arbeitsmedizin gefördert.

2.1.2 Ein- und Ausschlusskriterien

Eingeschlossen wurden volljährige Personen bis zu einem Alter von 67 Jahren ohne akute Erkrankungen oder Schmerzen. Wesentlich war zudem, dass sich die Studienteilnehmer dazu in der Lage sahen, einen kompletten Arbeitstag (8 Std.) stehend zu verbringen.

Ausgeschlossen wurden alle Personen unter dem Einfluss von Rauschmitteln oder regelmäßiger Einnahme von Analgetika. Weiterhin wurden als Ausschlusskriterien definiert: Schwangerschaft, Herzkreislaufbeschwerden, Herzschrittmacher, Gefäßerkrankungen sowie Erkrankungen des Skeletts oder Erkrankungen der Gelenke von unterer Extremität oder Wirbelsäule – außerdem jegliche Muskelerkrankung, symptomatische neurologische Erkrankungen, chronische Schmerzen und symptomatische psychiatrische Erkrankungen unter Medikation.

Bei der Anamnese vor Testbeginn kam eine Checkliste zum Einsatz, anhand derer Ein- und Ausschlusskriterien überprüft wurden (siehe Anlage 8.1.2). Die anschließende orientierende körperliche Untersuchung setzte für eine Teilnahme in Ruhe einen systolischen Blutdruck zwischen 100 mmHg und 140 mmHg voraus. Zudem wurde im Rahmen der Untersuchung auf übermäßige Bewegungseinschränkungen geachtet, die zuvor anamnestisch nicht erfasst werden konnten.

Zum Ausschluss nach Studienbeginn führten: krankheitsbedingte Überschreitung des maximalen Abstandes von 10 Tagen zwischen Untersuchungstagen, Abbruch auf Wunsch des Probanden sowie sämtliche Beschwerden, die einen Abbruch der Exposition notwendig machten.

Insgesamt wurden während des Untersuchungszeitraumes von 6 Monaten für die vorliegende Auswertung 22 Probanden rekrutiert.

2.2 Material und Messgrößen

2.2.1 Messgerät PS11-UD

Das eingesetzte Messgerät PS11-UD (Hersteller: THUMEDI® GmbH & Co. KG, Thum, Deutschland) ist ein multifunktionales Messgerät, welches die Signale der gesamten Messtechnik während der Exposition kontinuierlich aufzeichnete. Per Bluetooth konnten die Kennwerte bereits während der Messungen in Echtzeit auf dem verbundenen Rechner angezeigt und direkt auf Plausibilität überprüft werden.

Die Übertragung aufgezeichneter Daten auf die Rechner des Labors erfolgte mittels THUMEDI Software (PS-11 Software, Version 6.50).

2.2.2 Lagesensoren zur Erfassung der Lordose

Für die vorliegende Arbeit wurde der Lordosewinkel der Lendenwirbelsäule nicht direkt gemessen, sondern dessen Änderung während der verschiedenen Expositionen durch Lagesensoren erfasst. Die eingesetzten Lagesensoren können Bewegungsänderungen in jeder Raumrichtung erfassen. Für die Messung kamen dreidimensionale gravimetrisch-polarimetrische Lagesensoren der THUMEDI GmbH & Co. KG zum Einsatz (im Folgenden als „Lagesensoren“ bezeichnet). (Technische Daten: Zeitliche Auflösung 125ms, Winkelgenauigkeit $0,1^\circ$). Die Signale wurden, wie die der EMG-Elektroden auch, mit dem PS11-UD Messgerät aufgezeichnet und per THUMEDI Software auf die Rechner übertragen.

2.2.2.1 Technisch-physiologischer Hintergrund

Die Wirbelsäule des Menschen bildet aus seitlicher Sicht je zwei physiologische Wölbungen unterschiedlicher Ausrichtung. Wölbungen nach hinten werden als Kyphose, nach vorne ausgerichtete Wölbungen als Lordose bezeichnet. Sie tragen maßgeblich dazu bei, dass Menschen aufrecht stehen können. Die Lordosen der menschlichen Wirbelsäule befinden sich im Hals- und Lendenbereich (vgl. Abbildung 2). Der Lordosewinkel „L“ der Lendenwirbelsäule wird für die vorliegende Studie definiert durch den Winkel zwischen zwei Geraden, welche senkrecht auf dem 1. und 5. Lendenwirbelkörper (LWK) stehen.

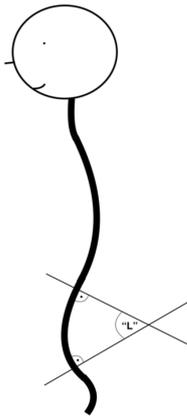


Abbildung 2: Schematische Darstellung des Lordosewinkels „L“ der Lendenwirbelsäule (eigene Abb.).

Eine Lordose im Lendenbereich ist also physiologisch. Beschwerden können allerdings entstehen, wenn die Lordose stark ausgeprägt ist. Durch vermehrten Stress auf die Hinterkante der Wirbelkörper kann der resultierende Druck auf die Bandscheiben die dort liegende Schmerzrezeptoren (Nozizeptoren) reizen (van Dieën et al. 2003; Gallagher 2014). Für eine mögliche stärkere Ausprägung einer Lendenlordose während des Stehens werden verschiedene Mechanismen diskutiert. Vermutlich wird eine ausgeprägtere Lordosebildung durch eine erhöhte Belastung der passiven Haltestrukturen (Bänder, Bandscheiben, Wirbel) begünstigt. Diese Belastung kann beispielsweise durch muskuläre Ermüdung der Haltemuskeln (wie den *M. erector spinae*) entstehen (Berger et al. 2009; Sorensen et al. 2015). Langfristig kann dies zu einer Höhenabnahme der Bandscheiben führen, welche eine vermehrte Belastung der Zwischenwirbelgelenke (z.B. Facettengelenke) und somit eine Chronifizierung des Schmerzes nach sich zieht (Gallagher 2014).

2.2.2.2 Vorbereitung und Platzierung der Lagesensoren

Die Lagesensoren wurden mit doppelseitigem Klebeband befestigt (Top Secret transparent 3M medical standard) und zusätzliche mit Klebevlies fixiert, da sie durch ihre leicht erhabene Bauform zum Verrutschen und Ablösen neigen (siehe Abbildung 3). Die Lagesensoren wurden am oberen und unteren Ende der Lendenwirbelsäule (LWS) auf Höhe des Dornfortsatzes von LWK 1 und unterhalb von LWK 5 angebracht. Zur Orientierung bei der Positionierung wurden die zuvor geklebten EMG-Elektroden der *Mm. erectores spinae* auf Höhe LWK 3 und der ebenfalls zuvor ertastete LWK 4 herangezogen.

2.2.2.3 Offset-Bereinigung

Um Veränderungen der Lordosebildung zu erfassen, wurden die während der Exposition erfassten Signale der Lagesensoren ins Verhältnis zu einem zuvor erfassten Ausgangswert (Offset) gesetzt. Zur Erfassung dieses Ausgangswertes wurden die Probanden vor Expositionsbeginn aufgefordert, sich 20 Sek. möglichst ohne Ausgleichsbewegungen in einen aufrechten Stand (Neutralposition) zu begeben. Beide Füße sollten hierbei komplett den Boden berühren, die Arme locker an der Körperseite positioniert und der Kopf aufrecht gehalten werden. Zur Haltungsanalyse wurde im weiteren Messverlauf die Abweichung der erfassten Werte von dieser Neutralposition berechnet.

2.2.3 Oberflächen-Elektromyographie zur Erfassung muskulärer Ermüdung und muskulärer Ko-Aktivierung

Zur Quantifizierung muskulärer Ermüdung und der Koaktivierung wurde die Oberflächenelektromyographie (OEMG, nachfolgend kurz: EMG) verwendet. Im Folgenden werden technisch-physiologische Aspekte dieser Methode erläutert. Eine genaue Beschreibung wie mittels dieser Methode die Zielgrößen Ermüdung und muskuläre Koaktivierung bestimmt werden findet sich in Kapitel 2.4.

Die EMG ist eine nichtinvasive Methode, anhand derer die elektrische Aktivität oberflächlich liegender Muskelfasern gemessen werden kann. Die vorliegende Arbeit befasst sich mit folgenden Zielgrößen der EMG-Analyse: Ermüdung und Seitenvergleich (Vergleich der Aktivität der Muskeln von rechter und linker Körperseite). Für deren Auswertung wurden folgende Kenngrößen herangezogen: elektrische Aktivität (EA) und Medianfrequenz (MF).

Die entsprechenden Daten wurden vom Messgerät PS11-UD (vgl. 2.2.1) aufgezeichnet, analysiert und gespeichert. Die Einstellungen lauten wie folgt: Gleichtaktunterdrückung CMR (common-mode rejection) > 96 dB; Rauschen unterhalb <0,8 μV rms (root mean square); Durchlassbereich $\pm 0,15$ dB bei 25-1.100 Hz). Die bipolaren EMG-Signale wurden differentiell verstärkt und gefiltert (Hochpassfilter 4 Hz | -3dB | 2. Ordnung; Tiefpassfilter 1300 Hz | -3 dB | 11. Ordnung). Die Abtastfrequenz lag bei 4.096 Hz. Die Daten wurden vom Gerät in Echtzeit in den Frequenzbereich transformiert (1024-Punkt-Fast-Fourier-Transformation unter Verwendung eines Bartlett-Fensters mit 50%

Überlappung) und digital gefiltert (Hochpassfilter, 11. Ordnung, -3 dB bei 16 Hz). Netzleitungsstörungen (50 Hz und seine ersten sieben Oberschwingungstöne) wurden entfernt, indem sie durch die spektralen Werte eines 4 Hz breiten Bandes um ihre Mittelfrequenz durch beide spektralen Nachbarn ersetzt wurden. Das quadratische Mittel der elektrischen Aktivität (EA [μV]) und die mittlere Frequenz (MF [Hz]) wurden in Echtzeit aus dem Leistungsspektrum berechnet (250 ms bewegtes Fenster mit 50% Überlappung) und mit den Rohdaten auf dem PS11-Gerät gespeichert. Für die Analyse wurden bei dieser Arbeit ausschließlich die vom Gerät errechnete Kennwerte (EA und MF) verwendet.

2.2.3.1 Technisch-physiologischer Hintergrund

Die EMG erfasst elektrische Impulse (Summenaktionspotentiale) von Motoneuronen, welche Muskelfasern ansteuern. Motoneurone und Muskeln bilden zusammen eine „motorische Einheit“. Die Dichte der Summenaktionspotentiale wird in der Amplitude des EMG-Signals dargestellt. Diese Dichte korreliert mit der Kraft, die der abgeleitete Muskel leisten muss und wird auch als elektrische Aktivität (EA) bezeichnet. Sie wird hier in $\mu\text{-Volt}$ (μV) angegeben.

Ein Muskel ermüdet, wenn er z.B. eine bestimmte Kraft dauerhaft aufrechterhalten muss. Da die Kraft der einzelnen Muskelfasern mit der Zeit nachlässt, verstärkt sich im zeitlichen Verlauf die Innervation des Muskels. Diese verstärkte Innervation wird über die Rekrutierung weiterer motorischer Einheiten erreicht und spiegelt sich in einer steigenden EA wider. Der Körper versucht also eine möglichst konstante Muskelkraft aufrecht zu erhalten, indem er über die Nervenfasern mehr Signale aussendet und zeitgleich eine zunehmende Anzahl von Muskelfasern ansteuert. Allerdings reicht eine alleinige Betrachtung der Änderung der EA nicht aus, um zu beurteilen, ob eine muskuläre Ermüdung vorliegt oder nicht. Hierzu ist zusätzlich die Betrachtung der Medianfrequenz (MF) notwendig.

Abhängig von der Kraftanforderung an den Muskel, verändert sich die Frequenz der Amplituden des EMG-Signals (Frequenz-Amplituden-Spektrum). Die MF teilt dieses Spektrum in zwei Teilflächen, sodass diese oberhalb und unterhalb der Medianfrequenz gleich groß sind. Die MF wird häufig zur Untersuchung der Ermüdung eines Muskels herangezogen (Kluth et al. 2013). Das Verhalten der MF bei muskulärer Ermüdung wird von zwei gegensätzlichen Veränderungen geprägt. Zum einen ergibt sich durch die

höhere Anzahl der Aktionspotentiale eine Verschiebung des Gesamtspektrums hin zu höheren Frequenzen. Zum anderen kann eine Verschiebung des Spektrums zu tieferen Frequenzen beobachtet werden, welche sich möglicherweise auf die verringerte Leitungsgeschwindigkeit der Aktionspotentiale zurückführen lässt. In der Mehrzahl der Fälle überwiegt die Verschiebung des Spektrums zu tieferen Frequenzen. Diese Abnahme der MF lässt sich insbesondere bei geringer muskulärer Beanspruchung beobachten (Luttmann et al. 2000). Da sich die muskuläre Beanspruchung dieser Studie größtenteils im niedrigen Bereich bewegt, kann zusammenfassend gesagt werden, dass eine Zunahme der EA bei zeitgleicher Abnahme der MF auf eine muskuläre Ermüdung hindeutet. Während der Anstieg der EA jedoch als direkte Folge der Ermüdung des Muskels Abnahme angesehen werden kann, gilt der Abfall der MF eher als unspezifische Begleiterscheinung (Luttmann und Jäger 2013).

Der Grund für Ermüdung von Rückenmuskeln während des Stehens wird beispielsweise darauf zurückgeführt, dass die Haltemuskeln des Körpers während des Stehens im Gegensatz zu Bewegung dauerhaft statisch beansprucht werden und nicht wechselseitig aktiv sein können. Die Daueranspannung von Muskeln bewirkt durch eine verminderte Durchblutung sowohl eine Minderversorgung des Gewebes als auch den vermehrten Anfall von Stoffwechselprodukten. Diese Vorgänge können zum einen zu schmerzhaften Muskelverspannungen führen, zum anderen werden durch die Halteschwäche auch die umliegenden Haltestrukturen stärker belastet (Berger et al. 2009; Luttmann und Jäger 2013).

Während die Mechanismen der muskulären Ermüdung vielfach untersucht sind, kann man das von der Koaktivierung der Hüftmuskulatur nicht behaupten. Fest steht: Koaktivierung bezeichnet eine zeitgleiche Aktivierung paarig angelegter Muskeln (hier die Mm. glutei medii). Für die Analyse der Koaktivierung wird auf die EA zurückgegriffen – je höher die EA bei beiden Muskeln ist, desto stärker ausgeprägt ist die Koaktivierung. Wie eingangs erwähnt wird vermutet, dass der im Gegensatz zur muskulären Ermüdung vielmehr aktive Vorgang der Koaktivierung den Versuch des Körpers widerspiegeln könnte, die mangelnde Stabilisierung anderer Haltemuskeln des Körpers auszugleichen (Nelson-Wong und Callaghan 2009).

2.2.3.2 Messvorbereitung und Platzierung der EMG-Elektroden

Die bipolare Ableitung der EMG-Signale erfolgte mit Silber/Silberchlorid (Ag/AgCl) Klebeelektroden 42 mm x 24 mm H93SG der Firma Covidien™ Kendall™. Diese wurden auf die Haut über die untersuchten Muskeln geklebt (siehe Abbildung 3).

Orientierungspunkte und die genaue Lokalisation der Klebestellen wurden zunächst mit einem gut sichtbaren Stift markiert. Als nächster Schritt erfolgte die Hautvorbereitung. Die Entfernung von Körperhaaren, Hautfett und Hautschuppen bzw. Talg im Bereich der Klebestellen verbessert die Qualität des EMG-Signals. Die Kabel der EMG-Elektroden wurden mit Streifen aus hautfreundlichem Klebevlies (Fixomull Stretch; BSNmedical) fixiert.

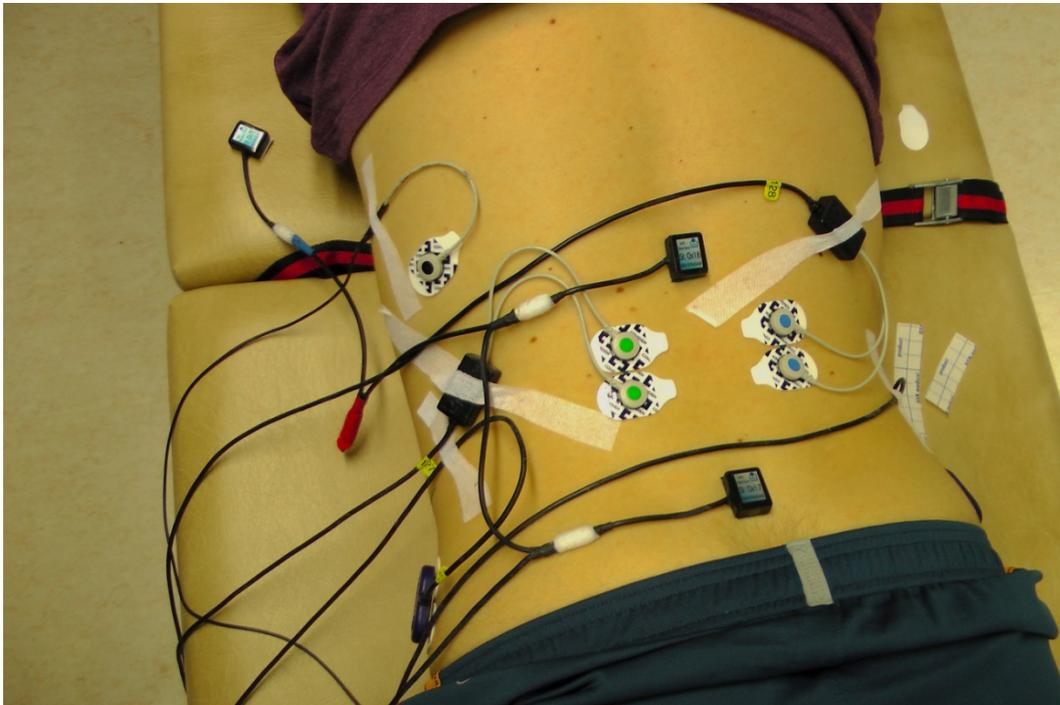


Abbildung 3: Platzierung und Fixierung von EMG-Elektroden (hier jeweils beidseits angebracht auf M. erector spinae und Mm. glutei medii), Lagesensoren (viereckig, erhabene Bauform; platziert auf L1 und L5) und Neutralelektrode links unterhalb des Brustkorbs.

Folgende Muskelpaare wurden für die vorliegende Arbeit untersucht: Am Rücken die Mm. erectores spinae und an der Hüfte die Mm. glutei medii (vgl. Abbildung 4). Die Mm. erectores spinae sind eine autochtone (in der Embryonalzeit direkt vor Ort entstandene) Muskelgruppe, die sich aus mehreren Muskelsystemen zusammensetzt. Sie stabilisieren die Wirbelsäule, verleihen ihr aber auch Beweglichkeit. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wird dieses Muskelsystem nachfolgend als M. erector spinae bezeichnet.

Die Mm. glutei medii liegen an rechter und linker Hüfte zwischen M. gluteus maximus und M. gluteus minimus. M. gluteus medius und minimus bilden eine funktionelle Einheit, führen also dieselben Funktionen aus. Sie sind wichtig beim Abspreizen der Beine nach außen und stabilisieren das Becken (Hermens und Freriks 2016).

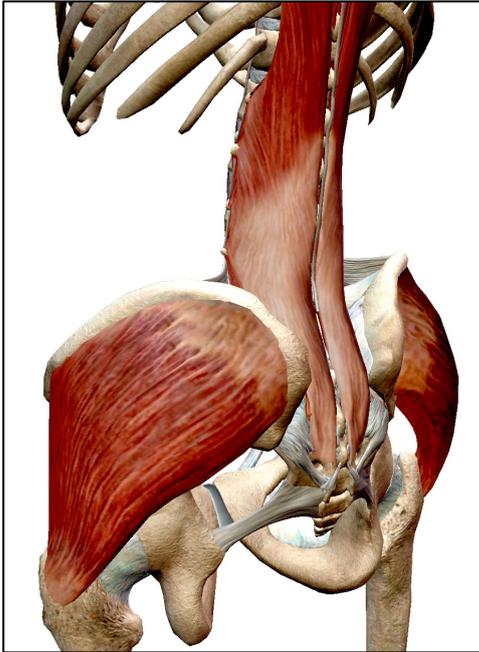


Abbildung 4: Grafische Darstellung der untersuchten Muskeln: M. gluteus medius an der Hüfte und M. erector spinae entlang der Wirbelsäule. Quelle: „Human Anatomy Atlas“ von Visible Body (<https://www.visiblebody.com/anatomy-and-physiology-apps/human-anatomy-atlas>) abgerufen am 16.11.2017 um 22:55 Uhr.

Die Positionierung sämtlicher EMG-Elektroden wurde entsprechend der SENIAM-Leitlinien (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) vorgenommen (Hermens und Freriks 2016). Es erfolgte eine bipolare Ableitung der Muskeln. Hierfür wurden zwei Elektroden zentral auf den Muskelbauch längs zur Richtung der Muskelfasern geklebt (Elektrodenabstand 2,5 cm).

Die Elektrodenplatzierung erfolgte für die untersuchten Muskeln jeweils an folgenden Punkten:

- M. erector spinae (rechts und links): paravertebrale Platzierung der Elektroden oberhalb und unterhalb des Dornfortsatzes des dritten Lendenwirbelkörpers (LWK 3). Ertastet wurde der Dornfortsatz LWK 3 ausgehend von Dornfortsatz LWK 4. Dieser liegt medial auf einer Verbindungslinie zwischen den gut tastbaren Cristae iliacae der Darmbeinschaufeln.

- Mm. glutei medii (rechts und links): Als Orientierungspunkte dienten der höchste (etwa mittig) gelegene Punkt der oberen Darmbeinkante (Crista iliaca) sowie der höchste tastbare Punkt des Trochanter major des Femurknochens am Oberschenkel. Auf einer Verbindungslinie zwischen Crista iliaca und Trochanter major femoris wurde mittig ein Punkt markiert. Entlang dieser Verbindungslinie wurden Elektroden oberhalb und unterhalb des Mittelpunktes angebracht.

Um ein Verrutschen oder Ablösen der Messtechnik zu verhindern, wurden alle Kabel in eine Schlaufe gelegt und mit hautverträglichem Klebevlies gesichert. So konnten Artefakte in der Messung vermieden werden, die sonst durch plötzliche Bewegungen der Elektroden entstehen (U.S. Department of Health and Human Services 1992).

2.2.3.3 Normalisierungsmessung

Die Höhe oberflächlich abgeleiteter EMG Signale unterliegt Schwankungen. Physiologische Veränderungen führen bei jeder Person zu verschiedenen Untersuchungszeitpunkten zu einer intraindividuellen Variabilität des EMG Signals. Auch die interindividuelle Variabilität ist zu berücksichtigen. Hierbei spielen Faktoren wie Ernährungsstatus bzw. die resultierende Dicke des subkutanen Fettgewebes eine Rolle. Auch eine nicht ganz exakt reproduzierte Anbringung der Elektroden zu unterschiedlichen Messzeitpunkten kann zu Unterschieden der Signalstärke führen. Um EMG-Daten verschiedener Probanden und verschiedener Untersuchungstage vergleichen zu können, ist es daher wichtig die EMG Signale zu kalibrieren bzw. zu normalisieren.

Die für eine Normalisierung notwendigen Referenzwerte werden anhand von Referenzkontraktionen ermittelt. Zu diesen Referenzwerten können die anschließend erhobenen EMG-Daten ins Verhältnis gesetzt werden. Es gibt mehrere Möglichkeiten eine Referenzkontraktion durchzuführen (Kluth et al. 2013).

Ein häufig eingesetztes Verfahren ist die maximale willkürliche isometrische Muskelkontraktion gegen einen Widerstand. Dabei kann die maximale elektrische Aktivität gemessen werden (MVE: maximum voluntary electrical activation). Allerdings ist die maximale Kontraktion sowohl von der Tagesform als auch der Motivation der Probanden abhängig. Zudem kann eine maximale Kontraktion meist nur wenige Sekunden lang gehalten werden. Für einen zuverlässigen Wert müssen daher mehrere Messungen durchgeführt werden. Es droht bei der MVE darüber hinaus eine Abnahme der Maximalkraft,

sofern keine ausreichend lange Erholungszeit zwischen den Messungen liegt. So können sich deutliche Unterschiede des maximalen EMG-Signals ergeben. Dies erschwert sowohl die Vergleichbarkeit der Probanden untereinander als auch die Vergleichbarkeit der Ergebnisse verschiedener Untersuchungstage desselben Probanden.

Für die vorliegende Arbeit kam daher eine alternative Methode zum Einsatz: die submaximale isometrische Kontraktion (RVE: reference voluntary electrical activation). Bei der Durchführung hält die Versuchsperson ein definiertes Gewicht in einer bestimmten Position über einen längeren Zeitraum. Die Signalstärke dieser Messung variiert weniger stark, da sie weniger tagesform- und motivationsabhängig ist. So wird die Vergleichbarkeit der Messwerte verschiedener Untersuchungstage eines einzelnen Probanden und die Vergleichbarkeit der Werte aller Probanden untereinander verbessert (Kluth et al. 2013; Steinhilber und Rieger 2013).

Die Probanden dieser Studie führten die submaximale Referenzkontraktion mit dem eigenen Körpergewicht bzw. Gewicht der eigenen Extremitäten durch. Für die Normalisierung des M. gluteus medius wurde die Hüfte im Liegen abduziert. Für die Normalisierung des M. erector spinae sollte der Rumpf dorsal extendiert werden.

Die Normalisierung des M. gluteus medius erfolgte in Seitenlage. Die Probanden sollten ihr obenliegendes Bein (jeweils rechts und links) 20 Sek. waagrecht halten und nicht über Hüfthöhe abduzieren (siehe Abbildung 5).



Abbildung 5: Submaximale Normalisierungsmessung des M. gluteus medius rechts. Das oben liegende Bein soll nicht über Hüfthöhe hinaus abduziert werden. Die Position wird 20 Sek. gehalten.

Die Normalisierung des M. erector spinae erfolgte auf dem Bauch liegend, das Becken (Spinae iliacae superiores) an der stirnseitigen Kante der Liege positioniert und die Füße gepolstert fixiert. Die Ellbogen durften die Liege nicht berühren. Die Probanden

sollten den Oberkörper in eine gerade Linie mit Becken und Beinen bringen und diese Position 20 Sek. halten (siehe Abbildung 6).



Abbildung 6: Submaximale Normalisierungsmessung des M. erector spinae mit fixierten Beinen. Beine, Oberkörper und Kopf sollen sich auf einer Höhe befinden. Die Position wird 20 Sek. gehalten.

2.2.4 Fragebogen zur Erfassung von Beschwerden

Vor Expositionsbeginn und während der Exposition wurde anhand eines Fragebogens auf einer 11-stufigen Likert-Skala die Intensität von Beschwerden in unterschiedlichen Körperregionen erfragt (siehe Anlage 8.1.4). Die Angaben wurden vom Testleiter eingetragen. Für die vorliegende Studie wurden ausschließlich Beschwerdeangaben im unteren Rücken berücksichtigt.

In Anlehnung an Nelson-Wong (Nelson-Wong und Callaghan 2009) wurden entsprechend der Beschwerdeangabe im unteren Rücken während des Stehens zwei Gruppen gebildet. Eine Gruppe ohne Beschwerden („nicht Beschwerde-Entwickler“, abgekürzt mit „nBE“) und eine Gruppe mit Beschwerden („Beschwerdeentwickler“, abgekürzt mit „BE“). Die Zuteilung in die Beschwerdegruppe erfolgte bei einmaliger Angabe von Beschwerden im unteren Rücken während der Stehexposition – unabhängig von der Intensität oder des Zeitpunktes der Beschwerdeangabe.

2.2.5 Sonstige Materialien

Während der Hautvorbereitung und der Normalisierungsmessungen der Rückenmuskulatur lagen die Probanden auf einer höhenverstellbaren Physiotherapieliege mit verstellbarem Kopfteil.

Die Expositionen absolvierten die Probanden auf einem Laufband des Herstellers ProSport (XPL800). Die Lauffläche wurde durch Stützen so ausgerichtet, dass sie 0° Steigung aufwies. Zudem wurde auf dem Gestell am Rand des Laufbands eine Fläche von ca. 60 cm x 40 cm markiert. Die Probanden erhielten Anweisung diesen Bereich während der Expositionen möglichst nicht zu übertreten.

Vor dem Laufband stand in Laufrichtung ein Fernseher, auf dem die Probanden während der Exposition Filme anschauen konnten. Der Bildschirm wurde mit einem höhenverstellbaren Tisch auf die Körpergröße des jeweiligen Probanden eingestellt, so dass sich die Bildschirmoberkante auf Höhe der Augen befand. Aufgrund der Entfernung des Laufbands zum Bildschirm konnte so ein Kopfnieigungswinkel von ca. -10° zur Horizontalen erreicht werden, wie er für Arbeit an Bildschirmarbeitsplätzen näherungsweise ideal ist (Masseida et al. 2013). Hierdurch sollten Einflüsse auf den Lordosewinkel möglichst geringgehalten werden, da die Probanden die gesamte Exposition in aufrechter Position absolvierten. Das Lesen eines Buches während der Exposition war nicht erlaubt, da dies die Lordose in der LWS durch eine gebeugte Haltung von Kopf und Oberkörper beeinflussen könnte.

2.3 Ablauf

2.3.1 Gesamtübersicht

Abbildung 7 zeigt den Ablauf der Studie. In diesem Kapitel soll genauer auf den Ablauf eines Untersuchungstages eingegangen werden (siehe Abbildung 8).

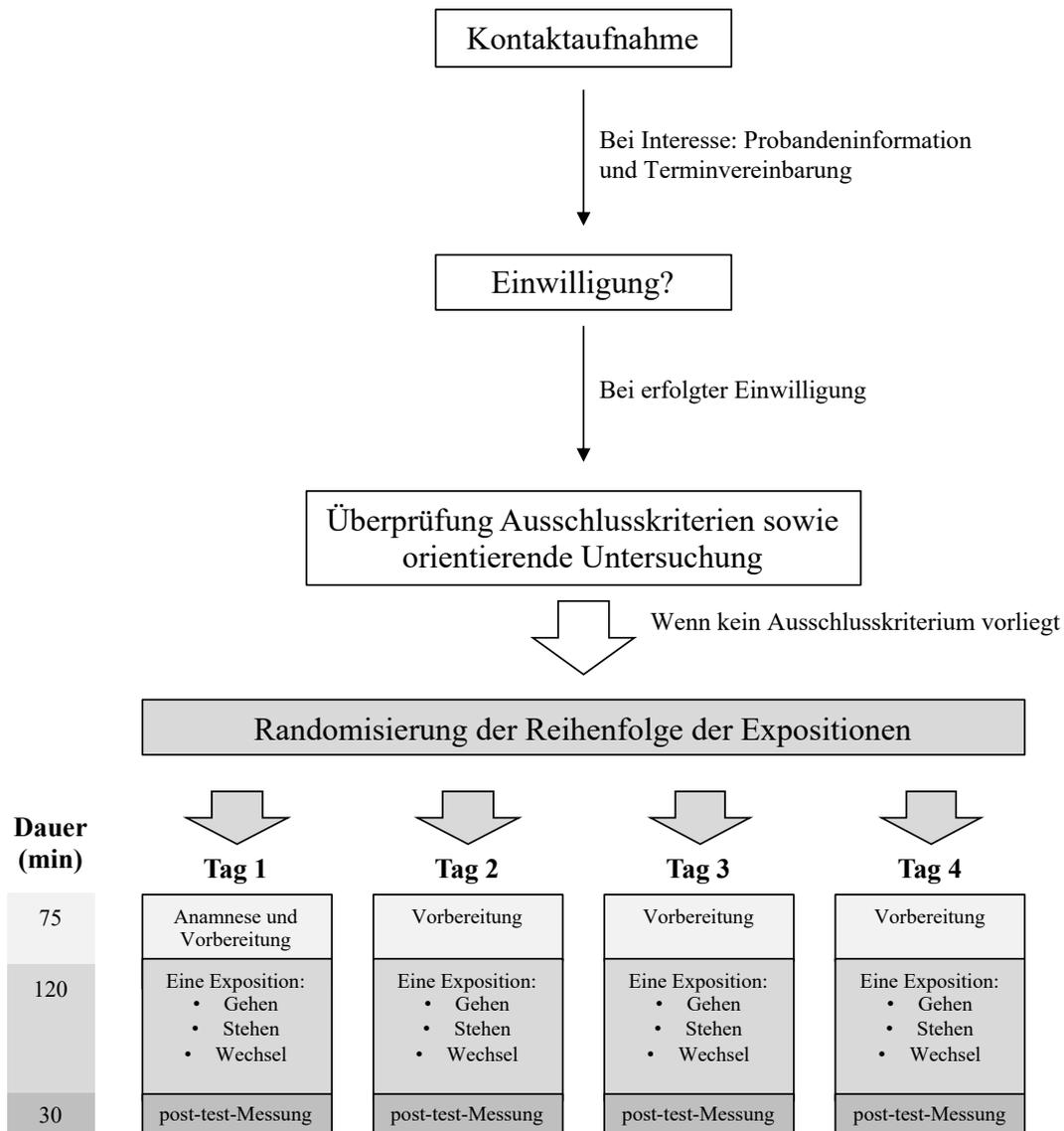


Abbildung 7: Übersicht über den Ablauf der gesamten Studie (eigene Abb.). Das Ausfüllen der Einwilligungserklärung, die Überprüfung der Ausschlusskriterien und die Randomisierung der Expositionen fand nur am ersten Untersuchungstag statt. An den Untersuchungstagen wurde jeweils nur entweder gestanden, gegangen oder ein Wechsel zwischen Stehen und Gehen durchgeführt.

<p>Vorbereitung</p> <ul style="list-style-type: none"> • Randomisierung und Anamnese (am 1. Untersuchungstag) • Ermitteln der Laufgeschwindigkeit (am 1. Untersuchungstag) • Anbringen von EMG-Elektroden und Lagesensoren • Normalisierungsmessungen EMG • Offset-Messung Wirbelsäule
<p>Exposition: „Stehen“ oder „Gehen“ oder „Wechsel“ (Stehen und Gehen)</p> <ul style="list-style-type: none"> • EMG-Messung • Erfassung der Stellung der Wirbelsäule (Lagesensoren) • Abfrage von Beschwerden (alle 30 min)
<p><i>Posttest-Messungen</i></p> <p>– <i>im Rahmen der übergeordneten Studie</i></p>

Abbildung 8: Detaillierter Ablauf eines Untersuchungstages mit Normalisierungsmessungen, Exposition und post-Test-Messungen, die in dieser Studie nicht ausgewertet wurden (eigene Abb.).

2.3.2 Vorbereitung

Es erfolgte eine kurze Anamnese, in der die Ausschlusskriterien überprüft wurden. Anschließend wurde die Reihenfolge der an vier Untersuchungstagen durchzuführenden zweistündigen Expositionen randomisiert:

- Nur Stehen
- 6,5 Min. Stehen und 3,5 Min. Gehen im Wechsel („Wechsel 6S/3G“)
- 3,5 Min. Stehen und 6,5 Min. Gehen im Wechsel („Wechsel 3S/6G“)
- Nur Gehen

Zur Randomisierung griffen die Probanden blind in eine Kiste mit vier gleich großen Karten anhand derer die Expositionen zugeteilt wurden. Nachdem die Einwilligungserklärung und Datenschutzerklärung (siehe Anlage 8.1.3) unterschrieben waren, wurden sämtliche personenbezogenen Daten pseudonymisiert und während der gesamten Untersuchung mit einer Kennung versehen (S21 + fortlaufende Probandennummer). Die Reidentifizierungsliste wurde zusammen mit den Einwilligungserklärungen der Probanden am Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung in einem

verschlossenen Schrank aufbewahrt und war nur den an der Studie beteiligten Personen zugänglich.

Anschließend wurde die individuelle Gehgeschwindigkeit für jeden Probanden ermittelt. Es wurde ein Szenario vorgestellt, in dem sich die Probanden von einem fiktiven Steh-Arbeitsplatz entfernen sollten, um ein Werkzeug zu beschaffen. Eine hierfür vom Probanden als adäquat empfundene Gehgeschwindigkeit wurde zunächst frei gehend festgelegt und anschließend auf dem Laufband reproduziert. Die Laufgeschwindigkeit wurde in allen Expositionen mit Gehanteil eingehalten.

Im Anschluss wurden Elektroden und Lagesensoren angebracht. Normalisierungsmessungen wurden an jedem Untersuchungstag vor Expositionsbeginn durchgeführt.

2.3.3 Exposition

Die Expositionen wurden an jedem Untersuchungstag auf dem Laufband absolviert (siehe Abbildung 9). Zur Vermeidung von Langeweile und möglicher psychischer Ermüdung während der Expositionen, konnten während der Messung Filme angeschaut werden. Die Filmwiedergabe wurde alle 30 Min. pausiert, um Beschwerden abzufragen (siehe Anlage 8.1.4). Die Probanden sollten während der Exposition kein Essen zu sich nehmen. Trinkwasser wurde bereitgestellt. Auf Toilettengänge während der Exposition sollte möglichst verzichtet werden.

2.3.3.1 Gehen

Die Probanden gingen während der Expositionszeit mit selbst gewählter, gleichbleibender Gehgeschwindigkeit. Alle 30 Min. erfolgte eine 20-sekündige Gehunterbrechung zur Durchführung einer Impedanzmessung im Stehen, mit welcher Flüssigkeitseinlagerungen in den Unterschenkeln quantifiziert werden können. Diese Messung war nicht Teil der vorliegenden Arbeit, hatte jedoch aufgrund der kurzen Unterbrechungen des Gehens einen gewissen Einfluss auf die Untersuchungen.

2.3.3.2 Stehen

Eine Markierung am Rand des Laufbandes wies den ca. 0,4 m² großen Stehbereich aus, welcher während des Stehens nicht übertreten werden sollte.

2.3.3.3 Wechsel Gehen/Stehen

An zwei Untersuchungstagen mussten die Probanden so genannte „Wechselzyklen“ absolvieren. Es wurden 12 Wechsel mit einer Gesamtdauer von 10 Minuten absolviert. Innerhalb dieser 10 Minuten wurde je nach Exposition ein größerer Stehanteil oder ein größerer Gehanteil absolviert (siehe 2.3.2).



Abbildung 9: Ein Proband während der Stehexposition. Der Fernseher steht auf Augenhöhe, sodass die Haltung der Wirbelsäule möglichst wenig beeinflusst wird. Der Stehbereich ist mit roten Markierungen am Rand des Laufbandes gekennzeichnet und sollte während des Stehens nicht verlassen werden. Die Kabel der Messtechnik sind so auf die Seite geführt, dass sie den Probanden während des Stehens oder Gehens nicht behindern.

2.3.4 Nachbereitung

Im Anschluss an die Expositionen fanden im Rahmen der übergeordneten Studie mehrere Post-Expositions-Messungen statt. Nach deren Abschluss folgte die Entfernung und Entsorgung nicht wiederverwendbarer Materialien sowie Markierung und Sortierung der Messtechnik.

2.4 Datenverarbeitung und Auswertung

Für die Aufbereitung der Daten wurde Software der THUMEDI GmbH & Co. KG verwendet. Die weitergehende Auswertung der Daten erfolgte mit JMP (SAS Institute Inc.; V 12.1/13.1) und Microsoft Excel 2010.

2.4.1 Aufbereitung der Daten (Processing)

Nachfolgend werden Arbeitsschritte erläutert, die mit oben genannter Software durchgeführt wurden.

2.4.1.1 Lordose der Lendenwirbelsäule – Lagesensoren

Aus dem von den Lagesensoren erfassten dreidimensionalen Achsensystem (x-y-z) wurden für die Analyse nur zwei Achsen (x-y) verwendet. Die zweidimensionale Auswertung reicht aus, um das Bewegungsprofil der Wirbelsäule in Sagittalebene (Flexions- und Extensions-Bewegungen) darzustellen.

Für die Auswertung der Lagesensordaten wurde die Änderung des Lordosewinkels – nicht der Lordosewinkel selbst – während der Expositionszeit erfasst.

Offset-Bereinigung

Zur Erfassung des Lordosewinkels erfolgte eine Bereinigung der während der Exposition aufgezeichneten Daten um einen zuvor erfassten Referenzwert (Offset):

$$\text{Messwert Lagesensoren [}^\circ\text{]} - \text{Referenzwert [}^\circ\text{]} = \\ \text{bereinigter Messwert [}^\circ\text{] bzw. Abweichung Messwert von Neutralposition [}^\circ\text{]}$$

Formel 1: Offset-Bereinigung: Der während der Exposition gemessene Wert wurde um den während der Vorbereitung erfassten Referenzwert (Neutralposition) bereinigt. Es ergibt sich daraus die Abweichung des Messwertes von der Neutralposition, kurz: der bereinigte Messwert.

Als Referenzwert diente der aufrechte Stand (Neutralposition), den die Probanden vor jeder Exposition einnehmen sollten (siehe 2.2.2.3).

Der Lordosewinkel wurde anhand folgender Formel berechnet:

$$\text{offsetbereinigter "Winkel" }_{\text{oberer Lagesensor}} [\text{°}] - \text{offsetbereinigter "Winkel" }_{\text{unterer Lagesensor}} [\text{°}] + 180^{\circ}$$

Formel 2: Berechnung des Lordosewinkels. Der Messwert des oberen Lagesensors wurde von dem des unteren Lagesensors subtrahiert und zum Ergebnis 180° addiert. Zur Berechnung wurden Werte verwendet, die vorher um einen Referenzwert (Neutralposition) bereinigt wurden (offsetbereinigte „Winkel“).

Nimmt der Proband während der Exposition also wieder die Neutralposition ein, resultiert ein bereinigter Lordosewinkel von 180° . Für sämtliche Berechnungen und Darstellungen von Ergebnissen wurden die offsetbereinigten Lagesensor-Daten herangezogen.

Berechnung der Änderung des Lordosewinkels

Um die Änderung des Lordosewinkels während der zweistündigen Exposition zu beschreiben, wurde ein Wert vom Beginn der Exposition ($^{\circ}\text{Anfang}$) von einem Wert am Ende der Exposition ($^{\circ}\text{Ende}$) subtrahiert:

$$^{\circ}\text{Ende} - ^{\circ}\text{Anfang} = \text{Änderung des Winkels (Winkeldifferenz)}$$

Formel 3: Berechnung der Änderung des Lordosewinkels über die Expositionsdauer (120 min). Hierfür wurden zwei mittlere Winkel zehnmütiger Abschnitte voneinander subtrahiert. Es handelt sich um die Abschnitte zwischen Minute 10-20 und zwischen Minute 110-120.

Ein positives Ergebnis entspricht einer Zunahme des Lordosewinkels, ein negatives hingegen für eine Abnahme.

Die beiden Werte $^{\circ}\text{Anfang}$ und $^{\circ}\text{Ende}$ errechneten sich als mittlerer Wert eines 10-minütigen Abschnittes. Der Lordosewinkel am Ende der Exposition wurde aus dem letzten 10-Minuten Abschnitt berechnet. Der Lordosewinkel zu Expositionsbeginn wurde aus dem zweiten 10-Minuten Abschnitt berechnet. Durch die Wahl des zweiten 10-Minuten Abschnitts sollen anfängliche Abweichungen der Haltung ausgeschlossen werden, die sich durch Eingewöhnung des Probanden an die ungewohnte Umgebung (z.B. das Laufband) ergeben. Die Analyse 10-minütiger Abschnitte vermittelt im Vergleich zu Einzelwerten zudem ein konstanteres Abbild der Haltung.

2.4.1.2 Normalisierung EMG

Die während der Exposition aufgezeichneten und vom Messgerät errechneten EMG-Kennwerte (EA und MF) wurden entsprechend folgender Methode normalisiert:

$$\frac{\text{Messwert EMG } (\mu\text{V})}{\text{Referenzkontraktion } (\mu\text{V})} \times 100 = \% \text{ Referenzkontraktion}$$

Formel 4: Formel zur Normalisierung der EMG-Daten auf eine Referenzkontraktion. Der während der Exposition erfasste Messwert wird durch den Messwert der während der Vorbereitung durchgeführten Referenzkontraktion geteilt.

Für die Berechnung der normalisierten EMG-Werte wurde die EA der submaximalen Referenzkontraktion verwendet. Die resultierenden normalisierten Werte dienen dann als Grundlage für Berechnungen und die Darstellungen von Ergebnissen.

2.4.1.3 Ermüdungs-Analyse EMG

Für die Analyse der muskulären Ermüdung des M. erector spinae wurde die Änderung der normalisierten elektrischen Aktivität (EA) und Medianfrequenz (MF) pro Messwert auf die besser vergleichbare Änderung pro Stunde skaliert.

Die berechneten Werte wurden in die Auswertung einbezogen, sofern der Anteil der gültigen Werte während einer Messung über 80% lag. Insbesondere bei der Erfassung der MF während des Stehens konnten aufgrund der geringen Beanspruchung der Muskeln nicht alle Messwerte in die Auswertung einbezogen werden, da deren Berechnung ein Mindestmaß an Muskelaktivität voraussetzt.

Die resultierenden Werte werden entsprechend folgendem Modell nach Luttmann et. al. interpretiert (Luttmann et al. 2000):

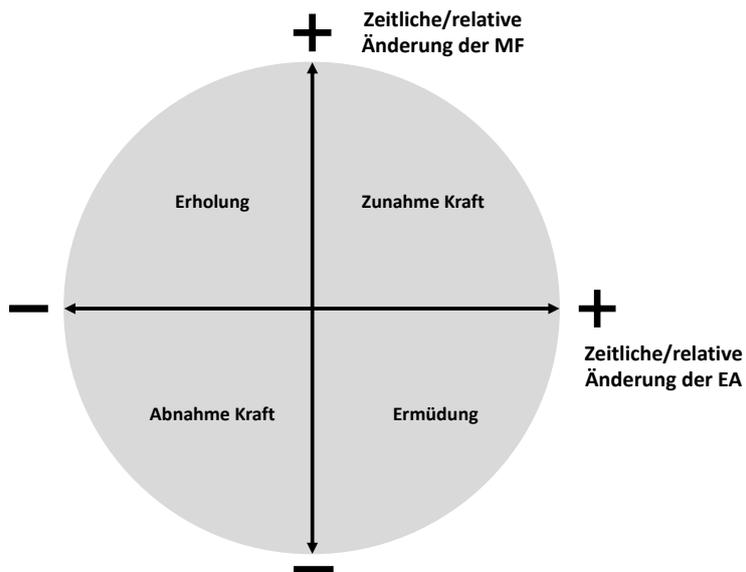


Abbildung 10: Gemeinsame Analyse von Spektrum und Amplitude des elektromyografischen/EMG Signals (Joint Analysis of Spectrum and Amplitude, kurz „JASA“); nach Luttmann et al. 2000.
Begriffsklärungen: EA = elektrische Aktivität des EMG-Signals; MF = Medianfrequenz des EMG-Signals.

Abbildung 10 zeigt die gemeinsame Analyse von Spektrum und Amplitude des EMG (Joint Analysis of Spectrum and Amplitude, kurz „JASA“). Sollte eine Ermüdung des *M. erector spinae* eintreten, ist also entsprechend des Diagramms eine Abnahme der MF und eine zeitgleiche Zunahme der EA zu erwarten. Im Gegensatz dazu kann eine Zunahme der MF und eine Abnahme der EA als Erholung interpretiert werden. Sämtliche Veränderungen beziehen sich auf die Ausgangssituation bei gleichbleibender Belastung (Luttmann et al. 1996).

Details zum technisch-physiologischen Hintergrund dieser Auswertungsmethode finden sich in Kapitel 2.2.3.1.

2.4.1.4 Muskuläre Koaktivierung anhand von 3D-Kontur-Histogrammen

In Anlehnung an den bei Nelson-Wong und Callaghan (Nelson-Wong und Callaghan 2009) verwendeten Begriff der „Koaktivierung“ wird hier in einem explorativen Ansatz die zeitgleiche Aktivierung des rechten und linken M. gluteus medius analysiert.

Für jeden Probanden wurde zunächst pro Exposition anhand der normalisierten EA des rechten und linken M. gluteus medius ein Histogramm der zeitgleichen Aktivierungen erstellt. Jedes Histogramm enthält also alle Werte einer zweistündigen Exposition.

Zur grafischen Darstellung wurden auf der y-Achse die EA des linken M. gluteus medius und auf der x-Achse die EA des rechten M. gluteus medius aufgetragen. Hierbei wurde pro Achse eine logarithmische Darstellung in 32 Klassen gewählt. Die logarithmische Darstellung wurde ausgewählt, da die Werte der EA bei den Expositionen dieser Studie allgemein im sehr niedrigen Bereich liegen. Die logarithmische Darstellung bietet den Vorteil, dass auch bei niedriger Muskelaktivität (insbesondere beim Stehen) noch eine differenzierte grafische Darstellung möglich ist.

Zur Erstellung des Histogramms wurden die synchronen Werte des rechten und linken M. gluteus medius herangezogen. Ein Datenpunkt im Histogramm stellt also die zeitgleiche Aktivierung des linken und rechten M. gluteus medius dar. Aus den korrespondierenden Daten einer Exposition resultiert schließlich eine Grafik, auf welcher häufig auftretende Werte als rote „Hotspots“ und selten auftretende Werte blau dargestellt werden. Eine vom Ursprung diagonal verlaufende Linie ermöglicht eine optische Einschätzung der Symmetrie des Histogramms. Für alle Werte auf dieser Linie gilt, dass beide Muskeln zu einem gegebenen Zeitpunkt gleich stark (also symmetrisch) aktiviert wurden.

Die Histogramm-Daten der Einzelpersonen wurden in einem weiteren Rechenschritt in JMP entsprechend der Gruppenzugehörigkeit (BE oder nBE) zu einem Summations-Histogramm zusammengeführt (siehe Abbildung 11). Möglich war dies, da die EMG-Daten bereits in einem vorigen Arbeitsschritt normalisiert wurden (vgl. 2.4.1.2).

Abbildung 11 zeigt links das 3D-Kontur-Histogramm eines einzelnen Probanden während des Gehens. Am Ursprung des Histogrammes zeigt sich niedrige Aktivität, entlang der Symmetrielinie steigt die Aktivierungshöhe. Im vorliegenden Beispiel liegen wenige Werte auf der Symmetrielinie, das heißt der Proband hat selten beide M. glutei medii gleich stark aktiviert. Vielmehr zeigen die roten Häufungen, dass oft der M. gluteus medius einer Seite höher aktiviert war als der M. gluteus medius der Gegenseite. Dies gilt sowohl für den rechten als auch den linken M. gluteus medius – das Gesamtbild der Hotspots ist recht symmetrisch: sowohl hinsichtlich Aktivierungshöhe als auch hinsichtlich des Abstandes zur Symmetrielinie. Rechts ist das summierte 3D-Kontur-Histogramm aller Probanden einer Gruppe zu sehen. Es ist erkennbar, dass viele andere Probanden ihre Mm. glutei medii auf ähnliche Art und Weise aktiviert haben wie der Proband auf der linken Darstellung. Die Aktivität der Gruppe scheint ähnlich weit vom Ursprung entfernt zu liegen. Die meisten Werte liegen abseits der Symmetrielinie.

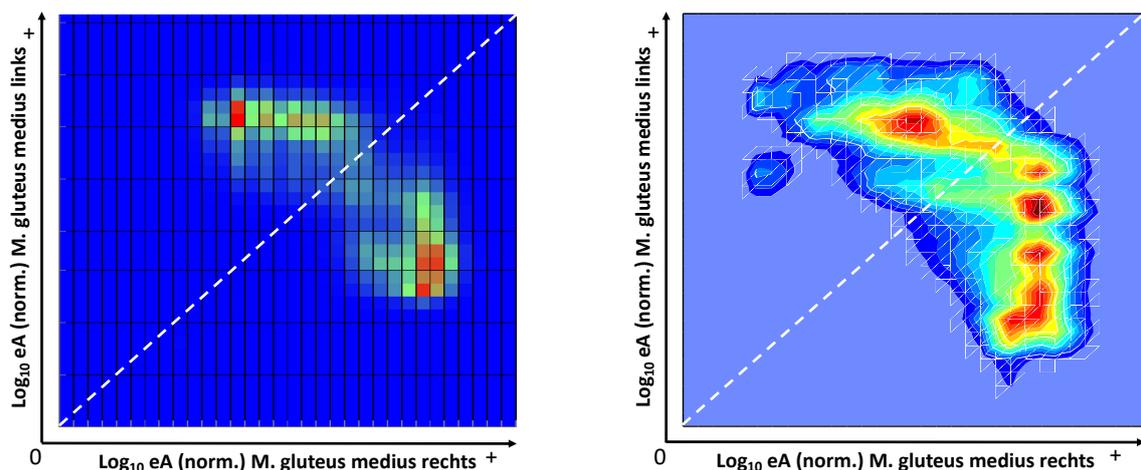


Abbildung 11: Jeweils zeitgleiche Aktivierung des linken und rechten M. gluteus medius während des Gehens: links das Histogramm eines einzelnen Probanden, rechts das Summations-Histogramm mehrerer Probanden. Auf der X-Achse und der Y-Achse ist die Höhe der auf eine Referenzkontraktion normalisierten elektrischen Aktivität (EA) des rechten und linken M. gluteus medius aufgetragen (logarithmische Darstellung). Die weiße diagonal verlaufende Linie ist die Symmetrielinie. Bei Werten, die auf dieser Linie liegen ist die Aktivität des rechten und linken M. gluteus medius gleich hoch. Die Farbskala ist nicht identisch. Es gilt jedoch: blau dargestellt sind geringe Häufigkeiten zeitgleicher Kontraktion des rechten und linken M. gluteus medius, rot dargestellt häufige zeitgleiche Kontraktionen der Muskeln.

Zur Untersuchung von Gruppenunterschieden wurden die individuellen Histogramm-Daten entsprechend ihrer Gruppenzugehörigkeit (BE oder nBE) für jede Exposition aufsummiert. Für die Analyse der resultierenden Summationshistogramme wurden folgende Kennwerte entwickelt (vgl. Abbildung 12):

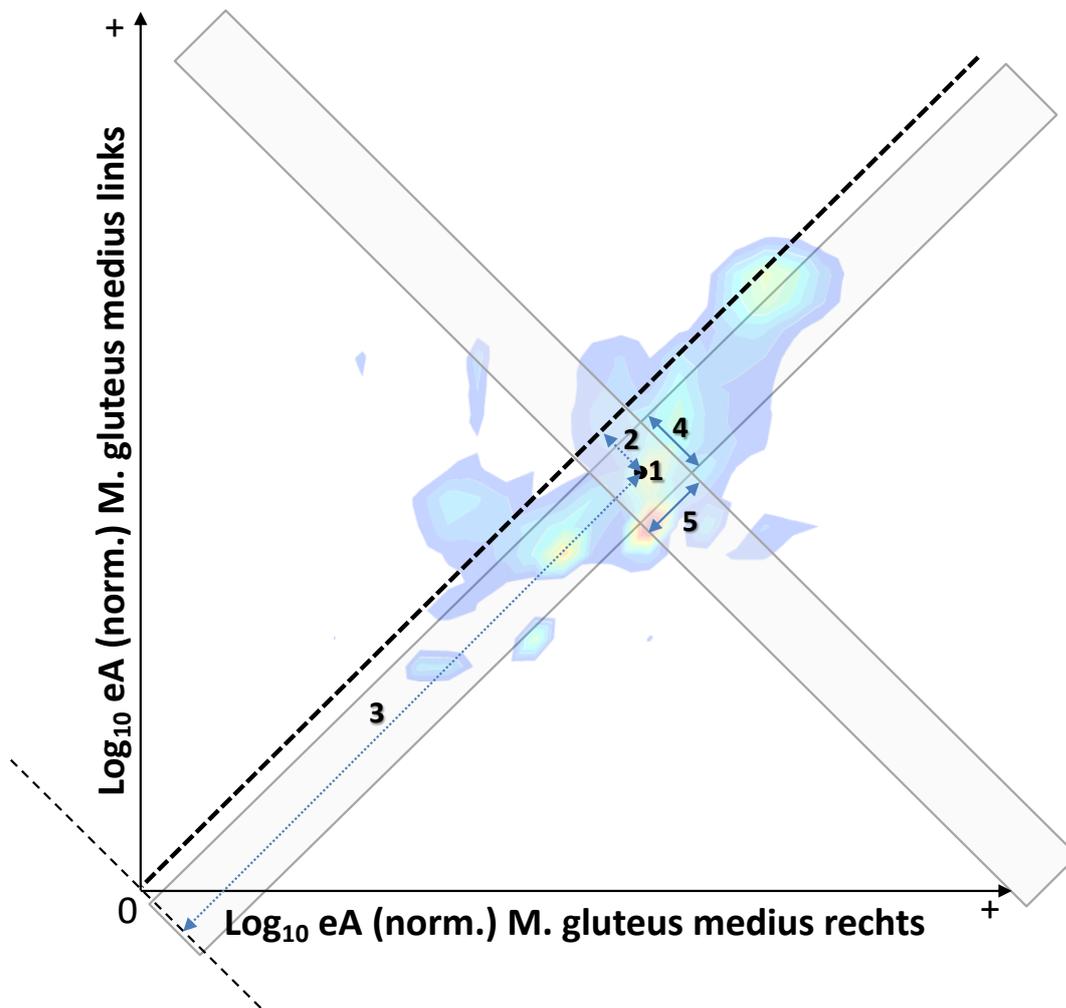


Abbildung 12: Kennwerte zur Interpretation von Summationshistogrammen, in welchen auf den Achsen logarithmiert die Aktivierungshöhe beider Mm. glutei medii während einer zweistündigen Exposition aufgetragen ist. Die fett gedruckte gestrichelte Linie ist die Symmetrielinie. Bei Werten, die auf dieser Linie liegen ist die Aktivität des rechten und linken M. gluteus medius gleich hoch. Die dünne gestrichelte, rechtwinklig zu Symmetrielinie verlaufende Linie ist die Ursprungsdiagonale. Die gepunkteten blauen Pfeillinien bezeichnen Abstände zum „Häufigkeits-Mittelpunkt“ (s.u.), die durchgezogenen blauen Pfeillinien beschreiben die Breite von Bereichen (grau eingezeichnet). Im Hintergrund ist beispielhaft eine Verteilung von Werten während einer Stehexposition dargestellt. Blau: selten auftretende Werte, Rot: häufig auftretende Werte. Die Kennwerte lauten wie folgt: 1: Flächenschwerpunkt (FS) bzw. „Häufigkeits-Mittelpunkt“; 2: Abstand FS zur Diagonalen; 3: Abstand FS zur Ursprungsdiagonalen; 4: „Laterale Aktivierungs-Konvergenz“; 5: Rechts-Links-Summierte Muskuläre Dynamik.

1. Flächenschwerpunkt (FS) bzw. „Häufigkeits-Mittelpunkt“: Beschreibt den Punkt, um den herum die summierte Anzahl der Häufigkeiten sowohl in x-Richtung als auch in y-Richtung gleich groß ist.

2. Abstand FS zur Diagonalen: Abstand des Flächenschwerpunkts (absoluter Wert) rechtwinklig zur Diagonalen bzw. zur Symmetrielinie: Er erlaubt eine Aussage über rechts/links-Symmetrie der Verteilung aller Messwerte über die gesamte Messzeit.
3. Abstand FS zur Ursprungsdiagonalen: Abstand des Flächenschwerpunkts (absoluter Wert) rechtwinklig zu einer Geraden, die selbst rechtwinklig zur Diagonalen bzw. zur Symmetrielinie durch den Ursprung verläuft. Er erlaubt eine Aussage über die Aktivierungshöhe aller Messwerte über die gesamte Messzeit.
4. Laterale Aktivierungs-Konvergenz: Breite eines Rechtecks, das symmetrisch um den Flächenschwerpunkt und an seiner Längsseite parallel zur Symmetrielinie liegt. Es enthält eine definierte Anzahl (hier 2σ ; also 68,2%) aller Werte (und der Messzeitpunkte). Das bedeutet: je konzentrierter die Werte um den FS angeordnet sind, umso geringer ist die Breite dieses Rechtecks und desto höher ist die symmetrische Aktivierung.
5. Rechts-Links-Summierte Muskuläre Dynamik: Breite eines Rechtecks, das symmetrisch um den Flächenschwerpunkt und an seiner Längsseite quer zur Symmetrielinie liegt. Es enthält eine definierte Anzahl (hier 2σ ; also 68,2%) aller Werte (und der Messzeitpunkte). Das bedeutet: je konzentrierter die Werte um den FS angeordnet sind, umso geringer ist die Breite dieses Rechtecks und desto geringer ist der Umfang der Dynamik der rechts-links-gemittelten muskulären Aktivierung – es wird also der Wertebereich zwischen geringer und hoher Aktivierung umschrieben.

2.4.2 Statistische Analyse

Berechnungen und statistische Analysen wurden mit JMP 11, SPSS 24 und Excel durchgeführt.

Es kamen zwei Normalverteilungs-Testverfahren zum Einsatz. Der Shapiro-Wilk Test wurde mit JMP durchgeführt. Ein Test nach Kim (Kim 2013), welcher Schiefe und Kurtosis einer Verteilung erfasst, wurde mit SPSS durchgeführt.

Bei allen vorliegenden Daten mit denen statistische Tests durchgeführt wurden, konnte letztendlich eine Normalverteilung angenommen werden. Die Ergebnisse werden daher im Folgenden mit Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) angegeben. Ausgenommen hiervon sind die Daten der 3D-Summatationshistogramme, da es sich hierbei um einen explorativen Ansatz der Auswertung handelt.

Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

2.4.2.1 Lagesensoren (Lordosebildung)

Für die Untersuchung der Änderung des Lordosewinkels über die Gesamtdauer der Exposition kam eine „repeated-measures analysis of variance“ (RM-ANOVA). Hierfür wurde zum einen der interindividuelle Einfluss der Zugehörigkeit zu einer Beschwerdegruppe (BE/nBE) und zum anderen der intraindividuelle Einfluss der Exposition (Gehen/Stehen/Wechsel Gehen-Stehen) auf die Zielgröße „Änderung des Lordosewinkels“ untersucht.

2.4.2.2 EMG (Ermüdung und Koaktivierung)

Für die Ermüdungsanalyse des M. erector spinae wurde die zeitliche Änderung von EA und MF während der gesamten Expositionszeit herangezogen. Die Parameter wurden mit einem t-Test gegen Null auf ihre Änderung in Richtung Ermüdung getestet.

Für die explorative Analyse der Koaktivierung der Mm. glutei medii wurde kein statistisches Verfahren angewandt.

3 Ergebnisse

In diesem Kapitel werden folgende Ergebnisse vorgestellt:

- Allgemeine Angaben zum Probandenkollektiv
- Beschwerdeentwicklung und Zuteilung zu Beschwerdegruppen
- Lordosebildung der Lendenwirbelsäule
- Muskuläre Ermüdung des M. erector spinae
- Muskuläre Aktivität der Mm. glutei medii

Der Schwerpunkt der Auswertungen liegt auf der Erfassung von Unterschieden hinsichtlich oben genannter Punkte zwischen Personen, die während langen Stehens Beschwerden im unteren Rücken entwickeln, und denjenigen, die beschwerdefrei bleiben.

Stellt eine Grafik Unterschiede zwischen den Gruppen dar, wird die Gruppe der Beschwerdeentwickler (BE) rot und die beschwerdefreie Gruppe (nBE) blau dargestellt.

Nach den Angaben zu den Probanden wird als erstes Hauptergebnis der Verlauf der Beschwerdeentwicklung während der Stehexposition sowie eine Übersicht über die Anzahl der Beschwerdeangaben während aller vier Expositionen vorgestellt.

Als zweites Hauptergebnis folgt die Darstellung der Änderung des Lordosewinkels der Lendenwirbelsäule während aller vier Expositionen. Zunächst werden die Ausgangswerte der Lordose beider Beschwerdegruppen bei Expositionsbeginn verglichen und anschließend der Zusammenhang von Größen wie „Exposition“ oder „Zugehörigkeit zu einer Beschwerdegruppe“ und Veränderung des Lordosewinkels untersucht.

Das dritte Hauptergebnis zeigt die Änderung von EA und MF des M. erector spinae bei den Gruppen während der vier Expositionen. Zudem erfolgt anhand der Änderungswerte eine Ermüdungsanalyse.

Als viertes und letztes Hauptergebnis folgt die Untersuchung von Aktivierungsmustern der Mm. glutei medii. Hierbei handelt es sich um den explorativen Teil der Auswertung.

3.1 Probanden

Von 22 untersuchten Probanden, wurden 18 in die Auswertung eingeschlossen. Zwei Probanden konnten nicht alle vier Untersuchungstage absolvieren. Die Daten der anderen beiden Probanden konnten zum einen aufgrund einer während des Untersuchungszeitraumes bekannt gewordenen Schwangerschaft (Ausschlusskriterium) und zum anderen aufgrund technischen Versagens für die Auswertung nicht berücksichtigt werden. Zu den eingeschlossenen Probanden lassen sich folgende Angaben machen (siehe Tabelle 1).

Tabelle 1: Angaben zu den in die Auswertung eingeschlossenen Probanden. Angegeben sind Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD).

Angaben zu den Probanden	
	MW (SD)
Geschlecht	9♂; 9♀
Ø Alter [Jahre]	27 (\pm 7)
Ø Größe [cm]	173,8 (\pm 8,7)
Ø Gewicht [kg]	71 (\pm 10,7)
Ø BMI [kg/m ²]	23,4 (\pm 2,1)

3.2 Beschwerdeentwicklung im unteren Rücken

3.2.1 Gruppeneinteilung

Die Probanden wurden entsprechend ihrer Beschwerdeangaben während der Stehexposition in eine Beschwerdegruppe (BE) und eine beschwerdefreie Gruppe (nBE) eingeteilt. Bei einmaliger Beschwerdeangabe im unteren Rücken während des Stehens wurde der entsprechende Proband als BE klassifiziert. Es ergab sich folgende Einteilung: 9 BE (4♂,5♀); 9 nBE (5♂,4♀).

Zu den Gruppen lassen sich folgende Angaben machen (siehe Tabelle 2):

Tabelle 2: Charakteristika der Beschwerdegruppen. BE: Gruppe der Probanden, die während zweistündigem Stehen Beschwerden entwickeln. nBE: Gruppe der Probanden, die während zweistündigem Stehen beschwerdefrei bleiben. Angegeben sind mit Ausnahme der Beschwerdehöhe Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD).

Charakteristika	BE; n = 9	nBE; n = 9
	MW (\pm SD)	MW (\pm SD)
Alter [Jahre]	25 (\pm 2)	28 (\pm 10)
Größe [cm]	175,8 (\pm 9,3)	171,8 (\pm 7,5)
Gewicht [kg]	68,7 (\pm 10,9)	73,3 (\pm 9,8)
BMI [kg/m ²]	23,0 (\pm 2,6)	23,7 (\pm 1,3)
Median der Beschwerdehöhe im unteren Rücken [0-10]	3 (Min: 1; Max 10)	-

Abbildung 13 zeigt die Anzahl der Probanden, die während des Stehens Beschwerden im unteren Rücken entwickelten.

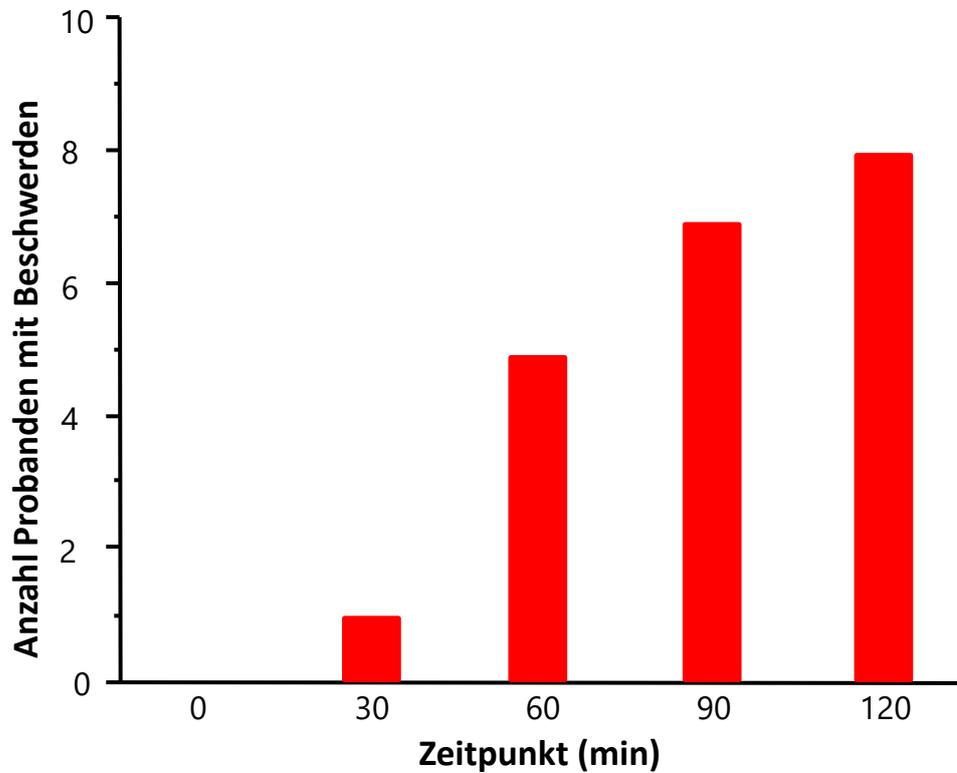


Abbildung 13: Anzahl der Probanden mit Beschwerdeangabe im unteren Rücken zu verschiedenen Zeitpunkten während der 120-minütigen Stehexposition.

Es wird deutlich, dass mit zunehmender Dauer des Stehens mehr Probanden Beschwerden im unteren Rücken entwickelten. Zu Beginn waren alle Probanden beschwerdefrei. Nach 30 Min. gab 1 von 18 Probanden Beschwerden an (entspricht 6% der Probanden). Nach 60 Min. sind es 5 von 18 Probanden (entspricht 28%), nach 90 Min. 7 von 18 Probanden (entspricht 39%) und nach 120 Min. 8 von 18 Probanden (entspricht 44%).

3.2.2 Beschwerdeentwicklung im Rücken während der Expositionen

Abbildung 14 zeigt – unabhängig von der Zugehörigkeit zu einer Beschwerdegruppe – die Anzahl der Probanden, welche während der jeweiligen Exposition Beschwerden im unteren Rücken entwickelten und die Anzahl der Personen, die beschwerdefrei blieb. Die Zuteilung der Probanden in die Beschwerdegruppen erfolgte anhand der Angabe während des Stehens.

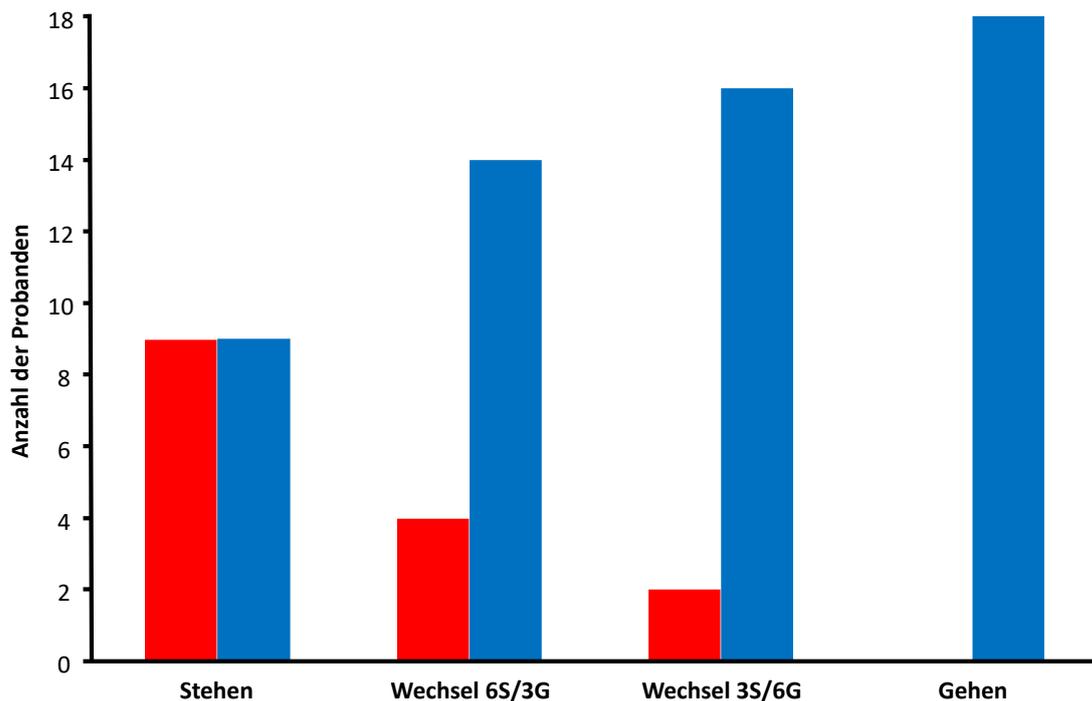


Abbildung 14: Anzahl der Probanden, die während der jeweiligen zweistündigen Expositionen Beschwerden entwickelten (rot) und der Personen, die beschwerdefrei blieben (blau). Abkürzungen der Wechsel: Wechsel 6S/3G: 6,5 Min. Stehen und 3,5 Min. Gehen im Wechsel; Wechsel 3S/6G: 3,5 Min. Stehen und 6,5 Min. Gehen im Wechsel. Die Zahlen bezeichnen die ungefähre Minutenanzahl, welche die Probanden abwechselnd gehend (G) bzw. stehend (S) absolvieren mussten.

Es ergaben sich folgende Werte:

Stehen	9 BE; 9 nBE
Wechsel 6S/3G	4 BE; 14 nBE
Wechsel 3S/6G	2 BE; 16 nBE
Gehen	0 BE; 18 nBE

Sämtliche Personen, welche Beschwerden entwickelten, gehören auf Basis der Ergebnisse der während des Stehens eingeteilten Beschwerdegruppe (BE) an. Aus der beim

Stehen beschwerdefreien Gruppe (nBE) wurden während keiner Exposition Beschwerden im unteren Rücken angegeben.

Es wird deutlich, dass mit zunehmendem Gehanteil die Anzahl der Personen mit Beschwerden im unteren Rücken sinkt. Während des Gehens sind auch diejenigen Personen beschwerdefrei, welche während des Stehens Beschwerden entwickelten. Die Erhöhung des Gehanteils von 0% auf 35% (3,5 Min. pro 10-minütiger Einheit) reduzierte die Anzahl der Beschwerdeentwickler von 9 auf 4 um ca. 50%. Ebenso verhielt es sich bei der Erhöhung des Gehanteils von ca. 35% auf 65% (6,5 Min. pro 10-minütiger Einheit) – der Anteil derer, die Beschwerden entwickelten reduzierte sich von 4 auf 2 um 50% bis bei 100% Gehen alle Probanden beschwerdefrei waren.

3.3 Haltungsanalyse der Lendenwirbelsäule

Ziel der Haltungsanalyse war es, einen möglichen Unterschied in der Veränderung der lumbalen Lordose während der Expositionen zwischen den Beschwerdegruppen festzustellen. Es wurde also nicht der absolute Winkel gemessen, sondern dessen Veränderung über die Dauer der Exposition.

3.3.1 Stehexposition

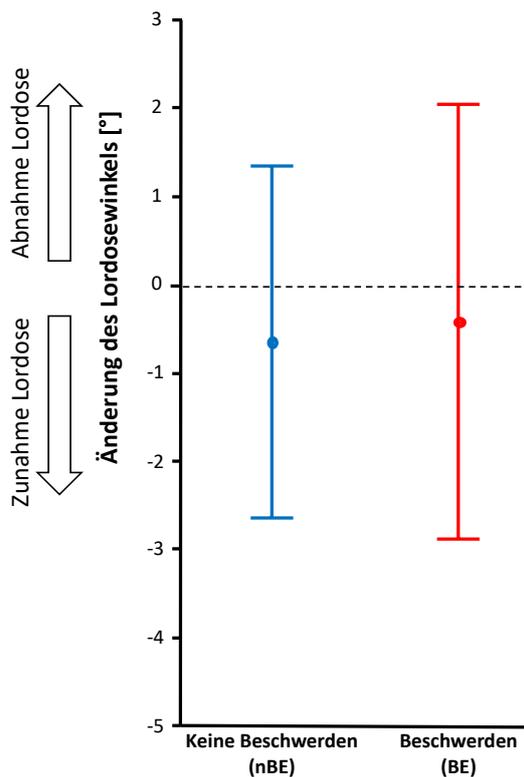


Abbildung 15: Änderung des Lordosewinkels bei zweistündigem Stehen. Dargestellt sind jeweils Mittelwert und Standardabweichung der Differenz des zu Beginn und am Ende der Exposition gemessenen Lordosewinkels für zwei Gruppen: Die Gruppe der Personen, die Rückenbeschwerden entwickeln (BE) in rot und für die Gruppe derjenigen, die keine Rückenbeschwerden entwickeln (nBE) in blau (jeweils n=9).

Im Mittel zeigt sich bei der Gruppe nBE während des zweistündigen Stehens eine Zunahme des Lordosewinkels von $0,6^\circ$ ($\pm 2^\circ$). Bei der Gruppe der BE nahm die Lordose im Mittel um $0,4^\circ$ ($\pm 2,4^\circ$) zu.

3.3.2 Wechsel 6,5 Min. Stehen / 3,5 Min. Gehen

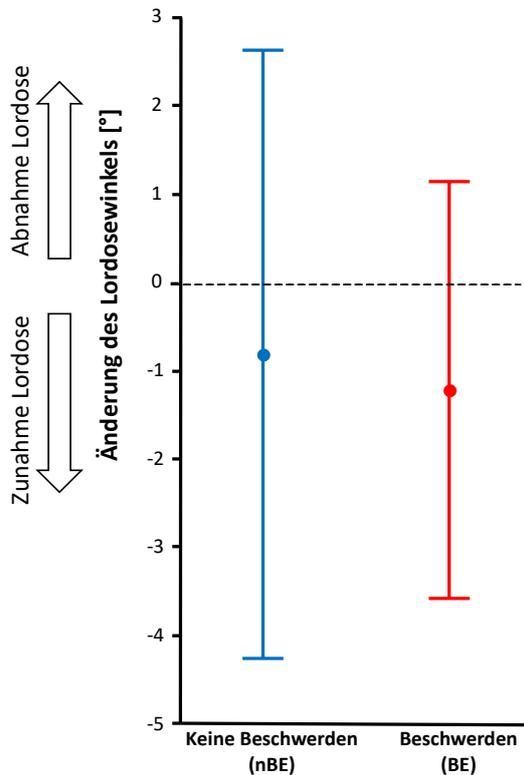


Abbildung 16: Änderung des Lordosewinkels über zwei Stunden bei Wechsel 6,5 Min. Stehen / 3,5 Min. Gehen. Dargestellt sind jeweils Mittelwert und Standardabweichung der Differenz des zu Beginn und am Ende der Exposition gemessenen Lordosewinkels für zwei Gruppen: Die Gruppe der Personen, die beim Stehen Rückenbeschwerden entwickeln (BE) in rot und für die Gruppe derjenigen, die beim Stehen keine Rückenbeschwerden entwickeln (nBE) in blau (jeweils n=9).

Im Mittel zeigte sich bei der Gruppe nBE während des Wechsels von 6,5 Min. Stehen / 3,5 Min. Gehen über 2 Stunden eine Zunahme des Lordosewinkels von $0,8^\circ (\pm 3,4^\circ)$. Bei der Gruppe der BE nahm die Lordose im Mittel um $1,21^\circ (\pm 2,3^\circ)$ zu.

3.3.3 Wechsel 3,5 Min. Stehen / 6,5 Min. Gehen

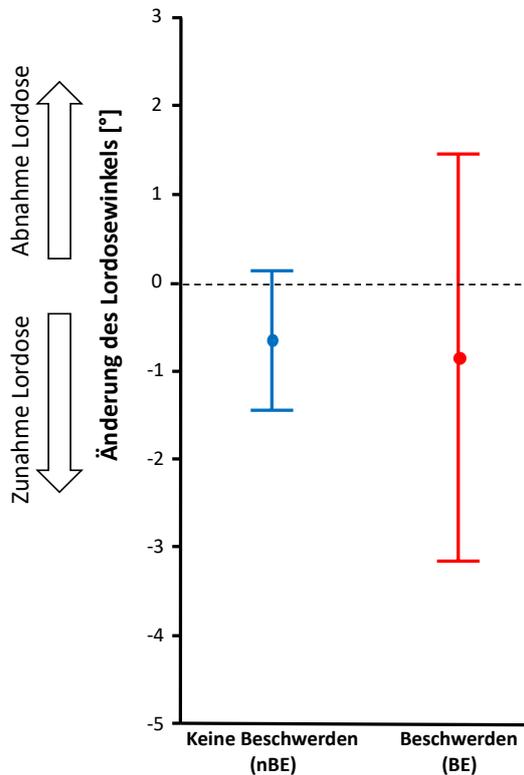


Abbildung 17: Änderung des Lordosewinkels über zwei Stunden bei Wechsel 3,5 Min. Stehen / 6,5 Min. Gehen. Dargestellt sind jeweils Mittelwert und Standardabweichung der Differenz des zu Beginn und am Ende der Exposition gemessenen Lordosewinkels für zwei Gruppen: Die Gruppe der Personen, die beim Stehen Rückenbeschwerden entwickeln (BE) in rot und für die Gruppe derjenigen, die beim Stehen keine Rückenbeschwerden entwickeln (nBE) in blau (jeweils n=9).

Im Mittel zeigte sich bei der Gruppe nBE während des Wechsels von 3,5 Min. Stehen / 6,5 Min. Gehen über 2 Stunden eine Zunahme des Lordosewinkels von $0,6^\circ (\pm 0,8^\circ)$. Bei der Gruppe der BE nahm die Lordose im Mittel um $0,8^\circ (\pm 2,4^\circ)$ zu.

3.3.4 Gehexposition

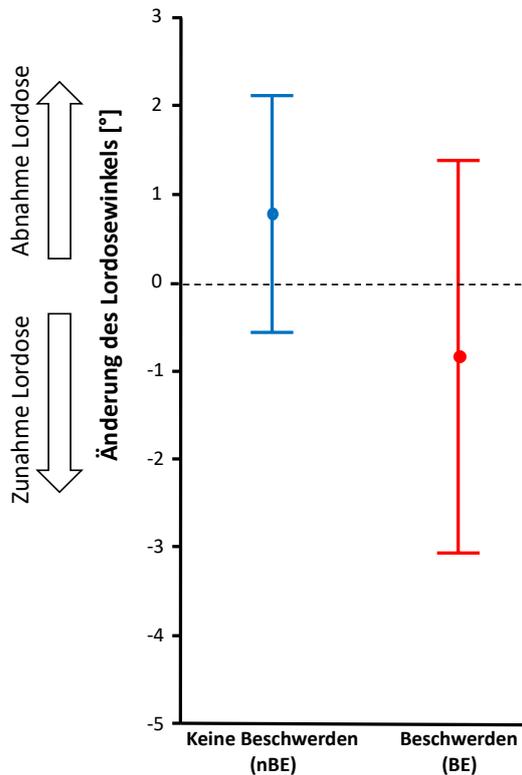


Abbildung 18: Änderung des Lordosewinkels bei zweistündigem Gehen. Dargestellt sind jeweils Mittelwert und Standardabweichung der Differenz des zu Beginn und am Ende der Exposition gemessenen Lordosewinkels für zwei Gruppen: Die Gruppe der Personen, die beim Stehen Rückenbeschwerden entwickeln (BE) in rot und für die Gruppe derjenigen, die beim Stehen keine Rückenbeschwerden entwickeln (nBE) in blau (jeweils n=9).

Im Mittel zeigte sich bei der Gruppe nBE während des zweistündigen Gehens eine Abnahme des Lordosewinkels von $0,8^\circ (\pm 1,3^\circ)$. Bei der Gruppe der BE nahm die Lordose im Mittel um $0,8^\circ (\pm 2,2^\circ)$ zu.

3.3.5 Zusammenfassung

Bei der Stehexposition und den Wechseln zeigte sich eine leichte Zunahme des Lordosewinkels bei beiden Gruppen (vgl. Abbildung 15 bis Abbildung 18). Die meisten mittleren Änderungen lagen im Bereich von weniger als 1° in Richtung einer stärkeren Ausprägung des Lordosewinkels während der Exposition. Das Ergebnis der Gehexposition zeigte für die Gruppe der nBE im Mittel eine leichte Zunahme des Lordosewinkels, während bei der Gruppe der BE im Mittel eine leichte Abnahme des Winkels gemessen wurde. Auch hier lagen die mittleren Änderungen im Bereich von weniger als 1° .

3.3.6 RM-ANOVA

Die Varianzanalyse ANOVA (Analysis of Variance) für wiederholte Messungen konnte keinen Effekt der verschiedenen Expositionen, der Zugehörigkeit zu einer Beschwerdegruppe oder einer Kombination beider Einflussgrößen (siehe Tabelle 3) auf die Zielgröße, also die Änderung des Lordosewinkels, zeigen.

Tabelle 3: Ergebnis der Varianzanalyse für wiederholte Messungen (RM-ANOVA) für die Veränderung des Lordosewinkels der Lendenwirbelsäule über zwei Stunden während vier verschiedener Expositionen: Gehen, Stehen, Wechsel 6,5 Min. Stehen/3,5 Min. Gehen und Wechsel 3,5 Min. Stehen/6,5 Min. Gehen. Es gab zwei Beschwerdegruppen: Eine Gruppe der Probanden, die während zweistündigem Stehen Beschwerden entwickelten und eine Gruppe der Probanden, die während zweistündigem Stehen beschwerdefrei blieben.

Quelle	Freiheitsgrade	F-Wert	p-Wert
Exposition	3	0,7023	0,5554
Beschwerdegruppe	1	0,6706	0,4248
Exposition * Beschwerdegruppe	3	0,6484	0,5878

3.4 Ermüdung des M. erector spinae

Ziel der Ermüdungsanalyse war es, mögliche Unterschiede hinsichtlich der Ermüdung des M. erector spinae während der Expositionen zwischen den Beschwerdegruppen zu untersuchen.

Es wurden für die Analyse die lineare Steigung der EA und der MF berechnet. Die Berechnung der MF erfordert allerdings eine Mindesthöhe der elektrischen Aktivität. Da die Beanspruchung in dieser Studie generell im niedrigen Bereich lag, konnte nicht für jeden Probanden an jedem Messtag eine MF berechnet werden. Sofern die Angaben zur MF nicht alle 9 Werte einer Gruppe enthalten, wird die Anzahl der Werte gesondert angegeben. Werte, die sich signifikant von Null unterscheiden sind gesondert gekennzeichnet.

3.4.1 Stehexposition

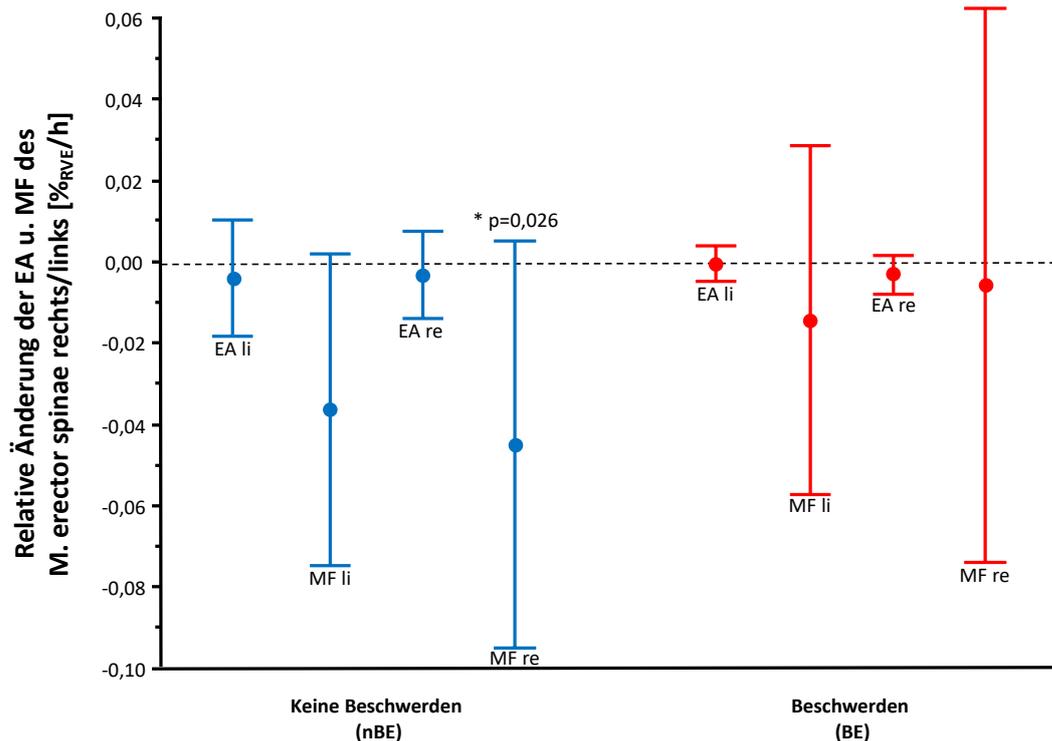


Abbildung 19: Mittelwerte und Standardabweichungen der relativen Änderung von elektrischer Aktivität (EA) und Medianfrequenz (MF) des M. erector spinae rechts (re) und links (li) bei zweistündigem Stehen. Die Änderung wird als prozentualer Anteil (%) der Referenzkontraktion (RVE) pro Stunde (h) angegeben.

Rot: Die Gruppe der Personen, die beim Stehen Rückenbeschwerden entwickeln (BE). Blau: die Gruppe derjenigen, die beim Stehen keine Rückenbeschwerden entwickeln (nBE). MF li BE: n = 4; MF li nBE: n = 5; MF re BE: n = 8; MF re nBE: n = 7. * zeigt Werte an, die sich signifikant in Richtung einer muskulären Ermüdung von Null unterscheiden.

Während des zweistündigen Stehens wurden folgende relative Änderungen von EA und MF des linken M. erector spinae gemessen:

Im Mittel zeigte sich bei der Gruppe der nBE ein Abfall der EA von $-0,004\%_{\text{RVE/h}}$ ($\pm 0,014\%_{\text{RVE/h}}$). Die MF fiel hier im Mittel um $-0,036\%_{\text{RVE/h}}$ ($\pm 0,038\%_{\text{RVE/h}}$) ab.

Die Gruppe der BE zeigte einen mittleren Abfall der EA von $-0,0006\%_{\text{RVE/h}}$ ($\pm 0,004\%_{\text{RVE/h}}$). Die MF fiel hier im Mittel um $-0,014\%_{\text{RVE/h}}$ ($\pm 0,042\%_{\text{RVE/h}}$) ab.

Während des zweistündigen Stehens wurden folgende relative Änderungen von EA und MF des rechten M. erector spinae gemessen:

Im Mittel zeigte sich bei der Gruppe der nBE ein Abfall der EA von $-0,003\%_{\text{RVE/h}}$ ($\pm 0,01\%_{\text{RVE/h}}$). Die MF fiel hier im Mittel um $-0,045\%_{\text{RVE/h}}$ ($\pm 0,05\%_{\text{RVE/h}}$) ab.

Die Gruppe der BE zeigte einen mittleren Abfall der EA von $-0,003\%_{\text{RVE/h}}$ ($\pm 0,004\%_{\text{RVE/h}}$). Die MF fiel hier im Mittel um $-0,006\%_{\text{RVE/h}}$ ($\pm 0,068\%_{\text{RVE/h}}$) ab.

3.4.2 Wechsel 6,5 Min. Stehen / 3,5 Min. Gehen

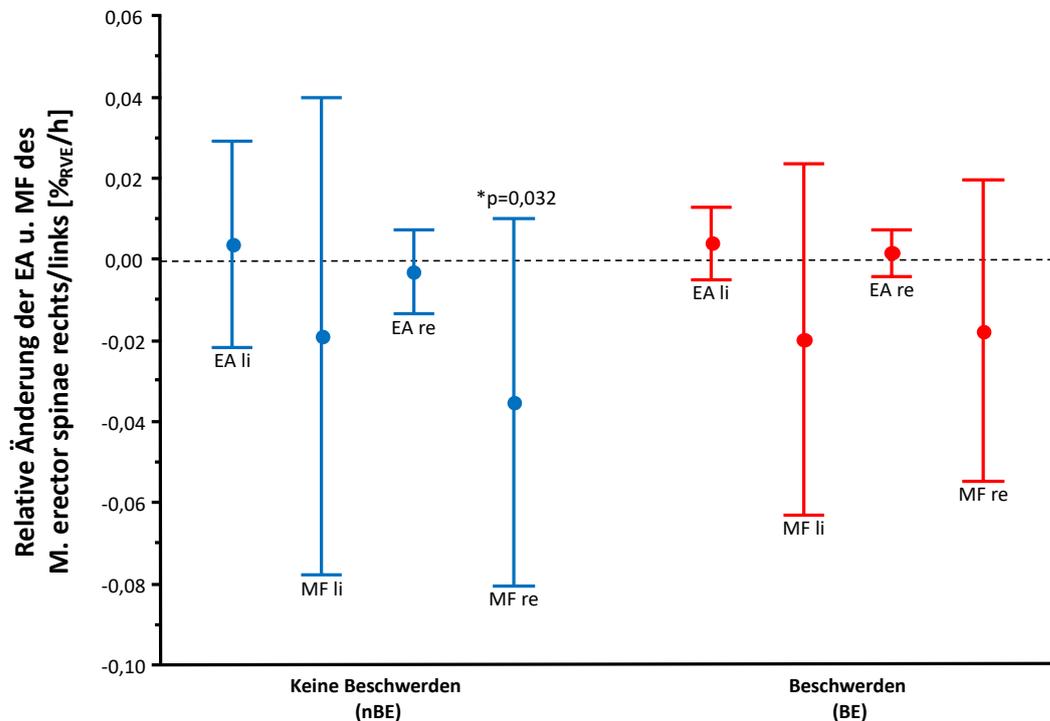


Abbildung 20: Mittelwerte und Standardabweichungen der relativen Änderung von elektrischer Aktivität (EA) und Medianfrequenz (MF) des M. erector spinae rechts (re) und links (li) links über 2 Stunden bei Wechsel 6,5 Min. Stehen / 3,5 Min. Gehen. Die Änderung wird als prozentualer Anteil (%) der Referenzkontraktion (RVE) pro Stunde (h) angegeben.

Rot: Die Gruppe der Personen, die beim Stehen Rückenbeschwerden entwickeln (BE). Blau: die Gruppe derjenigen, die beim Stehen keine Rückenbeschwerden entwickeln (nBE). MF li BE: n = 8; MF re BE: n = 7; MF li nBE: n = 8. * zeigt Werte an, die sich signifikant in Richtung einer muskulären Ermüdung von Null unterscheiden.

Während des Wechsels von 6,5 Min. Stehen / 3,5 Min. Gehen über zwei Stunden wurden folgende relative Änderungen von EA und MF des linken M. erector spinae gemessen:

Im Mittel zeigte sich bei der Gruppe der nBE ein Anstieg der EA von 0,003%_{RVE/h} (±0,025%_{RVE/h}). Die MF fiel hier im Mittel um -0,019%_{RVE/h} (±0,059%_{RVE/h}) ab.

Die Gruppe der BE zeigte einen mittleren Anstieg der EA von 0,004%_{RVE/h} (±0,001%_{RVE/h}). Die MF fiel hier im Mittel um -0,02%_{RVE/h} (±0,043%_{RVE/h}) ab.

Während des Wechsels von 6,5 Min. Stehen / 3,5 Min. Gehen über zwei Stunden wurden folgende relative Änderungen von EA und MF des rechten M. erector spinae gemessen:

Im Mittel zeigte sich bei der Gruppe der nBE ein Abfall der EA von $-0,003\%_{RVE}/h$ ($\pm 0,01\%_{RVE}/h$). Die MF fiel hier im Mittel um $-0,035\%_{RVE}/h$ ($\pm 0,045\%_{RVE}/h$) ab. Die Gruppe der BE zeigte einen mittleren Anstieg der EA von $0,001\%_{RVE}/h$ ($\pm 0,005\%_{RVE}/h$). Die MF fiel hier im Mittel um $-0,017\%_{RVE}/h$ ($\pm 0,037\%_{RVE}/h$) ab.

3.4.3 Wechsel 3,5 Min. Stehen / 6,5 Min. Gehen

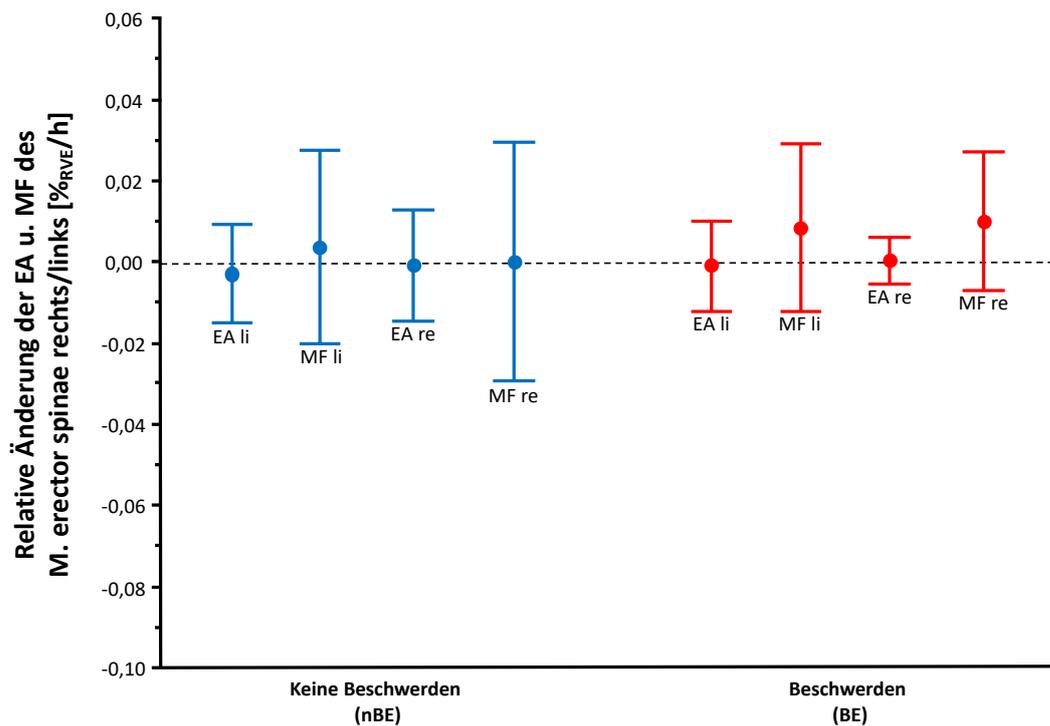


Abbildung 21: Mittelwerte und Standardabweichungen der relativen Änderung von elektrischer Aktivität (EA) und Medianfrequenz (MF) des M. erector spinae rechts (re) und links (li) links über 2 Stunden bei Wechsel 3,5 Min. Stehen / 6,5 Min. Gehen. Die Änderung wird als prozentualer Anteil (%) der Referenzkontraktion (RVE) pro Stunde (h) angegeben.

Rot: Die Gruppe der Personen, die beim Stehen Rückenbeschwerden entwickeln (BE). Blau: die Gruppe derjenigen, die beim Stehen keine Rückenbeschwerden entwickeln (nBE). MF li nBE: n = 8; MF re BE: n = 8.

Während des Wechsels von 3,5 Min. Stehen / 6,5 Min. Gehen über zwei Stunden wurden folgende relative Änderungen von EA und MF des linken M. erector spinae gemessen:

Im Mittel zeigte sich bei der Gruppe der nBE ein Abfall der EA von $-0,003\%_{RVE}/h$ ($\pm 0,012\%_{RVE}/h$). Die MF stieg hier im Mittel um $0,004\%_{RVE}/h$ ($\pm 0,024\%_{RVE}/h$) an.

Die Gruppe der BE zeigte einen mittleren Abfall der EA von $-0,0007\%_{RVE}/h$ ($\pm 0,024\%_{RVE}/h$). Die MF stieg hier im Mittel um $0,008\%_{RVE}/h$ ($\pm 0,021\%_{RVE}/h$) an.

Während des Wechsels von 3,5 Min. Stehen / 6,5 Min. Gehen über zwei Stunden wurden folgende relative Änderungen von EA und MF des linken M. erector spinae gemessen:

Im Mittel zeigte sich bei der Gruppe der nBE ein Abfall der EA von $-0,0006\%_{RVE}/h$ ($\pm 0,013\%_{RVE}/h$). Die MF stieg hier im Mittel um $0,00007\%_{RVE}/h$ ($\pm 0,029\%_{RVE}/h$) an.

Die Gruppe der BE zeigte einen mittleren Anstieg der EA von $0,0003\%_{RVE}/h$ ($\pm 0,005\%_{RVE}/h$). Die MF stieg hier im Mittel um $0,01\%_{RVE}/h$ ($\pm 0,017\%_{RVE}/h$) an.

3.4.4 Gehexposition

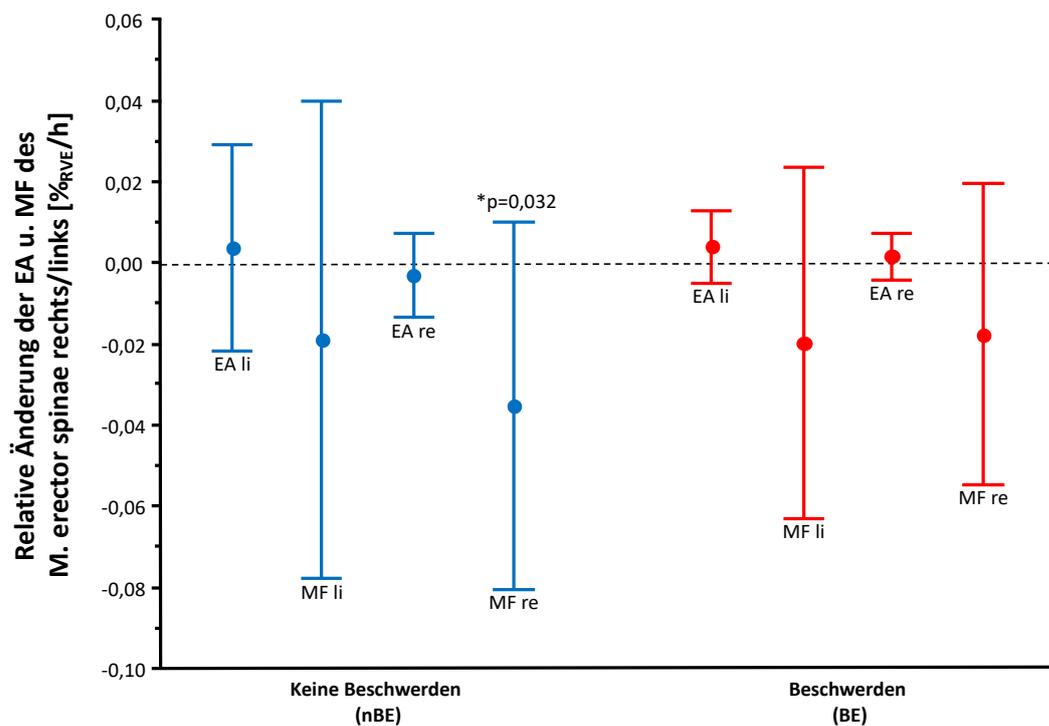


Abbildung 22: Mittelwerte und Standardabweichungen der relativen Änderung von elektrischer Aktivität (EA) und Medianfrequenz (MF) des M. erector spinae rechts (re) und links (li) links bei zweistündigem Gehen. Die Änderung wird als prozentualer Anteil (%) der Referenzkontraktion (RVE) pro Stunde (h) angegeben.

Rot: Die Gruppe der Personen, die beim Stehen Rückenbeschwerden entwickeln (BE). Blau: die Gruppe derjenigen, die beim Stehen keine Rückenbeschwerden entwickeln (nBE). * zeigt Werte an, die sich signifikant in Richtung einer muskulären Ermüdung von null unterscheiden.

Während des zweistündigen Gehens wurden folgende relative Änderungen von EA und MF des linken M. erector spinae gemessen:

Im Mittel zeigte sich bei der Gruppe der nBE ein Abfall der EA von $-0,014\%_{\text{RVE/h}}$ ($\pm 0,016\%_{\text{RVE/h}}$). Die MF stieg hier im Mittel um $0,014\%_{\text{RVE/h}}$ ($\pm 0,022\%_{\text{RVE/h}}$) an.

Die Gruppe der BE zeigte einen mittleren Abfall der EA von $-0,009\%_{\text{RVE/h}}$ ($\pm 0,011\%_{\text{RVE/h}}$). Die MF stieg hier im Mittel um $0,023\%_{\text{RVE/h}}$ ($\pm 0,03\%_{\text{RVE/h}}$) an.

Während des zweistündigen Gehens wurden folgende relative Änderungen von EA und MF des rechten M. erector spinae gemessen:

Im Mittel zeigte sich bei der Gruppe der nBE ein Abfall der EA von $-0,019\%_{\text{RVE/h}}$ ($\pm 0,021\%_{\text{RVE/h}}$). Die MF fiel hier im Mittel um $-0,001\%_{\text{RVE/h}}$ ($\pm 0,031\%_{\text{RVE/h}}$) ab.

Die Gruppe der BE zeigte einen mittleren Abfall der EA von $-0,006\%_{\text{RVE/h}}$ ($\pm 0,011\%_{\text{RVE/h}}$). Die MF stieg hier im Mittel um $0,026\%_{\text{RVE/h}}$ ($\pm 0,024\%_{\text{RVE/h}}$) an.

3.4.5 Zusammenfassung

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die EA während des Stehens annähernd unverändert blieb, während die MF abzufallen schien. Beim Gehen hingegen nahm die EA eher ab, während sich eine Tendenz zu zunehmender MF abzeichnete. Die Daten des Wechsels mit dem größeren Stehanteil waren vergleichbar mit denen der Stehexposition, während die Ergebnisse des Wechsels mit dem größeren Gehanteil denen der reinen Gehexposition ähnelten. Dies gilt für beide Beschwerdeguppen, Unterschiede zwischen den Gruppen zeigten sich kaum.

Sämtliche gemessenen Änderungen lagen im Bereich von unter 0,1% der Referenzkontraktion und müssen daher zurückhaltend interpretiert werden.

3.4.6 Ermüdungsanalyse nach JASA

Um die Veränderungen der EA und MF besser erfassen zu können folgt hier eine Darstellung entsprechend des JASA-Diagramms (vgl. 2.4.1.3). Angegeben sind die MW der Änderung von EA und MF während aller Expositionen für den rechten und linken M. erector spinae. Ein Hinweis auf Ermüdung des untersuchten Muskels ist gegeben, wenn beide Werte im unteren rechten Quadranten liegen. Hier liegt eine Zunahme der EA bei zeitgleicher Abnahme der MF vor.

Da keine signifikanten Änderungen beider Zielgrößen festgestellt werden konnten, lassen sich den Grafiken nur Tendenzen entnehmen. Es ließ sich in keiner Exposition eine Ermüdung feststellen, bei der sich beide Einflussfaktoren (EA; MF) signifikant von Null unterscheiden. Aus Gründen der Übersichtlichkeit werden die Grafiken auf einer Seite dargestellt.

Die zugehörigen Werte können Kapitel 3.4.1 bis 3.4.4 entnommen werden.

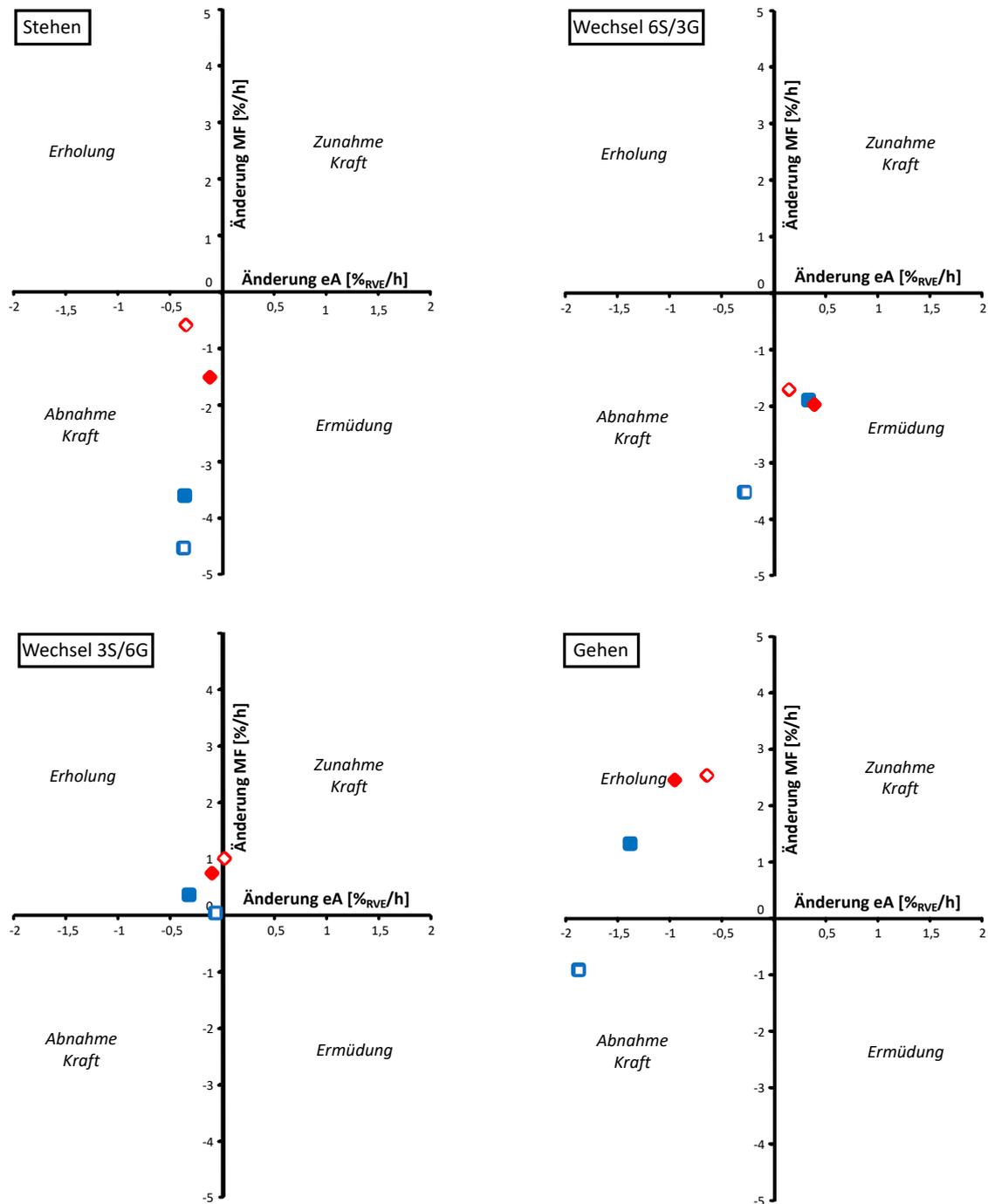


Abbildung 23: Änderung von EA und MF des M. erector spinae pro Stunde während vier je zweistündiger Expositionen (M. erector spinae links: flächige Darstellung ■; M. erector spinae rechts: mit Linien dargestellt □). Oben links ist das Stehen abgebildet, oben rechts der Wechsel 6,5 Min. Stehen/3,5 Min. Gehen, unten links der Wechsel 3,5 Min. Stehen/6,5 Min. Gehen und unten rechts das Gehen. Blau dargestellt der Wert der beschwerdefreien Gruppe, rot dargestellt die Werte der Gruppe, die während des Stehens Beschwerden im unteren Rücken entwickelten. Die Abbildung erfolgt in Anlehnung an Luttmann et al. 2000 nach der JASA-Methode.

Abbildung 23 zeigt während des Stehens Werte im Bereich des JASA-Diagrammes, welche auf eine Abnahme der Kraft hindeuten. Einzig die Werte des M. erector spinae rechts während des Wechsels mit größerem Stehanteil (Wechsel 6S/3G) scheinen auf eine Ermüdung hinzudeuten. Da es sich allerdings um statistisch nicht signifikante Änderungen von EA und MF handelte, kann auch hier nicht von einer tatsächlichen Ermüdung des Muskels ausgegangen werden. Insgesamt war mit zunehmendem Gehanteil ein Trend zur Erholung des Muskels zu erkennen. Unterschiede zwischen BE und nBE zeigten sich nicht.

3.5 Aktivierungsmuster der Mm. glutei medii

In Kapitel 3.5 werden die Ergebnisse des grafisch ausgewerteten Teils der Arbeit aufgeführt. Die Methoden und Kennwerte wurden für die vorliegende Auswertung durch Mitarbeitende des Arbeitsphysiologischen Labors des IASV entwickelt. Eine statistische Analyse der resultierenden Werte war methodisch noch nicht möglich, weshalb eine deskriptive Auswertung erfolgte.

Für die Analyse von Aktivierungsmustern des rechten und linken M. gluteus medius wurde die Höhe der zeitgleichen Aktivierung beider Muskeln untersucht. Es sollten mögliche Gruppenunterschiede hinsichtlich der Aktivierungshöhe und der Symmetrie der Aktivierung herausgearbeitet werden.

3.5.1 3D-Kontur-Histogramme zur Beschreibung der Koaktivierung

3.5.1.1 Stehexposition

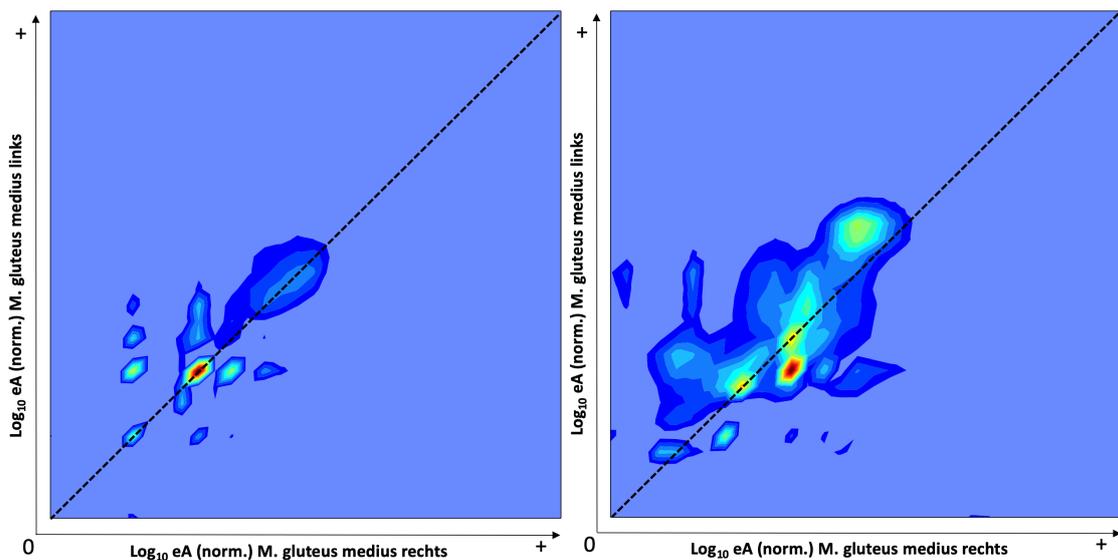


Abbildung 24: Summationshistogramme der Höhe zeitgleicher Aktivierung des rechten und linken M. gluteus medius bei zweistündigem Stehen. Links die Probanden ohne Rückenbeschwerden (nBE); rechts Probanden, die Beschwerden im unteren Rücken entwickelten (BE) (jeweils n=9). Auf X-Achse und Y-Achse ist die Höhe der elektrischen Aktivität (EA) der Muskeln aufgetragen (logarithmische Skala mit 32 x 32 Klassen). Diagonal verläuft die „Symmetrielinie“ – für Werte auf dieser Linie gilt: rechter und linker Muskel sind gleich stark aktiviert. Das Farbspektrum verdeutlicht die Häufigkeit der zeitgleichen Aktivierung: blau < grün < gelb < rot.

Gruppe nBE (links): Die Gesamtaktivität des rechten und linken M. gluteus medius der Gruppe ohne Rückenbeschwerden während der zweistündigen Stehexposition hatte eine

sehr geringe Gesamtausdehnung bzw. zeigte eine geringe Verteilung quer zur Symmetrielinie. Längs zur Symmetrielinie war die Gesamtausdehnung größer. Der Großteil der Werte lag entlang der Symmetrielinie. Die größte Häufung lag etwa auf der Grenze vom unteren zum mittleren Drittel der Symmetrielinie, eine weitere Häufung fand sich unterhalb davon ebenfalls auf der Symmetrielinie. Zwei weitere Häufungen farblich im gelb/grünen Spektrum lagen auf einem etwas höheren und etwas niedrigeren Aktivitätsniveau abseits der Symmetrielinie: einmal war der linke M. gluteus medius etwas stärker aktiviert, ein anderes Mal der rechte. Entlang der horizontalen Achse lagen wenige Werte mit sehr niedriger Aktivität der Muskeln (EA unter $1\mu\text{V}$).

Gruppe BE (rechts): Die Gesamtaktivität des rechten und linken M. gluteus medius der Gruppe mit Rückenbeschwerden während der zweistündigen Stehexposition (BE) hatte eine geringe Gesamtausdehnung bzw. zeigte eine geringe Verteilung quer zur Symmetrielinie. Längs zur Symmetrielinie war die Gesamtausdehnung ausgeprägter. Die größte Häufung von Werten wies eine höhere Aktivierung des rechten M. gluteus medius auf und lag am Übergang von unterem zu mittlerem Drittel der Symmetrielinie. Zwei weitere Häufungen lagen in der Nähe auf der Symmetrielinie auf einem ähnlichen Aktivitätsniveau. Etwa in der Mitte der Symmetrielinie fand sich eine weitere, weniger deutlich ausgeprägte Häufung im grünen Spektrum, bei der eine höhere Aktivierung des linken M. gluteus medius angenommen werden konnte. Entlang der vertikalen Achse lagen wenige Werte mit sehr niedriger Aktivität der Muskeln (EA unter $1\mu\text{V}$).

3.5.1.2 Wechsel 6,5 Min. Stehen / 3,5 Min. Gehen

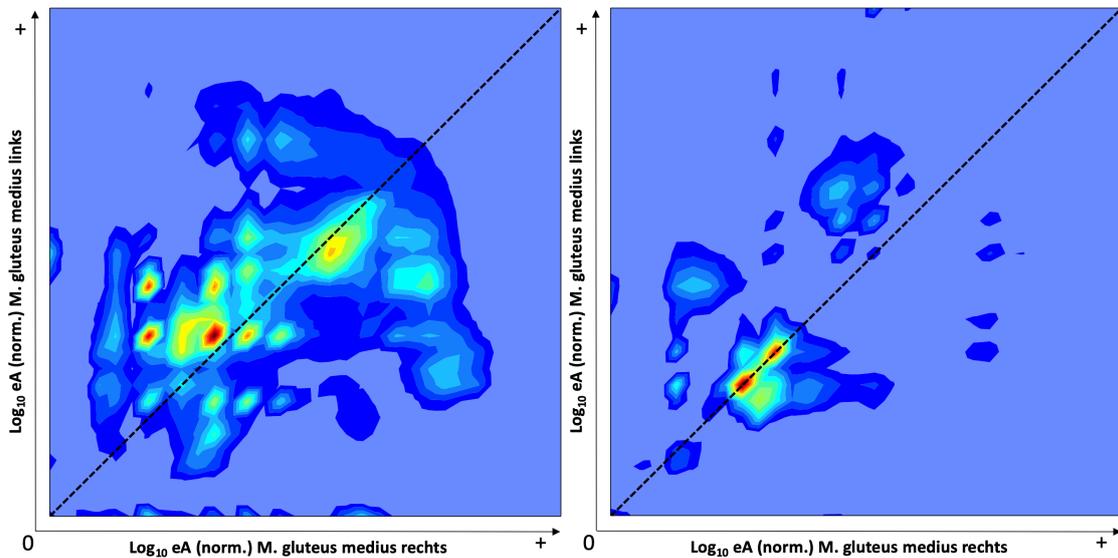


Abbildung 25: Summationshistogramme der Höhe zeitgleicher Aktivierung des rechten und linken M. gluteus medius bei Wechsel 6,5 Min. Stehen / 3,5 Min. Gehen. Links die Probanden, die während zweistündigen Stehens keine Rückenbeschwerden entwickelten (nBE), rechts Probanden die während zweistündigen Stehens Rückenbeschwerden entwickelten (BE) (jeweils n=9). Auf X-Achse und Y-Achse ist die Höhe der elektrischen Aktivität (EA) der Muskeln aufgetragen (logarithmische Skala mit 32 x 32 Klassen). Diagonal verläuft die „Symmetrielinie“ – für Werte auf dieser Linie gilt: rechter und linker Muskel sind gleich stark aktiviert. Das Farbspektrum verdeutlicht die Häufigkeit der zeitgleichen Aktivierung: blau < grün < gelb < rot.

Gruppe nBE (links): Die Gesamtaktivität des rechten und linken M. gluteus medius während des zweistündigen Wechsels von 6,5 Min. Stehen / 3,5 Min. Gehen hatte eine große Gesamtausdehnung bzw. zeigte eine große Verteilung längs und quer zur Symmetrielinie. Aufgrund der vielen Häufungen von Werten werden hier nur diejenigen erwähnt, welche mindestens im gelben Farbspektrum liegen. Die größte Häufung lag etwa im Aktivitätsbereich der Stehexposition nahe der Symmetrielinie auf Seite des linken M. gluteus medius am Übergang vom unteren zum mittleren Drittel der Symmetrielinie. Ebenfalls mit stärker aktiviertem linkem M. gluteus medius fanden sich drei weitere Häufungen auf ähnlichem Aktivitätsniveau. Zwei Häufungen mit rot/orangenem Farbspektrum lagen eher auf Seite des rechten M. gluteus medius – eine davon in ähnlichem Aktivitätsniveau der linkslastigen Häufungen. Eine weitere rechtslastige Häufung mit größerer Ausdehnung lag im Aktivitätsbereich der Gehexposition im mittleren Drittel der Symmetrielinie. Entlang der Achsen lagen einige Werte mit sehr niedriger Aktivität der Muskeln (EA unter $1\mu\text{V}$).

Gruppe BE (rechts): Die größten Häufungen der Werte des rechten und linken M. gluteus medius während des zweistündigen Wechsels von 6,5 Min. Stehen / 3,5 Min. Gehen lagen im Aktivitätsbereich der Stehexposition am Übergang von unterem zum mittleren Drittel auf der Symmetrielinie. Eine weitere Häufung in ähnlichem Aktivitätsniveau lag auf der Seite des rechten M. gluteus medius. Auffällig waren die vielen verstreut liegenden Wertebereiche, von denen sich ein Teil im Aktivitätsbereich der nachfolgend dargestellten Gehexposition befand (vgl. 3.5.1.4). Entlang der Achsen lagen wenige Werte mit sehr niedriger Aktivität der Muskeln (EA unter $1\mu\text{V}$). Am oberen Rand der Abbildung lagen Werte außerhalb des Darstellungsbereiches.

3.5.1.3 Wechsel 3,5 Min. Stehen / 6,5 Min. Gehen

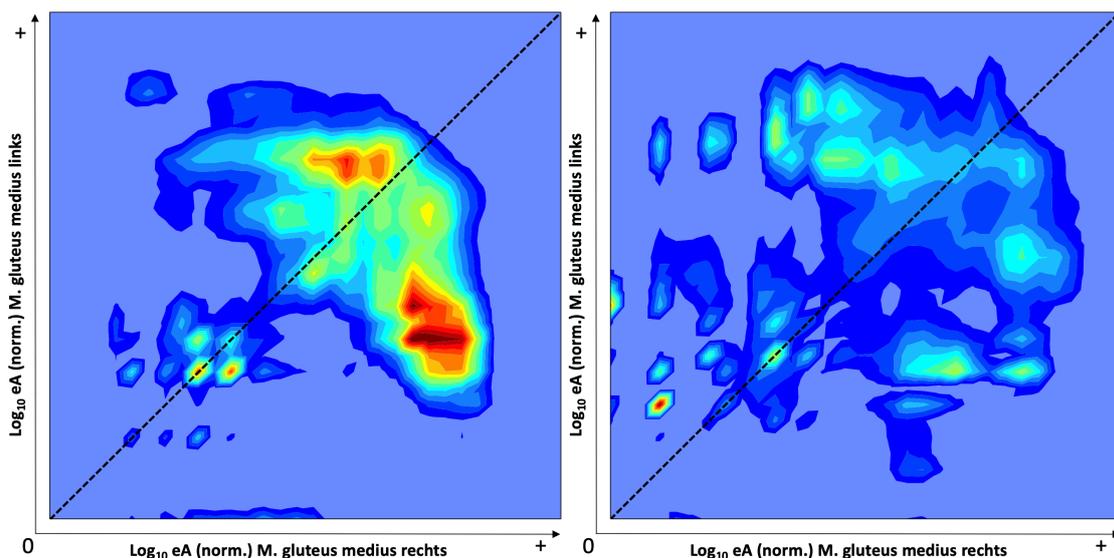


Abbildung 26: Summationshistogramm der Höhe zeitgleicher Aktivierung des rechten und linken M. gluteus medius bei Wechsel 3,5 Min. Stehen / 6,5 Min. Gehen. Links die Probanden, die während zweistündigen Stehens keine Rückenbeschwerden entwickelten (nBE), rechts Probanden die während zweistündigen Stehens Rückenbeschwerden entwickelten (BE) (jeweils $n=9$). Auf X-Achse und Y-Achse ist die Höhe der elektrischen Aktivität (EA) der Muskeln aufgetragen (logarithmische Skala mit 32×32 Klassen). Diagonal verläuft die „Symmetrielinie“ – für Werte auf dieser Linie gilt: rechter und linker Muskel sind gleich stark aktiviert. Das Farbspektrum verdeutlicht die Häufigkeit der zeitgleichen Aktivierung: blau < grün < gelb < rot.

Gruppe nBE (links): Die Gesamtaktivität des rechten und linken M. gluteus medius während des zweistündigen Wechsels von 3,5 Min. Stehen / 6,5 Min. Gehen hat eine große Gesamtausdehnung längs und quer zur Symmetrielinie. Zwei kleine Häufungen im orange/roten Farbspektrum lagen im Aktivitätsbereich der Stehexposition am

Übergang vom unteren zum mittleren Drittel der Symmetrielinie. Eine lag direkt auf der Symmetrielinie, eine weitere leicht auf Seite des rechten M. gluteus medius. Zwei ausgedehntere Häufungen befanden sich im Aktivitätsbereich der nachfolgend dargestellten Gehexposition abseits der Symmetrielinie (vgl. 3.5.1.4). Die größere von ihnen lag weit auf der Seite des rechten M. gluteus medius am Übergang vom mittlerem zum oberem Drittel der Symmetrielinie. Die andere Häufung lag auf ähnlichem Niveau leicht auf der Seite des linken M. gluteus medius. Entlang der horizontalen Achse lagen einige Werte mit sehr niedriger Aktivität des linken M. gluteus medius (EA unter $1\mu\text{V}$).

Gruppe BE (rechts): Die Gesamtaktivität des rechten und linken M. gluteus medius während des zweistündigen Wechsels von 3,5 Min. Stehen / 6,5 Min. Gehen hat eine große Gesamtausdehnung längs und quer zur Symmetrielinie. Eine Häufung im unteren Drittel der Symmetrielinie lag im Aktivitätsbereich der Stehexposition auf der Seite des linken M. gluteus medius. Weitere, weniger deutlich ausgeprägte Häufungen gruppieren sich linkslastig darum herum. Eine weitere Häufung lag am Übergang vom unteren zum mittleren Drittel auf der Symmetrielinie. Es fanden sich verstreute Häufungen auf dem Aktivitätsniveau der Gehexposition: fünf im grün/gelben Farbspektrum auf der Seite des linken M. gluteus medius, drei auf der Seite des rechten M. gluteus medius. Entlang der Achsen lagen einige Werte mit sehr niedriger Aktivität der Muskeln (EA unter $1\mu\text{V}$) mit einer Häufung im grün/gelben Spektrum an der Horizontalen Achse. Am rechten Rand der Abbildung lagen Werte außerhalb des Darstellungsbereiches.

3.5.1.4 Gehexposition

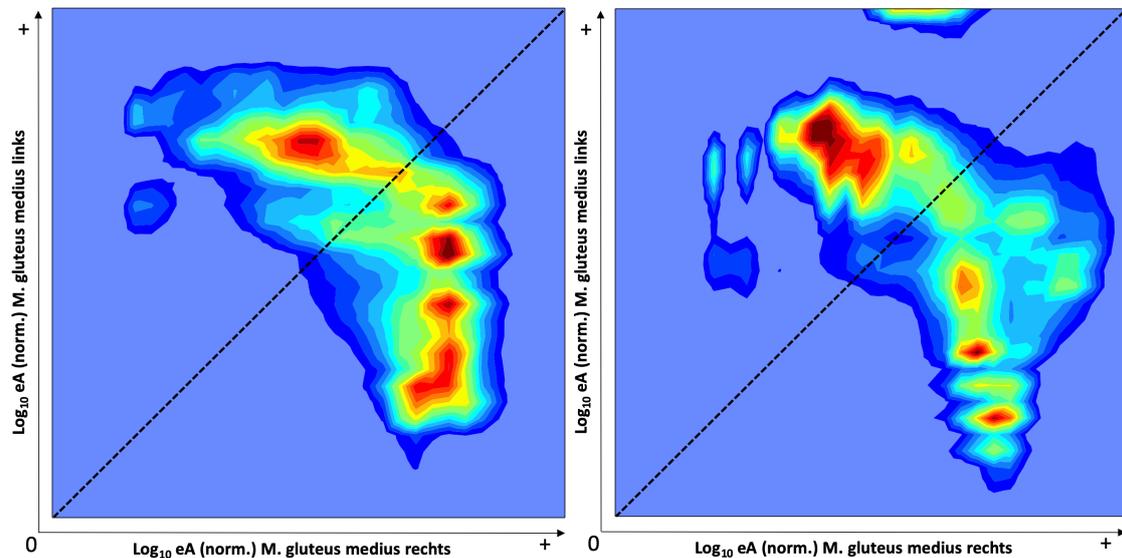


Abbildung 27: Summationshistogramm der Höhe zeitgleicher Aktivierung des rechten und linken M. gluteus medius bei zweistündigem Gehen. Links die Probanden, die während zweistündigen Stehens keine Rückenbeschwerden entwickelten (nBE), rechts Probanden die während zweistündigen Stehens Rückenbeschwerden entwickelten (BE). Auf X-Achse und Y-Achse ist die Höhe der elektrischen Aktivität (EA) der Muskeln aufgetragen (logarithmische Skala mit 32 x 32 Klassen). Diagonal verläuft die „Symmetrielinie“ – für Werte auf dieser Linie gilt: rechter und linker Muskel sind gleich stark aktiviert. Das Farbspektrum verdeutlicht die Häufigkeit der zeitgleichen Aktivierung: blau < grün < gelb < rot.

Gruppe nBE (links): Die Gesamtaktivität des rechten und linken M. gluteus medius während des zweistündigen Gehens zeigte eine mittlere Ausdehnung entlang der Symmetrielinie und lag auf deren mittleren bis oberen Drittel. Die größten Häufungen lagen abseits der Symmetrielinie überwiegend auf eben diesem Aktivitätsniveau. Die Ausdehnung quer zur Symmetrielinie war groß. Auf der Seite des linken M. gluteus medius fand sich etwas abseits der Symmetrielinie eine ausgeprägte Häufung. Eine weitere Häufung im orangenen Spektrum erstreckte sich linksseitig bis zur Symmetrielinie. Vier Häufungen fanden sich auf der Seite des rechten M. gluteus medius.

Gruppe BE (rechts): Die Gesamtaktivität des rechten und linken M. gluteus medius während des zweistündigen Gehens zeigte eine mittlere Ausdehnung entlang der Symmetrielinie und lag in deren mittleren bis oberen Drittel. Die größten Häufungen von Werten lagen überwiegend auf eben diesem Niveau und abseits der Symmetrielinie. Die Ausdehnung quer zur Symmetrielinie war deutlich ausgeprägt. Die größte Häufung lag auf Seite des linken M. gluteus medius, eine kleinere Häufung lag direkt daneben und

etwas näher an der Symmetrielinie. Auf der Seite des rechten M. gluteus medius fanden sich unter anderem drei Häufungen im orange/roten Spektrum. Am oberen Rand der Abbildung lagen auffallend viele Werte außerhalb des Darstellungsbereiches.

3.5.2 Kennwerte der Histogramme

3.5.2.1 Flächenschwerpunkte und Abstände

Der Flächenschwerpunkt (FS) berechnet sich anhand der Daten, die den im vorigen Abschnitt eingeführten 3D-Kontur-Histogrammen zugrunde liegen. Er beschreibt den Punkt um den herum die summierte Anzahl der Häufigkeiten sowohl in x-Richtung als auch in y-Richtung gleich groß ist. Er wird mit einer X-Koordinate und einer Y-Koordinate angegeben. Der X-Wert entspricht jeweils ganzzahlig in logarithmischen Klassen der Aktivierungshöhe des rechten M. gluteus medius, der Y-Wert der Aktivierungshöhe des linken M. gluteus medius. Stellvertretend für alle Werte werden die Flächenschwerpunkte der Gesamtfläche beider Beschwerdegruppen (BE und nBE) der Stehexposition angegeben: nBE: 12,2/12,3; BE: 12,4/12,1. Eine Tabelle aller Werte findet sich im Anhang (siehe Kapitel 8.2.1).

Abbildung 28 zeigt die grafische Darstellung der Flächenschwerpunkte aller vier Expositionen in einem Koordinatensystem, auf dessen Achsen die 32 logarithmischen Klassen der 3D-Summations-Histogramme aufgetragen sind.

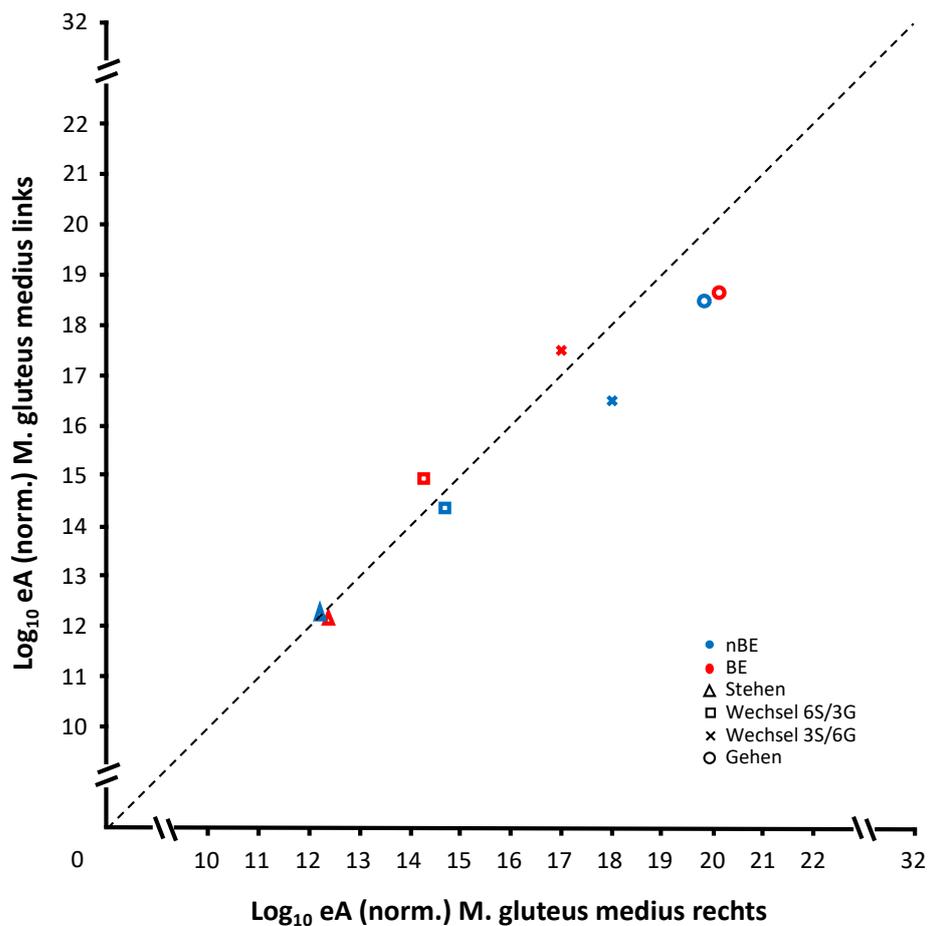


Abbildung 28: Abgebildet sind die Flächenschwerpunkte der Summationshistogramme beider Beschwerdeguppen für alle Expositionen. Auf den Achsen sind die logarithmischen Klassen der auf eine Referenzkontraktion normalisierten Muskelaktivität (EA, norm.) des linken und rechten M. gluteus medius aufgetragen. Diagonal verläuft die „Symmetrielinie – für Werte auf dieser Linie gilt: rechter und linker Muskel sind gleich stark aktiviert. Vier Symbole stehen für die vier Expositionen: Δ für Stehen, \circ für Gehen, \square für Wechsel 6,5 Min. Stehen/3,5 Min. Gehen (6S/3G) und \times für Wechsel 3,5 Min. Stehen/6,5 Min. Gehen (3S/6G). Rot: Gruppe der Personen, die beim Stehen Beschwerden im unteren Rücken entwickeln (BE). Blau: Gruppe derjenigen, die beim Stehen beschwerdefrei blieben (nBE) (jeweils n=9).

Zur Interpretation der Flächenschwerpunkte wurden zwei Abstandsmaße eingeführt:

Zum einen der Abstand der FS rechtwinklig zur Diagonalen bzw. der Symmetrielinie, welcher eine Aussage über die Symmetrie der Aktivierung des rechten und linken Mm. gluteus medius macht; zum anderen der Abstand zu einer rechtwinklig zur Symmetrielinie durch den Ursprung verlaufenden Diagonalen, welcher eine Aussage über die Aktivierungshöhe zulässt. Die Werte entsprechen jeweils ganzzahlig logarithmischen Klassen.

Die Werte des Abstandes der FS rechtwinklig zur Diagonalen lassen keinen Rückschluss darauf zu, ob vermehrt der rechte oder der linke M. gluteus medius aktiviert

wurden. Die Seite kann jedoch Abbildung 28 entnommen werden. Stellvertretend für alle Werte wird der Abstand der FS rechtwinklig zur Diagonalen für die Exposition 3S/6G beider Beschwerdegruppen angegeben: nBE: 1,1; BE: 0,3. Eine Tabelle aller Werte findet sich im Anhang (siehe Kapitel 8.2.2).

Betrachtet man die Abstände der FS rechtwinklig zur Diagonalen in Zusammenschau mit Abbildung 28, so schien die Beschwerdegruppe bei den Wechseln zwischen Gehen und Stehen den linken M. gluteus medius etwas stärker zu aktivieren, während die Beschwerdegruppe den rechten M. gluteus medius etwas stärker aktivierte. Während des Gehens aktivierten beide Gruppen den rechten M. gluteus medius etwas stärker. Beim Stehen ergaben sich kaum Unterschiede.

Eine Tabelle der Werte der Abstände zu einer rechtwinklig zur Symmetrielinie durch den Ursprung verlaufenden Diagonalen findet sich im Anhang (siehe Kapitel 8.2.3). Stellvertretend wird der Abstand der FS rechtwinklig zur Diagonalen für die Exposition 6S/3G beider Beschwerdegruppen angegeben: nBE: 20,5; BE: 20,7.

Die Werte der Abstände zu einer rechtwinklig zur Symmetrielinie durch den Ursprung verlaufenden Diagonalen zeigen, dass die Höhe der Aktivierung beider Mm. glutei medii mit zunehmendem Gehanteil stieg. Hinsichtlich der Aktivierungshöhe ließen sich kaum Unterschiede zwischen den Beschwerdegruppen erkennen.

3.5.2.2 Laterale Aktivierungskonvergenz

Die laterale Aktivierungs-Konvergenz bezeichnet die Breite eines Rechtecks, welches symmetrisch um den Flächenschwerpunkt (FS) und an seiner Längsseite parallel zur Diagonalen bzw. Symmetrielinie liegt. Es enthält eine definierte Anzahl (in diesem Fall ca. 68%) aller Werte (entspricht 68% der Messzeit). Das bedeutet: je konzentrierter die Werte um den FS angeordnet sind, umso geringer ist die Breite dieses Rechtecks und desto ausgeprägter ist die symmetrische Aktivierung. Die Werte entsprechen jeweils ganzzahlig logarithmischen Klassen.

Stellvertretend für die anderen Werte wird hier die laterale Aktivierungs-Konvergenz für die Exposition 6S/3G beider Beschwerdegruppen angegeben: nBE: 8; BE: 9.

Abbildung 29 zeigt die grafische Darstellung der „lateralen Aktivierungs-Konvergenz“ aller vier Expositionen in einem Koordinatensystem, auf dessen y-Achse logarithmische Klassen aufgetragen sind.

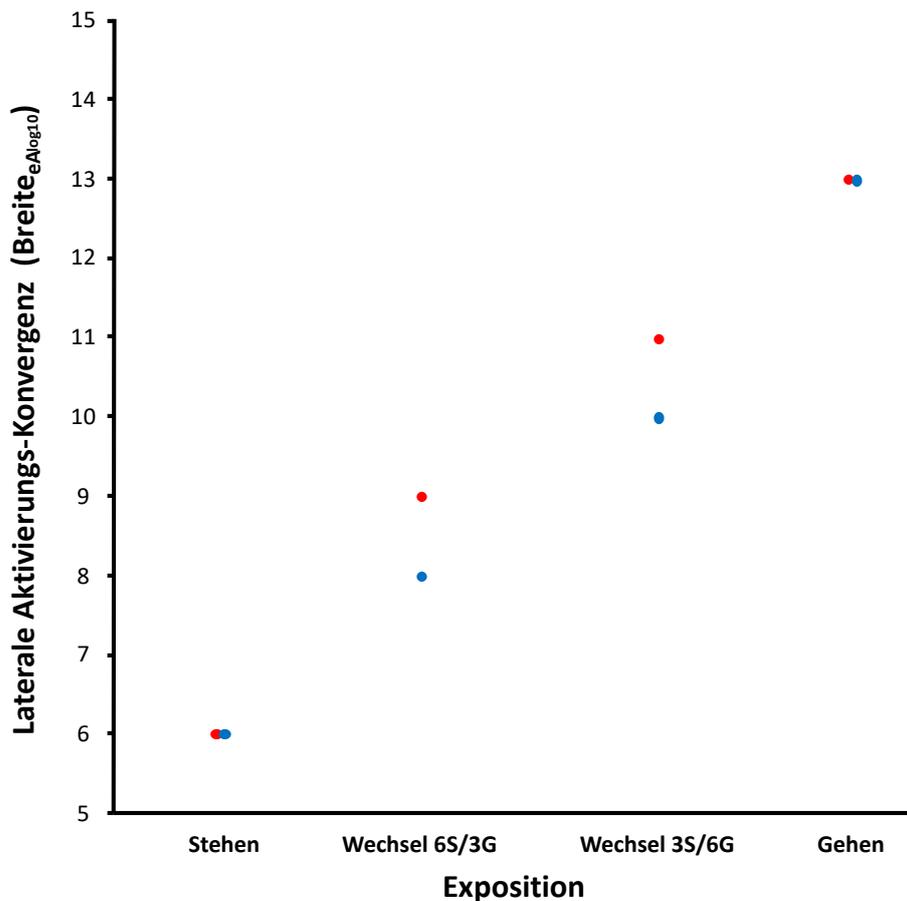


Abbildung 29: Werte der „lateralen Aktivierungs-Konvergenz“ für alle zweistündigen Expositionen und beide Beschwerdegruppen. Die „laterale Aktivierungs-Konvergenz“ bezeichnet die Breite eines Rechtecks, welches symmetrisch um den Flächenschwerpunkt und an seiner Längsseite parallel zur Diagonalen/Symmetrielinie liegt. Es enthält eine definierte Anzahl (in diesem Fall ca. 68%) aller Werte (und der Messzeit). Das bedeutet: je konzentrierter die Werte um den FS angeordnet sind, umso geringer ist die Breite dieses Rechtecks und desto ausgeprägter ist die symmetrische Aktivierung. Sie wird in ganzzahligen logarithmischen Klassen angegeben. Expositionen: Stehen; Wechsel 6,5 Min. Stehen/3,5 Min (6S/3G); Wechsel 3,5 Min. Stehen/6,5 Min. Gehen (3S/6G); Gehen. Rot: Die Gruppe der Personen, die beim Stehen Rückenbeschwerden entwickeln (BE). Blau: die Gruppe derjenigen, die beim Stehen keine Rückenbeschwerden entwickeln (nBE) (jeweils n=9).

Je größer der Gehanteil, desto höher sind die Werte der lateralen Aktivierungs-Konvergenz. Während die Mm. glutei medii beim Stehen symmetrisch aktiviert wurden, waren sie während des Gehens wechselseitig aktiv. Gruppenunterschiede waren während des Gehens oder Stehens nicht nachweisbar. Bei den Wechseln hingegen wies die Gruppe der BE höhere Werte auf als die Gruppe der nBE. Während der Wechsel zwischen Stehen und Gehen waren die Mm. glutei medii der Gruppe der nBE also etwas symmetrischer aktiviert als bei der Gruppe der BE.

3.5.2.3 Rechts-Links-Summierte Muskuläre Dynamik

Die Rechts-Links-Summierte Muskuläre Dynamik bezeichnet die Breite eines Rechtecks, das symmetrisch um den Flächenschwerpunkt (FS) und an seiner Längsseite quer zur Diagonalen/Symmetrielinie liegt. Es enthält eine definierte Anzahl (in diesem Fall ca. 68%) aller Werte (und der Messzeit). Das bedeutet: je konzentrierter die Werte um den FS angeordnet sind, umso geringer ist die Breite dieses Rechtecks und desto geringer ist der Umfang der Dynamik der rechts-links-gemittelten muskulären Aktivierung – es wird also der Wertebereich zwischen geringer und hoher Aktivierung umschrieben. Die Werte entsprechen jeweils ganzzahlig logarithmischen Klassen.

Die Breite variiert mit der Ausdehnung des Wertebereiches zwischen geringer und hoher Aktivität der *Mm. glutei medii*. Stellvertretend für die anderen Werte wird hier die Rechts-Links-Summierte Muskuläre Dynamik für die Exposition 3S/6G beider Beschwerdegruppen angegeben. nBE: 9; BE: 12.

Abbildung 30 zeigt die grafische Darstellung der Rechts-Links-Summierten Muskulären Dynamik aller vier Expositionen in einem Koordinatensystem, auf dessen y-Achse logarithmische Klassen aufgetragen sind.

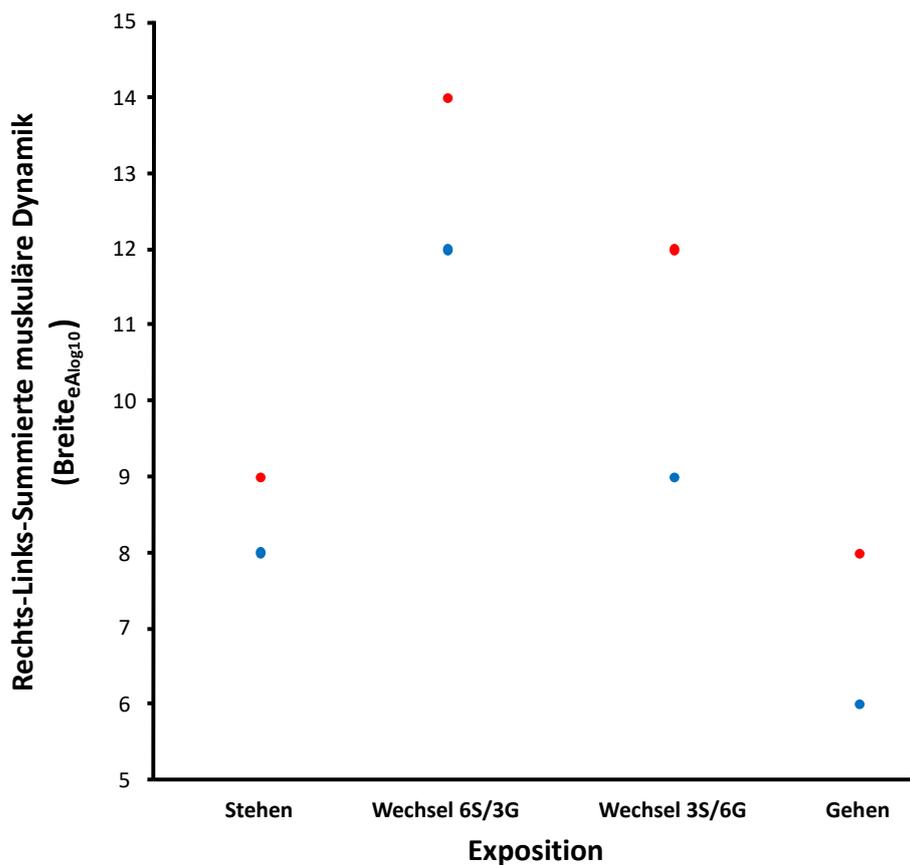


Abbildung 30: „Rechts-Links-Summierte Muskuläre Dynamik“ für alle zweistündigen Expositionen und beide Beschwerdegruppen. Die „Rechts-Links-Summierte Muskuläre Dynamik“ bezeichnet die Breite eines Rechtecks, das symmetrisch um den Flächenschwerpunkt und an seiner Längsseite quer zur Diagonalen liegt. Es enthält eine definierte Anzahl (in diesem Fall ca. 68%) aller Werte (und der Messzeit). Das bedeutet: je konzentrierter die Werte um den FS angeordnet sind, umso geringer ist die Breite dieses Rechtecks und desto geringer ist der Umfang der Dynamik der rechts-links-gemittelten muskulären Aktivierung – es wird also der Wertebereich zwischen geringer und hoher Aktivierung umschrieben. Die „Rechts-Links-Summierte Muskuläre Dynamik“ wird in ganzzahligen logarithmischen Klassen angegeben. Expositionen: Stehen; Wechsel 6,5 Min. Stehen/3,5 Min (6S/3G); Wechsel 3,5 Min. Stehen/6,5 Min. Gehen (3S/6G); Gehen. Rot: Die Gruppe der Personen, die beim Stehen Rückenbeschwerden entwickeln (BE). Blau: die Gruppe derjenigen, die beim Stehen keine Rückenbeschwerden entwickeln (nBE) (jeweils n=9).

Die höchsten Werte ergaben sich bei den Wechseln zwischen Stehen und Gehen. Hier war also der Unterschied zwischen hoher und niedriger Aktivität der *Mm. glutei medii* am größten. Es zeigte sich zudem, dass die Werte bei der BE-Gruppe in jeder Exposition höher waren. Die Werte dieser Gruppe legten im Vergleich zur nBE-Gruppe einen größeren Umfang der Dynamik der „Rechts-Links-Summierten Muskulären Dynamik“ nahe. Der Wertebereich zwischen niedriger und hoher Aktivierung der *Mm. glutei medii* war bei der Gruppe der BE also in jeder Exposition höher als bei der Gruppe der

nBE. Am kleinsten war dieser Gruppenunterschied bei der Stehexposition. Die niedrigsten Werte fanden sich während des Gehens.

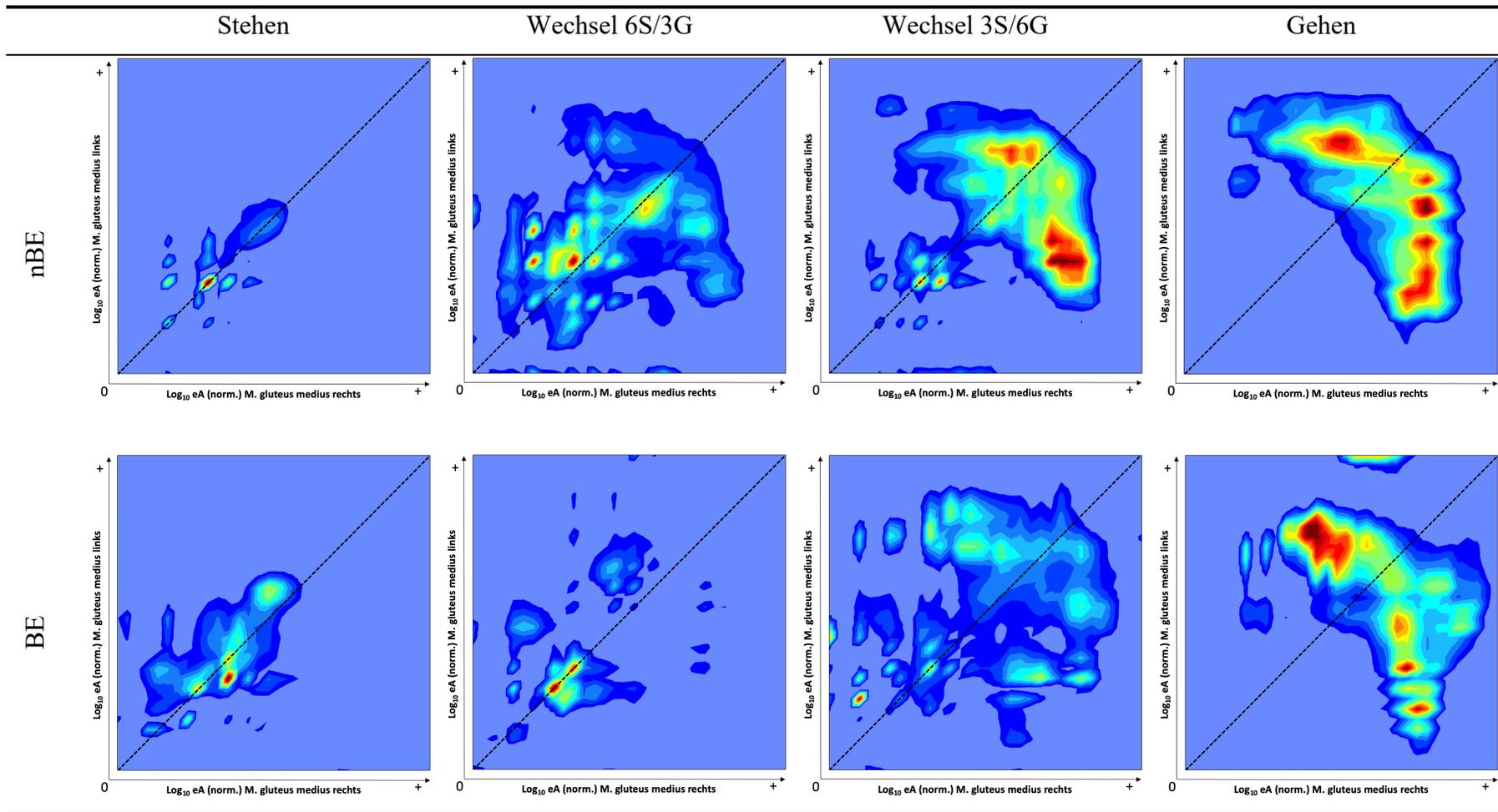
3.5.2.4 Zusammenfassung der Analyse der Aktivierungsmuster der Mm. glutei medii

Abbildung 31 zeigt die Histogramme in einer Übersicht.

Die Betrachtung der 3D-Konturhistogramme zeigte grafische Unterschiede der Aktivierungsmuster der Mm. glutei medii zwischen den Expositionen. Mit zunehmendem Gehanteil stieg sowohl die Höhe der Aktivierung als auch die Ausbreitung quer zur Symmetrielinie. Die Abstandswerte der Flächenschwerpunkte zum Ursprung stützen den Eindruck der steigenden Aktivierungshöhe.

Unterschiede zwischen den Gruppen der nBE und BE waren weniger ausgeprägt. Die Werte der Gruppe der BE verteilten sich möglicherweise auf einer größeren Fläche als die Werte der nBE. Die Werte der lateralen Aktivierungskonvergenz sowie der Rechts-Links-Summierten muskulären Dynamik stützten diesen Eindruck insbesondere bei den Wechseln zwischen Stehen und Gehen. Hier sprachen die Kennwerte jeweils dafür, dass die Gruppe der BE die Mm. glutei medii sowohl weniger gleichartig symmetrisch aktivierte als auch einen größeren Wertebereich zwischen niedriger und hoher Aktivierung dieser Muskeln aufwies als die Gruppe der nBE.

Abbildung 31: Übersicht Summationshistogramme der Höhe zeitgleicher Aktivierung des rechten und linken M. gluteus medius aller zweistündigen Expositionen (Stehen; Wechsel 6,5 Min. Stehen/3,5 Min (6S/3G). Gehen; Wechsel 3,5 Min. Stehen/6,5 Min. Gehen (3S/6G); Gehen). Obere Zeile: Probanden ohne Rückenbeschwerden während zweistündigen Stehens (nBE); untere Zeile: Probanden, die Beschwerden im unteren Rücken entwickelten (BE) (jeweils n=9). Histogramme: Auf X-Achse und Y-Achse ist die Höhe der elektrischen Aktivität (EA) der Muskeln aufgetragen (logarithmische Skala mit 32 x 32 Klassen). Diagonal verläuft die „Symmetrielinie“ – für Werte auf dieser Linie gilt: rechter und linker Muskel sind gleich stark aktiviert. Das Farbspektrum verdeutlicht die Häufigkeit der zeitgleichen Aktivierung: blau < grün < gelb < rot.



4 Diskussion

4.1 Beschwerdeentwicklung im unteren Rücken

Das methodische Vorgehen der Einteilung von Beschwerdegruppen anhand von Beschwerdeangaben während der Stehexposition wurde ausgewählt, um eine Vergleichbarkeit zur 2009 veröffentlichten Studie von Nelson-Wong und Callaghan zu ermöglichen (Nelson-Wong und Callaghan 2009). Obwohl in der Studie von Nelson-Wong und Callaghan eine 10 cm lange, stufenlose visuelle analoge Skala (VAS) zur Beschwerdeabfrage zum Einsatz kam, führte die in der vorliegenden Studie angewandte 11-stufige Likert-Skala bei der Abfrage der Beschwerden im unteren Rücken zur Identifikation der in etwa gleichen Gruppengröße (s.u.). Als BE (in der Vergleichsstudie als „PD“, also „pain developer“ bezeichnet) wurde bei Nelson-Wong und Callaghan klassifiziert wer auf der VAS einmalig die Grenze von 2 cm erreichte oder im Schnitt über 1 cm Abstand vom linken Rand der Skala lag.

Wie erwartet war die Summe der Angaben von Beschwerden im unteren Rücken während des Stehens im Vergleich zu den anderen Expositionen am höchsten. Das Ergebnis der Gruppeneinteilung zeigte, dass nach zwei Stunden Stehen die Hälfte des Probandenkollektivs Beschwerden im unteren Rücken entwickelten. Der Anteil von 50% deckt sich weitgehend mit den Ergebnissen einer zweistündigen Stehexposition von Nelson-Wong et al., Gallagher et al. und Marshall et al. In Nelson-Wongs Stehstudie von 2008 sowie in anderen Studien der genannten Forschungsgruppen lag der Anteil der BE zwischen 31% (d.h. 13/41 Probanden) und 74% (d.h. 17/23 Probanden) (Nelson-Wong et al. 2008; Nelson-Wong und Callaghan 2009; Gallagher et al. 2011; Marshall et al. 2011; Gallagher et al. 2014; Marshall et al. 2014). Auch das Ergebnis der dieser Studie vorangegangenen Pilotstudie des Arbeitsphysiologischen Labors des IASV (siehe Kapitel 1.3) liegt mit 40% Anteil der BE (d.h. 22/55 Probanden) in diesem Bereich (Wall et al. 2019). Allerdings standen die Probanden hier nicht nur zwei, sondern insgesamt 4,5 Stunden.

Es ergibt sich bei der vorliegenden Studie hinsichtlich der Anzahl der Probanden allerdings eine Abweichung des höchsten Wertes auf Abbildung 13 (8 Probanden bei 120 min) vom eingangs genannten Wert (9 Probanden). Diese Abweichung erklärt sich

dadurch, dass ein Proband nur bis Minute 90 Beschwerden und bei Minute 120 wieder Beschwerdefreiheit angab. Gemäß der Einteilung nach Nelson-Wong reichte jedoch auch in der vorliegenden Studie eine einmalige Beschwerdeangabe während des Stehens aus, um als BE klassifiziert zu werden (Nelson-Wong und Callaghan 2009).

Der Anteil von 50% zuvor beschwerdefreier Probanden, die in der vorliegenden Studie während des Stehens Rückenbeschwerden entwickelten, liegt am oberen Ende des Bereiches, der für die Häufigkeit von Rückenbeschwerden in der deutschen Bevölkerung genannt wird. Raspe gibt beispielsweise eine regionsabhängige Stichtagprävalenz von 32% bis 49% für Rückenschmerzen in Deutschland in den Jahren 2003/2006 an (Raspe 2012). Diese Zahlen und das Ergebnis der vorliegenden Studie sind nicht direkt vergleichbar. Geht man allerdings davon aus, dass ein nennenswerter Anteil der beschwerdefreien Personen in der vorliegenden Studie bereits nach zweistündigem Stehen Rückenbeschwerden entwickelt, so ist es wahrscheinlich, dass einige der hier als BE klassifizierten Probanden einer „Risikogruppe“ für die Entstehung von Rückenschmerzen zugeteilt werden können.

Der recht hohe Anteil an Beschwerdeangaben in der vorliegenden Studie könnte auch auf eine Begrifflichkeit zurückzuführen sein. So wurden in der vorliegenden Studie „Beschwerden“ und keine „Schmerzen“ im Rücken erfragt. In der englischsprachigen Literatur finden sich ebenfalls zwei Begriffe: Beschwerden können mit „discomfort“ übersetzt werden, Schmerzen werden meist als „pain“ bezeichnet. Der Frage, ob sich diese unterschiedlichen Begriffe auf die Anzahl der Beschwerde- bzw. Schmerzangaben auswirkt kann vermutlich verneint werden. Nelson-Wong et al. fragten zwar in ihrer Studie von 2008 noch nach „discomfort“, während ab 2009 „pain“ erfragt wurde. Die Personen mit Rückenbeschwerden während langen Stehens wurden von den Autoren jedoch bereits 2008 als „pain developer“ (PD) bezeichnet. In der entsprechenden Studie ergab sich ein Anteil der PD von 74% (17/23 Probanden), während der Anteil der PDs in den folgenden Studien der Arbeitsgruppe um Nelson-Wong nicht mehr über 40% lag (d.h. 17/43 Probanden) (Nelson-Wong et al. 2008; Nelson-Wong und Callaghan 2009; Nelson-Wong und Callaghan 2010a; Nelson-Wong und Callaghan 2010b; Gallagher et al. 2011; Nelson-Wong et al. 2012). Während diese Zahlen den Verdacht nahelegen, dass sich die Begrifflichkeiten doch auf die Anzahl der Beschwerdeangaben auswirken kann als Gegenbeispiel die Studie von Marshall et al. (2011) herangezogen werden

(Marshall et al. 2011). Hier wurde ebenfalls „pain“ erfragt, der Anteil der PD lag jedoch bei 71% (d.h. 17/24 Probanden).

Aus den erhobenen Charakteristika der Gruppen ließ sich kein Merkmal identifizieren, welches als ein Risiko für Beschwerdeentwicklung im unteren Rücken während des Stehens gelten könnte. In der Literatur finden sich Hinweise, dass beispielsweise Übergewicht das Risiko für die Entstehung von Rückenschmerzen erhöht (Neuhauser et al. 2005; Berger et al. 2009). Ein Zusammenhang dieser Art konnte in dieser Arbeit nicht festgestellt werden. Der Einfluss des Alters konnte aufgrund der Altersstruktur der Probanden nicht zuverlässig erfasst werden.

Die Beschwerdeentwicklung während der Expositionen mit Gehanteil zeigte, dass die durch Stehen entstandenen Rückenbeschwerden mit zunehmendem Gehanteil rückläufig waren. Je mehr gegangen wurde, desto weniger Rückenbeschwerden traten bei Probanden aus der Beschwerdegruppe auf. Während des Gehens waren alle Probanden beschwerdefrei – die Ergebnisse der vorhergegangenen Pilotstudie des Arbeitsphysiologischen Labors der Universität Tübingen konnten also bestätigt werden (siehe „Studie 1“ in Kapitel 1.3): in dieser Pilotstudie standen 60 Probanden an einem Tag insgesamt ca. 4,5 Stunden und gingen an einem anderen Tag ebenfalls ca. 4,5 Stunden auf einem Laufband (in randomisierter Abfolge und von je zwei Pausen (35/15 min.) unterbrochen). Eine Teilauswertung von bisher 45 Probanden ergab: Je nach Altersgruppe konnte die relative Häufigkeit von Beschwerdeangaben in Rücken und unteren Extremitäten während des Gehens im Vergleich zum Stehen zwischen ca. 10% und ca. 28% gesenkt werden (Kunz et al. 2016; Steinhilber 2019).

In der vorliegenden Studie galt es nun herauszufinden, ob sich die Ursache dieses Effekts anhand der untersuchten Messgrößen weiter aufklären lässt. Die Ergebnisse der vorangegangenen Studie deuten darauf hin, dass die bisher durchgeführte Haltungsanalyse der Lendenwirbelsäule diesen Effekt nicht hinreichend abbildet (Kunz 2016).

Ebenso verhält es sich mit der Ermüdungsanalyse des M. erector spinae (Wall et al. 2017). Untersuchungen zu Aktivierungsmustern der Mm. glutei medii wurden im arbeitsphysiologischen Labor des IASV bisher nicht durchgeführt, die Ergebnisse der vorliegenden Studie lassen jedoch weitere Untersuchungen sinnvoll erscheinen.

4.2 Haltungsanalyse der Lendenwirbelsäule

Stehen bedeutet für große Muskelgruppen und Haltestrukturen wie die Wirbelsäule eine Belastung. Lässt die Haltefunktion der Muskulatur nach, so werden diese Haltestrukturen statisch belastet. Hierdurch können sich Fehlhaltungen entwickeln, die unter anderem zu einer verstärkten lumbalen Lordose führen (Berger et al. 2009).

Eine ausgeprägte lumbale Lordose kann die Entwicklung von Rückenschmerzen begünstigen. Es wird vermutet, dass ein verstärktes Hohlkreuz die anatomischen Haltestrukturen (wie beispielsweise Muskeln, Bänder und Bandscheiben) belastet und auf diese Weise die Entwicklung von Beschwerden begünstigt (Berger et al. 2009; Tissot et al. 2009; Sorensen et al. 2015). Eine verstärkte Lordosebildung ließ sich jedoch in der vorliegenden Studie nicht mit der Entstehung von Rückenbeschwerden in Verbindung bringen.

Über die Dauer der Stehexposition ließ sich kaum eine Veränderung des Lordosewinkels feststellen. Die Veränderungen lagen bei beiden Gruppen im Mittel meist unter 1° und waren statistisch nicht signifikant. Entsprechend der Annahme, dass eine ausgeprägtere Lordose die Entstehung von Rückenbeschwerden begünstigt, wäre zu erwarten gewesen, dass die Lordose während des Stehens in der Gruppe der BE im Gegensatz zur Gruppe der nBE deutlicher zunimmt. Eine potentielle Wirkung des Gehens zur Reduktion von Beschwerden im unteren Rücken hätte dementsprechend bei zunehmendem Gehanteil zu einer Abnahme des Lordosewinkels führen müssen. Auch diese Annahme bestätigte sich nicht.

Sorensen et al. berichten in ihrer 2015 veröffentlichten Studie jedoch von einer signifikant stärker ausgeprägten Lendenlordose der Gruppe der BE im Vergleich zur beschwerdefreien Gruppe während einer zweistündigen Stehexposition. Hierfür wurden 57 Probanden untersucht, von denen 42% Beschwerden entwickelten (Sorensen et al. 2015). Es wurde allerdings ein Mittelwert des Lordosewinkels über die Gesamtdauer der Exposition berechnet und nicht wie in der vorliegenden Studie eine Änderung des Lordosewinkels untersucht (Ausgangswinkel vs. Winkel am Ende der Exposition). Zudem führten die Probanden während des Stehens verschiedene leichte Montageaufgaben durch. Ein Vergleich zu einer Gehexposition erfolgte hier nicht.

Ein ähnliches methodisches Vorgehen im Rahmen der Pilotstudie im Arbeitsphysiologischen Labor des IASV zeigte während des Stehens jedoch keine solch eindeutigen

Ergebnisse (siehe Kapitel 1.3). Auch hier hatten die Probanden während des (abzüglich Pausen) insgesamt etwa 4,5 stündigen Stehens zum Teil leichte Montageaufgaben zu verrichten. Es wurde die Änderung des Lordosewinkels berechnet. Dabei zeigte sich, dass der Lordosewinkel während des Stehens insgesamt weder bei den BE noch den beschwerdefreien Probanden signifikant zunahm. Beim Gehen zeigte sich ein ähnliches Bild – auch hier konnte im Vergleich zum Stehen keine ausgeprägte Zunahme des Lordosewinkels nachgewiesen werden. Im Gegenteil zeigte sich im dritten Abschnitt der Exposition beim Gehen eine leichte Zunahme der Lordose, während sie beim Stehen eher abnahm (Kunz 2016).

Laut den Ergebnissen einer Übersichtsstudie von Chun et al. aus dem Jahr 2017 welche 13 Studien zwischen den Jahren 1994 und 2016 analysierte, scheint es jedoch, als ob bei Personen mit Rückenbeschwerden im Vergleich zu beschwerdefreien Personen im Allgemeinen vielfach eine etwas stärker ausgeprägte Lordose nachweisbar ist (Chun et al. 2017). Allerdings handelt es sich hierbei möglicherweise eher um langfristig entstehende Veränderungen. Bereits vor Expositionsbeginn vorhandene Unterschiede des Lordosewinkels könnten diese Annahme stützen. Durch die Offset-Bereinigung der Daten der Lagesensoren vor Beginn der Aufzeichnungen erlauben die Auswertungen der vorliegenden Studie keine Aussage zu diesem Aspekt. In zukünftigen Studien könnte dieser Ausgangswinkel jedoch bestimmt werden, um einen solchen Zusammenhang zu untersuchen.

4.3 Ermüdung der *Mm. erector spinae*

Statische Haltungen, die dauerhaft eingenommen werden müssen, führen zu muskulärer Ermüdung (Balasubramanian et al. 2009; Halim et al. 2012). Die resultierende Halteschwäche kann sich u.a. durch eine Mehrbelastung umliegender Strukturen in Rückenbeschwerden äußern (Berger et al. 2009; Luttmann und Jäger 2013). Allerdings spielen auch psychologische Faktoren bei der Entstehung von Rückenschmerzen eine Rolle (Halim et al. 2012; Raspe 2012). Der Einfluss von psychischen Faktoren sollte durch ein hohes Maß an Standardisierung während der Expositionen minimiert werden. Beispielsweise sollten alle Probanden einen Film ansehen, um Langeweile zu verhindern. Die Untersuchungen fanden in einer störungsarmen Laborumgebung jeweils zur selben Tageszeit statt.

Zur Erfassung muskulärer Ermüdung wurde die EMG eingesetzt. Da die Muskelsysteme des M. erector spinae die Wirbelsäule stabilisieren, liegt die Vermutung nahe, dass sich eine Ermüdung dieses Muskelsystems bei statischer Haltung auch auf die Entwicklung von Rückenbeschwerden auswirkt.

Entgegen der Erwartungen ließ sich dies mit den eingesetzten Methoden jedoch nicht nachweisen. Es zeigten sich in keiner Exposition statistisch signifikante Änderungen von EA und MF, die entsprechend der JASA-Analyse eine Ermüdung des M. erector spinae nahelegen. In Zusammenschau der Ergebnisse ließ sich zwar mit zunehmendem Gehanteil eine Tendenz zur „Erholung“ des M. erector spinae erkennen, die Änderungen lagen aber in einem solch geringen Bereich, dass auch zufällig entstandene Trends nicht ausgeschlossen werden können. Diese „Erholung“ gemäß des JASA-Diagramms ist zudem nicht im Sinne einer wirklichen Regeneration zu verstehen, sondern spricht vermutlich dafür, dass sich die Probanden rasch ans Gehen gewöhnen. Die genannten Veränderungen galten meist für beide Gruppen.

In Anbetracht der Tiefenausdehnung des M. erector spinae ist die Aussagekraft der Messwerte des oberflächlich angebrachten EMG ohnehin etwas beschränkt (Konrad 2011). Daher gelten die Ergebnisse dieser Studie hauptsächlich für die oberflächlich liegenden Muskeln des M. erector spinae.

Eine weitere Einschränkung der Ermüdungsanalyse war die häufig nicht ermittelbare Änderung der MF, da für deren Berechnung ein gewisses Mindestmaß an muskulärer Aktivität notwendig ist. Die Aktivität war jedoch bei einigen Probanden über weite Teile der Messung so niedrig, dass die MF nicht zuverlässig errechnet werden konnte. Im Gegensatz zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie gibt es in der Forschungsliteratur durchaus Studien, welche von einer Ermüdung des M. erector spinae bei langem Stehen berichten. 2012 untersuchten Halim et al. 20 männliche Probanden, welche über 5 Stunden lang ihre Arbeit in einem metallverarbeitenden Betrieb durchführten. Neben Muskeln der unteren Extremität wurden auch EMG-Signale des M. erector spinae abgeleitet (Halim et al. 2012). Es wurde im Gegensatz zur vorliegenden Studie allerdings nur die Änderung der MF zur Ermüdungsanalyse herangezogen – die EA wurde nicht berücksichtigt. Weiterhin lag die Expositionsdauer mit über 5 Stunden deutlich über der zweistündigen Stehexposition der vorliegenden Studie. Darüber hinaus führten die Probanden der Vergleichsstudie Arbeiten durch, während sich die Probanden der

vorliegenden Studie mit Filmen ablenken konnten. Ähnlich verhält es sich mit einer 2017 veröffentlichten Studie von Subramaniam et al. (Subramaniam et al. 2017). Es wurde die Schulter- und Rückenmuskulatur 12 männlicher Küchenarbeiter während der Arbeit (Brot backen) im Stehen untersucht. Die Expositionsdauer betrug hier jedoch nur 30 Min. Zudem wurden die 12 Probanden nochmals in vier Subgruppen mit jeweils 3 Probanden unterteilt, welche verschiedene Aufgaben durchführen sollten. Die Autoren berichten allerdings trotz des verhältnismäßig kurzen Untersuchungszeitraum in zwei Gruppen über eine Ermüdung des rechten M. erector spinae. Es wird ein Zusammenhang mit der Händigkeit der Probanden diskutiert. Die Ermüdungsanalyse wurde auch hier nur anhand der Änderung der MF durchgeführt.

Unter Berücksichtigung der Änderung von EA und MF konnte eine Ermüdung des M. erector spinae während langen Stehens bei der vorausgegangenen Pilotstudie des Arbeitsphysiologischen Labor des IASV bisher nicht eindeutig bestätigt werden (siehe Kapitel 4.1). Von der in drei Abschnitte unterteilten 4,5 stündigen Stehexposition konnte für 60 Probanden lediglich im 110-minütigen Abschnitt 2 eine signifikante Ermüdung nachgewiesen werden (Wall et al. 2017).

Weitergehende Untersuchungen der Ermüdung von Rückenmuskeln bei langem Stehen scheinen in Anbetracht der bisher wenig aussagekräftigen Ergebnisse also sinnvoll. Dabei wäre es sicherlich hilfreich, Standards für sowohl Studiendesign als auch Ermüdungsanalyse zu schaffen. Nicht zuletzt aufgrund der bisher vergleichsweise kleinen Fallzahl der vorliegenden Arbeit bleibt abzuwarten, ob sich durch die Gesamtauswertung aller rund 45 untersuchten Probanden der übergeordnet laufenden Studie 2 (vgl. Abbildung 1 in Kapitel 1.3) neue Erkenntnisse ergeben.

4.4 Aktivierungsmuster der Mm. glutei medii

Es handelt sich bei der Untersuchung der Aktivitätsmuster der Mm. glutei medii um Ergebnisse des rein grafisch ausgewerteten Teils der vorliegenden Arbeit. Die Anregung zur Untersuchung der Mm. glutei medii ist auf Arbeiten von Nelson-Wong et al. zurückzuführen. Diese besagen, dass eine übermäßige zeitgleiche Aktivierung der Mm. glutei medii (von ihrer Arbeitsgruppe „Koaktivierung“ genannt) während langen Stehens die Entwicklung von Rückenbeschwerden begünstigt (Nelson-Wong et al. 2008; Nelson-Wong und Callaghan 2009).

Die Stabilität der Hüfte trägt zur Stützfunktion der Rumpf- und Wirbelsäulenmuskulatur bei und wird unter anderem durch die Mm. glutei medii sichergestellt (Nelson-Wong et al. 2008; Hermens und Freriks 2016). Ein Zusammenhang von Beschwerdeentwicklung und der Koaktivierung von Muskeln wurde bereits vor den Studien von Nelson-Wong et al. untersucht und damals eher mit der Rumpfmuskulatur (Bauchmuskeln und Rückenmuskeln) in Verbindung gebracht sowie unter anderem auf die resultierende Belastung der Wirbelsäule zurückgeführt (Granata und Marras 2000). Nachdem Nelson-Wong und Callaghan allerdings einen Zusammenhang zwischen Beschwerdeentwicklung und der Koaktivierung der Mm. glutei medii festgestellt hatten, vermuteten sie als zugrunde liegenden Mechanismus einen Versuch des Körpers, die mangelnde Anpassungsfähigkeit der Rumpfmuskeln an die Belastung des Stehens durch diese Koaktivierung der Hüftmuskulatur auszugleichen (Nelson-Wong und Callaghan 2009). Kurz: Während langen Stehens versucht die Hüftmuskulatur durch verstärkte Koaktivierung möglicherweise auszugleichen, was die Rumpfmuskulatur nicht adäquat an Haltearbeit leistet. Diesem Erklärungsansatz nach trägt die Koaktivierung also nicht kausal zur Beschwerdeentwicklung im Rücken bei, sondern zeigt sich als Ausdruck einer Rumpfhalteschwäche.

Einen anderen Erklärungsansatz liefern Bussey et al. in einer Studie von 2016. Demzufolge stehen sich paarig angelegte Muskeln (wie die Mm. glutei medii) bei geringer Belastung (wie statischen Haltungen) als Agonist und Antagonist gegenüber. Dieser Mechanismus soll dazu beitragen, das Gleichgewicht des Körpers aufrecht zu erhalten. Demgegenüber steht die zeitgleiche Koaktivierung dieser Muskeln. Sie soll bei hoher Muskularbeit den Körper biomechanisch stabilisieren und beispielsweise beim Heben schwerer Lasten unterstützen. Die Koaktivierung der Mm. glutei medii während des Stehens könnte dementsprechend als fälschlich angewandte Strategie bezeichnet werden, welche die Beschwerdeentwicklung begünstigt (Bussey et al. 2016).

4.4.1 3D-Kontur-Histogramme zur Beschreibung der Koaktivierung

Bei der Betrachtung der Histogramme der Geh- und Stehexpositionen war ein Muster erkennbar: Während sich die Aktivität beim Stehen nahe am Ursprung auf einer relativ kleinen Fläche abzeichnete, so konnte beim Gehen eine höhere Aktivität und eine Ausbreitung der Fläche beobachtet werden. Anspruchsvoller gestaltete sich hingegen der

Vergleich zwischen den Beschwerdegruppen. Die Schwierigkeit lag unter anderem darin, nur Aussagen zu treffen, welche bei der Betrachtung einer logarithmisch summierten Skala zulässig sind.

Ausgehend von der Stehexposition sollte erstens festgestellt werden, wie sich die Muster mit zunehmendem Gehanteil verändern und ob sich zweitens ein Unterschied zwischen den Beschwerdegruppen darstellt. Die Betrachtung erfolgte unter Bezug auf die Kennwerte, die für die Beschreibung der 3D-Kontur-Histogramme durch das Team des Arbeitsphysiologischen Labors entwickelt wurden: Flächenschwerpunkt (FS), die Abstände des FS zu Diagonaler sowie Ursprungsdiagonaler, laterale Aktivierungs-Konvergenz und rechts-links-summierte muskuläre Dynamik (vgl. Kapitel 2.4.1.4).

4.4.1.1 Stehexposition

Der geringen Beanspruchung während des Stehens entsprechend, lag die Höhe der Aktivität in beiden Beschwerdegruppen überwiegend niedriger als bei den Expositionen mit Gehanteil. Die meisten Werte lagen nahe der Symmetrielinie. Das heißt wenige Personen haben sich während des Stehens stark auf eine Seite gelehnt. Dieser Eindruck ließ sich durch die Lage des Flächenschwerpunktes bestätigen. Er lag bei beiden Beschwerdegruppen im Verhältnis zu den FS der anderen Expositionen ursprungsnah beinahe auf der Symmetrielinie.

Die Probanden der Gruppe der nBE schienen während des Stehens die Mm. glutei medii relativ gleichartig und symmetrisch aktiviert zu haben. Hingegen wies die größere Ausdehnung der Gesamtaktivität längs zur Symmetrielinie der Gruppe der BE auf eine etwas weniger gleichartige Aktivierung der Mm. glutei medii hin.

Gestützt wird dieser Eindruck vom Ergebnis bezüglich des Kennwertes der rechts-links-summierten muskulären Dynamik. Der Wert der BE lag hier um eine Klasse höher als der Wert der nBE, was bedeutet, dass der Wertebereich zwischen geringer und hoher Aktivität der Mm. glutei medii in der Gruppe der BE größer war.

Vergleicht man die Aktivierungsmuster der Beschwerdegruppen während des Stehens, lässt sich vermuten, dass die Gruppe der nBE im Vergleich zur Gruppe der BE gleichmäßiger gestanden hat.

4.4.1.2 Wechsel zwischen Stehen und Gehen

Bei der Betrachtung der Aktivierungsmuster während der Wechsel zwischen Stehen und Gehen kann man optisch Gehanteil und Stehanteil getrennt betrachten. Die Werte im unteren Aktivitätsbereich entsprachen eher dem Stehen, während die Werte im mittleren bis hohen Aktivitätsbereich eher das Gehen repräsentierten. Die errechneten Kennwerte ließen eine solche Trennung jedoch nicht zu, da sie über die Gesamtdauer der Exposition berechnet wurden.

Bei der Betrachtung beider Expositionen mit einem Wechsel zwischen Stehen und Gehen kann man erkennen, dass die Ausbreitung der Gesamtaktivität längs zur Symmetrielinie im Vergleich zu den Expositionen ohne Steh-Geh-Wechsel höher war. Das heißt der Unterschied zwischen niedrigen und hohen Werten war bei diesen Steh-Geh-Wechseln verhältnismäßig größer als bei den Expositionen bei denen nur gegangen oder gestanden wurde (der zugehörige Kennwert ist die rechts-links-summierte muskuläre Dynamik).

Wechsel mit größerem Stehanteil (6S/3G): Bei der Betrachtung des Aktivitätsmusters der Gruppe der nBE war anhand des Farbspektrums der im Vergleich zum Gehen höhere Stehanteil erkennbar (rote Häufungen auf dem Aktivitätsniveau der Stehexposition).

Rein optisch betrachtet schien die Gruppe der BE während des Stehanteils die Mm. glutei etwas gleichförmiger aktiviert zu haben als die Gruppe der nBE. Der Vergleich des Gehanteils zwischen den Gruppen fiel hingegen schwer: Das Muster der Gruppe der BE zeigt sich so variabel, dass kaum Häufungen auszumachen sind.

Wechsel mit größerem Gehanteil (3S/6G): Bei der Betrachtung des Aktivitätsmusters der Gruppe der nBE war anhand des Farbspektrums der im Vergleich zum Stehen höhere Gehanteil erkennbar (rote Häufungen auf dem Aktivitätsniveau der Gehexposition). Während die Gruppe der BE beim Wechsel mit größerem Stehanteil die Mm. glutei augenscheinlich etwas gleichartiger aktiviert haben mag, so schien hier nun die Gruppe der nBE die Muskeln während des Gehens etwas gleichartiger aktiviert zu haben. Die Ausdehnung der Gesamtaktivität längs und quer zur Symmetrielinie erscheint bei der Gruppe der BE etwas größer als bei der Gruppe der nBE.

Die Kennwerte wiesen während beider Steh-Geh-Wechsel auf Gruppenunterschiede hin. Der FS lag für die Gruppe der BE eher auf der Seite des linken M. gluteus medius, während er für die Gruppe der nBE eher auf der rechten Seite lag. Dies legt die Vermutung nahe, dass der M. gluteus medius der jeweils zugehörigen Körperseite während der Wechsel etwas stärker aktiviert wurde.

Aber auch die Werte der lateralen Aktivierungskonvergenz und die Werte der rechts-links-summierten muskulären Dynamik unterschieden sich hier. Sie lagen bei der Gruppe der BE durchgehend höher als bei der Gruppe der nBE. Das heißt: die Gruppe der BE hat bei beiden Steh-Geh-Wechseln zum einen ihre Mm. glutei medii weniger symmetrisch aktiviert, zum anderen war der Wertebereich zwischen geringer und hoher Aktivität in der Gruppe der BE größer. Kurz: Die Ausbreitung der Gesamtaktivität der Gruppe der BE war bei den Wechseln sowohl längs als auch quer zur Symmetrieachse größer als die der nBE. Dies gilt insbesondere für die Werte der rechts-links-summierten muskulären Dynamik – also der Ausbreitung längs zur Symmetrieachse.

4.4.1.3 Gehexposition

Die Probanden beider Gruppen schienen ihre Mm. glutei medii während des Gehens relativ symmetrisch aktiviert zu haben. Auffällig waren bei der Gruppe der BE die Werte am oberen Rand der Grafik, welche außerhalb des Darstellungsbereiches liegen und schon ins gelbe Farbspektrum reichen. Sie legen die Vermutung nahe, dass sich in diesem Aktivitätsbereich die Werte mindestens eines Probanden befinden, die über den Werten der restlichen Gruppe lagen.

Die FS beider Gruppen lagen eher auf der Seite des rechten M. gluteus medius. Dies spricht dafür, dass das der rechte M. gluteus medius während des Gehens etwas stärker aktiviert wurde.

Die Werte der lateralen Aktivierungskonvergenz unterschieden sich nicht – das heißt die Mm. glutei medii beider Gruppen wurden gleich symmetrisch aktiviert.

Wie auch in den anderen Expositionen unterschieden sich hier allerdings die Werte der rechts-links-summierten muskulären Dynamik zwischen den Beschwerdegruppen. Der Unterschied zwischen niedrigen und hohen Werten war bei der Gruppe der BE höher als bei der Gruppe der nBE.

4.4.1.4 Zusammenfassung der Diskussion der Aktivierungsmuster der Mm. glutei medii auf der Basis der 3D-Kontur-Histogramme

Während der Stehexposition zeigen sich bei der Betrachtung der Histogramme kaum Unterschiede zwischen den Beschwerdegruppen. Die Betrachtung der durch die Arbeitsgruppe des Arbeitsphysiologischen Labors entwickelten Kennwerte zeigte lediglich, dass die Unterschiede in der Höhe der Aktivität der Mm. glutei medii in der Gruppe der BE etwas ausgeprägter waren als bei der beschwerdefreien Gruppe.

Deutlicher zeigen sich die Unterschiede zwischen den beiden Steh-Geh-Wechseln.

Während man bei der Gruppe der nBE Gehanteil und Stehanteil optisch gut unterscheiden konnte, so war diese Unterscheidung bei der Gruppe der BE insbesondere während des Wechsels mit größerem Stehanteil kaum möglich. Die Kennwerte gaben bei den Wechseln einen Hinweis darauf, dass die Gruppe der BE dazu tendierte, den linken M. gluteus medius stärker zu aktivieren. Im Gegensatz zur Gruppe der nBE zeigten die BE eine weniger symmetrische Aktivierung und einen größeren Unterschied der Aktivierungshöhe.

Während des Gehens waren wiederum kaum Gruppenunterschiede vorhanden. Wie schon beim Stehen zeigte die Gruppe der BE stärkere Unterschiede in der Höhe der Aktivität der Mm. glutei medii.

Insgesamt scheint es, als ob sich zwar wenige Unterschiede zwischen den Gruppen zeigen. Bei den geringen Unterschieden, die man feststellen kann, zeigt sich allerdings eine Tendenz der Gruppe der BE die Mm. glutei medii etwas weniger gleichartig zu aktivieren als bei der beschwerdefreien Gruppe.

Es muss angemerkt werden, dass es sich in dieser Studie um kleine Gruppen handelt – stark abweichende Werte weniger Probanden haben bei dieser Gruppengröße deutlichen Einfluss auf die grafische Darstellung und die daraus abgeleiteten Kennwerte.

4.4.2 Kennwerte der Histogramme

4.4.2.1 Flächenschwerpunkte & Abstände der Flächenschwerpunkte zu Ursprung und Diagonale

Erwartungsgemäß ließ sich bei der Betrachtung der Flächenschwerpunkte beider Beschwerdegruppen während aller Expositionen folgendes beobachten: Je größer der Gehanteil der Exposition, desto höher lag die Aktivität der Mm. glutei medii. Es gab keine wesentlichen Unterschiede zwischen den Gruppen. Einzig beim Gehen und beim Wechsel 6S/3G schien die Gruppe der BE die Mm. glutei medii ein wenig stärker aktiviert zu haben als die Gruppe der nBE – die Unterschiede waren jedoch nur an den Nachkommastellen der Abstandswerte der FS vom Ursprung (der Ursprungsdiagonalen) abzulesen (siehe Kapitel 8.2.3).

Ähnlich verhielt es sich mit den Abständen der FS zur Diagonalen/Symmetrielinie. In Zusammenschau mit Abbildung 28 lassen sie Rückschlüsse über eine eher links- oder rechtslastige Aktivierung der Mm. glutei medii der Probanden einer Gruppe zu. Es ließen sich auch hier nur geringe Unterschiede zwischen den Gruppen ausmachen – am deutlichsten stellten sie sich bei den Wechseln dar. Während des Stehens lagen beide FS praktisch auf der Symmetrielinie – das heißt die Mm. glutei medii waren während dieser Exposition bei beiden Beschwerdegruppen insgesamt sehr symmetrisch aktiviert. In den anderen Expositionen zeigte sich bei der Gruppe der nBE während der Expositionen mit hohem Gehanteil eine leichte Tendenz den rechten M. gluteus medius etwas stärker zu aktivieren. Die Gruppe der BE hingegen zeigte sich diesbezüglich weniger konsistent: bei den Wechseln gibt es eine Tendenz den linken M. gluteus medius etwas stärker zu aktivieren – während des Stehens und während des Gehens hingegen eher den rechten M. gluteus medius.

Für diese Unterschiede ließ sich kein Erklärungsansatz finden. Möglicherweise sind sie auf einzelne, abweichende Werte weniger Probanden zurückzuführen.

4.4.2.2 Laterale Aktivierungskonvergenz

Die laterale Aktivierungskonvergenz macht eine Aussage über die Ausprägung der Gleichförmigkeit der gleichzeitigen Aktivierung des rechten und linken M. gluteus medius. Am höchsten war der Wert während des Gehens, was bedeutet, dass hier die Aktivierung recht ungleich verteilt war (vgl. Abbildung 29): Während des Gehens war der

M. gluteus auf der Seite des Beins mit Bodenkontakt stark aktiviert und stützte den vorübergehenden Einbeinstand, während der M. gluteus auf der Gegenseite weniger aktiv war. Daraus ergaben sich während des Gehens wechselseitig große Unterschiede in der Höhe der Aktivierung beider Muskeln. Beim Stehen hingegen waren die Mm. glutei beidseits weitgehend gleich hoch aktiviert – die Aktivität beider Muskeln lag also auf einem ähnlichen Niveau, weshalb sich ein niedriger Wert der lateralen Aktivierungskonvergenz ergab. So zeigte sich erwartungsgemäß, dass die Werte der lateralen Aktivierungskonvergenz höher lagen, wenn die Exposition einen größeren Gehanteil enthielt. Unterschiede zwischen den Beschwerdegruppen waren jedoch nur bei Wechseln zwischen Gehen und Stehen erkennbar. Die Werte der Gruppe der BE lagen hier höher als die der Gruppe der nBE. Die Gruppe der BE schien also die Mm. glutei medii bei den Wechseln zwischen Stehen und Gehen etwas weniger gleichförmig symmetrisch zu aktivieren als die Gruppe der nBE. Es fällt schwer eine Erklärung hierfür zu finden. Weder beim Stehen noch beim Gehen zeigten sich Gruppenunterschiede, welche Hinweise darauf geben könnten, ob die Gruppenunterschiede eher auf den Gehanteil oder den Stehanteil der Wechsel zurückzuführen waren. Betrachtet man die 3D-Summativ-Histogramme der Wechsel, so kann man vermuten, dass die größere Variabilität bei der Gruppe der BE eher auf den Gehanteil zurückzuführen war.

Etwas überraschend war der nicht vorhandene Gruppenunterschied während des Stehens in Zusammenschau der Ergebnisse von Nelson-Wong et al. In der vorliegenden Studie wurde zwar nicht genau das von Nelson-Wongs Gruppe angewandte Analyseverfahren zur Erfassung der so genannten „Koaktivierung“ verwendet – ein niedriger Wert der lateralen Aktivierungskonvergenz kommt jedoch deren Definition der „Koaktivierung“ recht nahe. Bei Nelson-Wong et al. steigt die Höhe der Koaktivierung mit zunehmender Höhe der gleichgerichteten Aktivität der Mm. glutei medii – das heißt: je stärker und symmetrischer die Mm. glutei medii zeitgleich aktiviert werden, desto höher der „Koaktivierungs-Index“. In ihren Studien tritt bei der Gruppe der BE während des Stehens eine signifikant höhere Koaktivierung auf, als bei der Gruppe der nBE (Nelson-Wong et al. 2008; Nelson-Wong und Callaghan 2009). In der vorliegenden Studie wäre demnach für die Gruppe der BE während des Stehens im Vergleich zur Gruppe der nBE ein niedrigerer Wert der lateralen Aktivierungskonvergenz zu erwarten gewesen. Das

hat sich nicht bestätigt – die Werte der lateralen Aktivierungskonvergenz waren während des Stehens bei beiden Gruppen gleich hoch.

In der von Nelson-Wong angewandten Auswertungsmethode ist innerhalb der Exposition eine zeitliche Auflösung gegeben, welche die in der vorliegenden Arbeit verwendete laterale Aktivierungskonvergenz nicht beinhaltet. Die laterale Aktivierungskonvergenz fasst die gesamte Exposition in einem Wert zusammen, während bei Nelson-Wong et al. zu erkennen ist, dass die Probanden die Mm. glutei medii zu unterschiedlichen Zeitpunkten der Exposition unterschiedlich stark koaktiviert waren (Nelson-Wong et al. 2008; Nelson-Wong und Callaghan 2009). Allerdings ist anzunehmen, dass auch die durchschnittliche Höhe der Koaktivierung bei der Gruppe der BE während des Stehens bei Nelson-Wong et al. höher lag als bei der Gruppe der nBE.

4.4.2.3 Rechts-Links-Summierte muskuläre Dynamik

Die rechts-links-summierte muskuläre Dynamik macht eine Aussage über die Ausdehnung des Wertebereiches zwischen geringer und hoher Aktivität der Mm. glutei medii. Es fällt auf, dass die Werte bei den Wechseln zwischen Gehen und Stehen am höchsten waren (vgl. Abbildung 30). Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Aktivität beim Stehen im niedrigen Bereich lag, während sie beim Gehen eher hoch war. Interessanterweise lagen die Werte beim Stehen höher als beim Gehen. Während des Gehens waren die Mm. glutei medii der Probanden wohl insgesamt gleichmäßiger aktiv, als während des Stehens. Der niedrigste Wert der rechts-links-summierten muskulären Dynamik fand sich bei der Gruppe der nBE während des Gehens. Das passt zur geringen Ausdehnung längs zur Symmetrieachse des 3D-Summatations-Histogramms der Gruppe der nBE bei dieser Exposition (vgl. Abbildung 27). Der höhere Wert der Gruppe der BE während des Gehens legt nahe, dass die Verteilungsbreite zwischen hoher und niedriger Aktivität der Mm. glutei medii bei dieser Gruppe höher war, als bei der Gruppe der nBE. Dies ist möglicherweise auf weniger einheitliche Bewegungsabläufe der Probanden zurückzuführen, die der Gruppe der BE angehören. Die Werte der Gruppe der BE lagen bei allen Expositionen höher, als bei der Gruppe der nBE. Am deutlichsten waren die Unterschiede bei den Expositionen, in welchen gegangen wurde. Möglicherweise trug also das Gehen mehr zur Entstehung von Gruppenunterschieden bei der Analyse der

muskulären Dynamik bei als das Stehen. Während des Stehens war der Unterschied zwischen den Gruppen am geringsten.

Die Gruppe der BE wies also in allen Expositionen einen höheren Umfang der Aktivierungshöhe auf als die Gruppe der nBE. Ein Rückschluss auf die Mechanismen der Entstehung von Beschwerden im unteren Rücken ließ sich jedoch daraus nicht ableiten.

Beim Stehen war von allen Expositionen der kleinste Unterschied der muskulären Dynamik vorhanden, obwohl die meisten Probanden Beschwerden im Rücken entwickelten. Ein Unterschied der Höhe der rechts-links-summierten muskulären Dynamik hat daher vermutlich während des Stehens keinen wesentlichen Einfluss auf die Entstehung von Rückenbeschwerden.

4.4.2.4 Zusammenfassung der Diskussion der Aktivierungsmuster der *Mm. glutei medii* auf der Basis der Kennwerte der Histogramme

Keiner der für die vorliegende Arbeit errechneten Kennwerte konnte das Auftreten von Rückenbeschwerden während des Stehens und die Abnahme der Beschwerdeangaben mit zunehmendem Gehanteil erklären. Die Flächenschwerpunkte und deren Abstände unterschieden sich beim Stehen und Gehen nicht zwischen den Gruppen – die hierdurch erfasste Symmetrie der Aktivierung der *Mm. glutei medii* schien die Beschwerdeentwicklung also nicht zu beeinflussen. Ebenso verhält es sich mit den Werten der lateralen Aktivierungskonvergenz, welche der Definition der von Nelson-Wong et al. beschriebenen Koaktivierung am nächsten kommt. Lediglich der Kennwert der rechts-links-summierten muskulären Dynamik zeigte für die Gruppe der BE in allen Expositionen höhere Werte. Das weist darauf hin, dass der Wertebereiche zwischen geringer und hoher Aktivität der *Mm. glutei medii* in dieser Gruppe in allen Expositionen größer war als bei der Gruppe der nBE. Es erklärt jedoch nicht die Beschwerdeentwicklung während des Stehens und die Besserung der Beschwerden bei zunehmendem Gehanteil.

4.5 Methodische Aspekte

4.5.1 Probandenkollektiv

Bei der vorliegenden Arbeit handelt es sich um eine teilweise explorative Teilauswertung der übergeordnet laufenden Studie, welche insgesamt rund 45 Probanden unterschiedlichen Alters in die Analyse einschließen wird. Die in der vorliegenden Studie eingeschlossenen Teilnehmer waren überwiegend um junge, gesunde Menschen aus dem universitären Umfeld. Die Gruppengröße von 22 bzw. 18 eingeschlossenen Probanden der vorliegenden Auswertung erscheint zwar klein, allerdings konnten vergleichbare Studien mit einer ähnlichen Fallzahl bereits messbare Effekte zeigen, sodass die Anzahl der Probanden für den hier verwendeten (in weiten Teilen explorativen) Ansatz als ausreichend erschien (Nelson-Wong et al. 2008; Nelson-Wong und Callaghan 2010b; Gallagher und Callaghan 2015; Ringheim et al. 2015; Fewster et al. 2016).

4.5.2 Lagesensoren

Bei der Nutzung der Lagesensoren war es während der Messvorbereitungen nicht ganz einfach, die Sensoren an jedem Untersuchungstag exakt an derselben Stelle zu positionieren. Zwar wurden die jeweiligen Punkte am Ende jedes Untersuchungstages markiert, um das Wiederauffinden am nächsten Untersuchungstag zu erleichtern. Oft war jedoch die Markierung bei der nächsten Untersuchung nicht mehr auffindbar, weshalb die Positionen erneut aufgesucht werden mussten. Leichte Abweichungen ließen sich also nicht vermeiden. Die Offsetbereinigung sollte allerdings dazu beitragen diese Ungenauigkeiten zumindest teilweise auszugleichen. Einen ebenso positiven Einfluss auf die genannten Fehlerquellen hat die Tatsache, dass nicht der absolute Winkel, sondern die Änderung des Lordosewinkels über die Gesamtdauer erfasst wurde.

4.5.3 Elektromyographie (EMG)

Im Folgenden soll auf einige Besonderheiten hinsichtlich der Anwendung des oberflächlichen EMG eingegangen werden. Zum einen lässt sich, wie die Bezeichnung der Technik schon besagt, hauptsächlich die elektrische Aktivität oberflächlicher Muskelfasern erfassen (Konrad 2011). Für Muskeln mit großer Tiefenausdehnung wie den M. erector spinae bedeutet das, dass die Aktivität tiefer liegender Muskelfasern möglicherweise nicht vollständig erfasst werden kann. Große Informationsverluste sind allerdings

trotzdem nicht zu befürchten, da alle Anteile des M. erector spinae für die Stabilisation und Beweglichkeit der Wirbelsäule zuständig sind – also ähnliche Funktionen erfüllen. Wie bereits bei den Methoden erwähnt variiert die Höhe des EMG-Signals in Abhängigkeit verschiedener physiologischer Einflüsse sowohl intraindividuell als auch interindividuell (Kluth et al. 2013). Um daher Messwerte des EMG besser zwischen verschiedenen Untersuchungstagen besser vergleichen zu können, wurden die Messwerte auf eine Referenzkontraktion normalisiert (vgl. 2.2.3.3).

Die Referenzkontraktionen sind also notwendig und hilfreich, wenn es um die Vergleiche von Messwerten des EMG geht. Allerdings muss einschränkend gesagt werden, dass jeder Proband eine andere Strategie anwendet, um eine Referenzkontraktion auszuführen. Zwar wurden in dieser Studie die Nachteile der maximalen Referenzkontraktion (u.a. Motivationsabhängigkeit) umgangen, jedoch hat auch die submaximale Referenzkontraktion Nachteile. Zu nennen wäre beispielsweise das unterschiedliche Gewicht von Extremitäten, die zum Teil als Referenzkontraktion über einen bestimmten Zeitraum gehalten werden mussten. Auch konnten Unterschiede der Körperproportionen dazu führen, dass es manchen Probanden beispielsweise leichter fiel, ihren frei hängenden Oberkörper auf einer Linie mit den Beinen zu halten. Trotz aller Einschränkungen ist es wichtig und sinnvoll das EMG-Signal zu normalisieren. Die Vergleichbarkeit der Ergebnisse zwischen verschiedenen Probanden und Expositionsbedingungen wird hierdurch in jedem Fall verbessert.

4.5.4 Aktivierungsmuster Mm. glutei medii

Die für die vorliegende Arbeit entwickelte grafische Darstellung der Aktivierungsmuster der Mm. glutei medii war eine Herausforderung. Zum einen lagen die Werte der elektrischen Aktivität dieser Muskeln besonders während des Stehens im sehr niedrigen Bereich. Auf der anderen Seite war während des Gehens eine deutliche Zunahme der Aktivität zu erwarten. Um trotz dieser großen Unterschiede eine gute grafische Darstellung zu erreichen, bei der die niedrige Aktivität des Stehens nicht nur als ein Punkt erscheint, wurde eine logarithmierte Darstellung gewählt.

Als Vorteil resultierte aus dieser Darstellung die optisch leichtere Differenzierung. Nachteilig war allerdings, dass die errechneten Kennwerte nur vergleichend und nicht

als absolute Werte interpretiert werden können. Es ist also nicht möglich zu sagen, ob ein Unterschied zwischen Kennwerten per se groß oder klein ist.

Hinzu kommt, dass für jede Exposition und jede Gruppe nur ein Wert errechnet wurde. Es lässt sich daher weder ein zeitlicher Verlauf über die Expositionszeit noch ein Unterschied zwischen Geh- und Stehanteil aus den Daten herausarbeiten. Bei den Wechseln zwischen Gehen und Stehen konnte beispielsweise für einige Werte ein Unterschied zwischen den Gruppen dargestellt werden. Für eine differenziertere Analyse dieses Unterschieds, braucht es in weiterführenden Studien eine zeitliche Komponente bei der Auswertung der Aktivierungsmuster.

Es fehlen aufgrund der Neuentwicklung der Kennwerte zudem Erfahrungswerte bzw. Vergleichswerte, die zur Interpretation herangezogen werden können. Hierfür bedarf es weiterer Anwendung dieser Analysemethode, welche im Rahmen der übergeordnet laufenden Studie erfolgen wird. Bei der künftigen Auswertung des gesamten Kollektivs kann die Interpretation die Kennwerte möglicherweise auch durch statistische Tests gestützt werden.

4.6 Fazit

Die eingangs genannten Forschungsfragen sollen hier noch einmal in aller Kürze beantwortet werden:

- Wie viele Personen entwickelten während langen Stehens Beschwerden im unteren Rücken?
 - Die Hälfte der 18 eingeschlossenen Probanden entwickelten während einer zweistündigen Stehexposition Beschwerden im unteren Rücken.
- Zeigte sich bei Personen, die während langen Stehens Rückenbeschwerden entwickeln im Vergleich zu beschwerdefreien Personen während des Stehens...
 - ... eine ausgeprägtere Lordosebildung der Lendenwirbelsäule?
 - Es ergab sich in der vorliegenden Auswertung kein Hinweis darauf, dass Personen, die während langen Stehens Rückenbeschwerden angaben, im Vergleich zu beschwerdefreien Personen eine ausgeprägtere Lordose entwickelten.
 - ... eine stärkere Ermüdung der Rückenmuskulatur?
 - Es ergab sich in der vorliegenden Auswertung kein Hinweis darauf, dass bei Personen, welche während langen Stehens Rückenbeschwerden angaben, eine Ermüdung der Rückenmuskulatur eintrat. Dies galt auch für beschwerdefreie Personen.
 - ... ein Unterschied der Aktivierungsmuster der Glutealmuskulatur?
 - Teilweise zeigen sich bei Personen, die während langen Stehens Rückenbeschwerden angaben, im Vergleich zu beschwerdefreien Personen andersartige Aktivierungsmuster der Mm. glutei medii:
 - Die Gruppe der Personen mit Beschwerdeentwicklung im unteren Rücken schien die Mm. glutei medii etwas ungleichmäßiger aktiviert zu haben.
 - Die Beschwerdeentwickler zeigen auch einen höheren Kennwert der rechts-links-summierten muskulären Dynamik: Das heißt der Unterschied zwischen niedriger und hoher Aktivierung der Mm. glutei medii war während des Stehens bei der Beschwerdegruppe größer als bei den beschwerdefreien Probanden.
 - Hinsichtlich der Kennwerte Aktivierungshöhe und Symmetrie der

Flächenschwerpunkte oder der gleichzeitigen Koaktivierung (laterale Aktivierungskonvergenz) zeigte sich kein Unterschied zwischen den Gruppen.

Wie veränderten sich diese Parameter mit Erhöhung des Gehanteils?

- Bei Unterbrechung des Stehens durch Gehen reduzierte sich im untersuchten Kollektiv mit zunehmendem Gehanteil die Anzahl der Personen mit Beschwerdeangaben im unteren Rücken. Alle Probanden waren während des Gehens beschwerdefrei.
- Bei den Wechseln zwischen Gehen und Stehen konnte kein Unterschied der Lordosebildung zwischen den Gruppen festgestellt werden. Die Ausprägung der Lordosebildung unterschied sich nicht wesentlich vom Stehen.
- Mit zunehmendem Gehanteil zeigte sich ein leichter Trend zur Erholung bzw. Gewöhnung des M. erector spinae. Zwischen den beiden Beschwerdegruppen konnten allerdings keine Unterschiede festgestellt werden.
- Die Analyse des Kennwertes Flächenschwerpunkt ergab: Mit zunehmendem Gehanteil stieg erwartungsgemäß das Aktivitätsniveau der Mm. glutei medii. Es zeigten sich Unterschiede zwischen den Beschwerdegruppen während der Wechsel zwischen Stehen und Gehen. Die beschwerdefreie Gruppe aktivierte tendenziell den rechten M. gluteus medius etwas stärker.
 - Die Gleichförmigkeit der gleichzeitigen Koaktivierung (laterale Aktivierungskonvergenz) zeigte einen ähnlichen Trend: Je mehr gegangen wird, desto höher der Unterschied der Aktivität zwischen rechtem und linkem M. gluteus medius und desto höher der Wert der lateralen Aktivierungskonvergenz. Unterschiede zeigten sich während der Steh-Geh-Wechsel: die Gruppe der Beschwerdeentwickler wies hier etwas höhere Werte auf – die Mm. glutei medii dieser Gruppe wurden also etwas weniger symmetrisch aktiviert.
 - Die Betrachtung des Kennwertes der rechts-links-summierten muskulären Dynamik zeigte die höchsten Werte während der Steh-Geh-Wechsel: der Unterschied zwischen niedriger und hoher Aktivierung war hier am höchsten (Stehen vs. Gehen). Die niedrigsten Werte ergaben sich während des Gehens. In jeder Exposition zeigten sich Unterschiede zwischen den Gruppen: Bei der Gruppe der Beschwerdeentwickler wurde in allen Expositionen einen höheren Umfang der Aktivierungshöhe der Mm. glutei medii gemessen.

Zusammenfassend lässt sich sagen: Es konnte ein positiver Einfluss des Gehens auf die Beschwerden gezeigt werden, die sich während des Stehens entwickeln. Die Suche nach objektiven Messgrößen, anhand derer dieser Effekt erfasst werden kann, stellt sich allerdings weiterhin als Herausforderung dar. Gesucht werden Parameter, die sich zwischen den Gruppen während des Stehens erkennbar unterscheiden und mit zunehmendem Gehanteil dahingehend verändern, dass die Beschwerdefreiheit sämtlicher Probanden während des Gehens erklärt werden kann.

Ein solcher Parameter ließ sich in der vorliegenden Studie nicht finden. Die im Rahmen der vorliegenden Studie entwickelten Untersuchungen der 3D-Summutations-Histogramme scheinen jedoch am ehesten Erfolg versprechend. Für weitere Analysen ist die Auswertung eines größeren Datensatzes zur sichereren Interpretation der Ergebnisse sinnvoll.

5 Abstract

Fragestellung: Langes Stehen (zB. im Beruf) kann das Auftreten von Rückenschmerzen begünstigen. Als Ursachen diskutiert werden unter anderem eine verstärkte Lordosebildung der Lendenwirbelsäule (LWS), eine Ermüdung der Rückenmuskulatur sowie eine verstärkte zeitgleiche Aktivierung der Glutealmuskulatur. Die vorliegende Studie untersucht diesbezüglich in einem weitgehend explorativen Ansatz Unterschiede zwischen Personen, die während einer Stehexposition Rückenbeschwerden entwickeln, und denjenigen, die beschwerdefrei bleiben. Es soll weiterhin herausgefunden werden, inwiefern das Auftreten von Rückenbeschwerden durch Gehen reduziert werden kann.

Methodik: 18 überwiegend junge Probanden (9♂; 9♀; Ø Alter 27 Jahre) absolvierten in randomisierter Reihenfolge vier 120-minütige Expositionen: Stehen, zwei Geh-Steh-Wechsel mit unterschiedlich großem Gehanteil und Gehen. Dabei wurde die Lordose der LWS durch dreidimensionale gravimetrische Lagesensoren (auf Wirbelkörper L1 und S1) erfasst. Die elektrische Aktivität (EA) der Mm. erectores spinae und der Mm. glutei medii wurde mittels Oberflächen-Elektromyographie (OEMG) gemessen sowie die Medianfrequenz (MF) berechnet. Die Beschwerdeintensität im unteren Rücken wurde alle 30 min. mithilfe einer 11-stufigen Likert-Skala erfragt. Anhand der Beschwerdeangaben während des Stehens wurden zwei Gruppen gebildet: die Gruppe der Beschwerdeentwickler (BE) und die Gruppe der nicht-Beschwerdeentwickler (nBE). Es wurden folgende Einflussgrößen auf die Beschwerdeentwicklung untersucht: Änderung der Lordosebildung, Ermüdung der Rückenmuskulatur (Mm. erectores spinae) sowie Aktivierungsmuster bzw. Koaktivierung der Mm. glutei medii. Die Änderung des Lordosewinkels der LWS wurde aus der Differenz der gemessenen Flexionswinkel bei der Lagesensoren (in Sagittalebene) berechnet; die muskuläre Ermüdung der Rückenmuskulatur aus der linearen Steigung von EA und MF. Die Aktivierungsmuster der Mm. glutei medii wurden anhand von Histogrammen betrachtet, welche die zeitgleiche Aktivierung des rechten und linken M. gluteus medius darstellen. Außerdem wurden aus den Histogramm Daten Kennwerte zur Symmetrie und Höhe der zeitgleichen Aktivierung berechnet.

Ergebnisse: Jeweils neun Probanden konnten aufgrund ihrer Beschwerdeangaben während des Stehens als BE bzw. nBE klassifiziert werden. Je mehr während der Steh-Geh-Wechsel gegangen wurde, desto weniger Rückenbeschwerden traten auf. Während des Gehens waren alle Probanden beschwerdefrei. Es konnte jedoch während aller Expositionen bei beiden Beschwerdegruppen weder eine signifikante Zunahme des Lordosewinkels noch eine Ermüdung der Rückenmuskulatur nachgewiesen werden. Auch die Analyse der Aktivierung der Mm. glutei medii ergab kein Muster und keinen Kennwert, welcher einen Erklärungsansatz für das Auftreten von Beschwerden während des Stehens und deren Abnahme mit zunehmendem Gehanteil liefern. Ein Kennwert wies lediglich in allen Expositionen bei der Gruppe der BE im Vergleich zur Gruppe der nBE auf einen größeren Wertebereich zwischen geringer und hoher Aktivität der Mm. glutei medii hin.

Diskussion: Rückenbeschwerden treten bei langem Stehen geschlechterübergreifend bereits bei jüngeren Menschen auf und lassen sich durch Gehen reduzieren. Die diskutierten Ursachen Lordosebildung, Ermüdung der Rückenmuskulatur oder auffällige Aktivierungsmuster bzw. Koaktivierung der Mm. glutei medii konnten in dieser Studie nicht mit der Entstehung von Rückenbeschwerden und deren Reduktion durch Gehen in Zusammenhang gebracht werden. Eine weitere Untersuchung der Aktivierungsmuster der Mm. glutei medii bei einem größeren Kollektiv scheint jedoch sinnvoll.

6 Literaturverzeichnis

- Balasubramanian V, Adalarasu K, Regulapati R (2009): Comparing dynamic and stationary standing postures in an assembly task. *Int J Ind Ergon* 39, 649–654
- Bayerischer Rundfunk. <https://www.br.de/themen/ratgeber/inhalt/gesundheit/ruecken-rueckenschmerzen-kreuz100.html>; Zugriff am 13.12.2016
- Berger H, Caffier G, Schulz K, Trippler D: Bewegungsergonomische Gestaltung von andauernder Steharbeit. Eine Handlungsanleitung zur Beurteilung der Arbeitsbedingungen. Länderausschuss für Arbeitsschutz und Sicherheitstechnik (LASi), Hamburg 2009
- Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (Hrsg.): Stehend K.O.? – Wenn Arbeit durchgestanden werden muss ... 2. Auflage; Dortmund 2008
- Bundesministerium für Arbeit und Soziales (BMAS), Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) (2018): Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit 2017. Unfallverhütungsbericht Arbeit.
- Bussey MD, Kennedy JE, Kennedy G (2016): Gluteus medius coactivation response in field hockey players with and without low back pain. *Phys Ther Sport* 17, 24–29
- Chun S-W, Lim C-Y, Kim K, Hwang J, Chung SG (2017): The relationships between low back pain and lumbar lordosis: a systematic review and meta-analysis. *Spine J* 17, 1180–1191
- Deutscher Verlag für Gesundheit und Ernährung (DVGE). <http://www.muskeln-gelenke.de/rueckenschmerzen/rueckenschmerzen.html>; Zugriff am 13.12.2016
- Fewster KM, Gallagher KM, Callaghan JP (2016): The effect of standing interventions on acute low-back postures and muscle activation patterns. *Appl Ergon* 58, 281–286
- Gallagher KM (2014): The relationships of prolonged standing induced low back pain development with lumbopelvic posture and movement patterns.
- Gallagher KM, Callaghan JP (2015): Early static standing is associated with prolonged standing induced low back pain. *Hum Mov Sci* 44, 111–121
- Gallagher KM, Nelson-Wong E, Callaghan JP (2011): Do individuals who develop transient low back pain exhibit different postural changes than non-pain developers during prolonged standing? *Gait Posture* 34, 490–495
- Gallagher KM, Campbell T, Callaghan JP (2014): The influence of a seated break on prolonged standing induced low back pain development. *Ergonomics* 57, 555–562

- Gell N, Werner RA, Hartigan A, Wiggermann N, Keyserling WM (2011): Risk factors for lower extremity fatigue among assembly plant workers. *Am J Ind Med* 54, 216–223
- Granata KP, Marras WS (2000): Cost–Benefit of Muscle Cocontraction in Protecting Against Spinal Instability: *Spine* 25, 1398–1404
- Halim I, Omar AR, Saman AM, Othman I (2012): Assessment of Muscle Fatigue Associated with Prolonged Standing in the Workplace. *Saf Health Work* 3, 31–42
- Henchoz Y, Kai-Lik So A (2008): Exercise and nonspecific low back pain: A literature review. *Joint Bone Spine* 75, 533–539
- Hermens HJ, Freriks B. http://seniam.org/sensor_location.htm; Zugriff am 12.12.2016
- Kim H-Y (2013): Statistical notes for clinical researchers: assessing normal distribution (2) using skewness and kurtosis. *Restor Dent Endod* 38, 52
- Kluth K, Steinhilber B, Nessler T (2013): Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft. *Z Für Arbeitswissenschaft* 67, 113–128
- Konrad P (2011): EMG-FIBEL Eine praxisorientierte Einführung in die kinesologische Elektromyographie Version 1.1.
- Kunz V: Haltungsanalyse im Bereich der Lendenwirbelsäule bei mehrstündigen Steh- und Gehexposition: Ergebnisse einer explorativen Untersuchung. Bachelorarbeit. Tübingen 2016
- Kunz V, Wall R, Seibt R, Rieger MA, Steinhilber B: Explorative Haltungsanalyse im Bereich der Lendenwirbelsäule bei mehrstündiger Geh- und Stehexposition. In: Kluth K, Penzkofer M (Hrsg.). Freiburg im Breisgau 2016
- Liebenson C (2002): Are prolonged sitting postures bad for the back? *J Bodyw Mov Ther* 6, 151–153
- Liebers F, Brendler C, Latza U, Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin: Berufsspezifisches Risiko für das Auftreten von Arbeitsunfähigkeit durch Muskel-Skelett-Erkrankungen und Krankheiten des Herz-Kreislauf-Systems - Bestimmung von Berufen mit hoher Relevanz für die Prävention: Forschung Projekt F 2255. 2016
- Luttmann A, Jäger M (2013): Physiologische Aspekte der Muskelermüdung bei beruflichen Tätigkeiten. *Zentralblatt Für Arbeitsmedizin Arbeitsschutz Ergon* 63, 260–264
- Luttmann A, Jäger M, Sökeland J, Laurig W (1996): Electromyographical study on surgeons in urology. II. Determination of muscular fatigue. *Ergonomics* 39, 298–313

- Luttmann A, Jäger M, Laurig W (2000): Electromyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies. *Int J Ind Ergon* 25, 645–660
- Magnusson ML, Pope MH (1998): A Review of the Biomechanics and Epidemiology of working postures (it isn't always vibration which is to blame!). *J Sound Vib* 215, 965–976
- Marshall PWM, Patel H, Callaghan JP (2011): Gluteus medius strength, endurance, and co-activation in the development of low back pain during prolonged standing. *Hum Mov Sci* 30, 63–73
- Marshall PWM, Romero R, Brooks C (2014): Pain reported during prolonged standing is associated with reduced anticipatory postural adjustments of the deep abdominals. *Exp Brain Res* 232, 3515–3524
- Masseida J, Perske F, Jaschinski W (2013): Messmethoden und Eigenschaften der physiologisch günstigen Blickneigung. *Z Für Arbeitswissenschaft* 67, 221–232
- Nelson-Wong E, Callaghan JP (2009): Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? A multifactorial approach for early identification of at-risk individuals. *J Electromyogr Kinesiol* 20, 256–263
- Nelson-Wong E, Callaghan JP (2010a): Changes in muscle activation patterns and subjective low back pain ratings during prolonged standing in response to an exercise intervention. *J Electromyogr Kinesiol* 20, 1125–1133
- Nelson-Wong E, Callaghan JP (2010b): Repeatability of Clinical, Biomechanical, and Motor Control Profiles in People with and without Standing-Induced Low Back Pain. *Rehabil Res Pract* 2010, 1–9
- Nelson-Wong E, Gregory DE, Winter DA, Callaghan JP (2008): Gluteus medius muscle activation patterns as a predictor of low back pain during standing. *Clin Biomech* 23, 545–553
- Nelson-Wong E, Alex B, Csepe D, Lancaster D, Callaghan JP (2012): Altered muscle recruitment during extension from trunk flexion in low back pain developers. *Clin Biomech* 27, 994–998
- Neuhauser H, Ellert U, Ziese T (2005): Chronische Rückenschmerzen in der Allgemeinbevölkerung in Deutschland 2002/2003: Prävalenz und besonders betroffene Bevölkerungsgruppen. *Gesundheitswesen* 67, 685–693
- Raspe H-H: Rückenschmerzen (Gesundheitsberichterstattung des Bundes 53). Robert-Koch-Inst, Berlin 2012
- Ringheim I, Austein H, Indahl A, Roeleveld K (2015): Postural strategy and trunk muscle activation during prolonged standing in chronic low back pain patients. *Gait Posture* 42, 584–589
- Schmitter D (2005): Sitzen oder stehen? Ergonomische Gestaltung von Arbeitsplätzen.

- Sorensen CJ, Norton BJ, Callaghan JP, Hwang C-T, Van Dillen LR (2015): Is lumbar lordosis related to low back pain development during prolonged standing? *Man Ther* 20, 553–557
- Steinhilber B, Rieger MA (2013): Arbeitsmedizinisch ausgerichtete Normalisierungsverfahren der Oberflächen-Elektromyographie — Ergebnisse einer standardisierten Literaturübersicht. *Zentralblatt Für Arbeitsmedizin Arbeitsschutz Ergon* 63, 254–259
- Steinhilber B. <https://www.dguv.de/medien/landesverbaende/de/veranstaltung/tda/2019/steinhilber.pdf>; Zugriff am 20.02.2020
- Subramaniam S, Murugesan S, Jayaraman S (2017): Assessment of shoulder and low back muscle activity of male kitchen workers using surface electromyography. *Int J Occup Med Environ Health* 31, 81–90
- Tissot F, Messing K, Stock S (2009): Studying the relationship between low back pain and working postures among those who stand and those who sit most of the working day. *Ergonomics* 52, 1402–1418
- U.S. Department of Health and Human Services (1992): Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting. Expert Perspectives.
- van Dieën JH, Selen LPJ, Cholewicki J (2003): Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J Electromyogr Kinesiol* 13, 333–351
- Wall R, Seibt R, Garcia-Rodriguez G, Klusmann A, Läubli T, Martin B, Rieger MA, Steinhilber B: Determining lower leg edema in standing work: reliability of a modified water plethysmograph and effects of prolonged standing exposure. In: Rogers M, Moser C (Hrsg.): PREMUS2016 TORONTO Preventing work-related musculoskeletal disorders in a global economy. Toronto 2016, 407
- Wall R, Seibt R, Klusmann A, Läubli T, Rieger MA, Steinhilber DB: Objektive Ermüdungszeichen der lumbalen Rückenmuskulatur bei mehrstündigem Stehen und Gehen. In: PROGRAMM und ABSTRACTS der Vorträge und Poster. Alfons W. Gentner Verlag GmbH & Co. KG, Stuttgart, Hamburg 2017
- Wall R, Läubli T, Seibt R, Rieger MA, Steinhilber B (2019): Associations between low back muscle activity, pelvic movement and low back discomfort development during prolonged standing – An exploratory laboratory study. *Int J Ind Ergon* 72, 380–389
- Wittig P, Nöllenheidt C, Brenscheidt S (2013): Grundausswertung der BIBBBauA-Erwerbstätigenbefragung 2012 - Vergleich zur Grundausswertung 2006. Aufl BIBBBauA Dortmund

7 Abbildungs-, Formel- und Tabellenverzeichnis

7.1 Abbildungen

Abbildung 1: Übersicht über das Gesamtprojekt „Steharbeit“ des Arbeitsphysiologischen Instituts des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung (IASV), Universitätsklinikum Tübingen. Dargestellt ist eine Auswahl der erfassten Zielgrößen.	7
Abbildung 2: Schematische Darstellung des Lordosewinkels	11
Abbildung 3: Platzierung und Fixierung von EMG-Elektroden	15
Abbildung 4: Grafische Darstellung der untersuchten Muskeln	16
Abbildung 5: Submaximale Normalisierungsmessung des M. gluteus medius rechts... 18	
Abbildung 6: Submaximale Normalisierungsmessung des M. erector spinae	19
Abbildung 7: Übersicht über den Ablauf der gesamten Studie (eigene Abb.)	21
Abbildung 8: Detaillierter Ablauf eines Untersuchungstages	22
Abbildung 9: Ein Proband während der Stehexposition.	24
Abbildung 10: Gemeinsame Analyse von Spektrum und Amplitude des elektromyografischen/EMG Signals.....	28
Abbildung 11: Jeweils zeitgleiche Aktivierung des linken und rechten M. gluteus medius während des Gehens.....	30
Abbildung 12: Kennwerte zur Interpretation von Summationshistogrammen.....	31
Abbildung 13: Anzahl der Probanden mit Beschwerdeangabe im unteren Rücken.....	37
Abbildung 14: Anzahl der Probanden, die während der jeweiligen zweistündigen Expositionen Beschwerden entwickelten	38
Abbildung 15: Änderung des Lordosewinkels bei zweistündigem Stehen.	40
Abbildung 16: Änderung des Lordosewinkels über zwei Stunden bei Wechsel 6,5 Min. Stehen / 3,5 Min. Gehen.	41
Abbildung 17: Änderung des Lordosewinkels über zwei Stunden bei Wechsel 3,5 Min. Stehen / 6,5 Min. Gehen.	42
Abbildung 18: Änderung des Lordosewinkels bei zweistündigem Gehen.....	43
Abbildung 19: Mittelwerte und Standardabweichungen der relativen Änderung von elektrischer Aktivität (EA) und Medianfrequenz (MF) des M. erector spinae rechts (re) und links (li) bei zweistündigem Stehen.	45

Abbildung 20: Mittelwerte und Standardabweichungen der relativen Änderung von elektrischer Aktivität (EA) und Medianfrequenz (MF) des M. erector spinae rechts (re) und links (li) links über 2 Stunden bei Wechsel 6,5 Min. Stehen / 3,5 Min. Gehen.	47
Abbildung 21: Mittelwerte und Standardabweichungen der relativen Änderung von elektrischer Aktivität (EA) und Medianfrequenz (MF) des M. erector spinae rechts (re) und links (li) links über 2 Stunden bei Wechsel 3,5 Min. Stehen / 6,5 Min. Gehen.	48
Abbildung 22: Mittelwerte und Standardabweichungen der relativen Änderung von elektrischer Aktivität (EA) und Medianfrequenz (MF) des M. erector spinae rechts (re) und links (li) links bei zweistündigem Gehen.	49
Abbildung 23: Änderung von EA und MF des M. erector spinae pro Stunde während vier je zweistündiger Expositionen.....	52
Abbildung 24: Summationshistogramme der Höhe zeitgleicher Aktivierung des rechten und linken M. gluteus medius bei zweistündigem Stehen.....	54
Abbildung 25: Summationshistogramme der Höhe zeitgleicher Aktivierung des rechten und linken M. gluteus medius bei Wechsel 6,5 Min. Stehen / 3,5 Min. Gehen.	56
Abbildung 26: Summationshistogramm der Höhe zeitgleicher Aktivierung des rechten und linken M. gluteus medius bei Wechsel 3,5 Min. Stehen / 6,5 Min. Gehen.	57
Abbildung 27: Summationshistogramm der Höhe zeitgleicher Aktivierung des rechten und linken M. gluteus medius bei zweistündigem Gehen.	59
Abbildung 28: Abgebildet sind die Flächenschwerpunkte der Summationshistogramme beider Beschwerdegruppen für alle Expositionen.	61
Abbildung 29: Werte der „lateralen Aktivierungs-Konvergenz“ für alle zweistündigen Expositionen und beide Beschwerdegruppen	63
Abbildung 30: „Rechts-Links-Summierte Muskuläre Dynamik“ für alle zweistündigen Expositionen und beide Beschwerdegruppen	65
Abbildung 31: Übersicht Summationshistogramme der Höhe zeitgleicher Aktivierung des rechten und linken M. gluteus medius aller zweistündigen Expositionen ...	66

7.2 Formeln

Formel 1: Offset-Bereinigung:	25
Formel 2: Berechnung des Lordosewinkels.	26
Formel 3: Berechnung der Änderung des Lordosewinkels über die Expositionsdauer .	26
Formel 4: Formel zur Normalisierung der EMG-Daten auf eine Referenzkontraktion.	27

7.3 Tabellen

Tabelle 1: Angaben zu den in die Auswertung eingeschlossenen Probanden.....	35
Tabelle 2: Charakteristika der Beschwerdegruppen.	36
Tabelle 3: Ergebnis der Varianzanalyse für wiederholte Messungen (RM-ANOVA) für die Veränderung des Lordosewinkels der Lendenwirbelsäule über zwei Stunden während vier verschiedener Expositionen	44
Tabelle 4: „Flächenschwerpunkte“	111
Tabelle 5: Abstände der Flächenschwerpunkte (absolute Werte) rechtwinklig zur Diagonale/Symmetrielinie in Histogrammen	112
Tabelle 6: Abstände der Flächenschwerpunkte (absolute Werte) rechtwinklig zu einer Geraden, die selbst rechtwinklig zur Diagonalen durch den Ursprung von Histogrammen verläuft	112

8 Anhang

8.1 Protokolle zum Methodenteil

8.1.1 Probandeninformation



Studienleitung UKT:

Dr. Benjamin Steinhilber
Med. Universitätsklinik,
benjamin.steinhilber@med.uni-tuebingen.de
Telefon:07071-29-86805

Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin
und Versorgungsforschung
Wilhelmstrasse 27
72074 Tübingen
Ärztliche Direktorin: Prof. Dr. M.A. Rieger

Weitere Informationen und Terminvereinbarung:

Rudolf Wall 07071-29-87434
arbeitsphysiologie@med.uni-tuebingen.de
Rudolf Wall: rudolf.wall@med.uni-tuebingen.de
Nicolai Götte: nicolai.goette@med.uni-tuebingen.de

Probandeninformation

Belastung und Beanspruchung im unteren Rücken, Hüfte und Unterschenkel sowie Ödembildung in den unteren Extremitäten bei Stehexposition: Einfluss verschiedener Wechselprogramme zwischen Stehen und Gehen

Sehr geehrte Damen und Herren,
wir freuen uns, dass Sie Interesse haben, an oben genannter Studie teilzunehmen!

Zielsetzung der Studie

Steharbeitsplätze sind weit verbreitet. Dauerhaftes Stehen bedeutet für viele Beschäftigte eine hohe Belastung und kann langfristig gesundheitliche Beschwerden hervorrufen. Bislang ist ungeklärt, ob die Unterbrechung von statischem Stehen durch Gehpausen die negativen Folgen des Stehens abmildern kann. Daher wird in dieser Studie untersucht, wie sich Gehpausen als Unterbrechung längeren Stehens auf folgende gesundheitliche Risikofaktoren auswirken:

- Muskelermüdung und Muskelaktivierung in Beinen und unterem Rücken
- Wassereinlagerungen in den Beinen (Ödembildung)
- Körperhaltung (Stellung der Wirbelsäule)

Überblick

Für die Untersuchungen werden Sie an vier Testtagen teilnehmen. Zwischen den Testtagen sollte mindestens ein Tag und maximal 10 Tage liegen. Die Tests werden pro Tag etwa 4 Stunden in Anspruch nehmen. Die Aufwandsentschädigung beträgt 40€ pro Testtag. Bei Teilnahme an allen Testtagen werden Sie entsprechend mit 160€ entschädigt.

Die Messungen beginnen jeweils um 8:15 oder 13:00 – die am ersten Testtag festgelegte Startzeit wird an allen Testtagen gleich sein.

Es gelten folgende Einschlusskriterien:

- Sie sind zwischen 18 und 67 Jahre alt
- Sie sind gesund
- Sie geben nach Erhalt der mündlichen und schriftlichen Erläuterung der Studieninhalte und -ziele Ihr freiwilliges Einverständnis

Ausschlusskriterien sind:

- Alter unter 18 oder über 67 Jahre
- Übermäßiger Alkoholkonsum, regelmäßiger Konsum von Rauschmitteln, Schmerzmitteln oder Muskelrelaxantien
- Sie leiden unter einer oder mehreren der folgenden Beschwerden:
 - Herzkreislaufbeschwerden (insbesondere Herzschrittmacher)
 - Leistungseinschränkung (es ist nicht möglich 8 Stunden am Stück zu stehen)
 - Akute Erkrankungen oder Schmerzen
 - Erkrankungen der Venen und Gelenke der unteren Extremitäten und der Wirbelsäule sowie Muskelerkrankungen, Skeletterkrankungen (Verkürzungen o.ä.)
 - symptomatische neurologisch-psychiatrische Erkrankungen, die mit Medikamenten behandelt werden
- Mangelndes Sprachverständnis, kognitive Hemmnisse, mangelnde Einwilligungsfähigkeit

Studienort

Die Messungen der Studie finden im Arbeitsphysiologischen Labor des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung statt.

Das Labor befindet sich im Untergeschoss des Gebäudes (Wilhelmstraße 27, 72076 Tübingen) in Raum U38.

Ablauf der Messungen (Übersicht)

- Vorbereitung (90 min):
 - Feststellung der Eignung, Fragebogen, orientierende Eignungs-Untersuchung
 - Anbringen der Messtechnik (EMG-Elektroden, Lagesensoren, Impedanz-Elektroden)
 - Vorbereitende Tests
 - 20 Minuten Liegen
- Es folgen vier verschiedene Expositionen á 120 min., die an den 4 Testtagen in zufälliger Reihenfolge durchlaufen werden:
 - 120 min Stehen
 - 120 min Gehen auf einem Laufband
 - 120 min Wechselzyklus I (3,5 min Stehen, 6,5 min Gehen)
 - 120 min Wechselzyklus II (6,5 min Stehen, 3,5 min Gehen)
- Nachbereitung (30 min):
 - Abschließende Tests sowie Entfernung der Messtechnik

Während aller Expositionen können Sie Filme auf einem Fernseher anschauen. Während der reinen Stehexposition sind auch eigene Arbeiten möglich, solange sie an einem Bildschirm durchgeführt werden können, der sich etwa auf Augenhöhe befindet (Lesen mit geneigtem Kopf ist nicht möglich). Wasser darf getrunken werden, Toilettengänge sind während der Exposition im Ausnahmefall möglich - jedoch bestenfalls zu vermeiden (innerhalb der 120 min Messzeit).

Anforderungen und Vorgaben

- Bitte bringen Sie zu den Untersuchungen eine kurze, weite Sporthose und bequeme Schuhe mit, in denen Sie mehrere Stunden gehen können.
- Die Schuhe, die Sie an Testtag 1 gewählt haben, müssen Sie auch an allen weiteren Testtagen tragen.
- Bitte treiben Sie 24 Stunden vor einem Testtag keinen Sport und versuchen Sie, körperliche Anstrengungen zu vermeiden. Die elektrischen Signale nicht erholtter Muskeln können sich von Signalen erholtter Muskeln unterscheiden.
- Auch die Art der Anreise (Fahrrad, Auto oder Bus) sollte an allen Tagen gleich verlaufen, ebenso sollte sich das Aktivitätsniveau vor Start der Messung nicht unterscheiden (gilt vor allem für Messungen, die mittags beginnen).
- Bitte nehmen Sie an beiden Testtagen möglichst dieselbe Art und Menge an Frühstück/Mittagessen sowie Flüssigkeit zu sich. Starke Unterschiede in der Nahrungsaufnahme/Flüssigkeitsaufnahme können die EMG Signale beeinflussen.

Ablauf der Messungen (Detail)

Ausschließlich am ersten Tag der Messungen findet statt:

- **Prüfung der Ein- und Ausschlusskriterien:**
 - Schriftliche Einwilligungserklärung
 - Erhebung der Anamnese (Krankengeschichte) zur Überprüfung der oben genannten Ein- und Ausschlusskriterien.
 - Funktionsprüfung: Nach der Anamnese, wird ein/e Mitarbeiter/in verschiedene Funktionstests durchführen, um das Vorliegen von Beeinträchtigungen zu prüfen, die in der späteren Datenauswertung berücksichtigt werden sollten oder sogar einen Studienausschluss bedingen.
- **Probandenfragebogen**
 - Erfragt werden Angaben zu Ihrer Person, Ihrer beruflichen Tätigkeit und sportlichen Aktivität

Messungen, die an allen Tagen vorgenommen werden (Ausnahme: Kraft-Ausdauer-Test):

- **Muskelaktivität - Oberflächen-Elektromyographie (EMG)**

Die Oberflächen-Elektromyogramme (= Messung der elektrischen Muskelaktivität) werden mittels Klebeelektroden schmerzfrei an der Hautoberfläche abgeleitet. Insgesamt werden 12 Elektroden aufgeklebt und ein Messgerät mit einem Gurt um Ihre Taille befestigt.



- Jede Klebeelektrode bedarf einer Hautvorbereitung durch eine raue Paste (ähnlich einem Peeling) und ggf. Rasur (bei Körperbehaarung) auf einer Fläche von jeweils ca. 2 x 2cm, um die Hautleiteigenschaften zu verbessern. Die Kabel der Elektroden werden mit hautfreundlichem Pflaster fixiert.
- Auf folgenden Körperstellen werden Elektroden angebracht: unterer Rücken, Hüfte und Unterschenkel.
- Weibliche Studienteilnehmende können auf Wunsch durch eine weibliche Mitarbeiterin des Instituts für die Messungen vorbereitet werden.

Referenzwertbestimmung

Nachdem die Elektroden angebracht wurden, werden maximale Muskelanspannungen der zu untersuchenden Muskulatur an Bein und Rücken durchgeführt. Diese maximalen Muskelanspannungen dienen dazu die verschiedenen Studienteilnehmer miteinander vergleichen zu können. Bevor diese Muskelanspannungen durchgeführt werden, wärmen Sie Ihre Muskeln durch Gehen auf einem Laufband und zusätzlichen gymnastischen Übungen auf. Jeder Muskel wird einzeln statisch (ohne sichtbare Gelenkbewegung) angespannt. In drei Versuchen sollen Sie dabei Ihre maximale Kraft aufbringen.

- **Stellung der Lendenwirbelsäule**

Die jeweilige Stellung der Lendenwirbelsäule wird mit Hilfe von Sensoren erfasst, die Ihre dreidimensionale Lage im Raum messen können. Diese werden mit Hilfe von hautfreundlichem Klebeband an der Lendenwirbelsäule (unterer Rücken) befestigt.

- **Volumen des Unterschenkels**

Um die Veränderung des Umfangs Ihres Unterschenkels zu messen, wird das Volumen Ihres Unterschenkels mittels Wasserbad und dabei auftretender Wasserverdrängung gemessen. Dazu stellen Sie Ihren Unterschenkel in ein Gefäß mit warmem Wasser (ca. 25-30°C).

- **Elektrische Impedanzmessung (bioelektrische Impedanzanalyse) Unterschenkel**

Am Unterschenkel werden neben den EMG-Elektroden zwei weitere Elektroden angebracht, die pro Messung für etwa 20 s sehr niedrige elektrische Ströme an den Unterschenkel abgeben. Die Leitfähigkeit des Unterschenkels lässt einen Rückschluss auf die Flüssigkeitsmenge zu, die sich während des Stehens im Bein angesammelt hat. Die Stromstärke ist so niedrig gewählt, dass sie im Allgemeinen nicht wahrnehmbar ist.

- **Messung von Beschwerden während der Messung**

Zur subjektiven Einschätzung möglicher Beschwerden während der Messung, sollen Sie auf einer Skala von 0 (kein Schmerz) bis 10 (stärkster vorstellbarer Schmerz) die Intensität ihrer Beschwerden angeben. Außerdem wird die Lokalisation der Beschwerden erfasst.

- **Erfassung von Kniegelenksschwingungen**

Für diese Messung wird ein Beschleunigungssensor an Ihrem Knie angebracht. Damit führen Sie vor Beginn und nach Ende der Exposition sechs langsame Kniebeugen durch.

- **Kraft-Ausdauer-Tests (Nur am Tag mit der reinen Geh-Exposition)**

Es werden drei Muskelpartien getestet: Bauchmuskeln vorne, Bauchmuskeln seitlich und Rückenmuskeln. Die vorderen Bauchmuskeln werden getestet, indem ein Gestell unter den Rücken geschoben wird, während Sie auf dem Rücken liegen. Dann wird das Gestell 10 cm nach hinten geschoben. Die jetzt erreichte Position halten Sie so lange wie möglich, bis Sie die das Gestell wieder berühren. Für die Messung der seitlichen Bauchmuskeln begeben Sie sich in den Seitstütz (auf den Ellbogen gestützt, Oberkörper gerade) und halten die Position so lange, bis Sie die mit einem anderen Körperteil außer Ellbogen oder Füßen die Liege berühren, auf der Sie sich befinden. Die Messung findet auf beiden Körperseiten statt. Die Rückenmuskeln werden getestet, indem Ihre Beine in Bauchlage auf der Untersuchungsfläche fixiert werden. Ihr Becken liegt an der Stirnseite der Liege, sodass der Oberkörper frei beweglich bleibt. Nun soll der Oberkörper so lange wie möglich waagrecht gehalten werden.

Allgemeine Hinweise

- Durch die Elektroden und die dazu notwendige Hautvorbereitung, kann es zu Hautirritation oder -rötungen kommen; in seltenen Fällen zu allergischen Reaktionen. Des Weiteren sind Kribbel- oder Spannungsgefühle im Bereich der abgeleiteten Muskeln möglich.
- Durch die langen Expositionsphasen (Stehen oder Gehen) kann ein Gefühl der Muskelverspannung und Muskelermüdung auftreten. Möglicherweise spüren Sie in den Tagen nach einer Untersuchung einen Muskelkater.
- Sollten Sie langes Stehen nicht gewohnt sein, könnte ein Schwindelgefühl auftreten, welches in seltenen Fällen zur Ohnmacht führen kann. Einen Schritt entfernt steht jedoch immer eine Liege bereit, auf die Sie sich setzen oder legen können, sollten Sie sich unwohl fühlen. Personal mit medizinischem Hintergrund ist während der Messung im selben Raum und kann jederzeit angesprochen werden.

Alle in der Studie verwendeten technischen Geräte sind CE-zertifiziert und werden ausschließlich wie vom Hersteller vorgesehen verwendet. Die Messungen werden teilweise mit Photographien dokumentiert, um mögliche Störungen in den Messsignalen hinterher nachvollziehen zu können. Jede der obigen Aufgaben kann jederzeit auf Ihren Wunsch abgebrochen werden. Sie können Ihr Einverständnis zur Studienteilnahme ohne Angabe von Gründen jederzeit widerrufen. Daraus entstehen Ihnen keinerlei Nachteile.

Eine Wegeunfallversicherung oder eine Studienteilnehmendenversicherung ist nach Auskunft der Rechtsabteilung des UKT nicht erforderlich und wurde entsprechend nicht abgeschlossen.

Hinweis auf Rücktrittsrecht:

Es ist gewährleistet, dass Sie sich jederzeit ohne Angaben von Gründen und ohne, dass ein Nachteil für Sie entsteht, von der Teilnahme zurücktreten können.

Hinweis zum Datenschutz:

Im Rahmen der Studie wird mit pseudonymisierten Daten gearbeitet. Dies bedeutet, dass nicht Ihr Name, sondern eine Kennnummer verwendet wird. Die Pseudonymisierung erfolgt durch Zuordnung einer zufällig generierten, fünfstelligen Kennnummer zum untersuchten Probanden. Ein Rückschluss von der Probanden-Nummer auf die untersuchte natürliche Person ist nur durch Einsicht der Decodierungsliste möglich, welche getrennt von den Messdaten in einem Schrank verschlossen am Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung aufbewahrt wird. Neben der Decodierungsliste werden dort die Einwilligungserklärungen aufbewahrt. Ihre persönlichen Daten (d.h. Name, Adresse etc.) werden spätestens ein Jahr nach Ihrer Teilnahme an der Studie vernichtet, außer Sie stimmen gesondert der Aufnahme in eine Probandendatenbank zu. Die im Rahmen der vorliegenden Studie pseudonymisiert erhobenen Befragungs- und Messdaten werden über einen Zeitraum von 10 Jahren nach der Veröffentlichung der Ergebnisse aufbewahrt bzw. gespeichert. Die Vernichtung der Daten in Papierform erfolgt über die am Universitätsklinikum bereitgestellten Entsorgungsboxen für Datenschutzmüll, in elektronischer Form gespeicherte Daten durch Überspielen (Speicherkarten der Geräte und Kamera). Die Aufzeichnung der elektromyographischen Daten erfolgt auf einem Rechensystem (Notebook) in einem nur mittels Passwort zugänglichen Bereich. Dieses Notebook ist keinem Netzwerk zugänglich. Die Verarbeitung der pseudonymisierten Messwerte erfolgt innerhalb des UKT-Intranets, für das strenge Datenschutzregeln gelten. Die Fotodokumentation wird nach Abschluss der gesamten Messungen pseudonymisiert (z.B. Unkenntlichmachen des Gesichts durch Verpixelung etc.). Die Messgeräte werden für alle Messungen in identischer Weise konfiguriert, um eine mögliche Assoziation zwischen Messkonfiguration und Studienteilnehmendem auszuschließen.

Finanzierung des Projektes:

Die Studie wird aus eingeworbenen Drittmitteln des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung finanziert.

8.1.2 Ausschlusskriterien



Probandenkennung

CRF Ein- und Ausschlusskriterien

Studienabschnitt	Datum	Check	Anmerkungen
Ein- und Ausschlusskriterien		<input type="checkbox"/>	
Untersucher	_____	<input type="checkbox"/>	
Studieneinschluss		Ja <input type="checkbox"/>	Nein <input type="checkbox"/>

Bemerkung:

1. Ein- und Ausschlusskriterien

Allgemein		
	Ja	nein
Deutschsprachig		
Einverständniserklärung unterschrieben		
Ausschluss		<input type="checkbox"/>

Wirbelsäule		
	nein	Ja
Bandscheibenvorfall (-fälle)		
Fehlstellungen der Wirbelsäule (mit mehr als altersüblicher Bewegungseinschränkung)		
Versteifung der Wirbelsäule		
Erkrankungen des Rückenmarks		
Ausschluss		<input type="checkbox"/>

Untere Extremitäten		
	nein	Ja
Plegien		
Bewegungseinschränkungen über die Hälfte des normalen Bewegungsumfangs der Gelenke		
Sensibilitätsstörungen		
Muskel- oder Gefäßerkrankungen		
Ausschluss		<input type="checkbox"/>

Symptomatische neurologische Erkrankungen		
	nein	Ja
Parkinson (anamnestisch)		
Symptomatische sensorische und/oder motorische Polyneuropathie (anamnestisch)		
Ausschluss		<input type="checkbox"/>

8.1.3 Information zum Datenschutz und Einwilligungserklärung

Studienleitung
Dr. Benjamin Steinhilber
Tel.: 07071-29-86805
Fax: 07071-29-4362
Benjamin.steinhilber@med.uni-tuebingen.de

Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und
Versorgungsforschung
Wilhelmstrasse 27
72076 Tübingen
Ärztliche Direktorin: Prof. Dr. M. A. Rieger

Information zum Datenschutz und Einwilligungserklärung zur Studie:

„Steh- und Gehwechselformen:
Auswirkung auf lumbale und Hüftmuskelbeanspruchung, Muskelaktivierung und Ödembildung
in den unteren Extremitäten“

Information zum Datenschutz

Ihre im Rahmen der wissenschaftlichen Untersuchung erhobenen Daten werden vertraulich behandelt und ausschließlich in verschlüsselter Form weitergegeben. Die für die wissenschaftliche Untersuchung wichtigen Daten werden in verschlüsselter (pseudonymisiert, ohne Namensnennung) Form in einen gesonderten Dokumentationsbogen eingetragen.

Die Zuordnung der verschlüsselten Daten zu Ihrer Person ist nur anhand einer Reidentifikationsliste möglich, die in einem verschlossenen Schrank, getrennt von den Studienunterlagen aufbewahrt wird und nur dem Studienleiter und der Ärztlichen Direktorin der Abteilung zugänglich ist. Nach Veröffentlichung der Studienergebnisse werden die Daten für die Dauer von 10 Jahren im Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung aufbewahrt. Sollten Sie von der Studie zurücktreten, können Sie entscheiden, ob die bereits vorliegenden Daten vernichtet werden müssen oder weiterverwendet werden dürfen.

Einwilligungserklärung

Ich wurde heute von _____ (Name des Studienbetreuers) über die Ziele und den Ablauf des Untersuchungsprogramms, der Kraftmessungen, der EMG- Aufzeichnung (elektrische Muskel-Aktivität), der Blutdruckmessung, der Volumenmessung des Unterschenkels, der Stellungsmessung der Lendenwirbelsäule, der Bewegungsmessung des Knies und der Impedanzmessung informiert. Ich weiß, dass die Untersuchungen teilweise mit Fotos dokumentiert werden und bin bereit, an diesen Untersuchungen teilzunehmen.

Den Fragebogen zu Beschwerden und Erkrankungen werde ich nach bestem Wissen beantworten. Akute Erkrankungen wie Schmerzen, Fieber, Übelkeit o. ä. liegen bei mir heute nicht vor. Ich wurde über folgende Nebenwirkungen oder Risiken dieser Untersuchung informiert:

- Hautirritation oder -rötungen durch die Klebeelektroden und die dazu notwendige Hautvorbereitung; in seltenen Fällen allergische Reaktionen
- Kribbel- oder Spannungsgefühle im Bereich der abgeleiteten Elektroden durch Klebeelektroden und Kabelzug
- Gefühl der Verspannung und Muskelermüdung sowie anschließender Muskelkater im Rahmen der Übungen des Untersuchungsprogramms

Die Untersuchungen können jederzeit auf meinen Wunsch abgebrochen und mein Einverständnis ohne Angabe von Gründen widerrufen werden. Daraus entstehen mir keinerlei Nachteile.

Ich erkläre mich der Verwendung der im Rahmen der Studie „Steh- und Gehwechselzyklen: Auswirkung auf lumbale und Hüftmuskelbeanspruchung, Muskelaktivierung und Ödembildung in den unteren Extremitäten“ erhobenen Daten in der oben beschriebenen Weise einverstanden.

Außerdem bin ich damit einverstanden, dass die erhobenen Daten in weiteren Studien des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung verwendet werden dürfen* (*falls nicht, diesen Abschnitt bitte streichen).

Ich kann jeder Zeit meine Daten beim Studienleiter einsehen.

Proband / Probandin

_____	_____	_____
Tübingen, den	Unterschrift	Name des Probanden/der Probandin in Blockschrift

Studienbetreuer

_____	_____	_____
Tübingen, den	Unterschrift	Name des Studienbetreuers (Mitarbeiter/-in des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung)

8.1.4 Fragebogen Beschwerden

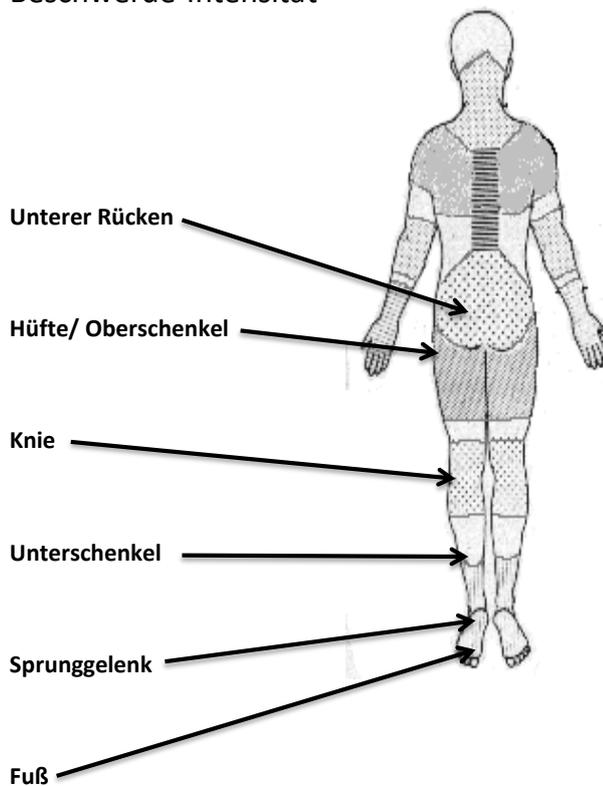


Probandenkennung

S 2 1

Studie: Gehstudie

Beschwerde-Intensität



keine Beschwerden 0 — 1—2—3—4—5—6—7—8—9 — 10 stärkste Beschwerden

Zeitpunkt	Beschwerden	Falls „Ja“: Lokalisation(en) und Intensität
0 min	Ja <input type="checkbox"/>	Unterer Rücken__; Hüfte/Oberschenkel__; Knie__; Unterschenkel__; Sprunggelenk__; Fuß__
	Nein <input type="checkbox"/>	
30 min	Ja <input type="checkbox"/>	Unterer Rücken__; Hüfte/Oberschenkel__; Knie__; Unterschenkel__; Sprunggelenk__; Fuß__
	Nein <input type="checkbox"/>	
60 min	Ja <input type="checkbox"/>	Unterer Rücken__; Hüfte/Oberschenkel__; Knie__; Unterschenkel__; Sprunggelenk__; Fuß__
	Nein <input type="checkbox"/>	
90 min	Ja <input type="checkbox"/>	Unterer Rücken__; Hüfte/Oberschenkel__; Knie__; Unterschenkel__; Sprunggelenk__; Fuß__
	Nein <input type="checkbox"/>	
120 min	Ja <input type="checkbox"/>	Unterer Rücken__; Hüfte/Oberschenkel__; Knie__; Unterschenkel__; Sprunggelenk__; Fuß__
	Nein <input type="checkbox"/>	

8.2 Tabellen zum Ergebnisteil

Kennwerte der 3D-Summationshistogramme in tabellarischer Form (vgl. Kapitel 3.5.2).

8.2.1 Flächenschwerpunkte

Tabelle 4: „Flächenschwerpunkte“ der Histogramme, in welchen die Häufigkeiten und die Höhe der zeitgleichen Aktivierung (elektrische Aktivität) des rechten und linken M. gluteus medius aufgetragen sind. Die Histogramme umfassen 32 x 32 logarithmische Klassen. Der Flächenschwerpunkt beschreibt den Punkt um den herum die summierte Anzahl der Häufigkeiten in sowohl in X-Richtung als auch in y-Richtung gleich groß ist. Er wird mit einer X-Koordinate und einer Y-Koordinate angegeben. Der X-Wert entspricht der Aktivierungshöhe des rechten M. gluteus medius, der Y-Wert der Aktivierungshöhe des linken M. gluteus medius. In den Histogrammen sind die Werte aller Probanden jeweils einer Beschwerdegruppe während einer zweistündigen Exposition enthalten. Die Beschwerdegruppen wurden entsprechend ihrer Beschwerdeentwicklung im unteren Rücken während des zweistündigen Stehens eingeteilt: Gruppe der Probanden, die Beschwerden entwickelten (BE) und eine Gruppe der Probanden, die beschwerdefrei blieb (nBE). Es wurden insgesamt vier Expositionen absolviert: Stehen, Gehen und Wechsel: Wechsel 3,5 Min. Stehen/6,5 Min. Gehen (3S/6G) und Wechsel 6,5 Min. Stehen/3,5 Min. Gehen (6S/3G).

Exposition	nBE	BE
	Flächenschwerpunkt (X/Y)	Flächenschwerpunkt (X/Y)
Stehen	12,2/12,3	12,4/12,1
Wechsel 6S/3G	14,7/14,3	14,3/14,9
Wechsel 3S/6G	18/16,4	17/17,4
Gehen	19,8/18,4	20,1/18,6

8.2.2 Abstand FS rechtwinklig zur Diagonalen

Tabelle 5: Abstände der Flächenschwerpunkte (absolute Werte) rechtwinklig zur Diagonale/Symmetrielinie in Histogrammen, in welchen die Häufigkeiten und die Höhe der zeitgleichen Aktivierung (elektrische Aktivität) des rechten und linken M. gluteus medius aufgetragen sind. Die Histogramme umfassen 32 x 32 logarithmische Klassen, die Einheit entspricht daher ebenfalls logarithmischen Klassen. Die Werte der Abstände erlauben eine Aussage über re-li-Symmetrie der Verteilung aller Messwerte über die gesamte Messzeit. In den Histogrammen sind die Werte aller Probanden jeweils einer Beschwerdegruppe während einer zweistündigen Exposition enthalten. Die Beschwerdegruppen wurden entsprechend ihrer Beschwerdeentwicklung im unteren Rücken während des zweistündigen Stehens eingeteilt: Gruppe der Probanden, die Beschwerden entwickelten (BE) und eine Gruppe der Probanden, die beschwerdefrei blieb (nBE). Es wurden insgesamt vier Expositionen absolviert: Stehen, Gehen und Wechsel: Stehen, Gehen und Wechsel: Wechsel 3,5 Min. Stehen/6,5 Min. Gehen (3S/6G) und Wechsel 6,5 Min. Stehen/3,5 Min. Gehen (6S/3G).

Exposition	nBE	BE
	Abstände der FS rechtwinklig zur Diagonalen	Abstände der FS rechtwinklig zur Diagonalen
Stehen	0	0,2
Wechsel 6S/3G	0,2	0,5
Wechsel 3S/6G	1,1	0,3
Gehen	1	1,1

8.2.3 Abstand FS rechtwinklig zum Ursprung

Tabelle 6: Abstände der Flächenschwerpunkte (absolute Werte) rechtwinklig zu einer Geraden, die selbst rechtwinklig zur Diagonalen durch den Ursprung von Histogrammen verläuft, in welchen die Häufigkeiten und die Höhe der zeitgleichen Aktivierung (elektrische Aktivität) des rechten und linken M. gluteus medius aufgetragen sind. Die Histogramme umfassen 32 x 32 logarithmische Klassen, die Einheit entspricht daher ebenfalls logarithmischen Klassen. Die Werte der Abstände erlauben eine Aussage über die Aktivierungshöhe aller Messwerte über die gesamte Mess-Zeit. In den Histogrammen sind die Werte aller Probanden jeweils einer Beschwerdegruppe während einer zweistündigen Exposition enthalten. Die Beschwerdegruppen wurden entsprechend ihrer Beschwerdeentwicklung im unteren Rücken während des zweistündigen Stehens eingeteilt: Gruppe der Probanden, die Beschwerden entwickelten (BE) und eine Gruppe der Probanden, die beschwerdefrei blieb (nBE). Es wurden insgesamt vier Expositionen absolviert: Stehen, Gehen und Wechsel: Stehen, Gehen und Wechsel: Wechsel 3,5 Min. Stehen/6,5 Min. Gehen (3S/6G) und Wechsel 6,5 Min. Stehen/3,5 Min. Gehen (6S/3G).

Exposition	nBE	BE
	Abstand FS zur Ursprungsdiagonalen	Abstand FS zur Ursprungsdiagonalen
Stehen	17,3	17,3
Wechsel 6S/3G	20,5	20,7
Wechsel 3S/6G	24,3	24,3

9 Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift

Die Arbeit wurde am Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung des Universitätsklinikums Tübingen durchgeführt. Die Betreuung übernahm Frau Prof. Dr. med. Monika A. Rieger, Ärztliche Direktorin des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung, unterstützt durch Herrn Dr. Benjamin Steinhilber, Leiter des Forschungsschwerpunkts Arbeitsbedingte Belastungen und Arbeitsgestaltung.

Konzeption der Studie: Prof. Dr. med. Monika A. Rieger, Dr. Benjamin Steinhilber und Robert Seibt, wissenschaftlicher Mitarbeiter im Arbeitsphysiologischen Labor des Instituts. Die Studie wurde aus Eigenmitteln des Instituts finanziert, das eine institutionelle Förderung durch Südwestmetall erhält. Südwestmetall war weder an der Konzeption der Studie noch der Interpretation beteiligt. Zusätzlich wurde ich durch ein Stipendium der Lieselotte und Dr. Karl Otto Winkler Stiftung für Arbeitsmedizin gefördert.

Sämtliche Versuche wurden (nach Einarbeitung durch Rudolf Wall, Dr. Benjamin Steinhilber und Robert Seibt) von mir (in Zusammenarbeit mit Rudolf Wall und Angelika Max) durchgeführt.

Die Entwicklung der 3D-Histogramme und deren Kennwerte erfolgte in Zusammenarbeit von Dr. Benjamin Steinhilber, Robert Seibt, Dr. Tessa Luger, Rudolf Wall und mich. Die Auswertung sämtlicher für die vorliegende Studie relevanten Daten erfolgte (nach Anleitung und Konzeption der Auswertung durch Dr. Benjamin Steinhilber, Robert Seibt, Dr. Tessa Luger und Rudolf Wall) durch mich.

Ich versichere, das Manuskript selbständig verfasst zu haben. Es wurden keine weiteren als die angegebenen Quellen verwendet.

Tübingen, den _____

(Nicolai Götte)

10 Vorträge/Veröffentlichungen

Götte N, Wall R, Seibt R, Rieger MA, Steinhilber B.

Beschwerdeentwicklung bei langem Stehen – Analyse von Haltungskenngrößen im Bereich der Lendenwirbelsäule sowie der Muskelaktivität der unteren Rücken- und Beckenmuskulatur. Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e.V., 07.-09. März 2018, München. Hrsg. Peter Angerer, Thomas Muth: ISBN: 9 78-3-9817007-6-3, online verfügbar unter: https://www.dgaum.de/fileadmin/pdf/Jahrestagung/2010-2018/DGAUM_2018_Kongressdokumentation.pdf, S. 428

Zugehöriges Abstract: Götte N, Wall R, Seibt R, Rieger MA, Steinhilber B. Beschwerdeentwicklung bei langem Stehen – Analyse von Haltungskenngrößen im Bereich der Lendenwirbelsäule sowie der Muskelaktivität der unteren Rücken- und Beckenmuskulatur. 58. Wissenschaftliche Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e.V., 7.-9. März 2018, München. S.138

Wall R, Götte N, Seibt R, Rieger MA, Steinhilber B.

Rückenbeschwerden bei Steharbeit - Welche Bedeutung haben Aktivierungsmuster der Becken stabilisierenden Muskulatur und Aktivierungsphasen durch Gehen. 64. Frühjahrskongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V., 21.-23. Februar 2018, Frankfurt am Main. S.30

Götte N, Wall R, Seibt R, Rieger MA, Steinhilber B.

Beschwerdeentwicklung bei langem Stehen – Analyse von Haltungskenngrößen im Bereich der Lendenwirbelsäule sowie der Muskelaktivität der unteren Rücken- und Beckenmuskulatur. 21. Symposium Arbeitsmedizin und Arbeitswissenschaft für Nachwuchswissenschaftler, 17.-19. November 2017, Bad Münden. Session: Belastung/Beanspruchung durch Steharbeit: Vortrag V10

- Es wurde mir hierfür der 2. Preis für Vorträge durch das Forum Arbeitsphysiologie und die Lieselotte und Dr. Karl Otto Winkler Stiftung verliehen (19.11.2017)

11 Danksagung

Ich danke der Ärztlichen Direktorin Frau Prof. Dr. med. Monika A. Rieger sowie der Stellvertretenden Leiterin Frau Dr. rer. nat. Sibylle Hildenbrand für die Möglichkeit die vorliegende Arbeit am Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung (IASV) des Universitätsklinikums Tübingen durchzuführen.

Außerdem danke ich allen Mitarbeitern des Arbeitsphysiologischen Labors des Instituts für Arbeits- und Sozialmedizin, die mich immer tatkräftig unterstützt haben. Insbesondere gilt mein Dank dem Leiter des Forschungsschwerpunkts Arbeitsbedingte Belastungen und Arbeitsgestaltung Dr. rer. nat. Benjamin Steinhilber sowie Robert Seibt für die Beratung und technische Unterstützung. Weiterhin danken möchte ich Rudolf Wall, Dr. Tessy Luger und Angelika Max.

Ein besonderer Dank gilt auch der „Lieselotte und Dr. Karl Otto Winkler Stiftung für Arbeitsmedizin“ für das Förderstipendium, welches mir diese Arbeit ermöglichte.