

Aus der Klinik für Anästhesiologie
(Prof. Dr. med. M. Quintel)
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

Der Einfluss von lumbalen Rückenschmerzen auf
das somatosensorische Nervensystem, die
muskuläre Aktivität und das Bewegungsverhalten
während dynamischer und sich wiederholender
Hebebelastung

INAUGURAL – DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizinischen Fakultät der
Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von
Marika Tschapek
aus
Halle (Saale)

Göttingen 2017

Dekan: Prof. Dr. rer. nat. H K Kroemer

Referent/in: Prof. Dr. med. F Petzke

Ko-Referent/in: Prof. Dr. med. W Paulus

Drittreferent/in: Prof. Dr. med. S Hülsmann

Tag der mündlichen Prüfung: 02.03.2017

Kurzfassung

Diese Studie untersuchte Druckschmerzschwellen (PPT) und mechanische Schmerzsensitivitäten (MPS) über der Lumbalregion sowie biomechanische Veränderungen und Veränderungen in der Verteilung der Muskelaktivität der lumbalen Rückenstrecker bei Patienten mit Rückenschmerzen (LBP) und gesunden Kontrollprobanden. 19 Probanden mit chronischen nichtspezifischen LBP mit geringer funktioneller Beeinträchtigung und 17 gesunde Kontrollen führten eine sich wiederholende Hebeübung durch. Dabei wurden Signale der Oberflächenelektromyographie (EMG) über der Rückenmuskulatur mit einem Gitternetz aus 64 Elektroden erfasst und die Bewegung mit einem dreidimensionalen Kamerasystem (Motion Capture-System) aufgezeichnet. Für eine graphische Darstellung der räumlichen Verteilung der EMG-Amplituden wurden die *root mean square* (RMS)-Werte aller bipolaren EMG-Signale in einer topographischen Karte dargestellt. Die Erhebung von PPT, MPS und dynamischer mechanischer Allodynie (DMA) erfolgte vor und nach der Bewegungsübung. Die Schmerzintensität wurde zusätzlich während der Übung erfasst.

Die Patientengruppe gab einen Anstieg der Schmerzintensität von 38% während der Bewegungsübung an. Die PPT-Werte waren nach der Bewegungsübung bei den Patienten im Vergleich zu den Ausgangswerten erniedrigt. Bei der Kontrollgruppe konnten keine Unterschiede zwischen den beiden Messpunktzeiten verzeichnet werden. Die MPS-Werte der LBP-Gruppe zeigten keine Veränderungen im Vergleich zu den Ausgangswerten oder der Kontrollgruppe. Eine DMA wurde nicht beobachtet. Die EMG RMS-Karte zeigte eine kaudale Verschiebung (Shift) der muskulären Aktivität innerhalb der lumbalen Region während der Bewegungsübung für die Kontrollgruppe, wohingegen ein solcher Shift für die Patientengruppe - trotz vergleichbarem Anstieg der EMG-Amplitude - nicht verzeichnet wurde. Die Bewegungsanalyse zeigte eine reduzierte Bewegungsweite der Wirbelsäule bei vergrößertem Hüftwinkel für die LBP-Gruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe.

Die Ergebnisse zeigen, dass LBP-Patienten eine veränderte Verteilung der Muskelaktivität bei Bewegungen aufweisen, die mit veränderten biomechanischen Adaptionen und bewegungsinduzierter Hyperalgesie einhergehen. Eine reduzierte Variabilität der Muskelaktivität kann bei Patienten mit LBP einen relevanten Faktor für ein Rezidiv oder eine Chronifizierung von LBP darstellen. Allerdings wurden solche Veränderungen nur bei einem Teil der Patienten beobachtet. Künftige Studien sollten diesen Faktor im longitudinalen Verlauf und in Patienten mit größerer funktioneller Einschränkung validieren.

Abstract

This study investigated changes in mechanical pain sensitivity (MPS) and pressure pain thresholds (PPT) across the lower back as well as changes in the distribution of lumbar erector spinae muscle activity and biomechanical disturbances in individuals with low back pain (LBP) with mild to moderate functional impairment and healthy controls. 19 people with chronic nonspecific LBP and 17 control subjects performed a repetitive lifting task while surface electromyographic (EMG) signals were recorded from multiple locations over the lumbar erector spinae muscle with a grid of 64 electrodes while tridimensional tracking of body movement was achieved by means of an 8-camera stereophotogrammetry system (motion capture system). The EMG root mean square (RMS) was computed for each location of the grid to form a map of the EMG amplitude distribution. Stimulus/response-functions (S/R-function) for MPS and dynamic mechanical allodynia (DMA) as well as PPT were recorded before and after the lifting task. Pain intensity was recorded before, during and after the lifting task.

The individuals with LBP reported an increase in pain intensity of 38% during the repetitive lifting task. PPT was lower in the LBP group after completion of the repetitive task compared to baseline, whereas no change in PPT over time was observed for the control group. There were no changes observed for MPS in the LBP group compared to controls and baseline. None of the individuals with LBP showed DMA. The EMG RMS progressively increased more in the caudal region of the lumbar erector spinae muscle during the repetitive task for the control subjects, resulting in a shift in the distribution of muscle activity. In contrast, the distribution of muscle activity remained unaltered in the LBP group despite an overall increase in EMG amplitude. In comparison to the control group, the motion analysis did display reduced range of spinal motion and greater range of hip angle during the lifting task for individuals with LBP.

The results demonstrate that LBP alters the normal adaptation of lumbar erector spinae muscle activity to exercise, which occurs in the presence of biomechanical disturbances and exercise-induced hyperalgesia. Reduced variability of muscle activity may have important implications for the recurrence or chronicity of LBP due to repetitive tasks. However, this changes were evident only in a subgroup of patients. Future studies should use longitudinal designs and patients with greater impairment due to LBP to validate this potentially prognostic factor.

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung.....	III
Abstract	IV
1 Einleitung	1
1.1 Klinischer und wissenschaftlicher Hintergrund.....	5
1.1.1 Somatosensorisches Nervensystem – Quantitative Sensorische Testung... 5	
1.1.2 Muskuläre Aktivität bei Rückenschmerzpatienten – Elektromyographie .. 13	
1.1.3 Bewegungsanalyse bei Rückenschmerzpatienten – Motion Capture-System	21
1.2 Fragestellung und Ziel der Untersuchung	23
2 Material und Methoden	26
2.1 Studiendesign	26
2.2 Studienablauf	27
2.3 Studienrelevante Messverfahren.....	31
2.3.1 Erfassung der subjektiven Schmerzwahrnehmung.....	31
2.3.2 Quantitative Sensorische Testung.....	32
2.3.3 Oberflächenelektromyographie	38
2.3.4 Motion Capture-System	40
2.3.5 Fragebögen.....	41
2.3.6 Epionics SPINE-System	43
2.4 Spezifische und statistische Analyse	45
2.4.1 Subjektive Schmerzwahrnehmung.....	45
2.4.2 Quantitative Sensorische Testung.....	45
2.4.3 Elektromyographie	46
2.4.4 Motion Capture-System	48
3 Ergebnisse	50
3.1 Allgemeine Ergebnisse	50
3.2 Subjektive Schmerzwahrnehmung.....	51

3.3	Quantitative Sensorische Testung.....	53
3.4	Elektromyographie	58
3.5	Motion Capture-System	62
3.6	Zusammenfassung Ergebnisse	64
4	Diskussion.....	66
4.1	Subjektive Schmerz Wahrnehmung.....	66
4.2	Quantitative Sensorische Testung.....	67
4.3	Elektromyographie	71
4.4	Bewegungsanalyse	75
5	Zusammenfassung und Ausblick.....	80
6	Literaturverzeichnis	83
7	Anhang	92
	Anhang 1: Publikationen im Zusammenhang mit dieser Dissertation	92
	Anhang 2-3: Flyer für die Rekrutierung von Probanden.....	93
	Anhang 4-16: Fragebogenpaket	95
	Anhang 17: Erfassungsbogen NRS	108
	Anhang 18: Erfassungsbogen QST	109
A	Abkürzungsverzeichnis.....	110
B	Abbildungsverzeichnis.....	112
C	Tabellenverzeichnis.....	114

1 Einleitung

Rückenschmerzen (*low back pain*, LBP) können in nahezu jedem Alter auftreten und sind ein weltweit häufiges muskuloskelettales Schmerzsyndrom, das mit höchsten Kosten für das Gesundheitssystem verbunden ist (Balague et al. 2012; Nagel und Korb 2009; Roffey et al. 2010). Die Lebenszeitprävalenz wird mit 84% angegeben, wobei die meisten akuten Schmerzepisoden (< 6 Wochen) in der Regel selbstlimitierend sind und keiner speziellen Behandlung bedürfen (Balague et al. 2007; Balague et al. 2012; Bertelsmann Stiftung 2007; Robert Koch-Institut 2012). Mit der Dauer der Beschwerden (> 3 Monate) steigt auch die Gefahr einer Chronifizierung (Balague et al. 2007). Die eigentliche Prognose ist vom Schweregrad der Rückenschmerzen abhängig und wird ungünstig durch einen höheren Schweregrad beeinflusst (Robert Koch-Institut 2012). Mit der Höhe des Schweregrades der Rückenschmerzchronifizierung steigt auch die durchschnittliche Anzahl von Begleiterkrankungen (Hüppe und Raspe 2009) insbesondere bei nichtspezifischen Rückenschmerzpatienten (Grünenthal GmbH 2011). Rückenschmerzen werden zudem in ihrem Verlauf durch Angst-Vermeidungsverhalten der Schmerzpatienten (Pfungsten 2004; Pfingsten et al. 2011) oder andere psychische Faktoren wie beispielsweise Depression (Pincus et al. 2002) oder soziale Faktoren wie die Arbeitsunzufriedenheit zusätzlich beeinflusst. Psychosoziale Risikofaktoren als Warnhinweise für eine mögliche Chronifizierung werden in diesem Zusammenhang unter dem Begriff der *yellow flags* zusammengefasst (Leitlinie Kreuzschmerz 2013; Kendall et al. 1998; Rudwaleit und Marker-Hermann 2012) und sollten fest in die Routinediagnostik des akuten Kreuzschmerzes eingebunden sein (Leitlinie Kreuzschmerz 2013; Rudwaleit und Marker-Hermann 2012). Eine bestehende Depression gilt dabei als einer der Hauptrisikofaktoren für Chronifizierungsprozesse (Hallner und Hasenbring 2004). Auch bezüglich der gesundheitsbezogenen Lebensqualität wirken sich Rückenschmerzen bei gleichzeitigem Auftreten von Begleiterkrankungen wie Depressionen nachweislich negativ aus (Ahrens et al. 2010). Um einen Einfluss von starken psychischen Faktoren auf das Studienresultat zu minimalisieren, wurden Patienten mit bekannter Depression oder anderen schwerwiegenden psychischen Erkrankungen von der vorliegenden Studie ausgeschlossen.

Tritt eine akute Episode von Rückenschmerzen auf, führt dies oft zu schwerwiegenden Beeinträchtigungen (Hashemi et al. 1998), die hohe Kosten für das Gesundheitssystem verursachen (Bertelsmann Stiftung 2007). Diese verhältnismäßig hohe finanzielle Belastung ist beispielsweise auf Arbeitsausfall, eingeschränkte Arbeitsfähigkeit, hohe Rezidivraten, Begleiterkrankungen und erhöhte Krankheitskosten durch bildgebende Verfahren und therapeutische Maßnahmen, die mit Dauer der Beeinträchtigung steigen, zurückzuführen (Giesecke et al. 2006; Hashemi et al. 1998; Hüppe und Raspe 2009; Nagel und Korb 2009; Rudwaleit und Marker-Hermann 2012). Zusätzlich entstehen noch erhebliche indirekte Kosten durch Arbeitsunfähigkeit und frühzeitige Berentung (Bertelsmann Stiftung 2007). Neben den bekannten Risikofaktoren für Chronifizierung und Rezidive akuter Schmerzepisoden, die neben psychosozialen Aspekten auch soziale und biomechanische Faktoren umfassen (Hallner und Hasenbring 2004), stellt sich zusätzlich sowohl klinisch als auch wissenschaftlich die Frage nach den ursächlichen Faktoren (Müller 2001), die letztendlich individuell bei den meisten Rückenschmerzpatienten unklar bleiben (Hasenbring et al. 2001) sowie nach der geeigneten Funktions- und Leistungsdiagnostik (Hildebrandt und Pfingsten 2012). Anhand pathoanatomischer Befunde durch Bildgebung können beispielsweise oft keine Rückschlüsse auf die subjektiven Befunde der Schmerzen und der Funktionseinschränkungen gemacht werden (Deyo und Weinstein 2001), da auch bei asymptomatischen Personen pathoanatomische Diagnosen gestellt werden können (Rudwaleit und Marker-Hermann 2012) und die Diagnosen der Bildgebung somit weder sensitiv noch spezifisch sind (Sanchez-Zuriaga et al. 2011). Des Weiteren konnten auch keinerlei Zusammenhänge zwischen klassischen objektiven körperlichen Befunden (Gelenkfehlstellung, Wirbelversteifung, Ausmaß der funktionellen Beeinträchtigung) und subjektiven Alltags- und Schmerzbelastungen sowie beruflichen Leistungsfähigkeiten hergestellt werden. Patienten mit objektiv schlechten Basisbefunden sind oft an ihr Alltagsleben angepasst und meist nicht arbeitsunfähig, wohingegen sich Menschen mit chronischen Rückenschmerzen vermehrt in ihrer Erwerbstätigkeit eingeschränkt sehen (Müller 2001). Die Schwierigkeit, die sich hinsichtlich der Diagnostik von Rückenschmerzpatienten zeigt, wurde von Hildebrandt und Pfingsten diskutiert (Hildebrandt und Pfingsten 2012). Sie betonten in diesem Zusammenhang, dass eine Bewertung der Rückenschmerzen auf Grundlage von strukturellen Befunden und subjektiven Einschätzungen geringere klinische Relevanz hat und vermehrt über objektive, funktionsorientierte und aktivitätsge-

gesteuerte Messmethoden erfolgen sollte, da die Messung der Funktionskapazität bessere Aussagekraft über die Behandlungseffektivität liefert als beispielsweise Veränderungen der Schmerzintensität.

Durch komplexe Wechselwirkungen von psychischen und sozialen Faktoren sowie Komorbiditäten werden chronifizierte Prozesse aufrechterhalten und bedürfen einer interdisziplinären, multimodalen Therapie (Bertelsmann Stiftung 2007). In Studien konnten nachhaltige positive Effekte auf die Lebensqualität und die Wiederherstellung der Arbeitsfähigkeit durch solche Therapiekonzepte gezeigt werden (Arnold et al. 2009; Nagel und Korb 2009).

Starke körperliche Beeinträchtigungen, der Verlust von Lebensqualität (Ahrens et al. 2010; Kendall et al. 1998), die daraus folgenden hohen Gesundheitskosten (Bertelsmann Stiftung 2007) und die Frage nach einer geeigneten Diagnosemöglichkeit für Verlauf, Therapieindikation, Therapieerfolg und Einschätzung der Schmerzrelevanz spiegeln die Problematik und Forschungsrelevanz von Rückenschmerzen der letzten Jahrzehnte wider.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich aus diesen vorgenannten Gründen mit der Erfassung von möglichen frühen Veränderungen funktioneller Aspekte auf verschiedensten Ebenen (Müller 2001), die mit einer akuten Schmerzepisode infolge einer definierten Belastung bei chronischen Rückenschmerzpatienten einhergehen und mit gesunden Kontrollprobanden verglichen werden. Alle zu erfassenden Aspekte werden in Abhängigkeit von einer muskulär ermüdenden Aufgabe beurteilt, welche durch eine sich gleichmäßig wiederholende Bewegungsübung provoziert wird. Sich wiederholende Bewegungsübungen werden als wesentlicher Risikofaktor für neuromuskuläre Veränderungen und somit für Beginn, Dauer und Rezidivraten von Rückenschmerzen angesehen (Lu et al. 2008).

In den letzten Jahren wurden verschiedenste Systeme entwickelt bzw. weiter entwickelt, die sich bei der Erfassung von Veränderungen auf neuromuskulärer Ebene, somatosensorischer Ebene und in der biomechanischen Bewegungsanalyse vor allem bei chronischen Rückenschmerzpatienten bzw. Schmerzpatienten im Allgemeinen bewährt haben (Pavlovic und Petzke 2010; Rolke et al. 2006b; Sanchez-Zuriaga et al. 2011; Taylor et al. 2010). In dieser Studie sollen solche Verfahren bei sich wiederholenden dynamischen Hebeübungen Anwendung finden und Rückenschmerzpatienten mit gesunden Kontrollprobanden verglichen werden. Neuste technische Entwicklungen ermöglichen durch zweidimen-

sionale, *high-density* Mehrkanal-Oberflächenelektromyographie die Erfassung von elektrischen Potentialen und deren Verteilung über ein definiertes Muskelareal während muskulärer Aktivität (Merletti und Parker 2004). Dies ermöglicht eine topographische Darstellung der Muskelaktivität, wodurch relative Intensitätsanpassungen innerhalb dieser Muskelregion (Zwarts und Stegeman 2003) und myoelektrische Anzeichen muskulärer Ermüdung beurteilt werden können (Merletti et al. 1990; Merletti und Parker 2004). Sanchez-Zuriaga et al. konnten zeigen, dass anhand biomechanischer Analysen alltäglicher Übungsaufgaben eine Unterscheidung zwischen Rückenschmerzpatienten und Kontrollprobanden möglich ist (Sanchez-Zuriaga et al. 2011). Dabei liefert die Methode auch objektive und zuverlässige Indizes über Grad der funktionellen Beeinträchtigung. Veränderungen im Bewegungsausmaß stellen nach Bonato et al. eine biomechanische Adaptation auf eine muskuläre Ermüdung dar und können gut mit myoelektrischen Analysen synchronisiert werden (Bonato et al. 2002). Eine Erfassung von möglichen somatosensorischen Veränderungen bei Rückenschmerzpatienten basiert auf vorangegangenen Studienergebnissen, bei denen sich die Hinweise für veränderte Prozesse von sensorischer Stimulation bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen verdichten, die mit einem zentralnervösen Pathomechanismus in Verbindung gebracht werden können (Giesecke et al. 2006). Es konnte gezeigt werden, dass die Quantitative Sensorische Testung (QST) als erweiterte Sensibilitätsprüfung eine Quantifizierung der Funktion des somatosensorischen Nervensystems erlaubt und ein individuelles sensorisches Schmerzprofil des zu testenden Areales erstellen kann (Cruccu et al. 2010; Rolke et al. 2006a).

Die vorliegende Arbeit stellt eine Vertiefung der durchgeführten Studie dar, deren Ergebnisse bereits in einer Präsentation auf dem Deutschen Schmerzkongress im Oktober 2012 vorgestellt sowie als Paper im Journal *Pain* unter dem Titel *Reduced task-induced variations in the distribution of activity across back muscle regions in individuals with low back pain* im Mai 2014 veröffentlicht werden konnten (s. Anhang 1).

Das Paper wurde im Rahmen des Deutschen Schmerzkongresses vom 22.-25. Oktober 2014 mit dem ersten Preis des 28. Förderpreises für Schmerzforschung prämiert, welcher von der Deutschen Schmerzgesellschaft e.V. verliehen wird.

1.1 Klinischer und wissenschaftlicher Hintergrund

1.1.1 Somatosensorisches Nervensystem – Quantitative Sensorische Testung

1.1.1.1 QST-Prinzipien

Die QST ist ein standardisiertes Verfahren zur Quantifizierung der Funktion des somatosensorischen Nervensystems. Durch mechanische und thermische Stimuli von kontrollierter Intensität in hoch standardisierten Testabläufen können individuelle Veränderungen des somatosensorischen Systems und dessen Variabilität bei Schmerzpatienten besser charakterisiert werden. Das Verfahren ermöglicht hierbei sowohl die Testung der Eigenschaften unterschiedlicher Submodalitäten als auch eine spezifische Beurteilung der zugehörigen afferenten Nervenfasern in ihrer Funktion bis hin zu ihren spinalen Projektionen in das Gehirn (Rolke 2009).

Bei der Entwicklung dieser standardisierten QST-Batterie durch den Deutschen Forschungsverbund Neuropathischer Schmerz (DFNS) wurde auf früher publizierte Testverfahren und Protokolle zurückgegriffen, um ein umfangreiches Testensemble zusammenzustellen und damit alle relevanten Submodalitäten des somatosensorischen Systems zu erfassen (Rolke et al. 2006b).

Diese verschiedenen Verfahren quantitativer sensorischer Testungen und damit auch die formalisierte QST-Batterie stellen eine Erweiterung der klassischen klinischen Sensibilitätsprüfung (klinisch-neurologische Untersuchung, Bedside Test) dar (Greenspan 2001; Rolke 2009). Die standardisierte QST erlaubt die Erfassung von Wahrnehmungsschwellen, Schmerzgrenzen und Reiz-Antwortkurven sowie eine Unterscheidung zwischen Oberflächen- und Tiefensensibilität. Es können zudem Aussagen über mögliche Sensibilitätsverluste oder Überempfindlichkeiten in dem getesteten Hautareal getroffen werden (Rolke et al. 2006a). So können spezifisch für die verschiedenen Submodalitäten klinische Minuszeichen wie Hypästhesie und Hypoalgesie erfasst werden, welche auf einen verminderten peripheren oder zentralen Input von afferenten Neuronen hinweisen und mit neuronalen Läsionen assoziiert werden (Maier et al. 2010) oder klinische Pluszeichen wie Hyperpathie, Hyperalgesie und Allodynie, welche auf einen verstärkten Input nozizeptiver Neuronen auf Grundlage einer peripheren und/oder zentralen Sensibilisierung hindeuten (Rolke et al. 2006a). Auch bezüglich der gezielten Untersuchung von Nervenfunktionen konnte gezeigt werden, dass sich die QST als ergänzendes Diagnostikverfahren vor allem bei neuropathischen Schmerzpatienten (Baron 2006; Jensen und Baron 2003; Pfau et al. 2012),

aber auch bei nicht neuropathischen Schmerzen wie beispielsweise Arthritis (Suokas et al. 2012) und *mixed-pain* Syndromen wie beispielsweise chronischer Rückenschmerz, muskuloskelettaler Schmerz, komplexes regionales Schmerzsyndrom oder Rückenmarksverletzungen (Freyenhagen et al. 2008; Geber et al. 2008; Gierthmühlen et al. 2012; Westermann et al. 2012) eignet, um ein individuelles sensorisches Schmerzprofil des getesteten Areals zu erstellen (Cruccu et al. 2010; Rolke et al. 2006a). Des Weiteren wird durch die European Federation of Neurological Societies (EFNS) der QST eine Bedeutung bei der Früherkennung von diabetischer Neuropathie zugeschrieben (Cruccu et al. 2010). Eine spezielle Diagnosemöglichkeit stellt die QST für die Small-Fibre-Neuropathie dar, die mit der klassischen Elektrophysiologie nicht sicher festzustellen ist (Cruccu et al. 2004; Krumova et al. 2012).

Durch die umfassende Batterie ist es möglich, eine differenzierte Analyse der Funktion sowohl dick bemerkter (A β -Fasern) als auch dünner Nervenfasern (A δ - und C-Fasern) einschließlich ihrer Projektionswege vorzunehmen. Tabelle 1 zeigt die für die verschiedenen Empfindungen einsetzbaren unterschiedlichen Testreize der QST-Batterie mit den jeweiligen für die Wahrnehmung verantwortlichen Faserklassen sowie deren zentrale Weiterleitung über den spinothalamischen Trakt des Rückenmarkes zum Thalamus (A δ -, C-Fasern) beziehungsweise über das lemniskale System entlang der Hinterstränge des Rückenmarks (A β -Fasern). Die für diese Studie relevanten QST-Messverfahren sind grau hinterlegt.

Tabelle 1 QST-Batterie (modifiziert nach: Rolke 2009, S.179)

QST-Batterie	Empfindung	periphere Nervenfasern	zentrale Weiterleitung
Thermotester	Kälte	A δ	spinothalamisch
Thermotester	Wärme	C	spinothalamisch
Thermotester	Kälteschmerz	C, A δ	spinothalamisch
Thermotester	Wärmeschmerz	C, A δ	spinothalamisch
Druckalgometer	stumpfer Druck	A δ , C	spinothalamisch
Pinprick	Nadelreiz	A δ , C	spinothalamisch
Wattebausch, Q-Tip, Pinsel	streichende Berührung	A β	Hinterstrang
Von-Frey-Filamente	punktförmige Berührung	A β	Hinterstrang
Stimmgabel, 8/8-Skala (64Hz)	Vibration	A β	Hinterstrang

Die QST schließt durch das Erfassen von sensiblen Pluszeichen, welche durch klassische Methoden der neurophysiologischen Diagnostik (Cruccu et al. 2004) nicht erfasst werden und die Charakterisierung der Funktion des nozizeptiven Systems und der spezifischen Analyse der Funktion dünner Nervenfasern, die durch bisherige elektrophysiologischen Routineverfahren (Neurographie, Nervenleitgeschwindigkeit, konventionelle somatosensibel evozierte Potentiale) nur bedingt charakterisiert werden konnte, eine diagnostische Lücke. Dies spiegelt auch die zunehmende Bedeutung der QST als ergänzendes Diagnostikum in der Analyse des individuellen Schmerzprofils und ihrer Anwendung bei verschiedensten Schmerzsyndromen wider. Maier et al. konnten durch eine umfangreiche Studie an 1236 Patienten mit verschiedenen neuropathischen Schmerzen zeigen, dass Patienten mit der gleichen Grunderkrankung verschiedene klinische Zeichen und somit unterschiedliche Phänotypen aufweisen und sprechen von einem heterogenen Phänotyp (Maier et al. 2010). Es ist somit kein einzelner spezifischer „Schmerzphänotyp“ existent. Daher wird der QST eine Bedeutung in der Beurteilung gemischter Schmerzen zugeschrieben (Pfau et al. 2012). Die Diagnostik durch die QST zielt dabei immer auf das individuelle Schmerzprofil ab. Diese Charakterisierung des individuellen Schmerzprofils durch die QST stellt ein nützliches klinisches Instrument bezüglich der Auswahl der Analgetika

und anderen Therapieverfahren unter Berücksichtigung des vorliegenden bzw. führenden Schmerzmechanismus dar (Krumova et al. 2012).

Eine Klassifizierung und Behandlung auf Grundlage der vorliegenden Anatomie oder der zu Grunde liegenden Krankheit - wie es bei anderen Symptomen Standard ist - zeigte in der Vergangenheit nur begrenzte Behandlungserfolge bei Schmerzpatienten (Jensen und Baron 2003). Aus diesem Grund wurde in den letzten Jahren von vielen Autoren eine Mechanismen-basierte Diagnostik mit Hilfe der QST diskutiert (Krumova et al. 2012; Maier et al. 2010; Pavlakovic und Petzke 2010; Pfau et al. 2012; Rolke 2009; Treede et al. 1992; Westermann et al. 2012). Bei der Mechanismen-basierten Diagnostik geht man davon aus, dass Veränderungen der Wahrnehmungs- und Schmerzschwellen Hinweise auf die zugrundeliegenden neurobiologischen Mechanismen liefern (Rolke 2009). Durch die QST erhofft man sich eine Klassifizierung von spezifischen Veränderungen des somatosensorischen Systems, welche einen Rückschluss auf den jeweiligen neuropathologischen Mechanismus geben, um anschließend eine entsprechende Therapie zu ermöglichen (Green-span 2001). Nach Rolke wird dieses Konzept jedoch noch stark diskutiert, da auch unterschiedliche Mechanismen durchaus dasselbe klinische Zeichen induzieren könnten oder ein Mechanismus verschiedene klinische Zeichen zur Folge haben kann (Rolke 2009). Derzeit kann noch nicht auf eine vollständige Mechanismen-basierte Diagnostik zurückgegriffen werden, weshalb es weiterer Studien bedarf, welche die Zusammenhänge zwischen somatosensorischen Profilen und neuropathologischen Mechanismen aufzeigen (Maier et al. 2010). Zu solchen möglichen neuropathologischen Mechanismen werden die periphere und zentraler Sensibilisierung sowie die Deafferenzierung gezählt (vgl. Kapitel 1.1.1.2)

Die Quantitative Sensorische Testung umfasst ein Kollektiv aus sieben verschiedenen sensorischen Tests, durch die dreizehn Parameter erfasst werden. Diese Batterie umfasst die Erhebung von Detektions- und Schmerzschwellen bei verschiedenen mechanischen und thermischen Stimuli, paradoxe Hitzeempfindung, Wind-up sowie dynamisch mechanische Allodynie. Die QST als Sensibilitätsprüfung stellt eine subjektive Bewertung von externen kontrollierten Reizen dar und ist dadurch auf die Kooperation der zu untersuchenden Person angewiesen. Für die Durchführung liegt dem Untersucher eine genaue Handlungsanweisung (Rolke et al. 2002) vor. Dadurch wird gewährleistet, dass sowohl die Reihenfolge der Tests als auch der genaue Wortlaut für die eigentliche Testerläuterung vorgeschrieben sind und somit eine Standardisierung des Verfahrens ermöglicht wird (Rolke et al. 2006b).

Seit der Entwicklung des Untersuchungsprotokolls für ein standardisiertes QST-Verfahren konnte der DFNS über zertifizierte Schulungen erreichen, dass diese Untersuchungsmethode an immer mehr Zentren vermehrt in der Klinik angeboten werden kann. Zudem wurden in verschiedenen Studien alters-, geschlechts- und lokalisationsabhängige Normwerte ermittelt, die eine Bewertung der ermittelten Werte des Patienten ermöglichen (Magerl et al. 2010; Rolke et al. 2006a). Die Bedeutung ist insbesondere für die klinische Forschung relevant, da das Verfahren für den klinischen Alltag zeitaufwändig und die Anschaffung der Testgeräte kostenintensiv ist (Rolke 2009).

Für die Darstellung und Erfassung der Empfindungs- und Toleranzschwellen sowohl des oberflächlichen als auch des tiefen Lumbosakralbereiches wurden für die vorliegende Studie zwei Testverfahren aus dem QST-Verfahren ausgewählt und nach dem standardisierten Protokoll des QST-Verfahrens durchgeführt. Zum einen wurde für die Bestimmung der oberflächlichen Schmerzsensitivität die Bestimmung der mechanischen Schmerzsensitivität der Haut (*mechanical pain sensitivity*, MPS) sowie der mechanischen Allodynie bei bewegten Reizen (dynamisch mechanische Allodynie, DMA) durchgeführt. Das zweite Testverfahren hatte zum Ziel, eine detaillierte Karte zur Charakterisierung des Tiefenschmerzes (Rolke et al. 2005) im Lumbosakralbereich zu erstellen. Hierfür wurde das Testverfahren zur Bestimmung der Druckschmerzschwelle (*pressure pain threshold*, PPT) angewendet und für die Erfassung eines größeren Hautareals für den studienrelevanten Messbereich in seinem lokalen Umfang erweitert.

Die beschriebenen Testverfahren wurden unter Berücksichtigung des Versuchsablaufes mit sich wiederholender ermüdender Hebeübung bei Rückenschmerzpatienten ausgewählt. In vorangegangenen Studien wurde eine erhöhte mechanische Schmerzintensität sowohl bei chronischen Schmerzpatienten (Rolke et al. 2006b) im Allgemeinen als auch bei weiblichen chronischen Rückenschmerzpatienten (Putz-Blanke et al. 2012) aufgezeigt. Eine möglicherweise veränderte MPS im Sinne einer mechanisch induzierten Hyperalgesie durch spitze Reize oder eine Allodynie könnten Hinweise auf eine mögliche zentrale Sensibilisierung der Rückenschmerzpatienten geben (Geber et al. 2008; Maier et al. 2010; Rolke et al. 2006a; Rolke 2009).

Des Weiteren sollen in der vorliegenden Studie mögliche Veränderungen der Tiefensensitivität betrachtet werden. Dabei soll der Einfluss einer akuten Schmerzepisode infolge einer definierten Belastung bei Bewegung auf eine mögliche Hyperalgesie im Lendenbereich bei Rückenschmerzpatienten untersucht werden. Bei chronischen Schmerzpatienten

konnte bereits eine bewegungsinduzierte Hyperalgesie aufgezeigt werden (Arendt-Nielsen und Graven-Nielsen 2008; Bishop et al. 2012; Sullivan et al. 2009). Des Weiteren könnte eine periphere Sensibilisierung bei lokalisiertem Schmerz provoziert werden (Blumenstiel et al. 2011). Arendt-Nielsen und Graven-Nielsen diskutierten sowohl eine periphere als auch zentrale Sensibilisierung im Rahmen von akutem Muskelschmerz bei chronischen muskuloskelettalen Erkrankungen (Arendt-Nielsen und Graven-Nielsen 2008). Eine veränderte Sensitivität des tiefen Gewebes wurde in vorangegangenen Studien mit subakuten (Farasyn und Meeusen 2005) und chronischen Rückenschmerzpatienten (Blumenstiel et al. 2011; Rolke et al. 2006b) aufgezeigt.

1.1.1.2 Periphere und zentrale Sensibilisierung

Als mögliche Mechanismen für die Entstehung von verschiedenen klinischen Zeichen, die sich wiederum bei den unterschiedlichsten Schmerzformen zeigen können, unterscheidet man auf neuropathologischer Ebene zwischen peripherer Sensibilisierung und zentraler Sensibilisierung sowie der Deafferenzierung, bei der es durch Schädigung der Nervenfasern zum Verlust der Informationen der Afferenzen kommt. Diese Mechanismen können zudem allein oder in Kombination auftreten und lassen sich nicht uneindeutig einer bestimmten Schmerzform oder einem Symptom zuordnen. Nur der Mechanismus einer Deafferenzierung muss gesondert davon betrachtet werden, da dieser pathognomisch für das Vorliegen eines neuropathischen Schmerzes ist (Rolke 2009), was hier nur erwähnt bleiben soll, da dies für diese Arbeit nicht relevant ist. In den vergangenen Jahren konnten durch verschiedene Studien bereits einige Zusammenhänge zwischen neuropathologischen Mechanismen und bestimmten Sensibilitätsveränderungen, die sich in klinischen Zeichen (Plus-/Minuszeichen) ausdrücken, hergestellt werden.

Beispielsweise konnten mehrere Studien (LaMotte et al. 1991; Magerl et al. 2001; Torebjork et al. 1992; Ziegler et al. 1999) durch gezielte Nervenblockaden und unter Einsatz von Capsaicin verschiedene Aspekte der Hyperalgesie beschreiben und Zusammenhänge zu Stimuli sowie vorliegenden Mechanismen herstellen. Generell muss man zwischen primärer Hyperalgesie, die eine erhöhte Schmerzempfindlichkeit im Bereich von verletztem Hautareal beschreibt und sekundärer Hyperalgesie, welche durch eine erhöhte Schmerzempfindlichkeit im umgebenen und nicht verletzten Hautareal definiert wird, unterscheiden. Die primäre Hyperalgesie entsteht durch Sensibilisierung peripherer nozizeptiver Afferenzen. Es zeigt sich typischerweise ein mechanischer oder durch Hitze induzierter Schmerz. Die sekundäre Hyperalgesie wird vorwiegend zentral durch Sensibilisierung zentraler nozizeptiver Neurone vermittelt und ist durch eine erhöhte Empfindlichkeit

gegenüber mechanischen Reizen charakterisiert. Es zeigt sich im Gegensatz zur primären Sensibilisierung keine Sensibilisierung gegenüber Hitze (LaMotte et al. 1991; Magerl et al. 2001; Torebjork et al. 1992; Ziegler et al. 1999).

In den genannten Studien wurden selektive C-Fasern durch Capsaicin (LaMotte et al. 1991) aktiviert, wodurch ein brennender Schmerz im primären Areal sowie eine sekundäre Hyperalgesie im umliegenden Areal verursacht wurden. Es konnte gezeigt werden, dass eine sekundäre Hyperalgesie für spitze Reize - indirekt hervorgerufen durch Capsaicin - größtenteils über A-Fasern vermittelt wird und eine zentrale Sensibilisierung durch eine gesteigerte Synapsenaktivität hervorgerufen wird, welche spezifisch für mechanische Stimuli ist (Baumgartner et al. 2002; Magerl et al. 2001; Woolf und Mannion 1999). Durch selektive Blockaden konnte gezeigt werden, dass die Hyperalgesie durch erniedrigte Schmerzschwellen der afferenten A β -Fasern vermittelt wird. Der Zusammenhang zwischen einer Hyperalgesie für spitze Reize und einer zentralen nozizeptiven Sensibilisierung wurde in vielen weiteren Studien (Geber et al. 2008; Maier et al. 2010; Rolke et al. 2006a) aufgegriffen und gilt als belegt (Rolke 2009). Abbildung 1 zeigt das von LaMotte et al. entworfene Capsaicin-Injektionsmodell (LaMotte et al. 1991) in schematischer modifizierter Darstellung.

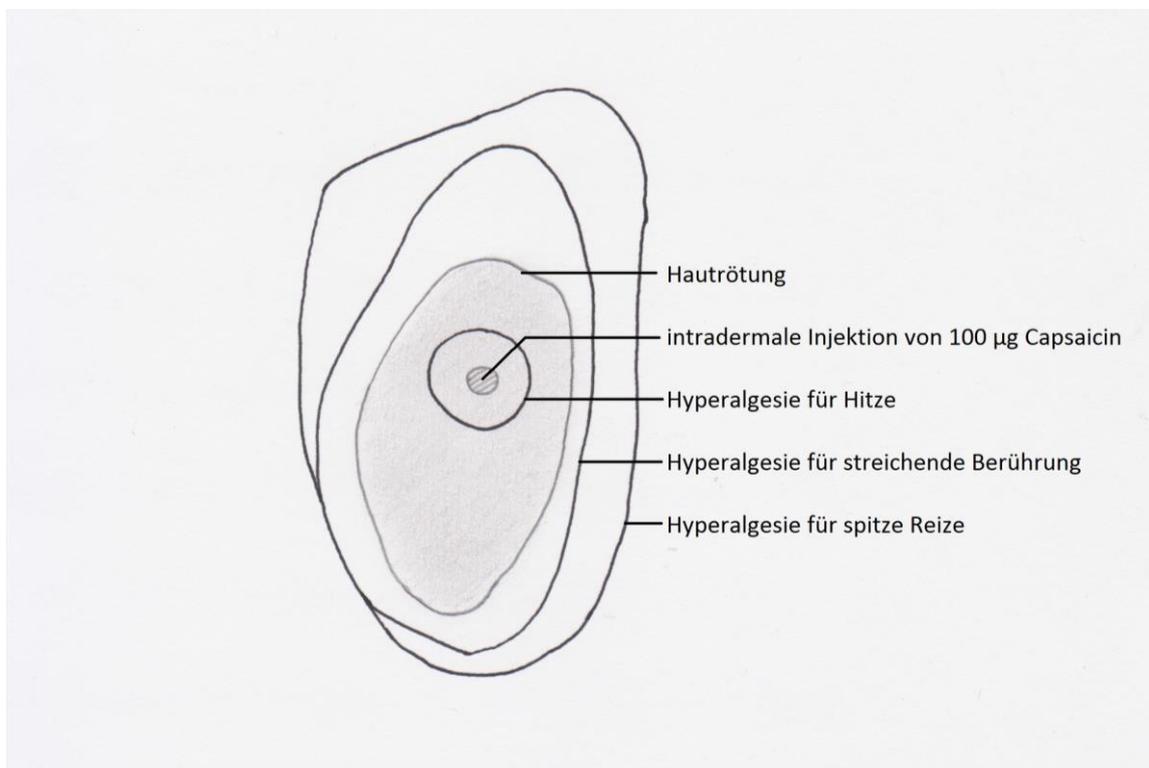


Abbildung 1 Capsaicin-Injektionsmodell (modifiziert nach: LaMotte et al. 1991, S.193)

Eine zentrale nozizeptive Sensibilisierung kann sich klinisch neben einer Hyperalgesie für spitze Reize möglicherweise auch durch Hyperalgesie für Kälte (Woolf und Mannion 1999) äußern, wobei der Mechanismus derzeit noch nicht geklärt ist (Maier et al. 2010). Des Weiteren wird eine dynamisch mechanische Allodynie (Greenspan 2001; Rolke et al. 2006a; Torebjork et al. 1992; Woolf und Mannion 1999) ebenfalls als Zeichen für eine vorliegende zentrale Sensibilisierung gesehen. Durch eine Aktivierung der C-Fasern kommt es zu einer verstärkten Antwortreaktion der sogenannten *wide dynamic range* (WDR) Neurone im dorsalen Horn auf afferente Inputs. Diese zentrale Sensibilisierung führt letztendlich zu einer stark gesteigerten Antwortreaktion auf durch A β -Fasern vermittelte taktile Reize in denselben WDR-Neuronen (Fields et al. 1998). Leichte Berührungsreize werden dann als schmerzhaft empfunden. Obwohl die verschiedenen klinischen Zeichen alle auf eine zentrale nozizeptive Sensibilisierung hinweisen, bleibt eine Unterscheidung dieser relevant, da die jeweiligen Empfindungen und damit auch Missempfindungen unterschiedlichen Nervenfasern zugeordnet werden.

Neben den oben genannten Pluszeichen wurden in Studien auch Minuszeichen im Zusammenhang mit einer zentralen Sensibilisierung beobachtet. Geber et al. beschreiben einen möglichen Zusammenhang zwischen taktiler Hypästhesie und zentraler Plastizität (Geber et al. 2008). Auch Rolke erwähnt eine sekundäre taktile Hypästhesie (Rolke 2009), welche von Magerl und Treede im Zusammenhang mit einer zentralen Sensibilisierung beobachtet wurde (Magerl und Treede 2004). Generell werden Minuszeichen sowohl mit zentralen als auch peripheren neurophysiologischen Mechanismen in Verbindung gebracht (Maier et al. 2010; Rolke 2009).

Im Gegensatz zu den bereits erwähnten klinischen Zeichen wird eine Überempfindlichkeit bei Hitzereizung (Hyperalgesie für Wärme) - die sich bei einer primären Hyperalgesie zeigen kann - dagegen auf periphere nozizeptive Prozesse der afferenten C-Fasern zurückgeführt (Rolke 2009; Rolke et al. 2006a; Treede et al. 1992; Woolf und Mannion 1999). Ein Zusammenhang zu einer peripheren Sensibilisierung wird auch für Druckhyperalgesie gesehen, wobei man nach Greenspan bei dem Vorliegen einer Druckallodynie möglicherweise zusätzlich von einer zentralen Komponente ausgeht (Greenspan 2001).

Eine Ausrichtung der Schmerztherapie aufgrund von einer Mechanismen-basierten Diagnostik oder nach dem vorliegenden somatosensorischen Profil sind denkbare Möglichkeiten und würden die Bedeutung der QST in ihrer klinischen Relevanz steigern. Tabelle 2 zeigt eine Aufstellung klinischer Zeichen in Zusammenhang mit den möglichen zu Grunde

liegenden Mechanismen (Deafferenzierung, periphere Sensibilisierung, zentrale Sensibilisierung). Rolke gibt dabei die Empfindlichkeit gegenüber Testreizen wie folgt an: ↑ = erhöhte Empfindlichkeit gegenüber dem Testreiz, ↓ = verminderte Empfindlichkeit gegenüber dem Testreiz, → = Empfindlichkeit unverändert oder Phänomen (Rolke 2009, S.179).

Tabelle 2 klinische Zeichen und mögliche zu Grunde liegende Mechanismen (modifiziert nach: Rolke 2009, S.179; Woolf und Mannion 1999, S.1963)

klinische Zeichen (+) Pluszeichen, (-) Minuszeichen	Deafferenzierung	periphere Sensibilisierung	zentrale Sensibilisierung
Hyperalgesie für Hitze (+)	↓	↑↑	→
Hyperalgesie für Kälte (+)	↓	→	↑
Hyperalgesie für Nadelreize (+)	↓	↑	↑↑
Hyperalgesie für stumpfen Druck (+)	↓	↑	→
Allodynie (+)	→	→	↑
Hypästhesie (-)	↓	→	→↓
Hypoalgesie (-)	↓	→	→

1.1.2 Muskuläre Aktivität bei Rückenschmerzpatienten – Elektromyographie

Zur Erfassung von muskulärer Aktivität stellt die Oberflächenelektromyographie (SEMG = *surface electromyography*) durch ihre einfache, lokale und nichtinvasive Anwendung eine gute und vielseitig sowohl klinisch als auch wissenschaftlich genutzte und akzeptierte Messmethode dar, deren Anwendungsmöglichkeiten in den letzten Jahren erweitert werden konnten (Zwarts und Stegeman 2003). In der Klinik wird sich dieser Methode zur Erfassung und Beurteilung des motorischen peripheren Nervensystems bedient, um Störungen zu erkennen und eine mögliche Differenzierung zwischen myogenen und neurogenen Prozessen treffen zu können (Berlit 2006; Huppelsberg und Walter 2003; Mumenthaler und Mattle 2006). Die Elektromyographie (EMG) stellt damit nach Mumenthaler und Mattle eine der wichtigsten diagnostischen Zusatzuntersuchungen neuromuskulärer Erkrankungen dar (Mumenthaler und Mattle 2006). Auch in Bezug auf Rückenschmerzen wird die EMG als eine relevante Messmethode angesehen, da die Rückenmuskulatur eine wichtige Rolle bei der Entwicklung, Aufrechterhaltung und Wiederkehr von Rücken-

schmerzen spielt (Kramer et al. 2005). In verschiedensten Studien konnte gezeigt werden, dass die Muskelaktivität bei Patienten mit akuten und chronischen Rückenschmerzen verändert ist (Boudreau et al. 2011; Hodges und Richardson 1999; Hodges et al. 2003; Kramer et al. 2005; Roy und Oddsson 1998) und die Patienten im Vergleich zu gesunden Kontrollprobanden muskuloskelettale Einschränkungen sowie funktionelle Veränderungen aufweisen. Tabelle 3 zeigt eine Auflistung möglicher Veränderungen bei Patienten mit lumbalen Rückenschmerzen im Gegensatz zu gesunden Kontrollprobanden.

Tabelle 3 muskuloskelettale Einschränkungen und funktionelle Veränderungen bei Patienten mit lumbalen Rückenschmerzen (modifiziert nach: Falla et al. 2012)

-
-
- reduzierte Kraft (Boudreau et al. 2011; Kramer et al. 2005; Roy und Oddsson 1998)
 - eingeschränkte Koordination zwischen oberflächlicher und tiefer Muskulatur (Roy und Oddsson 1998)
 - geringere/veränderte posturale Kontrolle (Boudreau et al. 2011; Hildebrandt und Pfingsten 2012, S. S. 50; Hodges et al. 2003; Radebold et al. 2001)
 - gesteigerte muskuläre Ermüdung (Roy und Oddsson 1998) und damit einhergehende geringere Ausdauerfähigkeit (Kramer et al. 2005) aufgrund morphologischer Veränderungen
 - verzögerter Beginn der Muskelaktivität (Boudreau et al. 2011; Hodges und Richardson 1999; Hodges et al. 2003; Radebold et al. 2001)
 - muskuläre Atrophie bei chronischen LBP (Kramer et al. 2005; Roy und Oddsson 1998)
 - verringerte Muskelaktivität bei reduzierter EMG Amplitude des *musculus erector spinae* (Boudreau et al. 2011) und *musculus transversus abdominis* (Hodges et al. 2003) bei akuten LBP
-
-

Gerade in den letzten Jahren haben viele Autoren Veränderungen in der muskulären Funktion, der motorischen Steuerung und der posturalen Kontrolle bei Rückenschmerzpatienten verzeichnet (Boudreau et al. 2011; Hodges et al. 2003; Radebold et al. 2001). Die genauen Mechanismen konnten dabei bis jetzt allerdings nicht vollständig geklärt werden.

1.1.2.1 Physiologie und Grundlagen der Elektromyographie

Die Elektromyographie ermöglicht die Erfassung von muskulären Aktionspotentialen, die für eine Kontraktion eines Muskels ausschlaggebend sind. Jeder Muskel ist funktionell in

motorische Einheiten (Berlit 2006; Merletti und Parker 2004) unterteilt. Zu einer motorischen Einheit gehört jeweils ein Alphanotoneuron, sein Axon und alle von ihm angesteuerten Muskelfasern. Das Verhältnis der Anzahl der Muskelfasern pro motorischer Einheit ist von der nötigen Feinmotorik eines Skelettmuskels abhängig und variiert von Muskel zu Muskel (Berlit 2006; Huppelsberg und Walter 2003; Merletti und Parker 2004). Über die Stärke der Muskelinnervation und die damit verbundene Rekrutierungsrate der motorischen Einheiten kann zudem die Kontraktionskraft reguliert werden (Mumenthaler und Mattle 2006). Das heißt, umso stärker die willkürliche Muskelanspannung ist, desto mehr motorische Einheiten werden pro Muskel rekrutiert. Nach zentralnervöser Auslösung der Muskelkontraktion durch die Aktivierung einer alphanomotorischen Vorderhornzelle erfolgt die Übertragung der Erregung entlang des motorischen Nerven bis zur motorischen Endplatte, an der ein motorisches Endplattenpotential (Huppelsberg und Walter 2003) generiert wird. Mit Hilfe von Transmitterstoffen löst ein überschwelliges Endplattenpotential ein elektrisches Aktionspotential in der Muskelfaser in Form einer Depolarisierung aus. Als elektromechanische Kopplung (Huppelsberg und Walter 2003) wird die weitere Umwandlung des elektrischen Aktionspotentials in eine mechanische Kontraktion bezeichnet. Hierbei kommt es letztendlich durch die in die transversalen Tubuli der Zelle fortgeleitete Depolarisation zur Ausschüttung von Kalziumionen in das Sarkoplasma, die eine Verkürzung der kontraktilen Elemente der Muskelfaser bewirken.

Auf Grundlage dieses Depolarisationsablaufes können die entstehenden Potentialdifferenzen der Aktionspotentiale mit Hilfe von Elektroden als EMG-Signal dargestellt werden. Dabei unterscheidet man primär zwischen monopolarer und bipolarer Ableitung. Bei der monopolarer Ableitung erfolgt die Ableitung der Potentialdifferenz zwischen Elektrode und Masse und bei der bipolaren Ableitung erfolgt dies zwischen zwei Elektroden. Beim EMG-Signal starker Kontraktionen - wie beispielsweise bei kinesiologischen Studien - überlagern sich die einzelnen Aktionspotentiale aller motorischen Einheiten und bilden ein sogenanntes Interferenzmuster, bei dem sich die einzelnen Potentiale nicht mehr voneinander unterscheiden lassen und das EMG-Rohsignal bilden (Mumenthaler und Mattle 2006; Konrad 2005).

Neben der Rekrutierungsrate (s. oben) kann über die Steuerung der neuronalen Aktionspotentialfrequenz (Frequenzierung) die Kontraktionskraft und die Kontraktionsgeschwindig-

keit eines Muskels erhöht werden (Huppelsberg und Walter 2003; Merletti und Parker 2004). Dies spiegelt sich in einer erhöhten Signalamplitude des EMG-Signals wieder, welche die elektrische Überlagerung der gleichzeitig feuernenden motorischen Einheiten in Summation darstellt (Konrad 2005). Amplitude und zeitliche Dichte der Aktivitäten eines EMG-Signals werden damit maßgeblich sowohl durch die Rekrutierung motorischer Einheiten als auch durch die Frequenzierung bestimmt (Konrad 2005).

In der EMG-Analyse der extrazellulär abgeleiteten Potentiale zählen Frequenz und Amplitude zu den wichtigsten Standardparametern. Die Amplitude nimmt mit Anzahl der aktiven Muskelfasern zu und gibt Aussage über eine gesteigerte Aktivität der Muskulatur, wobei die Frequenz sich bei gleichzeitiger Aktivität von vielen benachbarten motorischen Einheiten aufgrund der nicht synchronen elektrischen Aktivität erhöht und sich abhängig von der Muskelfaserleitgeschwindigkeit verändert (Berlit 2006; Konrad 2005; Mumenthaler und Mattle 2006). Für eine spezifische Analyse des EMG-Signals bedient man sich eines digitalen Glättungsverfahrens sowie der Berechnung des Leistungsdichtespektrums (Signalleistungsverteilung – *total power spectrum*) des EMGs (Konrad 2005). Letzteres wird computergestützt unter Anwendung einer schnellen Fourier-Transformation (*fast fourier transformation*, FFT) (Roy und Oddsson 1998) berechnet (vgl. Kapitel 2.4.3). Dabei handelt es sich um einen effizienten Algorithmus zur Berechnung der diskreten Fourier-Transformation (DFT), welcher hierbei das EMG-Signal aus dem Zeit- in den Frequenzbereich transformiert. Auf Grundlage dessen ist die Berechnung der spektralen Leistungsdichte möglich, wodurch die auf die Frequenz bezogene Leistung eines EMG-Signals im Leistungsdichtespektrum graphisch dargestellt werden kann. Mit Hilfe dieses Leistungsdichtespektrums kann eine Analyse nach EMG-spezifischen Frequenzverteilungen durchgeführt werden. Folgende Frequenzparameter werden nach Konrad standardmäßig zur Quantifizierung des Leistungsdichtespektrums erhoben: Maximalwert des Spektrums (*peak power*), mediane Frequenz, mittlere Frequenz (*mean frequency*, MF), Gesamtleistung (*total power*) (Konrad 2005, S. 40). Die mittlere Frequenz stellt in der angewandten EMG-Frequenzanalyse einen der wichtigsten Parameter der Spektralanalyse dar, der sowohl zeit- als auch prozessabhängigen Änderungen unterlegen ist (Konrad 2005). So zeigt sich beispielsweise mit steigendem Rekrutierungsverhalten eine Abnahme der MF über die Kontraktionszeit (vgl. Kapitel 1.1.2.3).

Die mittlere Leistung eines EMG-Signals wird mit Hilfe eines Glättungsalgorithmus ermittelt und wird als *root mean square* (RMS) bezeichnet (vgl. Kapitel 2.4.3). Dieser Amplitudenwert steigt - im Gegensatz zur MF - bei zunehmendem Rekrutierungsverhalten, wodurch Aussagen über die Höhe der Kontraktionskraft erfolgen können und myoelektrische Manifestationen muskulärer Ermüdung erkennbar werden (Merletti et al. 1990) (vgl. Kapitel 1.1.2.3).

1.1.2.2 EMG-Messverfahren

Eine Ableitung der muskulären Aktionspotentiale mittels EMG kann auf unterschiedliche Weise erfolgen. So kann sich - je nach Fragestellung - beispielsweise Anzahl und Lokalisation der Elektroden zueinander aber auch die Art der verwendeten Elektroden unterscheiden.

Bei der Anwendung von invasiven Nadelelektroden werden Potentialschwankungen einer Muskelfaser bis hin zu mehreren motorischen Einheiten erfasst, die sich im EMG als Summenaktionspotential darstellen (Berlit 2006; Merletti und Parker 2004). So können beispielsweise Zeichen einer Denervierung und Hinweise für eine Differenzierung neuromuskulärer Pathologien erfasst werden. Im Fall einer Elektromyographie mit Oberflächenelektroden handelt es sich dagegen um ein nichtinvasives Verfahren der Muskelaktivitätsableitung, bei dem ein größeres Muskelgebiet erfasst wird (Merletti und Parker 2004). Um eine räumliche Differenzierung der ankommenden Signale zu erhalten, kann eine bipolare Elektrodenanordnung verwendet werden. Dabei wird die Differenz der Signale zweier Elektroden gebildet. Signale, die sich auf der Verbindungsachse zwischen den Elektroden ausbreiten, können besser erfasst werden. Die Anbringung der Elektroden mit deren Verbindungsachse parallel zum Muskelfaserverlauf erfüllt die Bedingung einer guten räumlichen Auflösung. Signale, die von der Peripherie kommen, werden kaum erfasst. Im Gegensatz zum EMG-Signal mit Nadelelektroden, welches spontane Depolarisationen einer einzelnen Muskelfaser wiedergeben kann, stellt das SEMG-Signal die muskuläre Aktivität einer motorischen Einheit bis hin zur muskulären Aktivität eines gesamten Muskel dar (Zwarts und Stegeman 2003). Diese Möglichkeit der Beurteilung von muskulärer Aktivität wird vor allem bei kinesiologischen Untersuchungen mit definierten Bewegungsabfolgen genutzt, um beispielsweise Erregungsmuster oder Zeichen einer muskulären Ermüdung eines Muskels oder einer Muskelgruppe erfassen zu können (Merletti und Par-

ker 2004). Die Nachteile der klassischen Oberflächen-EMG liegen in einer geringen räumlichen Auflösung aufgrund der Volumenleitung (Graßme et al. 2001) sowie in einer geringen Reichweite. Bedingt durch die geringe Reichweite stößt die Oberflächenelektromyographie für eine Ableitung tiefer gelegener Muskelgruppen an ihre Grenzen und die Anwendung von invasiven *fine wire*-Elektroden (Konrad 2005) kommt zum Einsatz. Die Mehrzahl der kinesiologisch relevanten Muskeln (Konrad 2005) können jedoch durch die Oberflächenelektromyographie erfasst werden. Das geringe räumliche Auflösungsvermögen der Oberflächenelektromyographie ergibt sich aufgrund des Tiefpass-Charakters des Gewebes, das sich zwischen Muskelfaser und Oberflächenelektrode befindet und als Volumenleiter bezeichnet wird (Graßme et al. 2001; Merletti und Parker 2004). Das bedeutet, dass tiefe Frequenzen in ihrer Amplitude kaum gedämpft werden und damit besonders gut durch Oberflächenelektroden erfasst werden können. Hohe Frequenzen, die zu einer zeitlich besseren Auflösung beitragen und somit für eine gute räumliche Auflösung von Bedeutung sind, werden hingegen in ihrer Amplitude durch die Filterwirkung gedämpft. Die dadurch bedingte geringe räumliche Selektivität der klassischen SEMG erlaubt keine Abgrenzung der oberflächlich abgeleiteten Signale und somit keine Differenzierungen zwischen benachbarten Muskeln bzw. Muskelgruppen oder deren motorischen Einheiten (Graßme et al. 2001; Merletti und Parker 2004). Es können nur Aussagen über die gemeinsame Aktivität von einer großen Anzahl von motorischen Einheiten getroffen werden.

Um die Aktivität einzelner motorischer Einheiten auch durch nichtinvasive Verfahren erfassen zu können, wurden neue Verfahren entwickelt, die auf dem Prinzip der Multikanal-Oberflächenelektromyographie (Merletti und Parker 2004) basieren. Bei diesem Verfahren werden mehrere Elektroden in definierter Anordnung über den Muskel oder die Muskelgruppe gebracht. Bei einer klassischen Mehrkanal-EMG erfolgt die Anordnung der Elektroden linear entlang einer Achse und kann sowohl monopolar als auch bipolar abgeleitet werden. Ein Aktionspotential ist aufgrund seiner Ausbreitung sowohl als eine Funktion über die Zeit als auch über den Raum zu sehen (Zwarts und Stegeman 2003). Mit Hilfe des Mehrkanal-EMG können Aussagen über muskuläre Aktivitäten entlang einer Achse bezüglich Zeit, Intensität und räumlicher Verteilung getroffen werden. Die wesentlichen Verfahren zur Erhöhung der räumlichen Selektivität basieren auf den Prinzipien der räumlichen Filterung und der räumlichen Abtastung der oberflächlichen Potentiale (Merletti

und Parker 2004). Wie bereits erwähnt, ist die geringe räumliche Selektivität auf den Tiefpass-Charakter des Gewebes zurückzuführen. Dabei gilt, je tiefer der Ursprung des Aktionspotentials liegt bzw. je größer die Entfernung zur Oberflächenelektrode ist, desto niedriger ist die räumliche Selektivität. Für eine bessere räumliche Selektivität ist eine Betrachtung des Signals im hohen Frequenzbereich erforderlich. Diese Verschiebung der Begrenzung in den hohen Frequenzbereich (Frequenzshift) kann durch einen Hochpassfilter erreicht werden. Bei bipolarer Ableitung kann ein solcher Hochpass-Charakter durch dichtere Elektrodenabstände erzielt werden. Mit zunehmender Anzahl der Elektroden auf gleichem Raum und damit einhergehende geringe Elektrodenabstände steigt der Effekt des Hochpass-Charakters und es ist eine höhere räumliche Auflösung innerhalb einzelner Muskelregionen gegeben, die eine Differenzierung der verschiedenen motorischen Einheiten ermöglicht (Merletti und Parker 2004). Die räumliche Abtastung ist von der Abtastrate mehrerer Elektroden abhängig. Die Abtastrate gibt an wie oft ein Potential pro Sekunde an jeder Elektrode gemessen wird. Je höher die Abtastrate ist, desto höhere Frequenzen können exakt erfasst werden (Merletti und Parker 2004). Eine hohe Abtastrate ermöglicht somit im Zusammenhang mit einer optimierten Filterung eine hohe räumliche Auflösung.

Die Mehrkanal-SEMG findet vor allem bei der Analyse von komplexen Bewegungsabläufen (Sport, Rehabilitation, Arbeitsmedizin) Anwendung (Merletti und Parker 2004; Steinhilber et al. 2013). Um solche kinesiologicalen EMG-Analysen beurteilen zu können, müssen die erhobenen EMG-Signale den jeweiligen Bewegungsphasen zugeordnet werden können (Konrad 2005). Für eine solche Bewegungstriggerung des EMGs können unter anderem synchron geschaltete Videoaufzeichnungen oder Kraftmessplatten verwendet werden. In der vorliegenden Studie wurden die EMG-Aufzeichnungen sowohl mit dem Motion Capture-System (vgl. Kapitel 2.3.4) als auch mit der Kraftmessplatte (vgl. Kapitel 2.2) und dem Epionics SPINE-System (vgl. Kapitel 2.3.6) synchronisiert.

Das Prinzip der bipolaren Multikanal-SEMG kann auf ein zweidimensionales, elektroden-dichtes Verfahren angewendet werden. Man spricht dabei von einem *high density* EMG-Raster eines Multikanal-SEMGs. Dieses Verfahren ermöglicht im Gegensatz zu klassischen EMG-Verfahren eine topographische Darstellung der EMG-Amplitude, wodurch neben herkömmlichen Informationen der EMG-Analyse zusätzlich relative Intensitätsunterschie-

de und -anpassungen innerhalb einer Muskelregion erkennbar werden (Zwarts und Stegeman 2003). Damit ist eine räumliche Erfassung der Verteilung muskulärer Aktivität innerhalb eines Muskels sowie ihre Umverteilung über die Zeit möglich (Farina et al. 2008), wodurch neue Beurteilungsverfahren muskulärer Ermüdungsprozesse gegeben sind.

1.1.2.3 Muskuläre Ermüdung auf myoelektrischer Ebene

Muskuläre Ermüdung ist allgemein schwer definierbar, da es sich um einen komplexen Prozess handelt, der von verschiedenen Faktoren beeinflusst wird und sich wiederum auf viele verschiedene Faktoren auswirkt (Merletti und Parker 2004). Dabei stellt sich die Frage, ab welchem Zeitpunkt von Ermüdung gesprochen werden kann und inwieweit die jeweils angewandte Messmethode eine Definition beeinflusst. So muss beispielsweise die subjektive Wahrnehmung von Ermüdung von der muskulären Ermüdung auf myoelektrischer Ebene unterschieden werden. Falla und Farina definieren die muskuläre Ermüdung als eine bewegungsinduzierte verringerte muskuläre Kapazität die maximale Kraft aufrechtzuerhalten, die im Zusammenhang mit Veränderungen muskulärer Eigenschaften, spontaner Ansteuerung oder Eigenschaften der Kontrolle motorischer Einheiten einhergeht (Falla und Farina 2007). Merletti und Parker beschreiben die muskuläre Ermüdung als einen Prozess, der alle physiologischen Veränderungen in einem Muskel umfasst - vom Beginn der Kontraktion an bis hin zu dem Zeitpunkt, bei dem die Bewegung nicht mehr weiter durchgeführt werden kann (Merletti und Parker 2004). Die muskuläre Ermüdung zeigt sich somit als ein multifaktorielles Geschehen, das durch verschiedenste physiologische Prozesse beeinflusst wird, wobei all diese Prozesse Einfluss auf ein verändertes EMG-Signal haben können (Merletti und Parker 2004). Um Zeichen einer muskulären Ermüdung bei sich wiederholenden dynamischen Bewegungen auf elektromyographischer Ebene erfassen zu können, werden in der Literatur unterschiedliche Möglichkeiten beschrieben. Eine Möglichkeit der Detektion besteht in der Darstellung des Amplitudenverlaufs über die Zeit (Konrad 2005; Merletti und Parker 2004) und abhängig von der Bewegung. Durch die zunehmende Ermüdung der Muskulatur nimmt die Kraft pro Erregung ab und es kommt zur zunehmenden Rekrutierung motorischer Einheiten. Dies spiegelt sich EMG-analytisch in einer Amplitudenzunahme und somit in einem Anstieg des RMS-Wertes wieder. Neben der Analyse des RMS-Wertes zeigen sich auch in der Frequenzanalyse Veränderungen bei muskulärer Ermüdung (Konrad 2005; Merletti und Parker 2004). Aufgrund der Abnahme der Muskelfaserleitgeschwindigkeit über die Kontraktionszeit

(Konrad 2005) sowie metabolischen Veränderungen innerhalb des Muskels (Merletti und Parker 2004; Roy und Oddsson 1998) - wie eine Reduktion des pH-Wertes und ein Anstieg der Kaliumkonzentration im Tubulussystem - zeigt sich eine Reduktion der mittleren oder medianen Frequenz des Leistungsdichtespektrums. Dies hat einen Linksshift des Leistungsdichtespektrums in den niedrigen Frequenzbereich zu Folge (nichtinvasiver Ermüdungsindex – *muscle fatigue index*), bedingt durch eine reduzierte Leitgeschwindigkeit entlang des Sarkolemmas (Merletti und Parker 2004). Insbesondere bei der Identifikation und Analyse von muskulärer Ermüdung bei Rückenschmerzpatienten findet der Muscle-Fatigue-Index Anwendung (Bonato et al. 2002; Konrad 2005).

Eine weitere Möglichkeit zur Beurteilung von muskulärer Ermüdung liefert die räumliche Erfassung der Verteilung muskulärer Aktivität innerhalb eines Muskels und deren Umverteilung über die Zeit (Farina et al. 2008). Die Umverteilung der muskulären Aktivität bezieht sich dabei auf die Verschiebung des Zentrums der größten muskulären Aktivität (*centroid*) in Relativität zum gesamten erfassten Muskelgebiet. Eine solche topographische Darstellung der muskulären Aktivität wird durch die zweidimensionale Darstellung des Amplitudenwertes RMS mit Hilfe einer *high density* Mehrkanal-Elektromyographie möglich (Farina et al. 2008). Eine Umverteilung der muskulären Aktivität innerhalb eines Muskels im zeitlichen Verlauf ist nötig, um den bestehenden funktionellen Output bei verändertem afferenten Feedback - wie muskuläre Ermüdung - aufrecht zu erhalten und eine Überlastung der Muskelfasern während anhaltender Aktivität zu vermeiden (Falla und Farina 2007; Farina et al. 2008). Falla und Farina konnten für den *musculus trapezius superior* zeigen, dass eine stärkere Veränderung der räumlichen Verteilung muskulärer Aktivität mit geringerer muskulärer Ermüdung einhergeht (Falla und Farina 2007). Besonders bei Muskelgruppen, die üblicherweise wiederholter und anhaltender Aktivität ausgesetzt sind - wie der *musculus erector spinae* - ist die Umverteilung der Muskelaktivität für einen gleichbleibenden funktionellen Output relevant (Andersson und Ortengren 1984).

1.1.3 Bewegungsanalyse bei Rückenschmerzpatienten – Motion Capture-System

Zusammenhänge zwischen schmerzassoziierten Dysfunktionen und veränderten Bewegungsabläufen sowohl bei gesunden Kontrollpersonen als auch bei Rückenschmerzen wurden durch mehrere vorangegangene Studien untersucht (Bonato et al. 2002; Bonato et al. 2003; Boston et al. 1995; Granata und Sanford 2000; Hodges und Richardson 1999; Marras et al. 1995; Mitnitski et al. 1998; Sanchez-Zuriaga et al. 2011; Scholtes et al. 2009; Shum et al. 2007). Die Bewegungsanalyse stellt eine wichtige Methode dar, um Bewegun-

gen von Probanden unter Berücksichtigung der körperlichen Aktivität analysieren zu können. Das in dieser Studie verwendete optische Motion Capture-System ist ein etabliertes und gängiges hochauflösendes Analyseverfahren, welches neben klinischen Studien sehr vielseitig in verschiedensten Bereichen (Animationen in Filmen und Computerspielen, biomechanische Studien in Sport, ergonomische Studien, Neurowissenschaften, Medizin und Rehabilitation, Bewegungstraining, Ganganalyse, Mimik) Anwendung findet (Josephson et al. 1996).

In den letzten 20 Jahren wurden einige Studien (s. oben) mit Rückenschmerzpatienten durchgeführt, die auch eine dynamische Bewegungsanalyse mit einschlossen. Mit Hilfe der Bewegungsanalysen erhofft man sich eine Klassifizierung von Rückenschmerzen, die richtungsweisend für mögliche Therapieoptionen sein könnte und des Weiterem als Möglichkeit zur quantitativen Beurteilung von rehabilitativen Maßnahmen (Marras et al. 1995) und operativen Therapieeffekten (Sanchez-Zuriaga et al. 2011) gesehen wird. In Studien konnten generelle Unterschiede zwischen chronischen/subakuten Rückenschmerzpatienten und gesunden Kontrollpersonen in der Bewegungsausführung von Hebeübungen (Boston et al. 1995; Sanchez-Zuriaga et al. 2011) und anderen standardisierten Bewegungsübungen (Lee et al. 2011; Marras et al. 1995; Sanchez-Zuriaga et al. 2011; Scholtes et al. 2009; Shum et al. 2007) aufgezeigt werden. Bewegungsausführungen in der sagittalen Ebene stellten sich in Bezug auf eine Datenerhebung als gut reproduzierbares Messvorgehen dar (Marras et al. 1995). Auswertungen bei Flexions- und Extensionsbewegungen in dieser Ebene zeigen eine signifikant geringere Geschwindigkeit und Beschleunigung der Hüft- und Wirbelsäulenbewegungen in Assoziation mit Rückenschmerzen (Lee et al. 2011; Marras et al. 1995; Shum et al. 2007). Bei Hebeübungen wiesen gesunde Kontrollprobanden eine stärkere Flexion des Rückens auf, welche bei Rückenschmerzpatienten durch eine vermehrte Beinarbeit kompensiert wurde (Boston et al. 1995). Die verminderte Bewegung der Wirbelsäule stellt dabei nach Lee et al. eine mögliche Reaktion des Patienten dar, um den Rückenschmerz reduzieren zu können (Lee et al. 2011). Zusammenfassend kann gesagt werden, dass verminderte und verlangsamte Bewegungen der Wirbelsäule als Möglichkeit der Schmerzvermeidung unweigerlich Veränderungen der Kinematik mit sich ziehen und biomechanische Analysen alltäglicher Übungsaufgaben eine Unterscheidung von Rückenschmerzpatienten und gesunden Kontrollprobanden ermöglichen (Sanchez-Zuriaga et al. 2011). Solche biomechanischen Adaptionen (der obe-

ren und unteren Extremitäten) wurden auch von Bonato et al. im Zusammenhang mit muskulären Ermüdungsprozessen der Rückenmuskulatur durch wiederholende Hebeübungen bei gesunden Kontrollprobanden beschrieben (Bonato et al. 2002; Bonato et al. 2003). Nach diesen Studien stellen Veränderungen in der Kinematik möglicherweise Strategien dar, um muskuläre Ermüdungsprozesse zu kompensieren. Genaue Mechanismen sind jedoch noch nicht bekannt.

Die meisten Studien, die sich mit Rückenschmerzen und möglichen kinematischen Veränderungen beschäftigten, schlossen chronischen Rückenschmerzpatienten in die Studie ein. Um eine hohe Standardisierung die vorliegende Studie zu erreichen und zu gewährleisten, erfolgte die Orientierung an bisherigen Erkenntnissen aus Studien mit chronischen Rückenschmerzen sowie Studien, die Hebeübungen einschlossen. Die Bewegungsausführung der Hebeübung erfolgte in der sagittalen Ebene (Marras et al. 1995). Es wurde ein standardisiertes Gewicht für die Hebeübungen gewählt, um eine zusätzliche starke Beeinflussung der Hebeübungen in Abhängigkeit vom Gewicht auf die Koordination zwischen Lumbalwirbelsäule und Becken (Granata und Sanford 2000; Mitnitski et al. 1998) zu vermeiden. Die Hebeübungen wurden in dieser Studie mit Extension im Kniegelenk durchgeführt, um mögliche Bewegungsunterschiede zwischen den Gruppen auf Wirbelsäule und Hüfte zu beschränken (Granata und Sanford 2000) und mögliche biomechanische Adaptionen muskulärer Ermüdungsprozesse der oberen und unteren Extremitäten in beiden Gruppen weitgehend auszuschalten (Bonato et al. 2002; Boston et al. 1995). Ablauf und zeitliche Durchführung der Hebeübung wurden durch ein Metronom vorgegeben (Bonato et al. 2003). Direkte Lichteinstrahlung in das Untersuchungszimmer wurde vermieden, um eine optimale Erfassung der Marker (vgl. Kapitel 2.3.4), die für diese Methode der Bewegungsanalyse nötig sind, zu gewährleisten.

1.2 Fragestellung und Ziel der Untersuchung

Ziel der vorliegenden Studie ist es, durch eine sich wiederholende Hebeübung muskuläre Ermüdung der Lumbalregion bei Rückenschmerzpatienten zu provozieren und mögliche Auswirkungen und Veränderungen auf somatosensorischer, myoelektrischer sowie bewegungsanalytischer Ebene zu dokumentieren und mit den Ergebnissen von gesunden Kontrollprobanden zu vergleichen.

1. **Bezüglich möglicher somatosensorischer Veränderungen soll die Frage geklärt werden, ob sich bei den Rückenschmerzpatienten generell Hinweise für eine zentrale Sensibilisierung im Vergleich zu den gesunden Kontrollprobanden in Form von Allodynie oder einer mechanischen Hyperalgesie für spitze Reize zeigen. Des Weiteren stellt sich die Frage nach Veränderungen in Form einer mechanischen Hyperalgesie für Druck, welche auch auf eine periphere Sensibilisierung hindeuten würde.** Im Zusammenhang mit der ermüdenden Bewegungsübung stellt sich zudem die Frage nach bewegungsinduzierten somatosensorischen Veränderungen, die Hinweise auf eine lokale oder generalisierte Sensibilisierung liefern. Für die gesunden Kontrollprobanden wird eine bewegungsinduzierte Hypoalgesie erwartet. Für die Patientengruppe stellt sich die Frage, ob eine zu erwartende bewegungsinduzierte Hyperalgesie sowohl für spitze Reize als auch für Druck zu finden ist.

2. Bei der vorliegenden Arbeit soll auf die myoelektrische Manifestation der muskulären Ermüdung eingegangen sowie ein möglicher Einsatz der verwendeten innovativen Messmethode geprüft werden. Während symmetrischer Hebeübungen erfolgt die muskuläre dynamische Kontrolle vorwiegend durch den *musculus erector spinae* (Marras et al. 1995) wodurch sich dieser gut zur Ableitung der Muskelaktivität für die vorliegende Studie eignet. Mit Hilfe von neuen technischen Entwicklungen auf dem Gebiet der Oberflächenelektromyographie kann durch die Mehrkanal-Elektromyographie eine räumliche Erfassung der Verteilung muskulärer Aktivität über ein großes oberflächliches Areal sowie deren Umverteilung über die Zeit erfasst werden. **Ziel dieser Studie ist es, regionale Adaptionen in der Verteilung und Intensität muskulärer Aktivität während muskulärer Ermüdung im Gruppenvergleich zu beurteilen.** Die Erfassung von Unterschieden zwischen den Gruppen könnte neue Möglichkeiten darstellen, um das Verständnis von muskulärer Kontrolle während einer sich wiederholenden Bewegungsübung bei Rückenschmerzpatienten zu erweitern. Dies könnte wichtige Erkenntnisse für das Verständnis von möglichen Mechanismen in der Entwicklung von Rückenschmerzen und damit einhergehend wichtige Aspekte für die Entwicklung von Rehabilitationsmaßnahmen und die Behandlung sowie Prävention von Rückenschmerzen liefern. Für diese Studie wird erwartet, dass die Umverteilung der Aktivität des *musculus erector spinae* bei einer sich wiederholenden dynamischen Hebeübung bei Patienten mit nicht spezifischen Rückenschmerzen verändert ist.

3. Des Weiteren sollen ermüdungsbedingte biomechanische Adaptionen der Rückenschmerzpatienten während der sich wiederholenden Hebeübung erfasst und mit der gesunden Kontrollgruppe verglichen werden. **Hierbei stellt sich die Frage, ob sich Unterschiede in der Bewegungsanalyse zwischen den Gruppen zeigen und für welche Körperregionen diese Unterschiede verzeichnet werden können.** Dazu sollen neben der Bewegungsweite der Wirbelsäule auch die Bewegungsweite in Hüft-, Knie-, und Sprunggelenk betrachtet werden. Es wird eine verminderte Bewegungsweite der Wirbelsäule für die Rückenschmerzpatienten im Vergleich zu den gesunden Kontrollprobanden erwartet. Eine reduzierte Bewegungsweite der Wirbelsäule könnte zudem weitere Veränderungen in der Bewegungsweite des Hüftgelenks in Form eines Kompensationsmechanismus zu Folge haben.

2 Material und Methoden

2.1 Studiendesign

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine prospektiv kontrollierte Querschnittsstudie, welche sowohl Patienten als auch gesunde Kontrollprobanden einschließt.

Im Vorfeld wurde das Studienprotokoll durch die zuständige Ethikkommission der Universitätsmedizin Göttingen begutachtet und durch ein positives Votum belegt (Antragsnummer 8/12/11). Die Studie wurde in Übereinstimmung mit den Grundsätzen der Deklaration von Helsinki durchgeführt. Alle Untersuchungen fanden in Forschungsräumlichkeiten der Schmerzambulanz, Klinik für Anästhesiologie, Rettungs- und Intensivmedizin, Universitätsmedizin Göttingen statt.

Bevor die Studienteilnehmer ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an der Studie gaben, wurden sie ausführlich sowohl mündlich als auch schriftlich über Ziele, Ablauf und mögliche Risiken bei der Durchführung der Studie aufgeklärt. Des Weiteren wurden sie über den bestehenden Datenschutz und den jederzeit möglichen Studienabbruch informiert.

Die Rekrutierung der Studienteilnehmer (Patienten und Kontrollprobanden) erfolgte über Aushänge sowie Flyer (s. Anhang 2 und 3) von April bis einschließlich August 2012 in Göttingen an unterschiedlichen Örtlichkeiten wie dem Universitätsklinikum Göttingen, physiotherapeutischen Praxen, verschiedenen Fakultäten der Georg-August-Universität Göttingen, lokalen Geschäften sowie Sport- und Freizeiteinrichtungen.

Bezüglich der Einschlusskriterien wurden für beide Studiengruppen (Patienten und Kontrollprobanden) Frauen und Männer zwischen 18 und 45 Jahren gesucht.

Ein Einschluss in die Patientengruppe erfolgte, wenn die betroffene Person innerhalb der letzten 6 Monate an rezidivierenden Episoden von nicht spezifischen Kreuzschmerzen über einen Zeitraum von mehr als 3 Monaten litt, wobei eine Schmerzepisode über mindestens eine Woche persistierte und mit relevanten Funktionseinschränkungen im Alltag

einherging. Die Kontrollgruppe wurde in Alter und Geschlecht an die Patientengruppe angepasst. Gesunde Kontrollprobanden wurden in die Studie eingeschlossen, wenn sie anamnestisch keine relevanten Rückenschmerzen jeglicher Art und Lokalisation aufwiesen sowie keine Vorerkrankungen bekannt waren, die sie in ihrer Bewegungsfunktion und Belastbarkeit einschränkten. Jeder Studienteilnehmer musste einwilligungsfähig sein. Als Zielgröße für den Studienumfang wurden jeweils 20 Probanden pro Gruppe angestrebt.

Zu den Ausschlusskriterien für beide Gruppen dieser Studie zählten chronische Schmerzen anderer Ursache, schwere neurologische, kardiale oder pulmonale Erkrankungen, schwere Erkrankungen, welche die Leistungsfähigkeit einschränken, jegliche medizinischen Umstände, die die Ausübung der Bewegungsübungen beeinträchtigen, Operationen an der Wirbelsäule, spezielles Aufbautraining der Rückenmuskulatur während der letzten 12 Monate, sowie eine aktuell bestehende Schwangerschaft. Zudem erfolgte ein Ausschluss von der Studie bei der Einnahme von Opioiden, Antikonvulsiva, Antidepressiva oder bei regelmäßig hochdosierter Einnahme von Analgetika vom Typ der Nichtopioide (Paracetamol, Metamizol, Flurpitol, Ibuprofen, Diclofenac, NSAR – nichtsteroidale Antirheumatika). Eine gelegentliche Einnahme von Analgetika vom Typ der Nichtopioide bei Bedarf war erlaubt.

Beide Gruppen wurden angewiesen, am Tag der Studienversuche keine Nichtopioide einzunehmen.

Eine erste Einschätzung aller Studieninteressenten unter Beachtung der Ein- und Ausschlusskriterien erfolgte telefonisch. Die für die Studie geeigneten Personen wurden zu einem ausführlichen Screening-Gespräch geladen. Während der gesamten Studienzeit war ich als Kontaktperson für alle Interessenten und Studienteilnehmer über eine eigens eingerichtete Telefonnummer sowie per E-Mail erreichbar. Die Vorbereitung und Durchführung der Rekrutierung einschließlich des Entwurfes des Flyers sowie die zeitliche Taktung der Studienteilnehmer und Durchführung des ausführlichen Screening-Gespräches fielen in meinen Aufgabenbereich.

2.2 Studienablauf

Alle Untersuchungen fanden im Zeitraum von Mai 2012 bis einschließlich September 2012 statt. Das gesamte - für jeden Studienteilnehmer identische - Untersuchungsspektrum

wurde jeweils an einem Tag absolviert. Dieser Tag umfasste dabei eine ausführliche Aufklärung mit anschließender Einwilligung des Studienteilnehmers sowie im Anschluss die Durchführung der eigentlichen experimentellen Untersuchung in vollem Umfang, wie sie im Folgenden beschrieben wird.

Nach ausführlicher Aufklärung und Prüfung der Ein- und Ausschlusskriterien durch einen approbierten Arzt der Schmerzambulanz wurde die schriftliche Einwilligungserklärung des Studienteilnehmers eingeholt. Im Anschluss daran wurde das zusammengestellte Fragebogenpaket (vgl. Kapitel 2.3.5, s. Anhang 4-16) von jedem Studienteilnehmer ausgefüllt, die Stammdaten aufgenommen und die aktuelle Schmerzintensität bezogen auf Rückenschmerzen durch eine numerische Schmerzskala (*numeric rating scale*, NRS; vgl. Kapitel 2.3.1) erfragt. Alle Patienten, die einen Schmerz angaben, wurden zusätzlich gebeten, die Schmerzlokalisierung in einem Körperschema zu dokumentieren.

Nun folgte der eigentliche Versuchsdurchlauf. Begonnen wurde mit der Durchführung der QST-Verfahren zur Bestimmung der mechanischen Schmerzsensitivität der Haut, der mechanischen Allodynie sowie der Druckschmerzschwelle. Die Bestimmung der mechanischen Schmerzsensitivität der Haut einschließlich der mechanischen Allodynie bei bewegten Reizen begann am Kontrollareal (Hand) und wurde mit dem Testareal (Rücken) abgeschlossen. Auch bei der folgenden Bestimmung der Druckschmerzschwelle wurde erst das Kontrollareal (*musculus tibialis anterior*) und dann das Testareal (Rücken) erhoben. Aufgrund des ausgedehnten zeitlichen Umfangs durch die Erweiterung der PPT im Testareal von einem auf sechzehn Messpunkte, wurde dieses QST-Verfahren nur zwei Mal pro Messpunkt anstatt drei Mal (Rolke et al. 2006b) wiederholt.

Im Anschluss hieran wurden Schober- und Ott-Maß sowie Finger-Boden-Abstand ermittelt, auf die in dieser Arbeit nicht weiter eingegangen werden soll. Dem Studienteilnehmer wurden nun die Epionics SPINE-Sensorstreifen mit Hilfe der dafür vorgesehenen Klebestreifen sowie alle 17 Marker für die Bewegungsanalyse mittels Motion Capture-System (für Markerpositionen vgl. Kapitel 2.3.4) angebracht. Auf einer Kraftmessplatte stehend, führte der Studienteilnehmer unter Anleitung die vom Epionics SPINE-System vorgegebene Kurzzeitchoreografie (vgl. Kapitel 2.3.6) durch. Nach Abschluss der Bewegungsübungen des Epionics SPINE-System in den verschiedenen Ebenen wurde das EMG-Elektrodengitternetz auf den Rücken aufgeklebt. Mit den platzierten Markern, dem plat-

zierten EMG-Elektrodenhalter, den Epionics SPINE-Sensorstreifen und auf der Kraftmessplatte stehend, wurde der Studienteilnehmer gebeten, die für die Studie standardisierte Übungsaufgabe von dynamischer und sich wiederholender Belastung durchzuführen. Eine maximale Standardisierung der Übungsaufgabe wurde durch identische Rahmenbedingungen (Gewicht Kiste, Abstand Level, Takt) und eine standardisierte Erklärung der Übungsaufgabe durch dieselbe Person erzielt. Abbildung 2 zeigt links eine schematische Darstellung des Studienaufbaus sowie rechts den Studienaufbau vor Beginn der Übungsaufgabe einschließlich der am Studienteilnehmer platzierten Marker des Motion Capture-Systems, den Epionics SPINE-Sensorstreifen und des EMG-Elektrodenhalternetzes.

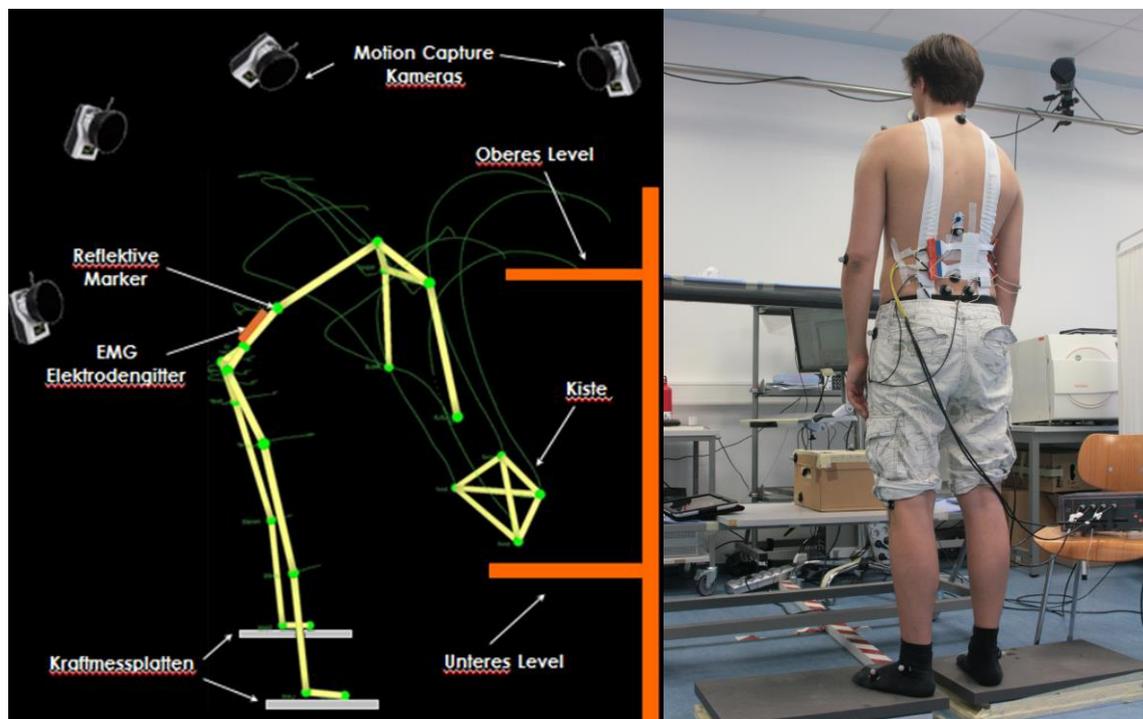


Abbildung 2 Studienaufbau schematisch (links) (modifiziert nach: Falla et al. 2012) sowie vor Beginn der Bewegungsübung (rechts)

Die Übungsaufgabe bestand aus dem sich wiederholenden Heben und Absetzen einer Kiste von 5 kg (Sanchez-Zuriaga et al. 2011) von einem unteren Level auf ein oberes Level und wieder zurück. Das untere Level befand sich individuell angepasst in etwa auf Kniehöhe und das obere Level auf Höhe der Schultern. Beginnend auf dem unteren Level wurde der Studienteilnehmer gebeten, die Kiste zu greifen und diese auf kürzestem Weg auf das obere Level zu heben und dort vollständig abzusetzen, um sie anschließend erneut anzuheben und zurück auf das untere Level zu heben und abzusetzen. Dies ent-

spricht einem kompletten Zyklus (s. Abbildungen 3). Der Griff der Kiste durfte während des Absetzens weder auf dem oberen noch auf dem unteren Level gelöst werden. Der Zyklus wurde kontinuierlich für drei Minuten wiederholt. Jedes Anheben und Absetzen der Kiste wurde durch den Schlag eines Metronoms vorgegeben, sodass sowohl der dynamische als auch der statische Übungsanteil zeitlich standardisiert waren. Der Takt wurde dabei auf 24 Schläge pro Minute (4 Schläge pro Zyklus) eingestellt, wobei jeder dynamische Teil auf eine Zeit von zwei Sekunden fiel und jeder statische Teil sich auf drei Sekunden belief. Während der gesamten Übung durfte keine Flexion der Knie erfolgen, um Veränderungen in der Kinematik auf Wirbelsäule und Hüfte beschränken zu können (Granata und Sanford 2000). Zusätzlich wurden die Studienteilnehmer während der Übung nach der aktuellen NRS gefragt.

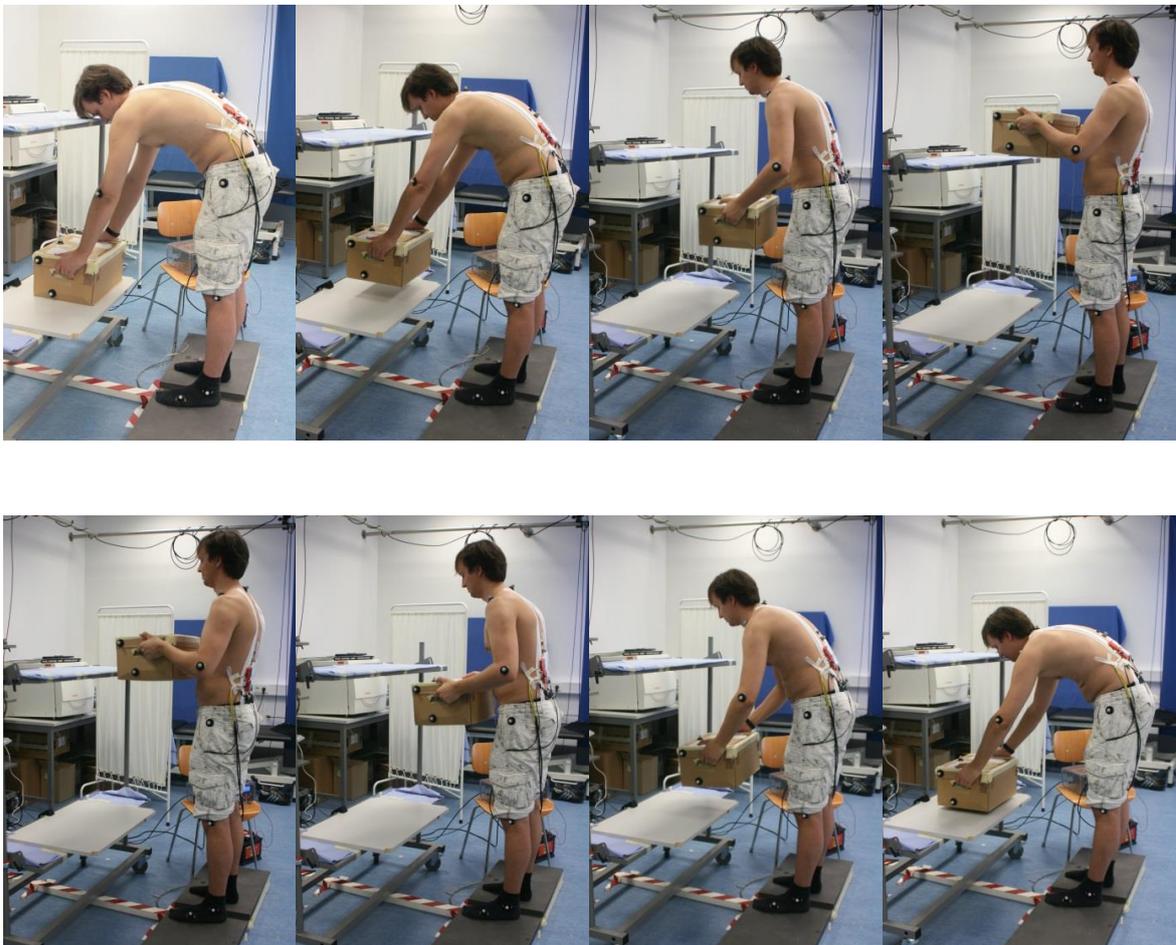


Abbildung 3 kompletter Zyklus der Übungsaufgabe in zeitlicher Abfolge von oben links nach unten rechts

Im Anschluss an die Bewegungsübung wurden sämtliche Systeme und Elektroden zügig entfernt und drei Minuten nach der Übung erneut die aktuelle NRS erfragt. Alle Patienten, die einen Schmerz angaben, wurden zusätzlich gebeten, die Schmerzlokalisierung in

einem Körperschema zu dokumentieren. Im Anschluss wurden die QST-Verfahren in derselben Weise - wie zu Beginn der Studie - durchgeführt (erst mechanische Sensitivität, dann Druckschmerzschwellen). Eine letzte Angabe zur aktuellen NRS wurde nach Abschluss der PPT-Messung erhoben.

Die Anleitung der Studienteilnehmer durch den Studienverlauf und insbesondere die genauere Erläuterung des QST-Ablaufes, der Bewegungsübung sowie die Anleitung der Kurzzeitchoreografie fielen in meinen Aufgabenbereich. Des Weiteren wurden die Aufnahme der Stammdaten, die Überprüfung des Fragebogenpaketes, die QST-Messung in ihrer Gesamtheit, die Erhebung und Dokumentation der NRS, die Durchführung des Epionics SPINE-Systems, die Ermittlung von Schober- und Ott-Maß sowie Finger-Boden-Abstand und die Dokumentation der Schmerzlokalisierung von mir durchgeführt. Den Versuchsaufbau sowie das Anbringen der Elektroden, Marker und Sensormessstreifen am Studienteilnehmer führte ich gemeinsam mit Dr. Gizzi durch. Für die Aufzeichnung der Daten der Elektromyographie sowie des Motion Capture-Systems war Dr. Gizzi verantwortlich.

2.3 Studienrelevante Messverfahren

2.3.1 Erfassung der subjektiven Schmerzwahrnehmung

Zur Erfassung der jeweils aktuellen subjektiven Schmerzwahrnehmung wurden klassische Verfahren des klinischen Alltages herangezogen, um sowohl Intensität als auch Lokalisation des aktuellen Rückenschmerzes zu erfassen.

Die Rückenschmerzintensität wurde durch eine numerische Schmerzskala von 0 bis 10 erfragt. Eine Angabe von 0 entspricht dabei einer Intensität, bei der kein Schmerz empfunden wird und eine Angabe von 10 entspricht dem stärksten vorstellbaren Schmerz. Eine NRS wurde jeweils vor Untersuchungsbeginn, während der standardisierten Übungsaufgabe von dynamischer und sich wiederholender Belastung, drei Minuten nach dieser sowie am Ende der kompletten Untersuchung erhoben.

Um auf die durchschnittliche Höhe und den Verlauf von belastungsabhängigen Schmerzen schließen zu können, wurden während der standardisierten Übungsaufgabe von dynamischer und sich wiederholender Belastung mehrere NRS in vorgegebenem Abstand von 40 Sekunden erhoben. Der in der Studie verwendete Erfassungsbogen für den NRS-Verlauf ist im Anhang aufgeführt (s. Anhang 17).

Im Fall von Schmerzangaben über die NRS wurden die Patienten zusätzlich gebeten, vor und nach der standardisierten Übungsaufgabe von dynamischer und sich wiederholender Belastung ein vorgegebenes Körperschema auf einem Tablet-Computer bezüglich ihrer Schmerzlokalisierung auszufüllen. Dieses schloss neben der Erfassung des gesamten Schmerzareals auch die Erfassung des schmerzhaftesten Punktes mit ein. Die Auswertung dieses Körperschemas fließt nicht in diese Arbeit ein.

2.3.2 Quantitative Sensorische Testung

2.3.2.1 Bestimmung der mechanischen Schmerzsensitivität der Haut sowie der mechanischen Allodynie bei bewegten Reizen

Zur Bestimmung der mechanischen Schmerzsensitivität der Haut sowie der dynamisch mechanischen Allodynie bei bewegten Reizen werden verschiedene Stimuli in randomisierter (balancierter) Reihenfolge auf die Haut aufgesetzt. Die sich daraus ergebende Reiz/Antwort-Funktion (*stimulus/response function*, S/R-Funktion) wird erfasst. Hierdurch kann erkannt werden, ob eine Hyper-, Hypoalgesie oder mechanische Allodynie vorliegt (Baumgartner et al. 2002; LaMotte et al. 1991). Die verschiedenen zu applizierenden Stimuli werden zum einen in leichte Berührungsreize und zum anderen in Nadelreizstimulatoren unterteilt. Zu den leichten Berührungsreizen (s. Abbildung 4) zählen ein Wattebausch zum Aufbringen einer Kraft von ca. 3 mN, ein an einem Plastestreifen befestigter Q-tip zum Aufbringen einer Kraft von ca. 100 mN und ein weicher Pinsel zum Aufbringen einer Kraft von ca. 200 bis 400 mN (Baumgartner et al. 2002; Rolke et al. 2006b; Ziegler et al. 1999). Beim Aufbringen dieser leichten Berührungsreize wird eine streichende Bewegung von 1-2 cm Länge über das zu messende Untersuchungsareal ausgeführt. Die Nadelreizstimulatoren (*pinprick punctate probes*, Mainz) (s. Abbildung 4) weisen eine flache Kontaktfläche von 0,2 mm im Durchmesser auf (Rolke et al. 2006b). Das Set besteht aus sieben standardisierten Stimulusintensitäten von 8 mN, 16 mN, 32 mN, 64 mN, 128 mN, 256 mN und 512 mN (Magerl et al. 2001; Rolke et al. 2006b). Die Durchführung erfolgt nach einer standardisierten Handlungsanweisung (Rolke et al. 2002). Beim Aufbringen der Nadelreize ist zu beachten, dass das zu messende Hautareal nur von der Nadel selbst berührt wird und diese der Schwerkraft folgend senkrecht auf die Haut aufgesetzt wird (s. Abbildung 5). Die Führungsröhre darf dabei nicht in Kontakt mit der Haut kommen. Der

Nadelstimulus soll in einer weichen Bewegung appliziert werden. Die Zeit für die Kontaktphase soll dabei zwei Sekunden betragen.



Abbildung 4 Stimuli zur Bestimmung von MPS und DMA

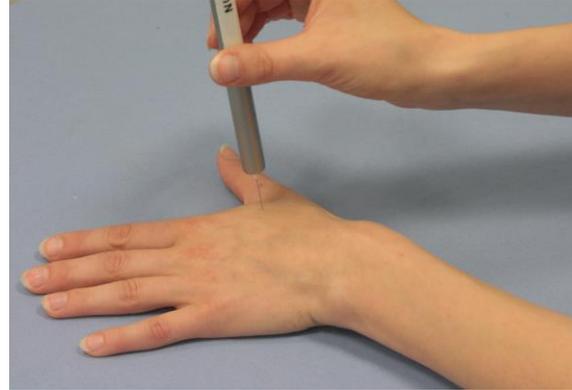


Abbildung 5 Applikationsweise Nadelreize

Die Empfindungsstärke der verschiedenen Reizintensitäten soll vom Patienten/Kontrollprobanden auf einer verbalen numerischen Ratingskala im Bereich von 0-100 beurteilt werden (Baumgartner et al. 2002). Wird der aufgebrachte Reiz gespürt, jedoch nicht als schmerzhaft wahrgenommen, so entspricht dies einer 0 auf der Ratingskala (0°=kein Schmerz). Für die Beurteilung der schmerzhaften Komponenten stehen die Zahlenwerte 1-100 zur Verfügung, wobei eine höhere Zahl auch einer höheren Schmerzempfindung entspricht. Der maximal vorstellbare Schmerz wird durch den Zahlenwert 100 definiert (100 = maximaler vorstellbarer Schmerz). Kann ein applizierter Reiz vom Patienten/Kontrollprobanden nicht numerisch eingeschätzt werden, ist dies als nicht gespürter Reiz zu werten und wird mit \emptyset markiert (\emptyset = nicht gespürt). Um eine mögliche Sensibilisierung durch wiederkehrende Stimuli zu vermeiden, wurde das Hautareal zum Aufbringen des Nadelreizes jedes Mal um wenige Millimeter variiert. Es muss bei der gesamten Testuntersuchung darauf geachtet werden, dass die zu untersuchende Person keine Sicht auf den jeweils gerade verwendeten Stimulus hat, beziehungsweise die Kraftgrade der Nadelstimulatoren erkennen kann. Die S/R-Funktion wurde zuerst am Kontrollareal (Hand) und anschließend am Testareal (Rücken) durchgeführt (vgl. Kapitel 2.3.2.3). Die Reihenfolge der Reihe ist dem QST-Protokoll im Anhang zu entnehmen (s. Anhang 18).

2.3.2.2 Bestimmung der Druckschmerzschwelle

Durch Bestimmung der Druckschmerzschwelle über Muskulatur (Rolke et al. 2005) kann eine Charakterisierung des Tiefenschmerzes erfolgen. Bei dieser Untersuchungsmethode wird ein stumpfer Stimulus verwendet, der eine Kontaktfläche von 1 cm^2 aufweist (Rolke et al. 2006b) und mit einer Kraft bis maximal 1000 kPa aufgebracht wird. Bei dem in der Studie verwendeten Gerät handelt es sich um ein elektronisches Druckalgometer (s. Abbildung 6) (Somedic Production, Stockholm, Schweden). Im Gegensatz zu einem mechanischen Druckalgometer erfolgt die Anzeige der aufgebrauchten Kraft auf einem digitalen Display. Zudem gibt die zu untersuchende Person ihre Antwort auf die empfundene Druckschmerzschwelle nicht verbal, sondern über einen Druckknopf (Stopptaste) weiter. Die Durchführung erfolgt ebenso wie bei der Bestimmung der MPS und DMA anhand einer standardisierten Handlungsanweisung (Rolke et al. 2002). Bei der Testuntersuchung wird das Algometer über einem bestimmten Muskelareal auf die Haut gesetzt. Der aufgebrauchte Druck wird kontinuierlich erhöht (30 kPa/s). Die zu untersuchende Person wird gebeten, sofort die Stopptaste zu betätigen, sobald sich die Qualität des Druckgefühls verändert und zusätzlich das Gefühl eines Stechens oder ziehenden Schmerzes hinzukommt. Auch hierbei ist wieder darauf zu achten, dass die zu untersuchende Person keine Einsicht auf das Display mit der Anzeige für den Kraftanstieg hat. Diese Untersuchung erfolgte ebenfalls zuerst am Kontroll- und anschließend am Testareal (vgl. Kapitel 2.3.2.3).



Abbildung 6 Druckalgometer

2.3.2.3 Untersuchungsareale

Die Untersuchungsareale wurden für Patienten und gesunde Kontrollprobanden nach einem identischen Schema bestimmt. Für die Bestimmung der mechanischen Schmerzempfindlichkeit der Haut sowie der mechanischen Allodynie bei bewegten Reizen wurde als Kontrollareal der Handrücken gewählt. Dabei diente bei allen Kontrollprobanden und bei allen Patienten mit symmetrischen Rückenschmerzen die nicht-dominante Hand als Kontrollareal. Bei Patienten mit unilateralem Schmerz wurde immer die Hand ipsilateral zur Schmerzseite gewählt. Das lumbale Testareal lag bei allen Kontrollprobanden über dem *musculus erector spinae* von L1 und L5 mittig auf der Seite der nicht-dominanten Hand. Bei den Patienten wurde als Testareal ein Bereich über dem aktuellen lumbalen Schmerzbereich gewählt. Somit lag dieser Bereich bei Patienten mit unilateralem Schmerz auf derselben Seite wie das Kontrollareal an der Hand. Bei Patienten mit symmetrischen Schmerzen wurde ein Bereich über dem Schmerzareal auf der Seite der nicht-dominanten Hand gewählt und lag somit ebenfalls auf der Seite des Kontrollareals. Abbildung 7 und Abbildung 8 zeigen in hellgrauer Schraffur die Untersuchungsareale an Hand und Rücken für die Bestimmung der mechanischen Schmerzempfindlichkeit der Haut sowie der mechanischen Allodynie bei bewegten Reizen.



Abbildung 7 Kontrollareal an der Hand zur Bestimmung von MPS und DMA

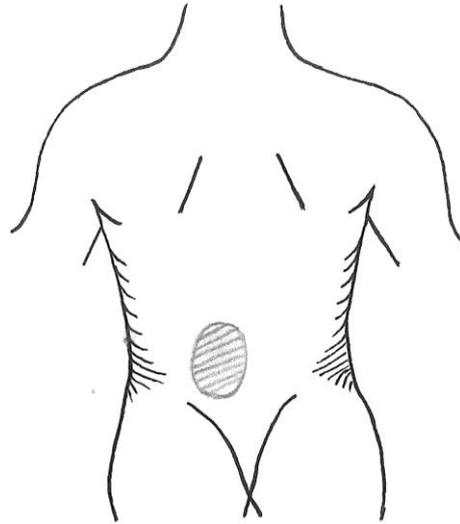


Abbildung 8 Testareal am Rücken zur Bestimmung von MPS und DMA

Für die Bestimmung der Druckschmerzschwelle wurde als Kontrollareal ein Bereich über dem proximalen Drittel des *musculus tibialis anterior* gewählt. Auch hier lag die Seitenwahl bei Patienten und Kontrollprobanden immer auf der ipsilateralen Seite zur zuvor für die Bestimmung der MPS und DMA gewählten Hand. Die Punkte der Messungen des lumbalen Testareales wurden so ausgewählt, dass eine detaillierte Karte zur Charakterisierung des Tiefenschmerzes über dem lumbalen Bereich erfasst werden konnte. Es wurden insgesamt 16 Punkte (8 rechts, 8 links) im Bereich zwischen L1 und L5 markiert, sodass ein rechteckiger Messbereich von 4x4 Messpunkten entstand. Die Abstände zwischen den auf einer Seite des Rückens befindlichen einzelnen Messpunkten wurden auf 2,5 cm genormt. Somit entstanden von kranial nach kaudal vier Reihen mit je vier Messpunkten wobei sich die medialen Reihen jeweils über den *musculus erector spinae* projizierten und einen Abstand von 5 cm zueinander hatten. Dieser soeben beschriebene Messbereich wurde in Anlehnung an den Bereich ausgewählt, der durch die Elektroden für die Elektromyographie erfasst wird. Die Messreihenfolge der Punkte erfolgte für jeden Probanden gleich und nach einer einmalig für die gesamte Studie festgelegten Abfolge (s. Anhang 18). Abbildung 9 und Abbildung 10 zeigen in hellgrauen Punkten die Untersuchungsareale an Unterschenkel und Rücken für die Bestimmung der Druckschmerzschwelle.



Abbildung 9 Kontrollareal am Unterschenkel zur Bestimmung der PPT

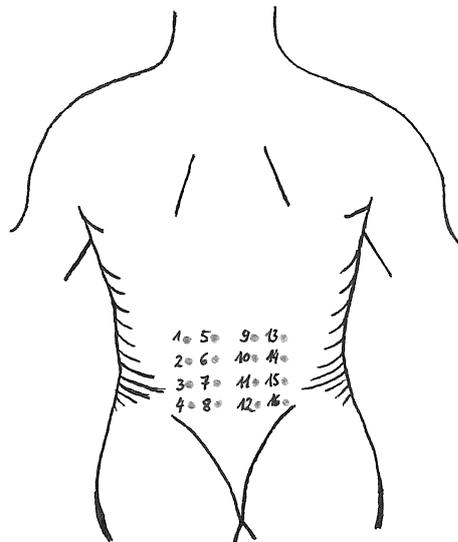


Abbildung 10 Testareal am Rücken zur Bestimmung der PPT

Bei der Reihenfolge der Testareale diente die standardisierte Handlungsanweisung der QST-Batterie (Rolke et al. 2002) als Richtlinie. Demnach erfolgte erst die Bestimmung der MPS sowie DMA und im Anschluss die Bestimmung der Druckschmerzschwelle. Bei jedem Messverfahren erfolgten - wie bereits erwähnt - erst die Messung des Kontrollareals und anschließend die Messung des Testareals. Der für diese Studie verwendete Erfassungsbogen für die QST ist im Anhang aufgeführt (s. Anhang 18).

2.3.3 Oberflächenelektromyographie

Zur Erfassung der oberflächlichen Elektromyographie der lumbalen Rückenmuskulatur wurde ein Mehrkanal-EMG verwendet. Dazu wurde ein teilweise wiederverwendbares Gitternetz von Klebeelektroden (OT Bioelettronica, Torino, Italien) angebracht, welches eine Größe von ungefähr 5x13 cm aufweist. Das Gitternetz umfasst 64 Elektroden von je einem Millimeter Durchmesser, die in 13 Reihen und 5 Säulen aufgeteilt sind (jeweils 8 mm Abstand zwischen den Elektroden), wobei ein Elektrodenplatz in der oberen rechten Ecke frei bleibt (s. Abbildung 11). Die fehlende Elektrode wurde als Ausgangspunkt zur Lokalisationsbestimmung der Elektroden verwendet. Zur Kontaktherstellung zwischen Haut und Elektroden wurden ca. 30 µl Kontaktgel auf die Elektroden in die Freiräume des Gitternetzes aufgetragen. Die Qualität eines EMG-Signals ist unter anderem von einem geringen Hautleitwiderstand (Impedanz) sowie einem stabilen Elektronenkontakt abhängig (Konrad 2005). Um die elektrische Leitfähigkeit zu optimieren und einen guten Kontakt zwischen den Elektroden mit Kontaktgel und der Haut zu gewährleisten, wurde das betreffende Hautareal vor dem Anlegen des Gitternetzes mit einem aufräuhenden Gel (Medic-Every, Parma, Italien) vorbehandelt und anschließend mit Wasser gesäubert. Zusätzlich wurde nach Fixation des Elektroden-Gitternetzes eine ausreichende zeitliche Spanne bis zur eigentlichen Messung berücksichtigt, um eine gute Impedanz zu ermöglichen.

Als Lokalisation für das EMG-Gitternetz wurde für alle Kontrollpersonen die rechte Lumbalseite gewählt. Bei der Patientengruppe erfolgte die Platzierung auf der schmerzhafteren Seite oder - bei symmetrischen Rückenschmerzen - ebenfalls auf der rechten Lumbalseite. Im Allgemeinen sollten oberflächliche EMG-Elektroden über einem möglichst zentralen Areal des zu messenden Muskels angebracht werden, um kontraktionsbedingte Verschiebungen des Muskels berücksichtigen zu können (Konrad 2005). Das Elektroden-Gitternetz wurde auf mittlerer Höhe zwischen L1 und L5 mit ca. 3 cm Abstand des medialen Randes zu den *processi spinosi* der *columna vertebralis* angebracht (s. Abbildung 11).

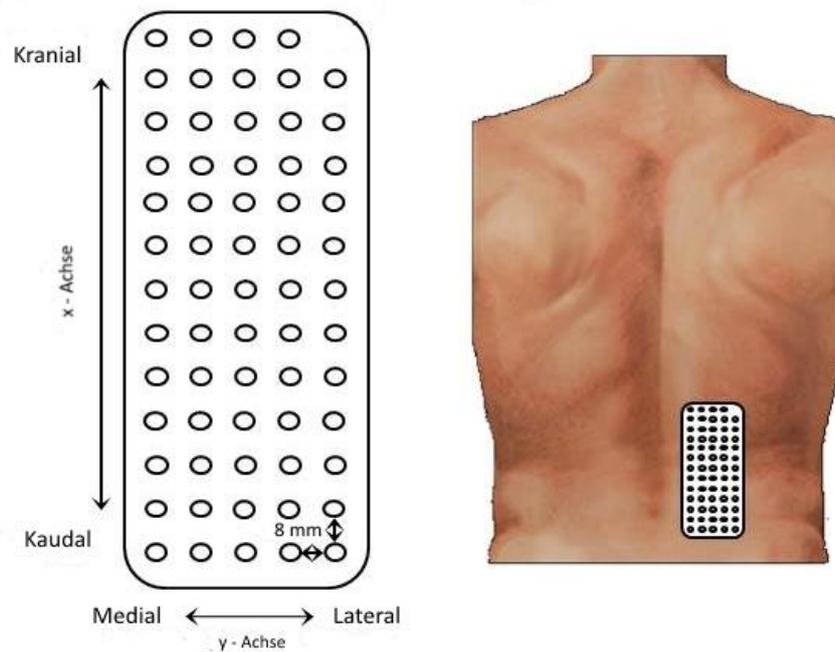


Abbildung 11 Elektroden-Gitternetz sowie dessen Lokalisation am Rücken (Falla et al. 2014, S.947) (Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Journals PAIN)

Durch die beschriebene Platzierung des Elektroden-Gitternetzes erfolgte das SEMG über dem *musculus erector spinae* mit seinen Anteilen *musculus longissimus lumborum*, *musculus iliocostalis lumborum*, *musculus spinalis thoracis* und *musculus multifidus*. Bei dynamischen Studien ist zudem auf eine mögliche Verschiebung der Elektroden durch die Verkürzung oder Verlängerung der Haut zu achten, wie es über dem *musculus erector spinae* bei Flexions- oder Extensionsbewegungen des Rückens möglich ist (Konrad 2005). Um diesen Aspekt einer möglichen Beeinträchtigung des EMG-Signals zu minimalisieren, wurde das Gitternetz primär in einer leichten Flexionsstellung von Hüfte und Wirbelsäule fixiert.

Die Referenzelektroden wurden am rechten Handgelenk angelegt sowie über dem *processus spinosus* des zwölften Brustwirbels (Th12) aufgeklebt. Hier wurde ebenfalls zuvor eine Hautreinigung vorgenommen und die Referenzelektrode am Handgelenk angefeuchtet. Die benötigten Anschlüsse und Kabel wurden teilweise mit elastischem Tape oder Netzstrümpfen und mit ausreichender Länge für den nötigen Bewegungsspielraum fixiert.

Das bipolare EMG-Signal wurde mit einem Faktor von 2000 verstärkt (128-Kanal SEMG Verstärker, OT Bioelettronica, Torino, Italien; 3 dB Bandpassfilter 10-500 Hz), mit einer

Abtastrate von 2048 Hz aufgenommen und mit Hilfe eines 12-Bit Analog-Digital-Wandlers in digitale Form umgewandelt, um anschließend am Computer angezeigt und analysiert werden zu können. Die EMG-Signalqualität und -validität aller eingehenden Signale wurde unmittelbar vor dem Messdurchlauf sowohl in leichter Oberkörperflexion durch Hüftflexionsstellung als auch anhand eines Testdurchlaufes in Form eines vollständigen Bewegungszyklus überprüft.

2.3.4 Motion Capture-System

Für eine umfassende dreidimensionale Bewegungsanalyse der aktiven Bewegungsübung (vgl. Kapitel 2.2) wurde das Motion Capture-System Qualisys (Qualisys AB, Göteborg, Schweden) mit 8 Kameras (Oqus 300+, Qualisys Motion Capture Camera, Qualisys AB, Göteborg, Schweden) und 21 passiven (Josefsson et al. 1996) Markern verwendet, welches durch Josefsson et al. als hochauflösende und detaillierte Analysemethode beschrieben wurde (Josefsson et al. 1996). Die Kameras wurden kreisförmig um den Versuchsaufbau positioniert. Für die Erfassung der Marker sendet jede Kamera Infrarotlicht, welches von den passiven Marker reflektiert wird. Diese Reflektionen können wiederum durch die digitalen Kameras erfasst und mittels einer entsprechenden Software (Track Manager, Qualisys AB, Göteborg, Schweden) am Computer in ein dreidimensionales Bild umgewandelt werden. Während des gesamten Bewegungsablaufes muss jeder Marker von mindestens drei Kameras erfasst sein. Für die vorliegende Studie wurden jeweils 17 oberflächliche sphärische Marker an bewegungsanalytisch relevanten Körperpunkten (Boston et al. 1995; Bonato et al. 2002; Bonato et al. 2003; Sanchez-Zuriaga et al. 2011; Scholtes et al. 2009) sowie 4 Marker an einer Seite der zu hebenden Kiste angebracht. Entlang der Wirbelsäule wurden Marker über den *processus spinosi* des siebten Halswirbels (C7) sowie des ersten (L1) und fünften (L5) Lendenwirbels angebracht. Die Position des Sakrums wurde durch zwei Marker über den *spinae iliaca posterior superior* bestimmt, dessen Verbindungslinie zusammen mit den jeweiligen Verbindungslinien zu L5 ein Dreieck ergaben. Weitere Marker wurden jeweils beidseitig über *acromion*, *epicondylus lateralis humeri*, *trochanter major*, *epicondylus lateralis femoris*, *malleolus tibialis* und *os metatarsale V* angebracht. Abbildung 12 zeigt die Positionen der Marker am Probanden. Jeder Proband stand während der aktiven Bewegungsübung auf zwei Kraftmessplatten, deren Daten mit dem Motion Capture-System synchronisiert wurden und Hinweise auf mögliche Gewichtsverlagerungen liefern können.

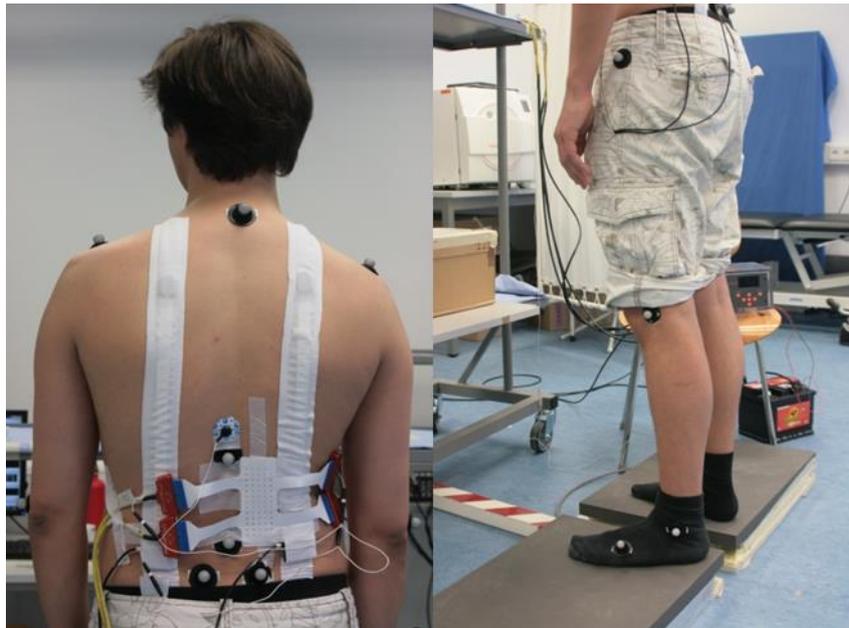


Abbildung 12 Positionen der sphärischen Marker am Probanden

2.3.5 Fragebögen

Im Rahmen der Studie wurde sowohl für die Patienten als auch für die Kontrollprobanden ein Fragebogenpaket (s. Anhang 4 bis 16) zusammengestellt, welches ein Spektrum unterschiedlicher Domänen erfasste. Für die vorliegende Arbeit sollen die Ergebnisse der Fragebögen als Referenz dienen, um vor allem die Gruppe der Patienten besser zu charakterisieren. Bei allen Studienteilnehmern beinhaltete dieses Fragenbogenpaket den Short Form-Gesundheitsfragebogen (SF-36), das State-Trait-Angst-Inventar (STAI-G X1/X2) und Fragen zur sozialrechtlichen Situation (Berufsfähigkeit, berufliche Tätigkeit, Arbeitsunfähigkeit aktuell und in den letzten 3 Monaten).

Der SF-36 ist ein einfaches Instrument, um die Lebensqualität zu erfassen. Durch 36 Items werden acht Dimensionen des Gesundheitsstatus (körperliche und soziale Funktionsfähigkeit, körperliche und emotionale Rollenfunktion, psychisches Wohlbefinden, Vitalität, Schmerzen, allgemeine Gesundheitswahrnehmung) abgedeckt, wobei sowohl ein positiver als auch ein negativer Gesundheitsstatus erfasst werden kann (Brazier et al. 1992). Die Auswertung erfolgte auf Basis des durch Brazier et al. beschriebenen Scorings (Brazier et al. 1992). Es erfolgt am Ende eine Transformierung der Scores auf einer Skala von 0 (schlechteste Gesundheit) bis 100 (beste Gesundheit) sowie die Berechnung einer körperlichen und psychischen Summenskala, die einen Vergleich mit einer Stichprobe der deutschen Normalbevölkerung ermöglicht.

Die STAI ist ein aus zwei Fragebögen (Form X 1; Form X 2) mit jeweils 20 Items bestehendes Instrument, das eine Messung von Angst ermöglicht (Spielberger et al. 1970). Die beiden Teile erlauben zusammen eine Erfassung der aktuellen und der habituellen Angst und können unabhängig voneinander erfasst werden (Seifeit 2002). Beide Skalen wurden von allen Studienteilnehmern vor Beginn der Untersuchungen ausgefüllt. Die State-Skala erfasst die aktuelle Zustandsangst. Sie hat 10 positiv und 10 negativ formulierte Items. Die Trait-Skala dient zur Erfassung der Angst als Eigenschaft und bezieht sich auf die allgemeine Neigung situationsabhängig mit Angst zu reagieren. Sie hat 13 positiv und 7 negativ formulierte Items. Alle Items werden auf einer 4-stufigen Antwortskala von 1 (überhaupt nicht) bis 4 (sehr) erfragt. Nach Umpolung der negativ formulierten Items werden jeweils durch Summierung die Skalenscores gebildet, die im Bereich zwischen 20 (angstfrei) und 80 (angstvoll) liegen. Für die Durchführung und Auswertung wurde die deutsche Version von Laux verwendet (Laux 1981).

Die Patienten wurden zusätzlich gebeten, einen spezifischen Fragebogen zu Kreuzschmerzen zu beantworten, welcher detailliert Lokalisation, Dauer, durchschnittliche und maximale Intensität, Verlauf, Qualität und Begleitsymptome des Schmerzes erfasst. Des Weiteren umfasste das Fragenbogenpaket der Patienten die Tampa Scale of Kinesiophobia (TSK), den Oswestry Disability-Index und die Pain Catastrophizing-Scale (PCS).

Die TSK (Miller et al. 1991; Vlaeyen et al. 1995) ist ein Fragebogen zur Erkennung von schmerzbezogener Bewegungsangst und zur Erfassung von Schmerzvermeidungsverhalten durch Angst vor erneuter Verletzung (Vlaeyen et al. 1995). Speziell für chronische Rückenschmerzpatienten stellten Vlaeyen et al. die TSK als wichtige Methode dar, um die Beeinträchtigungen durch Bewegungsangst von denen durch akute Schmerzintensität abzugrenzen (Vlaeyen et al. 1995). Der Fragebogen umfasst 17 Items auf einer 4-stufigen Antwortskala von 1 (überhaupt nicht einverstanden) bis 4 (völlig einverstanden). Nach Umpolung der Items 4, 8, 12 und 16 wird der Summenscore errechnet, welcher in einem Bereich von 17 bis 68 (große Kinesiophobia) liegt. In der Studie wurde die deutsche Version der Abteilung für Medizinische Psychologie der Ruhr-Universität Bochum verwendet (Rusu et al. 2014).

Der Oswestry Disability-Index stellt eine fundierte Messmethode zur Erfassung von schmerzbezogenen Beeinträchtigungen in Bezug auf Rückenschmerzen dar (Fairbank und

Pynsent 2000). Er umfasst 10 Items in einer 6-stufigen Antwortskala bezüglich der Beeinträchtigung durch den Rückenschmerz (0 = keine Einschränkung, 5 = volle Einschränkung) in der aktuellen Situation sowie in 9 verschiedenen Aktivitäten des Alltags (Körperpflege, Heben, Gehen, Sitzen, Stehen, Schlafen, Sexualleben, Sozialleben, Reisen). Der Ergebnisscore liegt im Bereich von 0 bis 50. Nach einer Umwandlung des Scores in eine prozentuale Skala entsprechen Ergebnisse von 0-20 % einer minimalen Einschränkung und Ergebnisse von 81-100 % einem bettlägerigen Patienten (Rocchi et al. 2005). Für die Durchführung und Auswertung wurde die deutsche Version des Oswestry Disability-Index verwendet: Behinderungsfragebogen bei Rückenbeschwerden: Oswestry Disability Questionnaire – Deutsche Version (ODQ-D) (Mannion et al. 2006).

Die PCS (Sullivan et al. 1995) ist ein Fragebogen zu Erfassung von Katastrophisierung erlebter Schmerzen. Die PCS stellt eine multidimensionale Messmethode (Osman et al. 1997) dar, indem drei Faktoren (Rumination, Verstärkung, Hilflosigkeit) von Katastrophisierung erfasst werden. In 13 Items werden die Patienten zu Gefühlen und Gedanken erfragt, die sie unter Schmerzen erleben. Für die Beantwortung liegt eine 5-stufige Antwortskala von 0 (trifft überhaupt nicht zu) bis 4 (trifft immer zu) vor. Durch Summierung erhält man den Ergebnisscore, der im Bereich zwischen 0 und 52 liegt, wobei ein Ergebnisscore von mindestens 30 einem klinisch relevanten Level an Katastrophisierung entspricht (Sullivan 2009). Durchführung und Auswertung erfolgten nach der Deutschen Version der PCS (Meyer et al. 2008).

2.3.6 Epionics SPINE-System

Das Epionics SPINE System (Epionics Medical GmbH) ist ein neues, nicht-invasives Verfahren, welches eine Bewegungsanalyse des Rückens im lumbalen und unteren thorakalen Bereich der Wirbelsäule als Kurz- und Langzeitmessung bis zu 24 Stunden erlaubt (Taylor et al. 2010). Für die Messung werden mit Hilfe von speziellen Klebestreifen zwei flexible Sensorstreifen paravertebral nach einem standardisierten Protokoll (Instruction Manual Epionics SPINE, 2011) der Epionics Medical GmbH anbracht und liegen dem Rücken direkt an (s. Abbildung 13). Das leichte System kann so angelegt ohne weiteres im Alltag getragen werden. Durch die in die Sensorstreifen eingearbeiteten Sensoren können je 12 verschiedene Segmente in Bezug auf die normale Körperhaltung und den Bewegungsumfang des Rückens analysiert werden (Consmuller et al. 2012). Zur Standardisierung der Analyse

des Bewegungsumfangs liegt dem Untersucher eine Kurzzeitchoreographie (Instruction Manual Epionics SPINE, 2011) vor, die mit einem begleitenden Tablet-PC die verschiedenen Bewegungen in Reihenfolge und Ausführung durch genauen Wortlaut vorgibt und erklärt. Zu diesen Bewegungen des Oberkörpers gehören unter anderem Flexion, Extension, Rotation, laterale Flexion und Pile-Test im Stehen, die als Kurzzeitchoreographie auch in dieser Studie unverändert angewendet wurden. Das Verfahren soll die Diagnostik und Therapie von akuten und chronischen Rückenschmerzpatienten in der Klinik unterstützen, indem schmerzbezogene funktionelle Bewegungs- und Verhaltensstörungen des Rückens erkannt und gegebenenfalls gezielt die funktionelle Kapazität wiederhergestellt werden kann (Kwiatek 2011). Allerdings steht eine Validierung in diesem klinischen Zusammenhang noch aus.

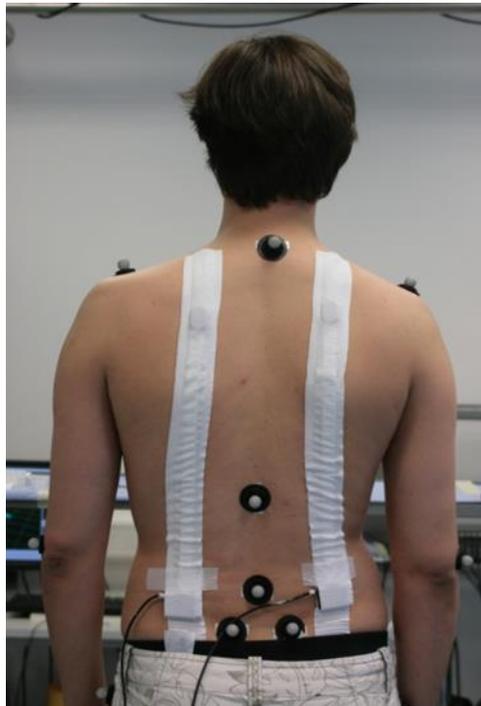


Abbildung 13 Position der Sensorstreifen am Probanden

Für diese Studie wurde das Epionics SPINE-System zur Erfassung des Bewegungsumfangs und der Bewegungsdynamik als zusätzliches Messverfahren während der eigentlichen standardisierten Bewegungsübung eingesetzt. In der vorliegenden Arbeit wird auf die Daten des Epionics SPINE-Systems und den Zusammenhängen zwischen diesen und den Daten der schon genannten Messverfahren nicht weiter eingegangen.

2.4 Spezifische und statistische Analyse

Durchschnittswert, Standardabweichung (SD) und Standardfehler (SE) für die Testung der MPS und DMA wurden mit Hilfe von Excel (Microsoft Excel 2010, Microsoft Corporation) errechnet und graphisch dargestellt. Für die statistische Analyse wurde mit den Statistikprogrammen SPSS (IBM SPSS Statistics 22, IBM Corporation) sowie STATISTICA (STATISTICA 11.0, StatSoft Inc., USA) gearbeitet und je nach Fragestellung Kolmogorov-Smirnov-Tests, t-Tests (T), ANOVA-Tests (F) sowie Wilcoxon-Test (W) durchgeführt und Korrelationskoeffizienten (R) bestimmt. Ein post-hoc-Student-Newman-Keuls-Test (SNK) wurde zum paarweisen Mittelwertvergleich bei durch ANOVA erhobenen signifikanten Unterschieden zusätzlich durchgeführt. Als statistisch signifikant wurde $P < 0,05$ (5%) gewertet.

Die Auswertung der Rohdaten und die feinanalytische Bearbeitung der Elektromyographie und des Motion Capture-Systems erfolgten nach dem etablierten Auswertungsverfahren des BCCN (Bernstein Center for Computational Neuroscience) und wurden von Dr. Gizzi durchgeführt (vgl. Kapitel 2.4.3; 2.4.4). Die Aufbereitung der restlichen Daten für die statistische Analyse fiel in meinen Aufgabenbereich. Die letztliche statistische Analyse aller aufbereiteten Daten erfolgte in Zusammenarbeit mit Prof. Dr. Falla.

2.4.1 Subjektive Schmerzwahrnehmung

Zur Auswertung der erhobenen Schmerzskaleten wurden diese tabellarisch aufgelistet. Ein ANOVA-Test mit post-hoc-SNK wurde zur statistischen Analyse durchgeführt. Als Faktor wurden hierfür die subjektiven Schmerzintensitäten der Patienten über den zeitlichen Verlauf berücksichtigt (zu Beginn, 40 s, 80 s, 120 s, 160 s während der Bewegungsübung sowie 3 min nach Abschluss der Übung). Zudem wurden Korrelationskoeffizienten bestimmt, um den Zusammenhang zwischen der maximalen Schmerzintensität während der Bewegungsübung und der Ausgangsintensität, der durchschnittlichen Intensität während der letzten 4 Wochen, der Schmerzdauer sowie den Werten von Oswestry Disability-Index, SF-36, TSK, PCS und STAI zu ermitteln.

2.4.2 Quantitative Sensorische Testung

Für die Auswertung der MPS wurde für jeden Probanden der Single MPS-Score errechnet, der sich aus dem geometrischen Mittel aller Werte ergibt. Um auch Ergebnisse mit dem Wert 0 berücksichtigen zu können, wurde zuvor jedem Wert eine kleine Konstante von

0,1 addiert. Des Weiteren wurde der prozentuale Anteil aller schmerzhaften Reize sowohl aus den insgesamt 35 Reizen (jeweils 5 Reize pro Stimulusintensität) als auch pro Stimulusintensität (8 mN, 16 mN, 32 mN, 64 mN, 128 mN, 256 mN, 512 mN) jeweils in Abhängigkeit von Lokalisation (Hand, unilateraler Rücken), Gruppe (Patient, Proband) und Zeit (vorher, nachher) ermittelt. Ein ANOVA-Test mit 4 Faktoren wurde sowohl mit den Single MPS-Score-Werten als auch mit den Werten des prozentualen Anteils aller schmerzhaften Reize durchgeführt, wobei die Probandengruppe (Patienten, Kontrollprobanden), das Geschlecht (Männer, Frauen), die Zeit (vorher, nachher) und die Lokalisation (Hand, unilateraler Rücken) als Faktoren einbezogen wurden.

Ein ANOVA-Test mit 3 Faktoren wurde mit den erfassten PPT-Werten durchgeführt, wobei die Probandengruppe (Patienten, Kontrollprobanden), die Zeit (vorher, nachher) und die Lokalisation (8 Punkte über die unilaterale Lumbalregion verteilt) als Faktoren einbezogen worden. Zusätzlich wurde ein ANOVA-Test mit dem Faktor Geschlecht (Männer, Frauen) in Abhängigkeit von den Probandengruppen (Patienten, Kontrollprobanden) durchgeführt. Zudem wurde ein ANOVA-Test des Kontrollareales mit den Faktoren Zeit (vorher, nachher) und Probandengruppe (Patienten, Kontrollprobanden) durchgeführt.

2.4.3 Elektromyographie

Mit der oberflächlichen Mehrkanal-Elektromyographie wurden insgesamt 59 bipolare EMG-Signale erfasst (4x12 und 1x11 Elektronenpaare bei insgesamt 64 Elektronen). Das erhaltene Roh-EMG wurde mit Hilfe der verwendeten Software (OTBiolab V.1.8) erfasst und zunächst gleichgerichtet (Vollgleichrichtung), wobei der Betrag aller Signale gebildet wurde. Dieser Schritt ist nötig, um Standardamplitudenwerte errechnen zu können, da diese ansonsten in der Summe Null betragen würden (Konrad 2005). Von jeder bipolaren Messung von benachbarten, nichtüberlappenden Signalabschnitten von einer Sekunde (Merletti et al. 1990) wurden *root mean square* und die mittlere Frequenz des Leistungsdichtespektrums errechnet.

Der RMS-Wert (Konrad 2005, S. 27–28) ist ein gemittelter Amplitudenparameter mit der Einheit Millivolt (*mV*). Er gilt als empfohlener Standardalgorithmus beim digitalen Glättungsverfahren, wobei nichtreproduzierbare Amplitudenspitzen aus dem Roh-EMG eliminiert werden. Die daraus resultierende Kurve gibt den gemittelten Signaltrend der Amplitude an und stellt somit einen Wert für die mittlere Leistung des Signals dar.

root mean square: Der RMS errechnet sich aus den ermittelten Amplitudeneinzelwerten (Zahl 1 bis Zahl n), indem die Quadrate dieser Werte addiert werden, durch ihre Anzahl (n) geteilt und daraus die Quadratwurzel gezogen wird.

Bezüglich der Frequenzanalyse (Konrad 2005, S. 40) zählt die mittlere Frequenz des Leistungsdichtespektrums zu den wichtigsten EMG-Frequenzparametern. Hierfür nutzt man den Fast Fourier-Transformationsalgorithmus, um das Roh-EMG-Signal zuvor aus einer Überlagerung von Sinuskurven in seine einzelnen Frequenzkomponenten umzuwandeln und das Leistungsdichtespektrum als Graph darstellen zu können.

Mittlere Frequenz: Die MF gibt den mathematischen Mittelwert der Spektrumskurve wieder.

Für die Datenverarbeitung und die statistische Analyse wurden die realen Messwerte verwendet. Für die graphischen Darstellungen wurden die Werte um den Faktor 8 erweitert. Für eine Charakterisierung der räumlichen Verteilung der Muskelaktivität wurden folgende Werte von den erfassten EMG-Signalen bestimmt: RMS-Mittelwert und MF-Mittelwert aller 59 Signale sowie die Koordinaten (x- und y-Koordinaten) des Schwerpunktes der RMS-Karte in medio-lateraler und kranio-kaudaler Richtung (Falla und Farina 2007). Die Werte für RMS, MF und x- und y-Koordinaten des RMS-Schwerpunktes wurden pro Zyklus während der maximalen Hebe- sowie der maximalen Senkgeschwindigkeit (ermittelt durch das synchronisierte Motion Capture-System) der Bewegungsübung bestimmt. Ein Vergleich der EMG-Daten zum jeweiligen Zeitpunkt der maximalen Geschwindigkeit war möglich, da sich diese zwischen den beiden Gruppen nicht unterschied (vgl. Kapitel 3.5). Die Daten jeder EMG-Variable wurden zu Beginn (Mittelwert von Zyklus 2-4), Mitte (Mittelwert von Zyklus 12-14) und Ende (Mittelwert von Zyklus 22-24) der gesamten Bewegungsübung als eine Funktion der Zeit ermittelt und dargestellt. Damit ein Vergleich der Daten zwischen den Gruppen möglich war, wurden alle RMS- und MF-Werte als prozentuales Verhältnis des Ausgangswertes (erster Zyklus der Bewegungsübung) dargestellt. Zusätzlich wurde mit Hilfe der graphischen Darstellung die Veränderung der Koordinaten des RMS-Schwerpunktes über die Zeit der Bewegungsübung ermittelt und graphisch dargestellt. ANOVA-Tests wurden für die erhobenen EMG-Variablen (RMS, MF, y- und x-Koordinate des Schwerpunktes) durchgeführt. Dies erfolgte sowohl für die Hebephase als auch für die Senkphase unter Berücksichtigung der Probandengruppen

(Patienten, Kontrollprobanden) und der Phasen der gesamten Bewegungsübung (Beginn, Mitte, Ende).

2.4.4 Motion Capture-System

Die Datenerfassung für eine Datenauswertung und statistische Analyse des Motion Capture-Systems erfolgt mit Hilfe der zugehörigen Software (Qualisys track manager v. 2.78). Nach Kalibrierung des Motion Capture-Systems wird durch die Software ein orthogonales Koordinatensystem erstellt (x-, y-, z-Achse). Die Kraftmessplatten und Marker werden durch die Software in dieses Koordinatensystem integriert. Positionsveränderungen der Marker infolge von Bewegung können sowohl zueinander als auch in Bezug zu den räumlichen Achsen erfasst werden. Dadurch können Bewegungsbahnen ermittelt und Geschwindigkeits-, Winkel- und Rotationsveränderungen in Zusammenhang zu der jeweiligen Bewegung und der zugehörigen Körperpartie gesetzt werden. Die Bewegungsbahnen einschließlich Geschwindigkeit und Beschleunigung wurden berechnet (MatLab 2011a, The MathWorks Inc.). Beginn und Ende eines Bewegungszyklus sowie die Unterscheidung zwischen statischem und dynamischem Teil der Bewegungsübung wurden über die allgemeine Geschwindigkeit v der Kiste ermittelt. Die Berechnung erfolgt über die erste Ableitung (*derivative*) von Weg s und Zeit t :

$$v(t) = s'(t)$$

Die Bewegungsamplitude des Rückens wurde mit Hilfe des C7-L1-L5-Winkels in sagittaler Ebene erfasst. Für jeden Bewegungszyklus konnte somit eine Bewegungsanalyse des Rückens in Geschwindigkeit und Bewegungsamplitude erstellt werden. Zur Auswertung wurde die maximale Geschwindigkeit aller Patienten mit den Kontrollprobanden verglichen sowie der Bewegungsumfang der Wirbelsäule (*range of motion*, ROM) - bezogen auf einen Bewegungszyklus - ausgewertet. Die Marker der oberen und unteren Extremitäten dienten der Erfassung von Schulter-, Hüft-, Knie-, und Fußbewegungen, um mögliche Ausgleichbewegungen in Form von beispielsweise Flexion oder Veränderungen in der Bewegungsweite detektieren zu können (Boston et al. 1995). Hierfür wurden Winkel aus dem jeweiligen Marker sowie dessen proximalem und distalem Marker gebildet und über den Bewegungsverlauf beurteilt. Die über die Winkel berechneten Bewegungsumfänge wurden - ebenfalls auf einen Bewegungszyklus bezogen - ausgewertet. Die Daten des Motion Capture-Systems wurden darüber hinaus zeitlich mit den EMG-Messwerten synchronisiert

(vgl. Kapitel 2.4.3.). Die statistische Analyse erfolgte durch ANOVA-Tests mit den erfassten Winkeln von Hüfte, Knie, oberem Sprunggelenk und Wirbelsäule, den Verlaufsabschnitten eines Zyklus der Hebeübung (Unterteilung des gesamten zeitlichen Verlaufes eines Bewegungszyklus in 10 Abschnitte) sowie den Gruppen (Patienten, Kontrollprobanden) als Faktoren. Abbildung 14 zeigt eine Darstellung aller mittels Motion Capture-System erfassten Messpunkte (grün) sowie die für die statistische Analyse errechneten Winkel (α).

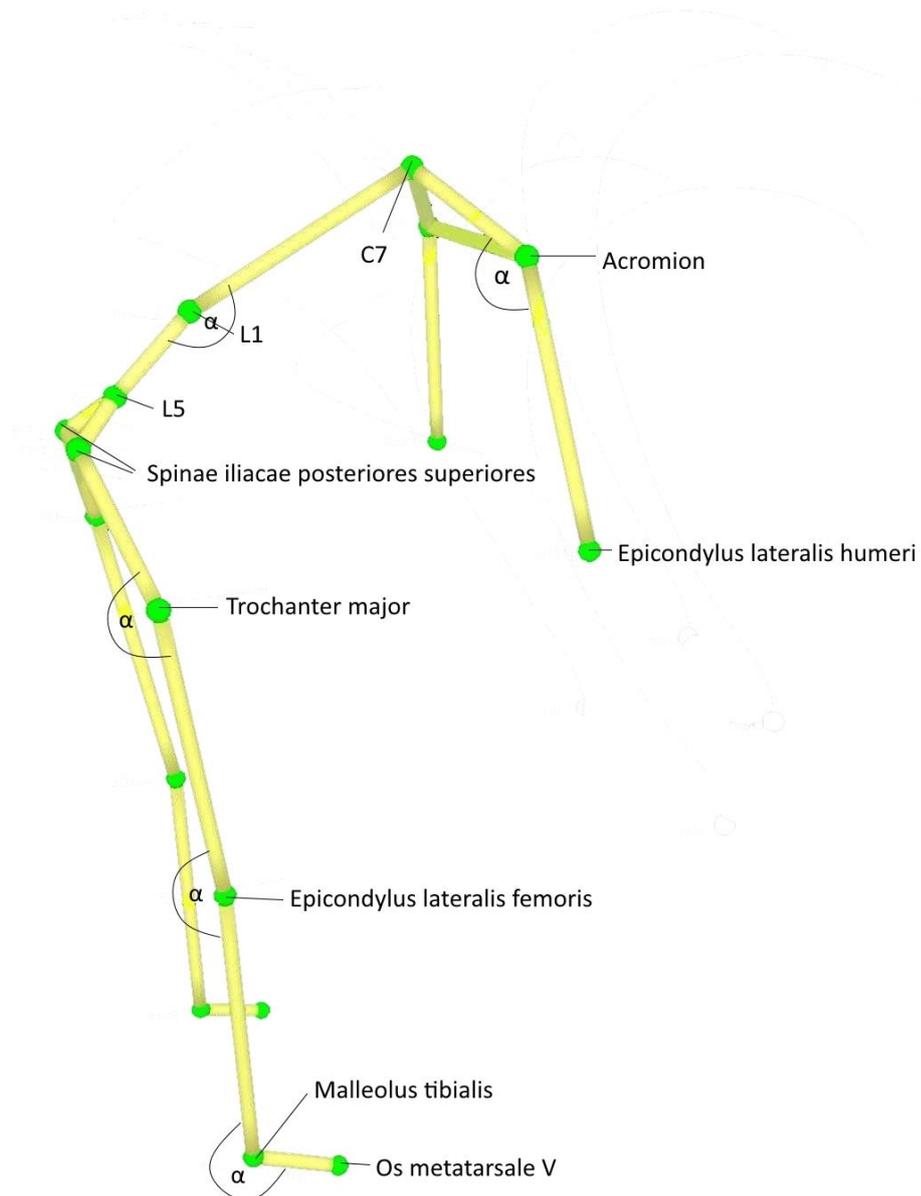


Abbildung 14 Darstellung aller mittels Motion Capture-System erfassten Messpunkte sowie Darstellung der errechneten Winkel

3 Ergebnisse

3.1 Allgemeine Ergebnisse

Für die Studie wurden ursprünglich 20 Teilnehmer (elf weibliche und neun männliche) in die Patientengruppe und 19 Teilnehmer in die Kontrollgruppe (neun weibliche und zehn männliche) aufgenommen. Aufgrund unvollständiger EMG-Messungen bei drei Studienteilnehmern (2 Kontrollprobanden, 1 Patient) wurden diese Studienteilnehmer vom endgültigen Ergebnispool ausgeschlossen. Das Alter in der Patientengruppe lag zwischen 22 und 44 Jahren (Durchschnittsalter \pm Standardabweichung: $32,2 \pm 9,5$) und in der Kontrollgruppe zwischen 21 und 44 Jahren ($29,4 \pm 7,4$).

Die Fragebogenauswertung erfolgte nach den jeweils standardisierten Auswertungsverfahren. Hier zeigten sich im Allgemeinen keine besonderen Auffälligkeiten. Für den SF-36 ergaben sich Scores im Normbereich für Patienten ($50,0 \pm 6,3$) und Kontrollprobanden ($44,9 \pm 7,4$). Der STAI-Score lag für beide Fragebögen bei den Patienten (Form X 1: $35,4 \pm 6,3$; Form X 2: $40,1 \pm 7,2$) im Vergleich zu den Kontrollprobanden (Form X 1: $30,8 \pm 5,3$, Form X 2: $30,5 \pm 6,4$) signifikant höher (Form X 1: $T=2,4$; $p=0,024$; Form X 2: $T=4,2$; $p=0,0001$). Im TSK-Fragebogen ergaben sich keine Werte ($32,1 \pm 6,8$), die auf eine ausgeprägte schmerzbezogene Bewegungsangst bzw. Schmerzvermeidungsverhalten der Patienten hinwiesen. Im Oswestry-Fragebogen wurden niedrige Werte ($13,8 \pm 7,0$) ermittelt, die für eine minimale bzw. geringe schmerzbezogenen Beeinträchtigungen der Rückenschmerzpatienten sprechen. Bei der PCS ($14,5 \pm 8,7$) zeigte sich bis auf einen Patienten mit einem absoluten Wert von 39 kein klinisch relevantes Level an Katastrophisierung (Score $>$ 30). Eine Übersicht über die Stammdaten der Studienteilnehmer einschließlich der erfassten Schmerzintensitäten, Score-Erhebungen der Fragebögen sowie Mittelwerte aller Punkte der Druckschmerzschwellenwerte zeigt Tabelle 4.

Tabelle 4 Stammdaten der Studienteilnehmer einschließlich der erfassten Schmerzintensitäten, Score-Erhebungen der Fragebögen sowie Mittelwerte aller Punkte der Druckschmerzschwellenwerte (unter Angabe von Durchschnittswert und Standardabweichung) (modifiziert nach: Falla et al. 2014)

Stammdaten	Patienten	Kontrollprobanden
Alter	32,3 ± 9,5	29,4 ± 7,4
Geschlecht (in % männlich)	42	53
Größe (in cm)	177,0 ± 9,4	176,1 ± 13,8
Gewicht (in kg)	73,8 ± 12,5	70,2 ± 13,8
Finger-Boden-Abstand (in cm)	6,5 ± 7,4	1,7 ± 4,9
Zeit seit erstmaligem Auftreten von relevanten Rückenschmerzen (in Monaten)	31,6 ± 28,2	
durchschnittliche Schmerzintensität der letzten 4 Wochen (NRS)	3,1 ± 2,0	
größte Schmerzintensität der letzten 4 Wochen (NRS)	5,6 ± 2,2	
aktuelle Schmerzintensität	1,8 ± 1,5	
Oswestry Disability-Score (in %)	13,8 ± 7,0	
SF-36 (gesamt)	50,0 ± 6,3	44,9 ± 7,4
körperliche Summenskala	54,1 ± 3,4	43,9 ± 7,7
psychische Summenskala	45,9 ± 5,9	46,0 ± 7,2
TSK	32,1 ± 6,8	
PCS	14,5 ± 8,7	
STAI Form X 1	35,4 ± 6,3	30,8 ± 5,3
STAI Form X 2	40,1 ± 7,2	30,5 ± 6,4
PPT-Mittelwert aller Punkte pre (in kPa)	268,0 ± 165,9	320,1 ± 162,1
PPT-Mittelwert aller Punkte post (in kPa)	242,0 ± 166,7	322,0 ± 179,5

3.2 Subjektive Schmerzwahrnehmung

Am Tag der Studie wurde der aktuelle Schmerz der Lumbalregion von den Rückenschmerzpatienten mit $1,8 \pm 1,5$ eingestuft, wobei nicht jeder Patient einen Schmerz an-

gab. Mit dem Verlauf der sich wiederholenden Bewegungsübungen konnte eine signifikante Zunahme der Schmerzintensität bei 120 s und 160 s im Vergleich zum Ausgangsniveau verzeichnet werden ($F=5,1$; $P<0,001$). Die subjektive Schmerzintensität fiel 3 Minuten nach Beendigung der Bewegungsübung wieder auf das Ausgangsniveau zurück. Eine graphische Darstellung des Verlaufes der Schmerzintensität zeigt Abbildung 15. In der Kontrollgruppe wurden weder in Ruhe noch während der sich wiederholenden Bewegungsübung Rückenschmerzen angegeben. Die maximale subjektive Schmerzintensität der Rückenschmerzpatienten während der Bewegungsübung korrelierte sowohl mit der anfänglich eingestuften Schmerzintensität ($R=0,87$; $P<0,0001$) als auch mit der durchschnittlichen Schmerzintensität über die letzten vier Wochen ($R=0,46$; $P<0,05$) (s. Abbildung 16). Es zeigten sich keine signifikanten Korrelationen mit der Zeit seit dem erstmaligen relevanten Auftreten von Rückenschmerzen oder den Score-Erhebungen der einzelnen Fragebögen (Oswestry Disability-Index, SF-36, TSK, PCS, STAI).

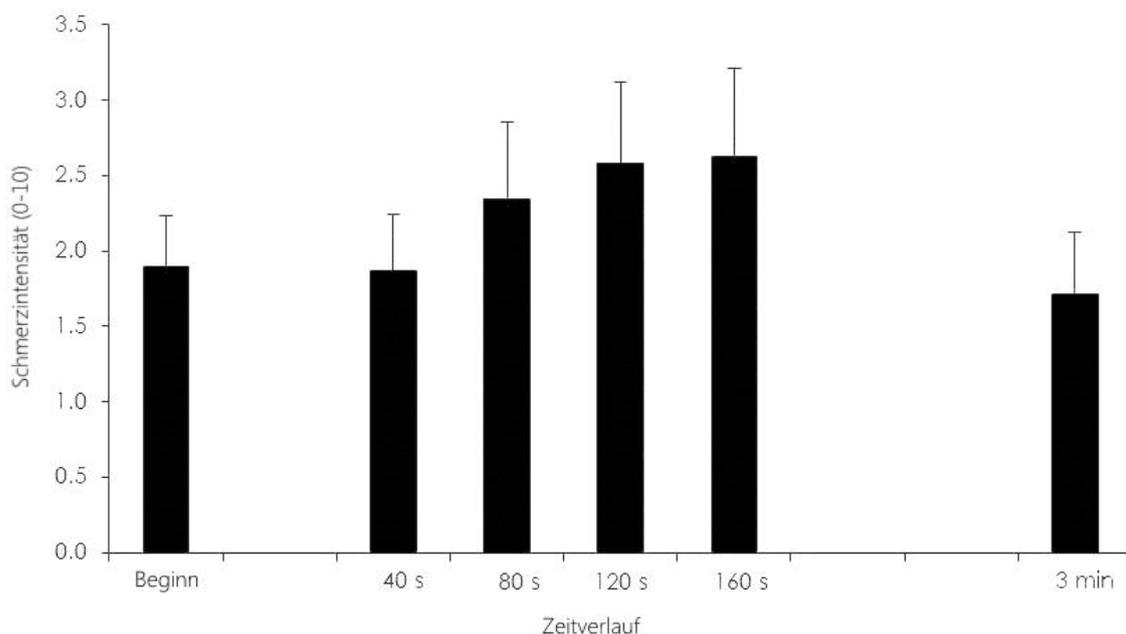


Abbildung 15 Schmerzintensität der Rückenschmerzpatienten im zeitlichen Verlauf (Falla et al. 2014, S.948) (Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Journals PAIN)

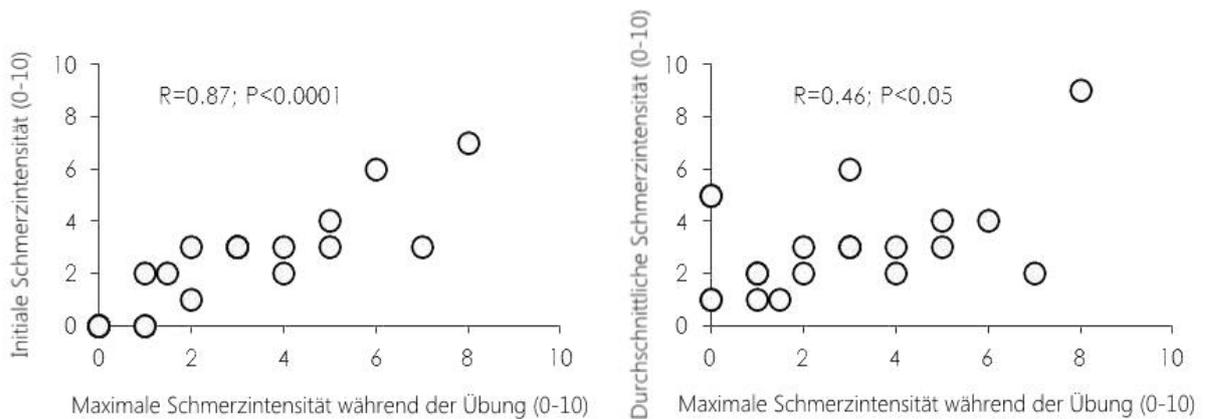


Abbildung 16 Korrelation der maximalen Schmerzintensität während der Bewegungsübung mit der anfänglichen Schmerzintensität sowie der durchschnittlichen Schmerzintensität der letzten 4 Wochen (Falla et al. 2014, S.948) (Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Journals PAIN)

3.3 Quantitative Sensorische Testung

Für die spezifische Auswertung der Druckschmerzschwellen wurden nur unilaterale Werte berücksichtigt. Für alle Kontrollprobanden wurde die rechte Lumbalregion ausgewertet. Für die Patienten wurde die jeweils schmerzhaftere Seite bzw. bei Symmetrie der Rückenschmerzen ebenfalls die rechte Lumbalregion ausgewertet. Die PPT-Messung zeigte eine Abhängigkeit der Gruppen und Lokalisation der Druckmessung ($F=4,2$; $P<0,001$). Die Patientengruppe zeigte niedrigere PPT-Werte in allen Messpunkten außer Punkt 14 und 15 (rechtsseitig) bzw. 2 und 3 (linksseitig) (vgl. Kapitel 2.3.2.3, Abbildung 10) im Vergleich zur Kontrollgruppe. In diesen Punkten konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen verzeichnet werden (Mittelwert Punkt 14: Patienten: $231,7 \pm 125,5$ kPa; Kontrollen: $279,7 \pm 165,9$ kPa) (Mittelwert Punkt 15: Patienten: $259,8 \pm 184,9$ kPa; Kontrollen: $275,6 \pm 142,8$ kPa).

Die PPT-Messung zeigte außerdem eine Abhängigkeit der Gruppen in Bezug zur Zeit ($F=3,9$; $P<0,05$). Die Druckschmerzschwellenwerte waren nach der Bewegungsübung bei den Rückenschmerzpatienten signifikant niedriger im Vergleich zu den Ausgangswerten vor der Bewegungsintervention (Mittelwert aller Punkte: pre: $268,0 \pm 165,9$ kPa; post: $242,0 \pm 166,7$ kPa). Bei der Kontrollgruppe konnten dagegen keine Unterschiede zwischen

den beiden Messpunktzeiten verzeichnet werden (Mittelwert aller Punkte: pre: $320,1 \pm 162,1$ kPa; post: $322,0 \pm 179,5$ kPa). Eine graphische Darstellung der mittleren Druckschmerzschwellenwerte zeigt Abbildung 17.

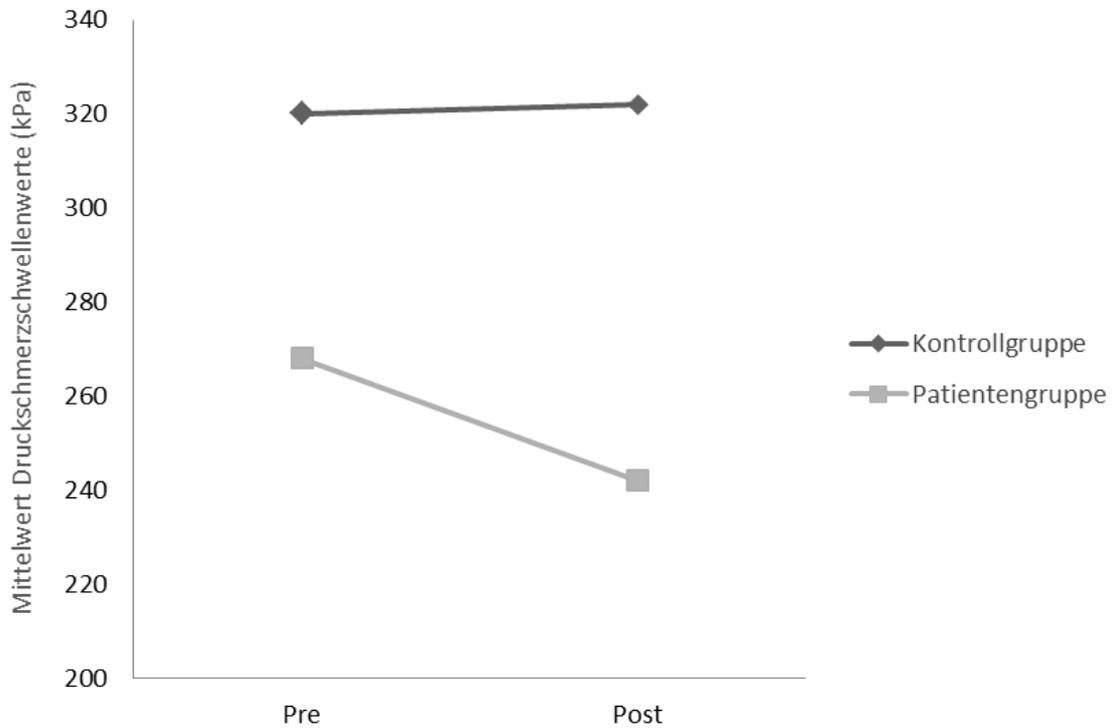


Abbildung 17 mittlere Druckschmerzschwellenwerte der Studiengruppen jeweils vor sowie nach der Bewegungsübung mit signifikanter Abnahme in der Patientengruppe

Die prozentuale Abnahme der Schmerzschwelle zeigte eine Abhängigkeit in Bezug auf die Gruppen ($F=4,0$; $P<0,05$) nicht jedoch in Bezug auf die Lokalisation der Messung ($F=1,6$; $P=0,12$). Dies bedeutet, dass die Patientengruppe eine Abnahme der mittleren Druckschmerzschwelle über den gesamten Messbereich nach der Bewegungsübung im Vergleich zur Kontrollgruppe aufwies. Besonders deutlich zeigte sich der Abfall der Druckschmerzschwelle im kranialen Lumbalbereich der Rückenschmerzpatienten. Abbildung 18 zeigt eine topographische Karte der Druckschmerzschwellenwerte von 8 Punkten über der unilateralen Lumbalregion.

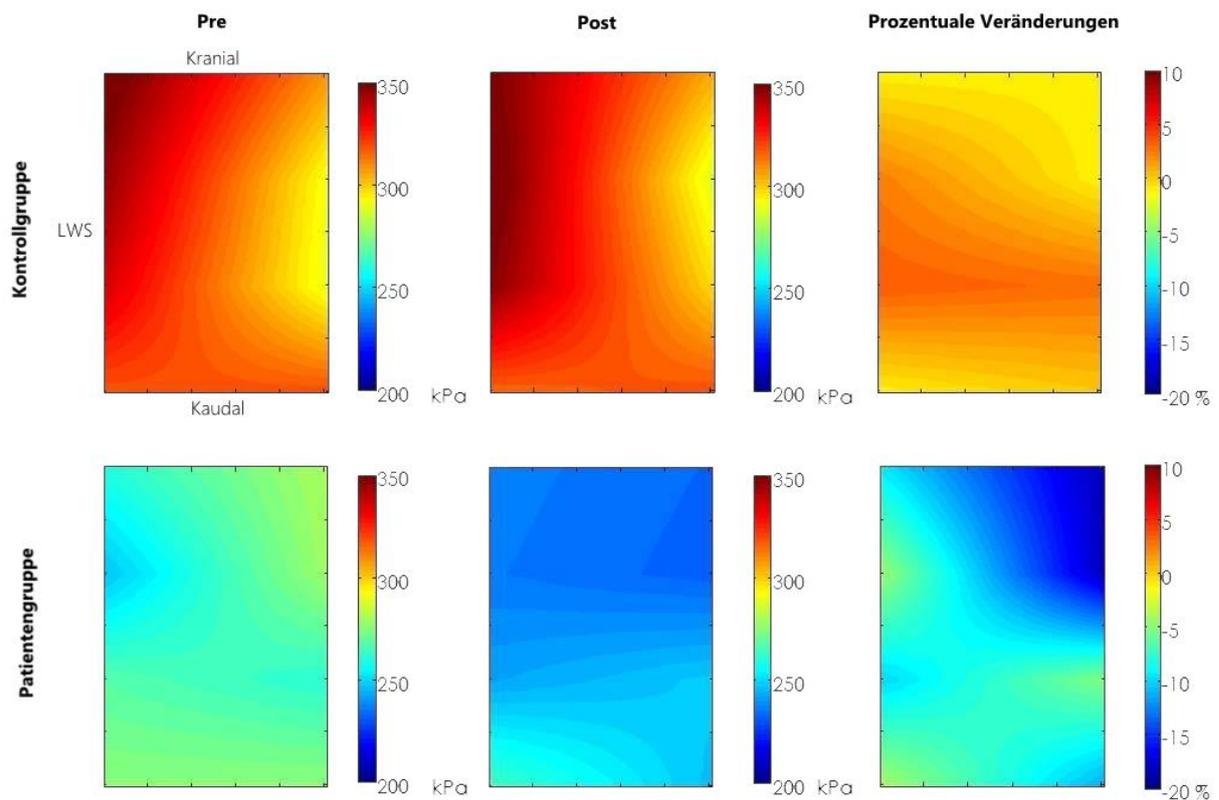


Abbildung 18 topographische Karten der Druckschmerzschwellenwerte von 8 Punkten über der unilateralen Lumbalregion für Kontroll- und Patientengruppe vor und nach der Bewegungsübung sowie deren prozentuale Veränderungen (Falla et al. 2014, S.948) (Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Journals PAIN)

Bei signifikant höheren STAI-Score-Werten (vgl. Kapitel 3.1.) und signifikant niedrigeren PPT-Werten der Patienten erfolgten Korrelationsberechnungen, welche jedoch weder für den STAI Form X 1 noch für den STAI Form X 2 eine signifikante Korrelation mit den Druckschmerzschwellen ergaben (STAI Form X 1: $R=0,97$; $P>0,05$; STAI Form X 2: $R=-2,56$; $P>0,05$). Es zeigte sich lediglich eine Tendenz der Korrelationsberechnung zwischen niedrigen PPT-Werten und hoher habitueller Angst (STAI Form X 2).

Auch zwischen den Fragebögen PCS und TSK zeigten sich keine signifikante Korrelation in Bezug zu den erfassten Druckschmerzschwellenwerten der Patienten (PCS: $R=-0,11$; $P>0,5$; TSK: $R=-0,04$; $P>0,5$).

Signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern zeigten sich innerhalb des Testareales bei der Kontrollgruppe ($F=12,35$; $P<0,05$), wobei die Frauen eine niedrigere Druck-

schmerzschwelle aufwiesen. Innerhalb der Patientengruppe zeigte sich kein signifikanter Geschlechtsunterschied ($F=1,43$; $P>0,05$).

Auch in der statistischen Analyse der Druckschmerzschwel­len über dem *musculus tibialis anterior* zeigte sich eine signifikant niedrigere Druckschmerzschwelle der Frauen im Vergleich zu den Männern in der Kontrollgruppe ($F=8,89$; $P<0,05$), wobei innerhalb der Patientengruppe keine signifikanten Unterschiede zwischen den Geschlechtern zu vermerken waren ($F=1,64$; $P>0,05$).

Im Gegensatz zum Testareal am Rücken zeigte die PPT-Messung über dem Kontrollgebiet keine signifikanten Unterschiede der Patientengruppe über die Zeit ($F=0,46$; $P>0,05$). Auch für die Kontrollgruppe konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Messpunktzeiten verzeichnet werden ($F=0,18$; $P>0,05$).

Die Ergebnisse der DMA bei bewegten Reizen ergaben jeweils unauffällige Werte für beide Gruppen (Patienten, Kontrollprobanden). Die an der vorliegenden Studie teilnehmenden Rückenschmerzpatienten wiesen somit keine Allodynie auf.

Die Auswertung der Single MPS-Score-Werte zeigte keine signifikanten Abhängigkeiten ($F=0,12$; $P>0,05$) zwischen den Gruppen, Reizlokalisationen oder der Zeit. Die graphische Darstellung der Mittelwerte der Single MPS-Score-Werte (s. Abbildung 19) ließ zunächst einen Unterschied zwischen den Gruppen vermuten, welcher sich insbesondere im Kontrollareal darstellte. Die statistische Auswertung zeigte jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen in Bezug auf die Testareale - weder vor der Bewegungsintervention (Mittelwert Single MPS-Score Hand: Patientengruppe: $3,8 \pm 9,9$; Kontrollgruppe: $3,0 \pm 4,8$) (Mittelwert Single MPS-Score Rücken: Patientengruppe: $4,0 \pm 9,1$; Kontrollgruppe: $2,6 \pm 3,7$) noch danach (Mittelwert Single MPS-Score Hand: Patientengruppe: $3,8 \pm 9,3$; Kontrollgruppe: $3,1 \pm 4,1$) (Mittelwert Single MPS-Score Rücken: Patientengruppe: $3,8 \pm 8,4$; Kontrollgruppe: $2,5 \pm 3,8$).

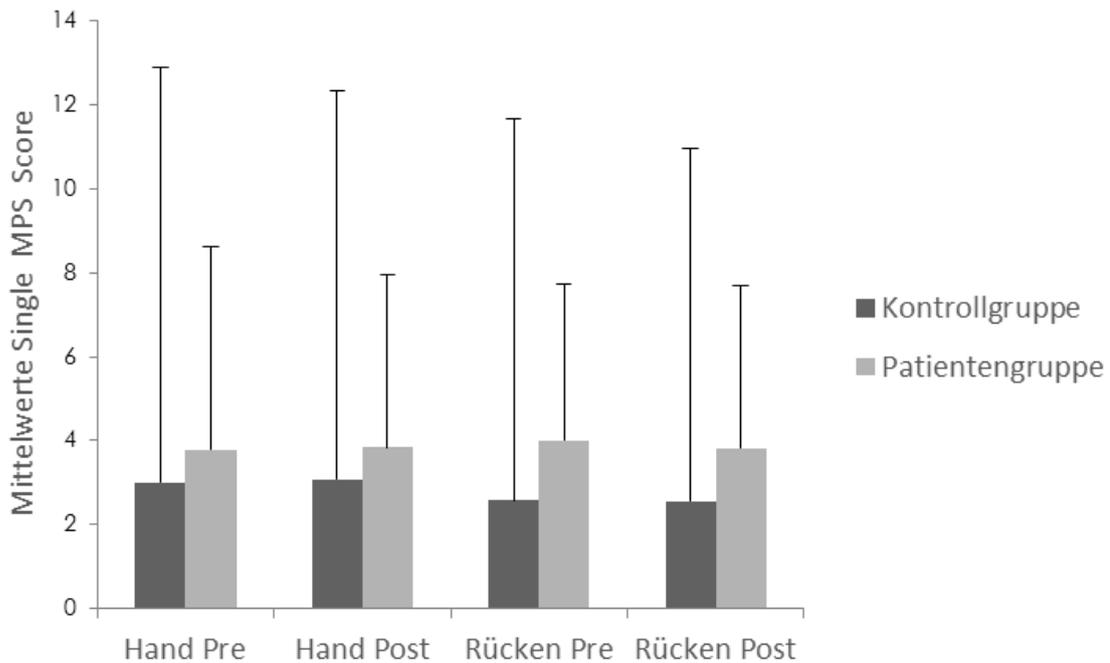


Abbildung 19 Mittelwerte der Single MPS-Score-Werte für das Kontroll- (Hand) sowie Testareal (Rücken) jeweils vor und nach der Bewegungsintervention im Gruppenvergleich

Da einige Probanden sehr hohe Werte in der S/R-Funktion angaben, erfolgte eine Analyse des prozentualen Anteils aller schmerzhaften Reize (s. Abbildung 20). Dies zeigte ebenfalls keine signifikanten Abhängigkeiten ($F=0,24$; $P>0,05$) zwischen den Gruppen, der Zeit und den Reizlokalisationen.

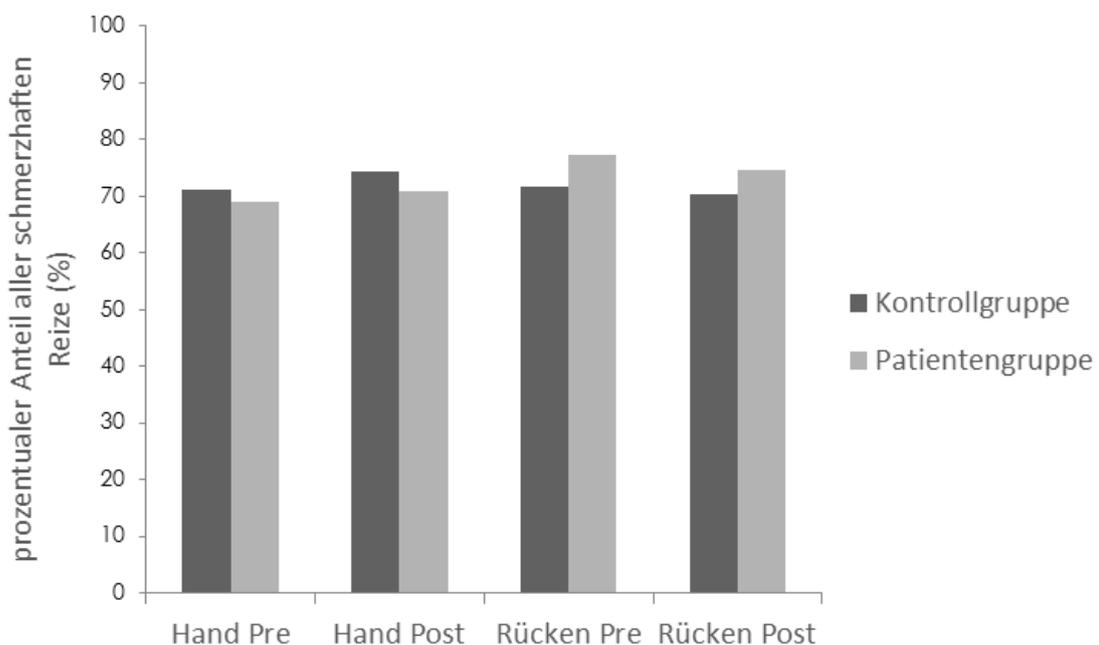


Abbildung 20 prozentualer Anteil aller schmerzhaften Reize der S/R-Funktion für das Kontrollareal (Hand) sowie das Testareal (Rücken) jeweils vor und nach der Bewegungsintervention im Gruppenvergleich

Eine graphische Gegenüberstellung sowohl der MPS-Summenscore-Werte also auch des prozentualen Anteils aller schmerzhaften Reize ließ einen Unterschied zwischen den Geschlechtern vermuten, wobei die weiblichen Probanden höhere Werte aufwiesen. Diese Tendenz stellte sich in der statistischen Analyse jedoch ebenfalls als nicht signifikant dar (MPS-Score: $F=2,84$; $P>0,05$ sowie prozentualer Anteil schmerzhafter Reize: $F=1,99$; $P>0,05$).

3.4 Elektromyographie

Die Auswertung der Rohdaten und die feinanalytische Bearbeitung erfolgte nach dem etablierten Auswertungsverfahren des BCCN (vgl. Kapitel 2.4.3). In der Auswertung des RMS-Mittelwertes zeigte sich sowohl in der Hebephase ($F=3,4$; $P<0,05$) als auch in der Senkphase ($F=3,2$; $P<0,05$) eine Abhängigkeit der Gruppen und der zeitlichen Phasen der dreiminütigen Bewegungsübung. Zum Ende der Bewegungsübung (Zyklus 22-24) wiesen die Rückenschmerzpatienten signifikant höhere EMG-Amplitudenwerte in beiden Bewegungsphasen auf (Hebung: SNK: $P<0,01$; Senkung: SNK: $P<0,05$).

Der MF-Mittelwert zeigte ebenfalls in der Senkphase eine Abhängigkeit der Gruppen und der zeitlichen Phasen der gesamten dreiminütigen Bewegungsübung ($F=3,1$; $P<0,05$). Die Rückenschmerzpatienten wiesen signifikant niedrigere Frequenzwerte (SNK: $P<0,05$) zum Ende der Bewegungsübung (Zyklus 22-24) auf. In der Hebephase zeigte sich dagegen kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen. Allerdings ließ eine Tendenz ($P=0,08$) auf niedrigere Frequenzwerte der Patientengruppe für alle drei Zeitabschnitte hindeuten. Abbildung 21 zeigt eine graphische Darstellung der RMS-Mittelwerte und MF-Mittelwerte sowohl für die Hebe- als auch für die Senkphase beider Gruppen im zeitlichen Verlauf.

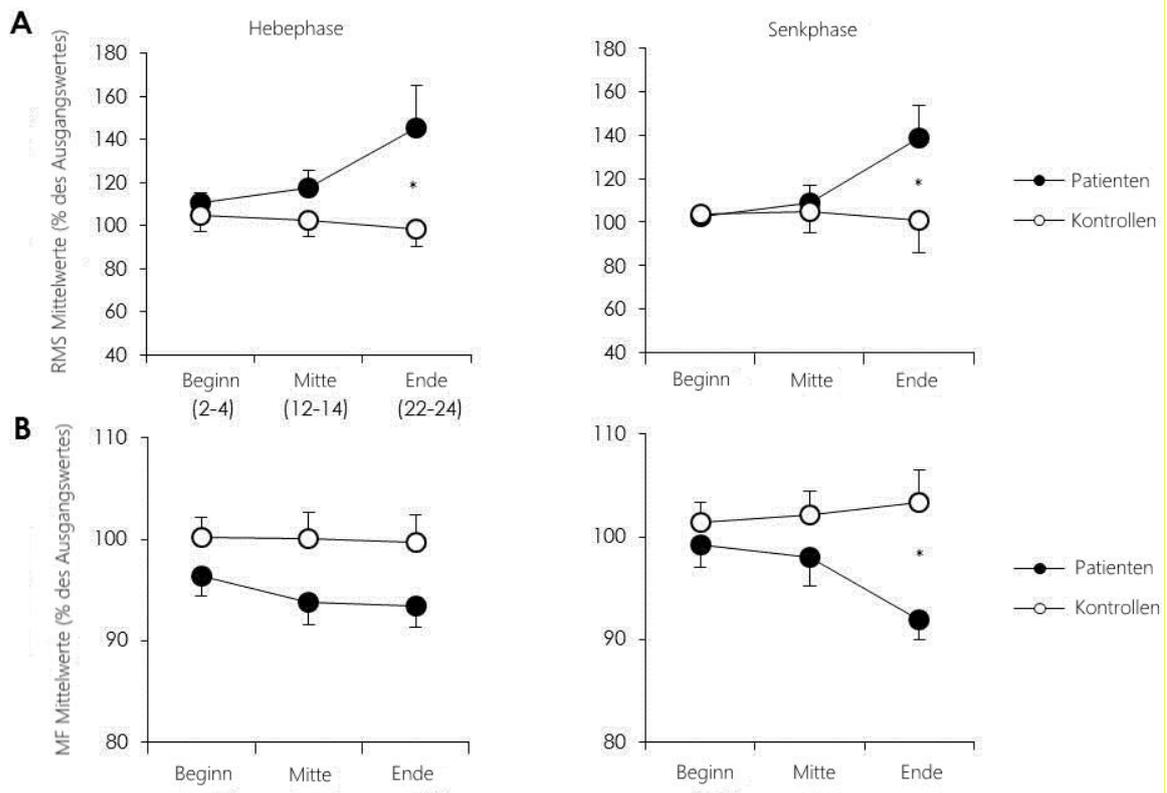


Abbildung 21 RMS-Mittelwerte (A) sowie MF-Mittelwerte (B) für Hebe- sowie Senkphase über den zeitlichen Verlauf der gesamten Bewegungsübung (Beginn: Zyklus 2-4, Mitte: Zyklus 12-14, Ende: Zyklus 22-24) (Falla et al. 2014, S.950) (Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Journals PAIN)

Die Auswertung der Koordinaten des Schwerpunktes der topographischen RMS-Karte zeigte eine Abhängigkeit der y-Koordinate zu den Gruppen und den zeitlichen Phasen der dreiminütigen Bewegungsübung sowohl in der Hebephase ($F=3,2$; $P<0,05$) als auch in der Senkphase ($F=3,8$; $P<0,05$). Dabei wies die Kontrollgruppe höhere Werte der y-Koordinate (SNK: $P<0,05$) zum Ende der Bewegungsübung (Zyklus 22-24) auf. Eine Zunahme der y-Koordinate des Schwerpunktes der RMS-Karte im zeitlichen Verlauf deutet auf eine kaudale Verschiebung (Shift) der muskulären Aktivität innerhalb der lumbalen Region bei der Kontrollgruppe hin. Im Gegensatz dazu konnte ein solcher Shift der EMG-Amplitude nicht für die Patientengruppe verzeichnet werden. Abbildung 22 zeigt beispielhaft eine Gegenüberstellung der topographischen Karten der RMS-Werte einer Kontrollperson und eines Rückenschmerzpatienten jeweils in den 3 Phasen des zeitlichen Verlaufes (Beginn: Zyklus 2-4, Mitte: Zyklus 12-14, Ende: Zyklus 22-24) der gesamten Bewegungsübung. Hiermit soll die oben beschriebene kaudale Verschiebung der muskulären Aktivität der Kontrollperson

gegenüber einer Amplitudenzunahme über die Zeit vor allem innerhalb der kranialen Lumbalregion bei geringer Verschiebung der Aktivität des Rückenschmerzpatienten visuell veranschaulicht werden.

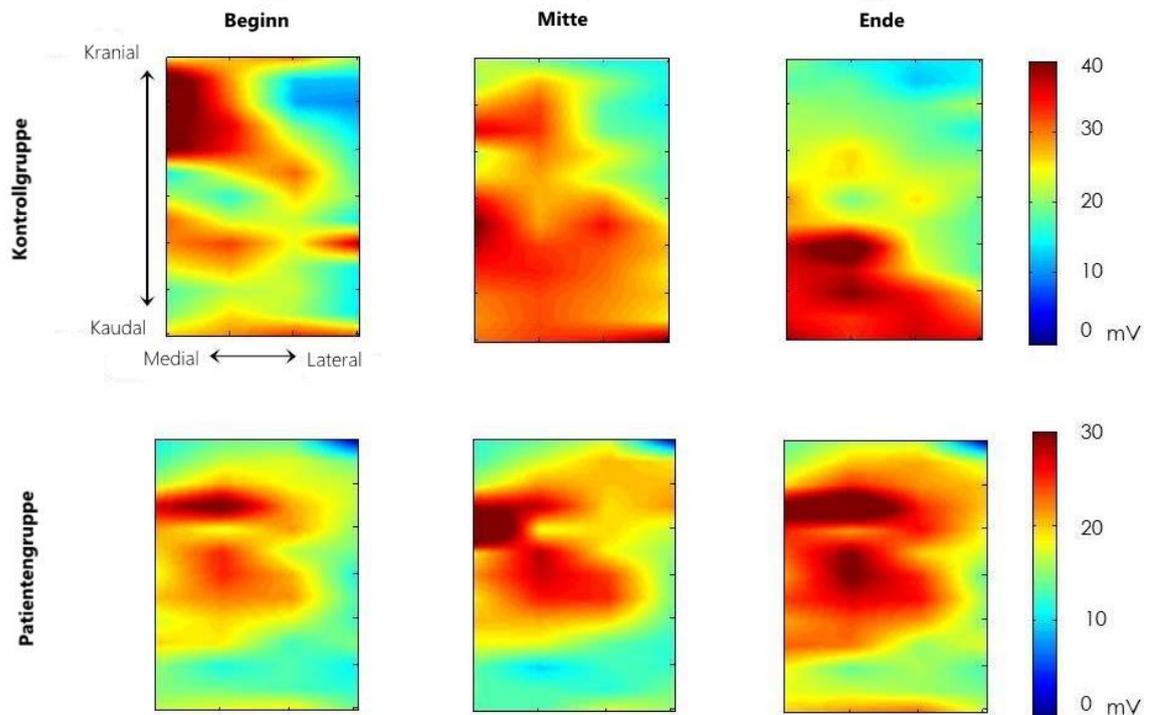


Abbildung 22 topographischen Karten der RMS-Werte einer Kontrollperson und eines Rückenschmerzpatienten jeweils in den 3 Phasen des zeitlichen Verlaufes (Beginn, Mitte, Ende) der Bewegungsübung. Die Kranial-Kaudal-Achse entspricht der x-Achse und die Medial-Lateral-Achse der y-Achse. (Falla et al. 2014, S.951) (Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Journals PAIN)

Für eine medio-laterale Verschiebung der muskulären Aktivität, welche sich über die x-Koordinate des Schwerpunktes ausdrückt, zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der Gruppen oder zeitlichen Phasen der Bewegungsübung (jeweils $P > 0,05$). Eine graphische Darstellung der x- sowie y-Koordinaten des Schwerpunktes der RMS-Karte sowohl für die Hebe- als auch für die Senkphase beider Gruppen im zeitlichen Verlauf zeigt Abbildung 23.

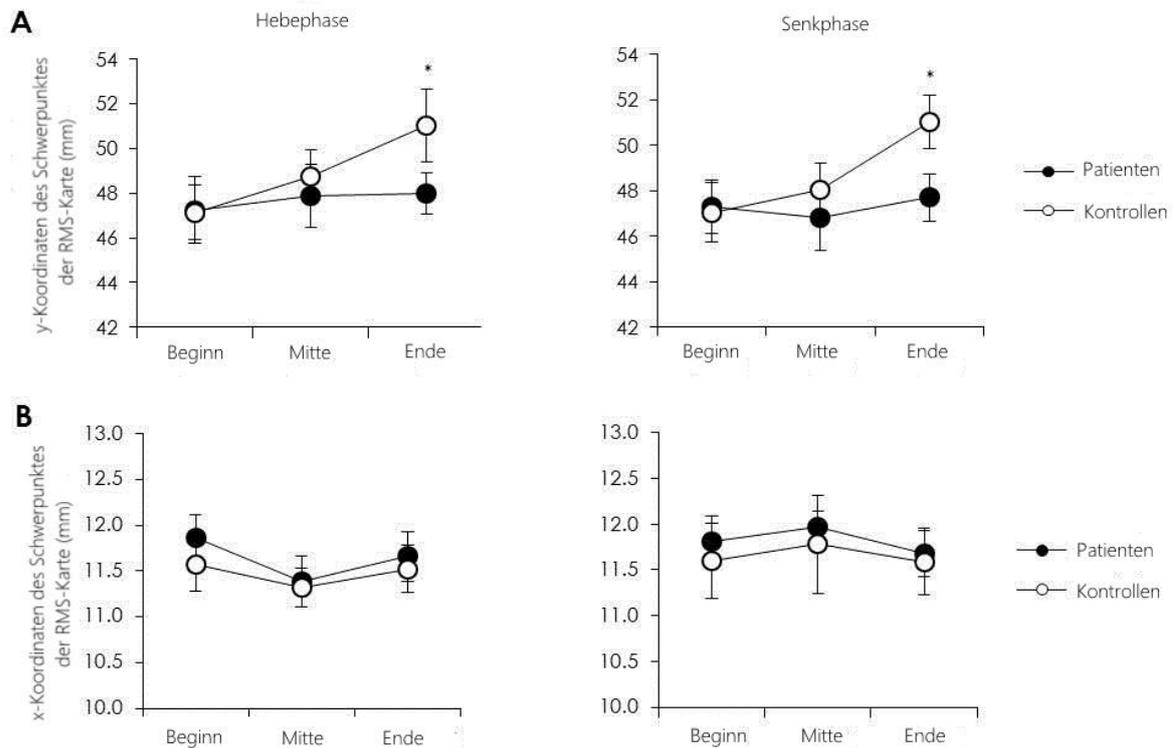


Abbildung 23 y- (A) sowie x- (B) Koordinaten des Schwerpunktes der RMS-Karte sowohl für die Hebe- als auch für die Senkphase über den gesamten zeitlichen Verlauf der Bewegungsübung (Start: Zyklus 2-4, Mid: Zyklus 12-14, End: Zyklus 22-24) (Falla et al. 2014, S.951) (Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Journals PAIN)

Neben dem Gruppenvergleich der absoluten Werte der Koordinaten des Schwerpunktes der topographischen RMS-Karte erfolgte ein Vergleich des prozentualen Anteils der Probanden innerhalb der Gruppen, die eine relevante kaudale Verschiebung des Schwerpunktes der topographischen RMS-Karte aufwiesen. Als relevant wurde eine Verschiebung von 1,5 mm angesehen, welches sich als signifikanter Grenzwert bei muskulärer Ermüdung der unteren Rückenmuskulatur gezeigt hat (Tucker et al. 2009). Für die Hebephase zeigten 26% der Patienten und 71% der Kontrollpersonen eine signifikante kaudale Verschiebung des Schwerpunktes der topographischen RMS-Karte. Auch in der Senkphase konnte für die Kontrollgruppe mit 59% ein höherer prozentualer Anteil an Probanden mit einer relevanten kaudalen Verschiebung im Vergleich zu der Patientengruppen (36%) aufgezeigt werden.

Es zeigten sich keine signifikanten Korrelationen zwischen den erfassten PPT-Werten und den MF-Mittelwerten weder für die Hebephase ($R=0,13$, $P>0,05$) noch für die Senkphase ($R= -0,08$, $P>0,05$). Des Weiteren konnten keine signifikanten Korrelationen zwischen der kaudalen Verschiebung des Schwerpunktes der topographischen RMS-Karte über den zeitlichen Verlauf und der Veränderung des C7-L1-L5-Winkels (Hebephase: $R= -0,29$, $P>0,05$; Senkphase: $R= -0,29$, $P>0,05$) oder des Hüftwinkels (Hebephase: $R= 0,31$, $P>0,05$; Senkphase: $R= 0,16$, $P>0,05$) gefunden werden.

3.5 Motion Capture-System

Die Auswertung der Rohdaten und die feinanalytische Bearbeitung erfolgte nach dem etablierten Auswertungsverfahren des BCCN (vgl. Kapitel 2.4.4). Im Rahmen der Auswertung wurden sowohl die Geschwindigkeit als auch die Veränderungen der Winkel C7-L1-L5, Hüfte, Knie sowie Knöchel berücksichtigt. Die Analyse der maximalen Bewegungsgeschwindigkeit zeigte keine Unterschiede zwischen Patienten und Kontrollprobanden (Patienten: $1344,3 \pm 259,4$ mm/s; Kontrollprobanden: $1285,6 \pm 275,5$ mm/s). Die Bewegung der Wirbelsäule - gemessen anhand des Winkels C7-L1-L5 - zeigte eine signifikante Abhängigkeit zwischen den Gruppen und der Phase des Bewegungszyklus ($F=4,6$; $P=0,0001$). Die Patienten wiesen signifikant niedrigere Werte im Vergleich zu den Kontrollprobanden im Bereich von 40-80 % des Bewegungszyklus auf (SNK: $P<0,001$). Dieser Bereich entspricht im Bewegungsablauf eines Zyklus dem letzten Abschnitt der Hebebewegung über den höchsten Punkt der Kiste hinaus bis in die erneute Kistenhebung bei Einleitung der Senkphase (s. Abbildung 24). Dies deutet auf einen geringeren Bewegungsumfang der Patienten während dieser Bewegungsphase im thorako-lumbalen Wirbelsäulenbereich hin.

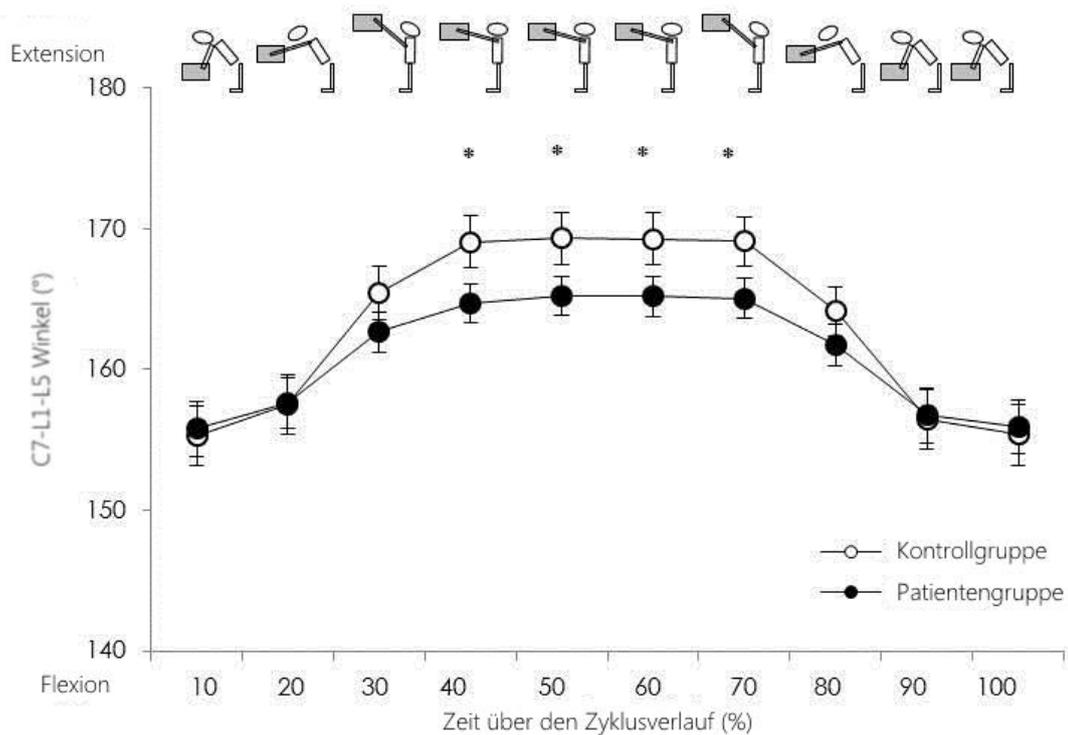


Abbildung 24 Veränderung des C7-L5-Winkels über den prozentual zeitlichen Verlauf eines Bewegungszyklus (Falla et al. 2014, S.949) (Die Verwendung erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Journals PAIN)

Des Weiteren wurden signifikante Zusammenhänge bezüglich des Hüftwinkels zwischen der jeweiligen Gruppe und Bewegungsphase eines Zyklus erfasst ($F=2,3$; $P<0,05$). Es zeigte sich ein größerer Bewegungsumfang der Hüfte der Patienten im mittleren Bereich des Bewegungszyklus (SNK: $P<0,001$). Dieser Bereich entspricht im Bewegungsablauf eines Zyklus der zweiten Hälfte der Hebebewegung über den höchsten Punkt der Kiste hinaus bis in die erneute Kistenhebung bei Einleitung der Senkphase. Eine graphische Darstellung der erhobenen Messwerte über den zeitlichen Verlauf (prozentual) des Bewegungszyklus zeigt Abbildung 25.

Die Auswertungen der Winkel des Kniegelenkes und des oberem Sprunggelenkes zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen und in Abhängigkeit von der Phase des Bewegungszyklus ($P>0,05$). Eine graphische Darstellung zeigt Abbildung 25.

Vergleich zur Kontrollgruppe noch zur eigenen Hand. Elektromyographisch zeigten sich bei den Rückenschmerzpatienten Zeichen einer muskulären Ermüdung sowie ein Mangel an Umverteilung muskulärer Aktivität des *musculus erector spinae* innerhalb der Lumbalregion. In der Bewegungsanalyse wiesen die Patienten während der Hebeübung eine verringerte Bewegungsweite der Wirbelsäule sowie eine kompensatorisch erhöhte Bewegungsweite der Hüfte auf.

4 Diskussion

4.1 Subjektive Schmerzwahrnehmung

Auf Grundlage der Fragebogenauswertung kann in dieser Studie nicht von einer relevanten Beeinflussung der subjektiven Schmerzwahrnehmung der untersuchten Patienten durch psychische Faktoren wie Katastrophisierung, Angst oder eine aktuell bestehende psychische Erkrankung (bspw. Depression) ausgegangen werden. Dieser Aspekt ist bei der Beurteilung des subjektiven Schmerzverhaltens der Patienten relevant, da Studien zeigen konnten, dass eine Katastrophisierung erlebter Schmerzen neben verlängerten Schmerzperioden auch mit höherer Bewertung auf der Schmerzskala einhergeht (Sullivan 2009). Zudem werden eine Überschneidung von Angstsymptomatik und Katastrophisierung sowie Korrelationen bezüglich Depressionen diskutiert (Vlaeyen et al. 1995). Allerdings zeigte die untersuchte Patientengruppe wenig funktionelle Einschränkungen (SF-36 und Oswestry-Index) im Alltagserleben und zeigte ebenso keine relevante Chronifizierung ihrer Schmerzen im Sinne einer Ausbreitung von Schmerzen, einer erhöhten Inanspruchnahme gesundheitlicher Leistungen oder einer relevanten Einnahme von Medikamenten. Die signifikant erhöhten Werte für Trait- und State-Angst können als erster diskreter Hinweis auf einen solchen Prozess gewertet werden. Jedoch zeigten sich keine signifikanten Korrelationen zwischen diesen und den signifikant niedrigeren Druckschmerzschwellen der Patienten (vgl. Kapitel 3.3.).

Diese Charakterisierung der Patienten lag aber ganz im Interesse der gewählten Fragestellung, nämlich der Untersuchung psychophysiologischer und motorischer Faktoren bei leichten chronischen Rückenschmerzen bei möglichst geringem Einfluss der komplexen psychosozialen Faktoren bei fortgeschrittener Chronifizierung.

Die Patienten zeigten andererseits über den Studienverlauf der sich wiederholenden Bewegungsübung eine signifikante Zunahme der Schmerzintensität von 38% (NRS: Beginn = 1,8; Ende = 2,6). Alle Patienten konnten dabei die gewünschte Übung entsprechend der Zeitvorgabe durchführen. Ein Anstieg des Schmerzniveaus von mehr als 30% wird bei Rückenschmerzpatienten durchaus als klinisch relevant angesehen (Ostelo et al.

2008), auch wenn sich diese Daten typischerweise auf höhere Schmerzintensitäten beziehen. Alltägliche Aktivitäten, die durch sich wiederholende Bewegungen geprägt sind, können durchaus über 3 Minuten andauern. In diesem Zusammenhang ist eine weitere Zunahme der Schmerzintensität als die der vorliegenden Studie bei längeren sich wiederholenden Bewegungsübungen von Rückenschmerzpatienten denkbar (Sullivan et al. 2009). Diese relevante subjektive Schmerzzunahme könnte über die Zeit zu einer schmerzbedingten Beeinträchtigung alltäglicher Bewegungen führen. Allerdings normalisierten sich die Schmerzen bei den untersuchten Patienten innerhalb weniger Minuten auf das Ausgangsniveau.

Ein möglicher Mechanismus für die Schmerzzunahme ist die Freisetzung proinflammatorischer Substanzen während intensiver Bewegungsübungen (Arendt-Nielsen und Graven-Nielsen 2008) aber auch bei weniger intensiven Bewegungen (O'Neill et al. 2011). Kommt es im Muskel zu einer Akkumulation dieser Substanzen, kann dies durch eine verstärkte Stimulation der Nozizeptoren zu einem gesteigerten Schmerzempfinden sowie zu muskulärer Ermüdung führen (O'Neill et al. 2011). Länger anhaltende statische oder sich wiederholende Bewegungen können letztendlich zu muskulärer Ischämie führen, wodurch ein Abbau der akkumulierten proinflammatorischen Substanzen verhindert wird und dieser Prozess muskulären Schmerz sowie eine muskuläre Ermüdung bedingt (Murthy et al. 2001). Dieser Prozess ist aber durchaus physiologisch und tritt auch bei gesunden Probanden auf. Anhaltender oder verstärkter muskulärer Schmerz ist wahrscheinlich auf eine zusätzlich vorhandene periphere und zentrale Sensibilisierung zurückzuführen, die für die Entwicklung von chronischen Schmerzen von wesentlicher Bedeutung ist (Arendt-Nielsen und Graven-Nielsen 2008) oder aber auch auf verschiedene muskuläre Steuerungsmuster, wie sie in dieser Arbeit aufgezeigt werden (vgl. Kapitel 4.3).

4.2 Quantitative Sensorische Testung

Bei der Bestimmung der Druckschmerzschwelle zeigte die Patientengruppe niedrigere PPT-Ausgangswerte im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe. Eine vergleichsweise niedrigere Druckschmerzschwelle bei Rückenschmerzpatienten weist auf eine veränderte Sensitivität des tiefen Gewebes (Arendt-Nielsen und Graven-Nielsen 2008; Rolke et al. 2005) der Schmerzpatienten hin. Dieses Ergebnis geht mit vorangegangenen Studienresultaten subakuter (Farasyn und Meeusen 2005) und chronischer Rückenschmerzpatienten (Blumenstiel et al. 2011; O'Neill et al. 2014; Rolke et al. 2006b) einher. Im Anschluss an die sich wiederholende ermüdende Bewegungsübung wiesen die Rückenschmerzpati-

enten signifikant noch niedrigere PPT-Werte über der gesamten Lumbalregion im Vergleich zu den bereits niedrigeren Ausgangswerten vor der Bewegungsintervention auf. Besonders ausgeprägt zeigte sich der Abfall der PPT im kranialen Lumbalbereich. Eine bewegungsinduzierte Hyperalgesie konnte bereits in früheren Studien bei chronischen Schmerzpatienten nachgewiesen werden (Sullivan et al. 2009). Als möglicher zugrundeliegender Pathomechanismus der bewegungsinduzierten Hyperalgesie bei chronischen Schmerzpatienten werden proinflammatorische Reaktionen nach muskulärer Aktivität (Arendt-Nielsen und Graven-Nielsen 2008; Bishop et al. 2012) und eine periphere Sensibilisierung bei lokalisiertem Schmerz (Blumenstiel et al. 2011) diskutiert. Des Weiteren wird eine gesteigerte zentrale Verarbeitung der nozizeptiven Stimuli der Muskeln als Mechanismus in Betracht gezogen (Bishop et al. 2012; Geber et al. 2008). Für einen peripheren Prozess der bewegungsinduzierten Druckhyperalgesie im Sinne einer proinflammatorischen Reaktion nach muskulärer Aktivität der Rückenschmerzpatienten dieser Studie könnte auch die Tatsache sprechen, dass der Abfall der PPT im kranialen Lumbalbereich am stärksten ausgeprägt war. Dieser Bereich entspricht dem Bereich der lumbalen Muskulatur, der die stärkste Amplitudenzunahme bei den Rückenschmerzpatienten über den zeitlichen Verlauf der Hebeübung verzeichnete. Eine periphere Sensibilisierung ist des Weiteren insbesondere für die bereits initiale, bewegungsunabhängige Hyperalgesie für stumpfen Druck als Pathomechanismus zu diskutieren (Greenspan 2001; Rolke 2009; Woolf und Mannion 1999). Als ursächlich für einen akuten Muskelschmerz wird eine periphere Sensibilisierung bei verstärkten mechanischen und chemischen Reizen mit einer gesteigerten Aktivierung nozizeptiver Rezeptoren angesehen (Arendt-Nielsen und Graven-Nielsen 2008). Eine veränderte Tiefensensibilität bei Rückenschmerzpatienten könnte sich langfristig auf die Muskelaktivität (vgl. Kapitel 4.3), die biomechanische Adaption (vgl. Kapitel 4.4) und letztendlich auf die posturale Kontrolle (vgl. Kapitel 4.3) auswirken, auch im Sinne eines *circulus vitiosus* und somit die Entwicklung und Aufrechterhaltung von lumbalen Rückenschmerzen beeinflussen.

Die Kontrollgruppe zeigte dagegen keine signifikante Veränderung der Druckschmerzschwelle nach sich wiederholender Bewegungsübung. Eine Studie (Naugle et al. 2012) zeigte sogar, dass intensive Bewegungsübungen bei gesunden Kontrollprobanden zu einer reduzierten Sensibilität gegenüber schmerzhaften Reizen führen, die bei chronischen Schmerzpatienten nicht nachgewiesen werden konnte. Als möglicher schmerzinhibieren-

der Pathomechanismus wird eine Aktivierung des endogenen Opioidsystems diskutiert (Nugle et al. 2012). Das Fehlen einer bewegungsinduzierten Hypoalgesie der Kontrollgruppe in dieser Studie ist möglicherweise auf eine zu geringe Intensität der Bewegungsübung zurückzuführen.

In der vorliegenden Studie zeigten sich innerhalb der Patientengruppe keine signifikanten Geschlechtsunterschiede bezüglich der PPT-Werte. Dieses Ergebnis geht mit Studienergebnissen des Lumbalbereiches subakuter Rückenschmerzpatienten einher (Farasyn und Meeusen 2005). Im Gegensatz dazu konnten signifikant niedrigere Druckschmerzschwellen der Frauen im Vergleich zu den Männern bei den gesunden Kontrollprobanden sowohl für das Testareal als auch für das Kontrollareal aufgezeigt werden. Eine generell erhöhte Sensibilität gesunder Frauen gegenüber Schmerzreizen der QST-Batterie im Vergleich zu Männern wurde durch Rolke et al. mit den größten Unterschieden für Temperatur- und Druckschmerzschwellen beschrieben und damit bereits vorangegangene Studienergebnisse bestätigt (Rolke et al. 2006a). In einer früheren Studie - die speziell die PPT verschiedener Lokalisationen bei gesunden Kontrollprobanden verglich - konnten möglicherweise aufgrund der geringen Probandenzahl keine Unterschiede zwischen den Geschlechtern dargestellt werden (Rolke et al. 2005). Eine neue Studie des DFNS konnte dagegen bei einer Probandenzahl von 162 Teilnehmern die auch in der vorliegenden Studie nachgewiesenen signifikant niedrigeren Druckschmerzschwellen bei gesunden Frauen gegenüber Männern für den lumbalen Rückenbereich aufzeigen (Pfau et al. 2014). Es muss angemerkt werden, dass die Probandenzahl in der vorliegenden Studie für einen Vergleich der Geschlechter innerhalb einer Gruppe sehr klein ist und größere Probandenzahlen für ein repräsentatives Ergebnis nötig sind (Riley et al. 1998). Eine erniedrigte Druckschmerzschwelle bei gesunden Frauen im Vergleich zu Männern ist jedoch anzunehmen (Lemming et al. 2015) und möglicherweise lokalisationsabhängig (Farasyn und Meeusen 2005) und altersabhängig (Pfau et al. 2014) unterschiedlich stark ausgeprägt. Für eine erhöhte Sensibilität von Frauen gegenüber Schmerzreizen im Allgemeinen werden multiple Ursachen diskutiert. Tabelle 5 zeigt eine Auflistung möglicher Ursachen für eine allgemein erhöhte Sensibilität bei Frauen.

Tabelle 5 mögliche Ursachen für eine erhöhte Sensibilität bei Frauen

-
-
- gesteigerte emotionale Komponente in Zusammenhang mit Schmerzexpression (Farasyn und Meeusen 2005)
 - Beeinflussung der Sensibilität durch den unterschiedlichen Hormonhaushalt (Kowalczyk et al. 2010; Paller et al. 2009)
 - unterschiedliche Interpretation der NRS (Gerbershagen et al. 2014)
 - subjektives Empfinden, sensibler und weniger schmerztolerant zu sein im Gegensatz zu den Männern, welche in Bezug auf Schmerzangaben gehemmter sind (Alabas et al. 2013)
 - Unterschiede in der Aktivität konditionierter Schmerzmodulation (Lemming et al. 2015)
 - kulturelle Unterschiede (Gerbershagen et al. 2014)
 - soziale Unterschiede (Gerbershagen et al. 2014)
-
-

Studien konnten neben einer veränderten PPT auch eine erhöhte mechanische Schmerzsensitivität bei chronischen Schmerzpatienten (Rolke et al. 2006b) und im speziellen bei weiblichen chronischen Rückenschmerzpatienten (Putz et al. 2012) gegenüber gesunden Kontrollprobanden aufzeigen. Eine mechanisch induzierte Hyperalgesie durch spitze Reize steht im Zusammenhang mit einer zentralen nozizeptiven Sensibilisierung (Geber et al. 2008; Maier et al. 2010; Rolke et al. 2006a; Rolke 2009). Im Gegensatz dazu konnten Blumenstiel et al. bei einer Gegenüberstellung von Fibromyalgiepatienten, chronischen Rückenschmerzpatienten und gesunden Kontrollprobanden nur eine erhöhte MPS für Fibromyalgiepatienten finden, nicht aber für chronische Rückenschmerzpatienten (Blumenstiel et al. 2011). Für die chronischen Rückenschmerzpatienten der vorliegenden Studie ergaben die QST-Ergebnisse alleinig eine veränderte PPT - wie bereits beschrieben wurde. Die Resultate dieser Studie gehen mit denen von Blumenstiel et al. einher (Blumenstiel et al. 2011). Es wurde weder im Gruppenvergleich noch belastungsabhängig eine veränderte mechanische Schmerzsensitivität gefunden. Auch eine dynamisch mechanische Allodynie, die als Hinweis für eine zentrale Sensibilisierung gesehen wird (Blumenstiel et al. 2011), konnte weder für die Schmerzpatienten beim Ausgangsniveau noch nach der Bewegungsübung festgestellt werden. Bei gleichen PPT-Werten des Kontrollareales über dem *musculus tibialis anterior* im Gruppenvergleich zeigt sich zudem kein Hinweis auf eine zentrale Komponente im Sinne einer Druckallodynie (Greenspan 2001).

Fasst man zusammen, so lagen in dieser Studie im Gegensatz zu den Studienergebnissen von Puta sowie Rolke (Puta et al. 2012; Rolke et al. 2006b) keine Hinweise für eine zentrale Sensibilisierung im Zusammenhang mit einer Allodynie oder Hyperalgesie für spitze Reize bei Rückenschmerzpatienten vor. Die unterschiedlichen Studienresultate bei der Erfassung der MPS bei chronischen Rückenschmerzpatienten könnten beispielsweise mit unterschiedlichen Patientenpopulationen oder auch mit unterschiedlichen Interpretationen der Ratingskala durch die zu untersuchenden Personen in Zusammenhang stehen. Trotz standardisierter Durchführung und einheitlichem Wortlaut für die Testerläuterung (Rolke et al. 2006b) zeigte die Interpretation der Ratingskala individuelle Unterschiede. So gaben einige Studienteilnehmer dieser Studie ihr Rating fest in Zehnerabständen an, wohingegen andere Teilnehmer auch einstellige Differenzen zwischen den von ihnen angegebenen Zahlenwerten verwendeten. Somit ist ein unterschiedliches Verhältnis zwischen den verschiedenen Reizstärken zu vermuten, welches möglicherweise Auswirkung auf das Gesamtergebnis und die Gruppenvergleiche haben könnte und dadurch auch einen Vergleich der MPS mit anderen Studien beeinflusst.

4.3 Elektromyographie

Die Patientengruppe zeigte über den zeitlichen Verlauf der Bewegungsübung eine Zunahme des RMS-Wertes sowie eine gleichzeitige Abnahme der mittleren Frequenz. Ein Anstieg des RMS-Wertes sowie ein Abfall der mittleren Frequenz stehen - wie in Kapitel 1.1.2.3 beschrieben - mit einer muskulären Ermüdung im Zusammenhang (Bonato et al. 2003; Konrad 2005; Merletti et al. 1990; Merletti und Parker 2004; Zwarts und Stegeman 2003). Insbesondere Veränderungen der mittleren Frequenz des Leistungsdichtespektrums sind typische myoelektrische Manifestationen einer Ermüdung, die nach Merletti und Parker auf metabolischen Veränderungen innerhalb des Muskels sowie einer Abnahme der Muskelleitgeschwindigkeit beruhen und einen Linksshift des Leistungsspektrums in den niedrigen Frequenzbereich zu Folge haben (Merletti und Parker 2004) (vgl. Kapitel 1.1.2.3). Neben der Abnahme der Leitgeschwindigkeit werden von Merletti und Parker auch zentrale Veränderungen bei der Ansteuerung motorischer Einheiten als Ursache für den Linksshift genannt (Merletti und Parker 2004). Auch bezüglich einer erhöhten EMG-Amplitude werden zentrale Prozesse in Form einer intensivierten zentralen Ansteuerung während ermüdender Kontraktionen diskutiert (Carpentier et al. 2001). Allerdings ist zu vermuten, dass die Aktivität der motorischen Einheiten während muskulä-

rer Ermüdung neben zentralen Prozessen auch wesentlich von Adaptionen der Motoneuronen und dem afferenten Feedback des Muskels beeinflusst wird (Carpentier et al. 2001). Eine erhöhte Muskelaktivität bei Rückenschmerzpatienten kann Folge einer zunehmenden Ermüdung der Muskulatur und der daraus resultierenden Rekrutierung motorischer Einheiten sein (vgl. Kapitel 1.1.2.3). Da in der vorliegenden Studie die EMG-Amplituden über den zeitlichen Verlauf der Bewegungsübung zunahmen, ist davon auszugehen, dass die erhöhte EMG-Amplitude aus dem Ermüdungsprozess resultiert. Eine erhöhte Muskelaktivität könnte bei Rückenschmerzpatienten auch aus dem Ziel, die Stabilität des Rumpfes zu gewährleisten, resultieren und somit das Risiko für eine schnellere muskuläre Ermüdung bei langanhaltenden Bewegungsübungen für Rückenschmerzpatienten erst erhöhen (Talebian et al. 2011). In den meisten Studien wurde im Gegensatz zu dieser Theorie eine initial reduzierte sowie verzögerte Muskelaktivität (Boudreau et al. 2011; Hodges et al. 2003; Kramer et al. 2005) bei Rückenschmerzpatienten erfasst, die im Zusammenhang mit einer muskulären Atrophie, einer Insuffizienz der Rückenmuskulatur und einer veränderten posturalen Kontrolle steht (Kramer et al. 2005; Radebold et al. 2001; Roy und Oddsson 1998). Dies könnte eine Beeinträchtigung der Wirbelsäulenstabilität zur Folge haben und somit ein allgemein erhöhtes Verletzungsrisiko bei Rückenschmerzpatienten bedingen (Boudreau et al. 2011; Hodges und Richardson 1999). In der vorliegenden Studie zeigten sich initial jedoch keine signifikanten Unterschiede der EMG-Werte zwischen den Gruppen. Diese abweichenden Ergebnisse könnten aus unterschiedlichen Patientenpopulationen resultieren, einerseits in Bezug auf die Chronizität der Rückenschmerzen, andererseits aufgrund von Faktoren, die die EMG-Amplitude beeinflussen, wie die subkutane Fettschicht, Geschlecht, Alter, Gewicht und Größe (Kramer et al. 2005).

Zudem können die abweichenden Ergebnisse durch ein unterschiedliches Studiendesign bedingt sein. Jones et al. konnten zeigen, dass eine veränderte Muskelaktivität bei Patienten mit Rückenschmerzen auch von der jeweiligen Funktion des zu untersuchenden Muskels abhängig ist (Jones et al. 2012). Es zeigte sich eine gesteigerte Muskelaktivität bei Bewegungen, bei denen der Muskel als Hauptmuskel aktiv ist sowie eine reduzierte Muskelaktivität bei Bewegungen, bei denen der Muskel als Stabilisator dient.

Im Gegensatz zu der Patientengruppe wies die Kontrollgruppe über den zeitlichen Verlauf der Bewegungsübung stabile Werte sowohl für den RMS-Wert als auch für die mittlere Frequenz auf. Somit gehen die vorliegenden Ergebnisse einer erhöhten muskulären Ermüdung bei Rückenschmerzpatienten im Vergleich mit gesunden Kontrollprobanden mit den Hypothesen und Resultaten vorangegangener Rückenschmerzstudien einher (Coorevits et al. 2005; Roy und Oddsson 1998).

Bei der Auswertung der topographischen RMS-Karte zeigte die Kontrollgruppe während der sich wiederholenden Hebeübung eine Veränderung der Koordinaten des RMS-Schwerpunktes bei gleichzeitig konstanten EMG-Amplitudenmittelwerten über die Zeit. Eine Veränderung der topographischen RMS-Karte weist auf eine relative Intensitätsanpassung während einer anhaltenden Kontraktion innerhalb einer Muskelregion hin und zeigt, dass es über den zeitlichen Verlauf zu einem Anstieg der Muskelaktivität in bestimmten Regionen des *musculus erector spinae* bei gleichzeitiger Aktivitätsreduktion in anderen Muskelregionen bei der Kontrollgruppe kam. Im Gegensatz dazu würde eine konstante Position des RMS-Schwerpunktes während einer anhaltenden Kontraktion für eine unveränderte Verteilung der Muskelaktivität innerhalb der Muskelregion sprechen. Der Prozess der Umverteilung der Muskelaktivität ist möglicherweise zum einen auf periphere Veränderungen und zum anderen auf zentrale Veränderungen in der Kontrolle motorischer Einheiten innerhalb eines Muskels zurückzuführen. Eine Verschiebung des Schwerpunktes der RMS-Karte spiegelt eine räumliche Variation der muskulären Aktivität (Falla und Farina 2007) während sich wiederholender Bewegungsübungen wieder, die durch eine heterogene Modifikation der Muskelfasermembraneigenschaften in verschiedenen Regionen des *musculus erector spinae*, durch eine räumlich variierende Rekrutierung motorischer Einheiten oder durch eine variierende Entladungsrate der aktiven motorischen Einheiten bedingt sein könnte (Falla und Farina 2008).

Während der Bewegungsübung verlagerten sich die Koordinaten des Schwerpunktes der topographischen RMS-Karte nach kaudal. Diese Ergebnisse gehen mit früheren Studienresultaten einher, die einen Anstieg der EMG-Amplitude in der unteren lumbalen Rückenmuskulatur bei ermüdenden Bewegungen sowohl durch wiederholende Hebeübung (Bonato et al. 2002) als auch durch isometrische Kontraktionen (Falla und Farina 2007; Farina et al. 2008; van Dieen et al. 1993) verzeichneten. Es ist zu vermuten, dass die Mus-

kelgruppen der Lumbalregion sich in heterogener Weise über den zeitlichen Verlauf an sich wiederholende Bewegungen anpassen. Die relative Veränderung der Muskelaktivität während anhaltender oder sich wiederholender Bewegungen könnte eine effiziente Strategie darstellen, um den bestehenden Kraftoutput durch eine Umverteilung der Muskelaktivität innerhalb der Muskelregion beizubehalten und einer Überbeanspruchung der Muskelregion entgegen zu wirken (Farina et al. 2008). Dieser Mechanismus könnte zur Reduzierung der muskulären Ermüdung bei steigender muskulärer Überladung beitragen (Falla und Farina 2007) und für eine Aufrechterhaltung der Kontraktion über eine gewisse Zeit von wesentlicher Bedeutung sein sowie die funktionelle Effektivität des Muskels erhöhen (Farina et al. 2008). Dies ist von besonderer Bedeutung für Muskelgruppen wie dem lumbalen *musculus erector spinae* (Andersson und Ortengren 1984), die oft sich wiederholenden oder langanhaltenden Kontraktionen unterliegen. Bei diesen Überlegungen ist zu bedenken, dass es möglicherweise Unterschiede bei der Entwicklung von muskulärer Ermüdung in Abhängigkeit von der jeweiligen Art der Bewegung (statisch, dynamisch) gibt, die dementsprechend auch unterschiedlichen Mechanismen unterliegen (Falla und Farina 2007).

Im Gegensatz zur Kontrollgruppe konnte bei der Rückenschmerzgruppe kaum eine Umverteilung der Muskelaktivität innerhalb des *musculus erector spinae* über den zeitlichen Verlauf der Hebeübung gefunden werden. Die Patientengruppe zeigte eine nahezu gleichbleibende Verteilung der Muskelaktivität während der Bewegungsübung, welche mit einer Zunahme der Amplitudenmittelwerte über den Zeitverlauf einherging.

In der vorliegenden Studie zeigte nur ein Teil der Probanden eine relevante kaudale Verschiebung des Schwerpunktes der topographischen RMS-Karte, wobei der Anteil bei der Kontrollgruppe sowohl für die Hebephase als auch für die Senkphase höher lag. Auf Grundlage des oben diskutierten protektiven und funktionellen Effektes einer Umverteilung der Muskelaktivität innerhalb der Muskelregion stellt sich die Frage nach der klinischen und prognostischen Relevanz dieses Faktors, da in unserer Studie nur von einer Subgruppe ausgegangen werden muss. Es bedarf weiterer Studien - insbesondere im longitudinalen Design - um die Frage nach klinischer und prognostischer Relevanz weiter vertiefen zu können. Ansonsten könnte auch ein Epiphänomen vorliegen.

Die in dieser Studie nachgewiesene veränderte neuromuskuläre Kontrolle des lumbalen Wirbelsäulenbereiches bei Rückenschmerzpatienten kann Hinweise auf eine chronische Überlastung der Rückenmuskulatur im Lendenbereich liefern. Auf Grundlage der Resultate dieser Studie ist davon auszugehen, dass eine fehlende bzw. unzureichende Umverteilung der Muskelaktivität eine Überbeanspruchung von bestimmten Muskelfasern des *musculus erector spinae* zur Folge hat und als langfristige Konsequenz eine Persistenz und Wiederkehr von lumbalen Rückenschmerzen begünstigen könnte. Eine solche chronische Überlastung kann dabei beispielsweise durch sich wiederholende ermüdende Bewegungsübungen bei schwerer körperlicher Arbeit provoziert bzw. begünstigt werden (Wai et al. 2010).

Die zweidimensionale *high density* Multikanal-EMG stellt ein einfach anzuwendendes EMG-Verfahren dar, welches neben herkömmlichen Informationen der EMG-Analyse eine topographische Analyse und Beurteilung der Verteilung muskulärer Aktivität ermöglicht (Falla und Farina 2007; Farina et al. 2008; Merletti et al. 1990; Zwarts und Stegeman 2003). Die Einsatzmöglichkeiten einer Oberflächenelektromyographie werden durch dieses Verfahren erweitert. Die zweidimensionale *high density* Multikanal-EMG könnte neben wissenschaftlichen Studien auch im klinischen Alltag bei gezielter Fragestellung Anwendung finden. Ein Nachteil der Messmethode zeigte sich allerdings in einer teilweise insuffizienten Haftung des EMG-Gitternetzes auf der Haut. Aufgrund einer gesteigerten Transpiration bei erhöhten Außentemperaturen und durch zusätzliches Strapazieren des zu messenden Areals durch die dynamische Bewegungsübung kam es bei einigen Probanden zur Ablösung des Elektronen-Gitternetzes von der Haut. Aus diesem Grund kam es zu unvollständigen EMG-Messungen von 3 Probanden und einem kompletten Ausschluss der Probandenmesswerte von der Gesamtauswertung der Studie.

4.4 Bewegungsanalyse

Mit dem Motion Capture-System konnte ein hochauflösendes und bewährtes System zur Bewegungsanalyse verwendet werden. Durch die Standardisierung der Bewegungsübung (einheitliches Gewicht, Bewegung in Sagittalebene, Extension im Kniegelenk, zeitlich regulierte Bewegungsausführung - vgl. Kapitel 1.1.3) konnte eine gut reproduzierbare Bewegungsausführung bei sich wiederholender Bewegungsübung gewährleistet werden. In vorangegangenen Studien wiesen Rückenschmerzpatienten neben einem eingeschränk-

ten Bewegungsausmaß eine reduzierte Bewegungsbeschleunigung sowie eine reduzierte Bewegungsgeschwindigkeit bei Bewegungen in der Sagittalebene auf (Boston et al. 1995; Lee et al. 2011; Marras et al. 1995; Shum et al. 2007). In der vorliegenden Studie sollte dieser Aspekt einer möglichen biomechanischen Adaptionen bei Rückenschmerzpatienten durch eine standardisierte Bewegungsgeschwindigkeit weitgehend ausgeschaltet werden. Die Bewegungsausführung wurde zeitlich durch ein Metronom (Bonato et al. 2003) reguliert. Patientengruppe und Kontrollgruppe zeigten keine signifikanten Unterschiede in der Bewegungsgeschwindigkeit. Dadurch wurde der Fokus biomechanischer Adaptionen auf muskuläre Ermüdung bei Rückenschmerzen auf das Bewegungsausmaß gelegt. Sagittale Bewegungen des Oberkörpers werden durch Rotation sowie Flexion-Extension im Becken und Flexion-Extension der Wirbelsäule ermöglicht, die sich als Messgrößen für eine Bewegungsanalyse eignen (Granata und Sanford 2000; Sanchez-Zuriaga et al. 2011). Bei der sich wiederholenden Hebeübung in sagittaler Ebene zeigte die Patientengruppe im Vergleich zu der gesunden Kontrollgruppe eine geringere Bewegungsweite der Wirbelsäule während des letzten Abschnittes der Hebebewegung bis zur Einleitung der Senkphase. Des Weiteren zeigte die Patientengruppe eine kompensatorisch größere Bewegungsweite im Hüftwinkel während dieser Bewegungsphase. Dieses Resultat einer eingeschränkten Bewegungsweite der Wirbelsäule bei Bewegungen in der Sagittalebene geht mit Ergebnissen aus Studien mit chronischen (Boston et al. 1995; Lee et al. 2011; Sanchez-Zuriaga et al. 2011) sowie subakuten (Shum et al. 2007) Rückenschmerzpatienten einher. Demnach stellt eine Reduzierung der Bewegungsweite der Wirbelsäule möglicherweise einen Mechanismus der Schmerzreduktion für die Patienten dar.

Andererseits könnte hier auch ein Schutzmechanismus im Sinne einer Vermeidung von Bewegungsextremen vorliegen. Lee et al. (Lee et al. 2011) führen bei chronischen Rückenschmerzpatienten neben dem aktuellen Schmerz auch entsprechend ein Angstvermeidungsverhalten als möglichen auslösenden Faktor auf, welches bereits durch Pfingsten (Pfingsten 2004) und Vlaeyen et al. (Vlaeyen et al. 1995) bei Rückenschmerzpatienten diskutiert wurde. Das Fear-Avoidance-Modell beschreibt dabei eine angstmotivierte Vermeidung von Bewegung, welche durch gelernte Assoziation bedingt ist (Pfingsten 2004). In der vorliegenden Studie zeigten die Patienten die oben beschriebenen Veränderungen im Bewegungsausmaß. Diese könnten neben dem oben diskutierten Ziel zur Schmerzreduktion auch durch eine mit Angst verbundene Bewegung assoziiert sein. Die in diese

Studie einbezogenen Rückenschmerzpatienten wiesen allerdings, keine ausgeprägte schmerzbezogene Bewegungsangst bzw. Schmerzvermeidungsverhalten im Sinne des TSK-Fragenbogens auf. Dadurch kann jedoch ein Schmerzvermeidungsverhalten als beeinflussender Faktor bei Rückenschmerzpatienten nicht zwangsläufig ausgeschlossen werden.

Zudem soll an dieser Stelle erwähnt werden, dass 5 der 19 Patienten keinen Rückenschmerz am Studientag verspürten. Bei 4 dieser Patienten wurde auch im Verlauf der sich wiederholenden Hebeübung kein Schmerzereignis provoziert, obwohl dies bei ähnlichen Bewegungsabläufen im Verlauf der letzten 4 Wochen eingetreten war. Dies lässt vermuten, dass veränderte Bewegungsstrategien bei bewegungsinduziertem Rückenschmerz multifaktorieller Genese sein könnten und nicht alleinig durch den akuten Schmerz ausgelöst werden. Marras et al. nannten unter anderem erlernte oder kognitive Prozesse als weitere mögliche Faktoren für eine veränderte Kinematik bei Rückenschmerzpatienten (Marras et al. 1995). Eine eingeschränkte Bewegung der Wirbelsäule stellt nach Shum et al. möglicherweise eine Strategie dar, die Wirbelsäule durch Versteifung vor extrem schmerzhaften Bewegungsumfängen und möglichen Gewebsschäden zu schützen (Shum et al. 2007). Eine erhöhte lumbale Bewegung bei Hebeübungen beeinflusst die Lage der Wirbel während dynamischer Bewegungen und wurde als ein Risikofaktor für die Entstehung von Rückenschmerzen diskutiert (Granata und Sanford 2000). Zudem postulierten Marras et al. Veränderungen in der Bewegung von Rückenschmerzpatienten als biomechanische Antwort auf eine gesteigerte oder veränderte Sensitivität des Gewebes (Marras et al. 1995). Wie zuvor bereits diskutiert, zeigt sich in dieser Studie eine veränderte Sensitivität des tiefen Gewebes der Patientengruppe gegenüber der Kontrollgruppe sowie eine gesteigerte Sensitivität nach ermüdender Bewegungsübung. Somit würde ein verändertes Bewegungsausmaß mit einer veränderten Sensitivität des tiefen Gewebes möglicherweise bei Rückenschmerzpatienten in Zusammenhang stehen. Eine signifikante Korrelation zwischen dem lumbalen Flexionswinkel bzw. Hüftwinkel und der kaudalen Verschiebung des Schwerpunktes der topographischen RMS-Karte sowie den erfassten PPT-Werten und den MF-Mittelwerten konnte in dieser Studie bei relativ kleiner Probandenzahl jedoch nicht nachgewiesen werden (vgl. Kapitel 3.4.).

Bei dieser Diskussion über beeinflussende Faktoren auf das veränderte Bewegungsausmaß bei Rückenschmerzpatienten ist als ein wesentlicher Aspekt die muskuläre Ermüdung der Rückenmuskulatur zu berücksichtigen. Generelle biomechanische Adaptionen im Zusammenhang mit Ermüdung der Rückenmuskulatur bei Hebeübungen wurden durch Bonato et al. bei gesunden Kontrollprobanden beschrieben (Bonato et al. 2002). Diese Veränderungen in der Bewegungsausführung stellen im Zusammenhang mit Ermüdungsprozessen der Lumbalregion eine mögliche Strategie einer Kompensierung muskulärer Ermüdung auch bei gesunden Kontrollprobanden dar. Wie bereits zuvor diskutiert, zeigte sich bei den Schmerzpatienten dieser Studie ein verstärkter lumbaler Ermüdungsprozess in Zusammenhang mit einem eingeschränkten Shift muskulärer Aktivität. Eine stärkere muskuläre Ermüdung der Rückenschmerzpatientengruppe ging in der vorliegenden Studie mit einem veränderten Bewegungsausmaß im Vergleich zu den gesunden Kontrollprobanden einher. Die eingeschränkte Bewegungsweite im Lumbalbereich wurde durch eine größere Bewegungsweite in der Hüftregion kompensiert. Ähnliche biomechanische Veränderungen in der Lumbalregion sowie Hüftregion wurden bereits bei subakuten Rückenschmerzpatienten beschrieben (Shum et al. 2007). Auch Boston et al. beschrieben eine geringe Bewegungsweite des Oberkörpers bei Hebeübungen chronischer Rückenschmerzpatienten sowie eine kompensatorisch erhöhte Extremitätenbewegung (*leg lift style*) (Boston et al. 1995). Da die Studienteilnehmer angewiesen wurden, die Kniegelenke nach Möglichkeit während der gesamten Hebeübung in Extensionshaltung zu belassen, geht dieses Ergebnis mit den von Bonato et al. und Boston et al. beschriebenen generellen biomechanischen Adaptionen auf muskuläre Ermüdung einher (Bonato et al. 2002; Boston et al. 1995).

Schlussfolgernd stehen die Veränderungen und Kompensationsmechanismen in der Kinematik bei Rückenschmerzpatienten zum einen vorwiegend mit einem verstärkten lumbalen Ermüdungsprozess in Zusammenhang und zum anderen mit einem lokalisierten Schmerzreiz sowie kognitiven Prozessen. Eine möglicherweise erhöhte Abwehrspannung könnte zu einer schlechter koordinierten Bewegung und damit einhergehend schnelleren Ermüdung führen (Boston et al. 1995). Die Kompensationsmechanismen in der Kinematik könnten wiederum zu einer schnelleren Ermüdung bei Rückenschmerzpatienten führen. Als weiterer möglicher beeinflussender Faktor ist eine veränderte tiefe Sensibilität in Betracht zu ziehen, die wiederum mit einem verstärkten Ermüdungsprozess in Zusammen-

hang zu stehen scheint. Allerdings kann die vorliegende Studie keine kausalen Zusammenhänge nachweisen.

Die vorliegende Studie zeigt, dass Patienten mit milden chronischen lumbalen Rückenschmerzen bei bewegungsinduziertem und passagerem Rückenschmerz Bewegungen der Wirbelsäule vermeiden und alternative Bewegungsstrategien entwickeln. Das Motion Capture-System stellt ein hochauflösendes Verfahren dar, welches sich zur Detektion und Analyse veränderter Bewegungsstrategien eignet. Vor allem der große Bewegungsfreiraum ermöglicht eine Analyse unterschiedlichster Bewegungsabläufe. Gegen einen routinemäßigen klinischen Einsatz dieses Verfahrens - beispielsweise für die quantitative und qualitative Beurteilung von rehabilitativen Maßnahmen (Marras et al. 1995) - sprechen die hohen Kosten dieser Methode und vor allem die überaus intensive Nachbearbeitung der Daten. Ein weiteres Problem, welches auch in dieser Studie auftrat, stellt die unzuverlässige Fixierung der Marker insbesondere bei Übungen mit großer Bewegungsweite dar.

5 Zusammenfassung und Ausblick

Die in dieser Studie durchgeführte sich wiederholende Hebeübung stellte eine schmerzprovozierende Bewegungsübung für Rückenschmerzpatienten dar.

Veränderungen der PPT in Form einer Hyperalgesie für stumpfen Druck liefern vor allem Hinweise auf eine mögliche periphere Sensibilisierung. Eine reduzierte PPT der Rückenschmerzpatienten gegenüber den gesunden Kontrollprobanden zeigte eine veränderte Tiefensensibilität der Schmerzpatienten auf. Die Rückenschmerzpatienten wiesen zudem, bei fortschreitender Reduzierung der PPT über den zeitlichen Verlauf der Hebeübung eine bewegungsinduzierte Hyperalgesie vor allem im kranialen Lumbalbereich auf. Proinflammatorische Reaktionen nach muskulärer Aktivität und eine periphere Sensibilisierung bei lokalisiertem Schmerz sind - neben einer möglicherweise gesteigerten zentralen Verarbeitung nozizeptiver Stimuli - mögliche Ursachen für die Entstehung von bewegungsinduzierter Hyperalgesie bei chronischen Schmerzpatienten. Vor allem proinflammatorische Reaktionen nach muskulärer Aktivität könnten als peripherer Prozess ursächlich für einen Abfall der PPT bei Rückenschmerzpatienten während sich wiederholender Bewegungsübungen sein, da der Bereich mit dem stärksten PPT-Abfall dem lumbalen Bereich mit der stärksten Amplitudenzunahme entspricht. Eine veränderte Tiefensensibilität bei Rückenschmerzpatienten könnte sich langfristig auf die Muskelaktivität, die biomechanische Adaption und letztendlich auf die posturale Kontrolle auswirken und somit die Entwicklung und Aufrechterhaltung von lumbalen Rückenschmerzen beeinflussen.

Hinweise für eine erhöhte Schmerzempfindlichkeit auf Grundlage einer zentralen Sensibilisierung konnten in dieser Studie für die ausgewählte Patientenpopulation nicht aufgezeigt werden. Gegen eine generelle zentrale Sensibilisierung sprechen der fehlende Nachweis einer Allodynie sowie die gleiche Druckschmerzschwelle über dem Kontrollgebiet und die gleiche MPS im Gruppenvergleich.

Veränderungen der relativen Aktivitäten innerhalb eines Muskels sind eine effektive Strategie, um muskuläre Ermüdung zu minimalisieren, indem eine ständige Umverteilung der Aktivität innerhalb unterschiedlicher Regionen des Muskels stattfindet und so eine Über-

beanspruchung einzelner Muskelregionen vermieden wird. Durch diesen Mechanismus wird eine Verlängerung der muskulären Ausdauerfähigkeit ermöglicht und als nützlich für den Muskel angesehen, um eine mögliche Überanstrengung des Muskels von Beginn der Bewegung an zu reduzieren. Die gesunden Kontrollprobanden zeigten eine solche Umverteilung der muskulären Aktivität über dem *musculus erector spinae* während des zeitlichen Verlaufs der sich wiederholenden Hebeübung. Im Gegensatz dazu wiesen die Rückenschmerzpatienten myoelektrische Zeichen von muskulärer Ermüdung auf und es zeigte sich eine Zunahme der muskulären Aktivität innerhalb derselben Muskelregion während der sich wiederholenden Hebeübung. Die bei den gesunden Kontrollprobanden verzeichnete Umverteilung der Muskelaktivität der lumbalen Rückenmuskulatur ließ sich nur in sehr geringem Maß bei den Rückenschmerzpatienten nachweisen. Als langfristige Folge dieser unzureichenden Umverteilung der Muskelaktivität könnte es zu einer Überladung der Muskelfasern und darüber hinaus zu biochemischen Veränderungen innerhalb des Muskels kommen - möglicherweise gefolgt von Veränderungen der Muskelstruktur. Dieser Mechanismus könnte eine wesentliche Rolle in der Entwicklung, Aufrechterhaltung und Wiederkehr von chronischen Rückenschmerzen spielen. Diese Erkenntnisse liefern wichtige Anhaltspunkte für das Verständnis der veränderten neuromuskulären Kontrolle der Wirbelsäule bei Rückenschmerzpatienten. Zukünftige Studien müssen jedoch noch einen kausalen Zusammenhang dieser Beobachtungen zeigen.

Die vorliegende Studie zeigt, dass Patienten mit lumbalen Rückenschmerzen bei alltäglichen Hebeübungen stärkere Bewegungen der Wirbelsäule vermeiden und alternative Bewegungsstrategien entwickeln. Biomechanische Adaptionen stehen potentiell im Zusammenhang mit muskulärer Ermüdung und einer veränderten Tiefensensibilität. Eine reduzierte Bewegungsweite der Wirbelsäule bei den Rückenschmerzpatienten während der ermüdenden Bewegungsübung wurde durch eine vermehrte Bewegungsweite in der Hüfte kompensiert. Diese Kompensationsmechanismen könnten wiederum zu einer schnelleren Ermüdung der Rückenmuskulatur bei Schmerzpatienten führen und den Prozess in der Aufrechterhaltung von Rückenschmerzen unterhalten.

Zusammenfassend gesagt, wiesen Patienten mit lumbalen Rückenschmerzen bei sich wiederholenden ermüdenden Hebeübungen Veränderungen sowohl auf somatosensorischer und myoelektrischer als auch auf bewegungsanalytischer Ebene im Vergleich zu gesunden Kontrollprobanden auf. Diese beschriebenen Veränderungen sind oft multifak-

torieller Genese und bedingen sich teilweise gegenseitig. Eine veränderte Tiefensensibilität, eine insuffiziente Umverteilung muskulärer Aktivität sowie alternative Bewegungsstrategien können das Risiko lumbaler Rückenschmerzen erhöhen und eine relevante Rolle in der Entwicklung, Aufrechterhaltung und Wiederkehr eines chronischen Rückenschmerzprozesses spielen. Es bedarf jedoch weiterer Studien, um die Zusammenhänge zwischen Dysfunktionen und einem subjektiven Schmerzempfinden während sich wiederholender alltäglicher Bewegungsübungen zu untersuchen. Dies ist von besonderer Bedeutung für Diagnosemöglichkeiten, Therapiestrategien sowie Verlaufskontrollen bei der Behandlung von chronischen Rückenschmerzen im lumbalen Bereich.

6 Literaturverzeichnis

- Ahrens C, Schiltenswolf M, Wang H (2010): Gesundheitsbezogene Lebensqualität (SF-36) bei chronischen Rückenschmerzen und gleichzeitiger Depression. *Schmerz* 24 (3), 251–256
- Alabas OA, Tashani OA, Johnson MI (2013): Effects of ethnicity and gender role expectations of pain on experimental pain: a cross-cultural study. *Eur J Pain* 17 (5), 776–786
- Andersson GB, Ortengren R (1984): Assessment of back load in assemblyline work using electromyography. *Ergonomics* 27 (11), 1157–1168
- Arendt-Nielsen L, Graven-Nielsen T (2008): Muscle pain: sensory implications and interaction with motor control. *Clin J Pain* 24 (4), 291–298
- Arnold B, Brinkschmidt T, Casser HR, Gralow I, Irrnich D, Klimczyk K, Müller G, Nagel B, Pflingsten M, Schiltenswolf M (2009): Multimodale Schmerztherapie. *Schmerz* 23 (2), 112–120
- Balague F, Mannion AF, Pellise F, Cedraschi C (2007): Clinical update: low back pain. *Lancet* 369 (9563), 726–728
- Balague F, Mannion AF, Pellise F, Cedraschi C (2012): Non-specific low back pain. *Lancet* 379 (9814), 482–491
- Baron R (2006): Diagnostik und Therapie neuropathischer Schmer Diagnostik und Therapie neuropathischer Schmerzen. *Dtsch Arztebl* 103 (41), A2720-30
- Baumgartner U, Magerl W, Klein T, Hopf HC, Treede RD (2002): Neurogenic hyperalgesia versus painful hypoalgesia: two distinct mechanisms of neuropathic pain. *Pain* 96 (1-2), 141–151
- Berlit P: *Klinische Neurologie*. 2. Auflage; Springer, Heidelberg 2006
- Bertelsmann Stiftung (Hrsg.): *Gesundheitspfad Rücken. Innovative Konzepte zur Verbesserung der Versorgung von Patienten mit Rückenschmerzen. Leitfaden für Entscheider und Gestalter*. Gütersloh 2007. Online verfügbar unter http://www.bertelsmann-stiftung.de/fileadmin/files/BSt/Publikationen/GrauePublikationen/IN_Gesundheitspfad_Ruecken_2007.pdf
- Bishop MD, George SZ, Robinson ME (2012): Dynamic, but not static, pain sensitivity predicts exercise-induced muscle pain: covariation of temporal sensory summation and pain intensity. *Neurosci Lett* 526 (1), 1–4
- Blumenstiel K, Gerhardt A, Rolke R, Bieber C, Tesarz J, Friederich HC, Eich W, Treede RD (2011): Quantitative Sensory Testing Profiles in Chronic Back Pain Are Distinct From Those in Fibromyalgia. *Clin J Pain* 27 (8), 682–690
- Bonato P, Boissy P, Della Croce U, Roy SH (2002): Changes in the surface EMG signal and the biomechanics of motion during a repetitive lifting task. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 10 (1), 38–47

- Bonato P, Ebenbichler GR, Roy SH, Lehr S, Posch M, Kollmitzer J, Della Croce U (2003): Muscle fatigue and fatigue-related biomechanical changes during a cyclic lifting task. *Spine (Phila Pa 1976)* 28 (16), 1810–1820
- Boston JR, Rudy TE, Lieber SJ, Stacey BR (1995): Measuring treatment effects on repetitive lifting for patients with chronic low back pain: speed, style, and coordination. *J Spinal Disord* 8 (5), 342–351
- Boudreau S, Farina D, Kongstad L, Buus D, Redder J, Sverrisdottir E, Falla D (2011): The relative timing of trunk muscle activation is retained in response to unanticipated postural-perturbations during acute low back pain. *Exp Brain Res* 210 (2), 259–267
- Brazier JE, Harper R, Jones NM, O’Cathain A, Thomas KJ, Usherwood T, Westlake L (1992): Validating the SF-36 health survey questionnaire: new outcome measure for primary care. *BMJ* 305 (6846), 160–164
- Carpentier A, Duchateau J, Hainaut K (2001): Motor unit behaviour and contractile changes during fatigue in the human first dorsal interosseus. *J Physiol* 534 (Pt 3), 903–912
- Consmuller T, Rohlmann A, Weinland D, Druschel C, Duda GN, Taylor WR (2012): Comparative evaluation of a novel measurement tool to assess lumbar spine posture and range of motion. *Eur Spine J* 21 (11), 2170–2180
- Coorevits PLM, Danneels LA, Ramon H, van Audekercke R, Cambier DC, Vanderstraeten GG (2005): Statistical modelling of fatigue-related electromyographic median frequency characteristics of back and hip muscles during a standardized isometric back extension test. *J Electromyogr Kinesiol* 15 (5), 444–451
- Cruccu G, Anand P, Attal N, Garcia-Larrea L, Haanpää M, Jørum E, Serra J, Jensen TS (2004): EFNS guidelines on neuropathic pain assessment. *Eur J Neurol* 11 (3), 153–162
- Cruccu G, Sommer C, Anand P, Attal N, Baron R, Garcia-Larrea L, Haanpää M, Jensen TS, Serra J, Treede RD (2010): EFNS guidelines on neuropathic pain assessment: revised 2009. *Eur J Neurol* 17 (8), 1010–1018
- Deyo RA, Weinstein JN (2001): Low back pain. *N Engl J Med* 344 (5), 363–370
- Fairbank JC, Pynsent PB (2000): The Oswestry Disability Index. *Spine* 25 (22), 2940-52; discussion 2952
- Falla D, Farina D (2007): Periodic increases in force during sustained contraction reduce fatigue and facilitate spatial redistribution of trapezius muscle activity. *Exp Brain Res* 182 (1), 99–107
- Falla D, Farina D (2008): Non-uniform adaptation of motor unit discharge rates during sustained static contraction of the upper trapezius muscle. *Exp Brain Res* 191 (3), 363–370
- Falla D, Gizzi L, Tschapek M, Petzke F. Multiple and experimental approaches in patients with musculoskeletal pain. Deutscher Schmerzkongress, 17-20 Oktober 2012, Mannheim
- Falla D, Gizzi L, Tschapek M, Erlenwein J, Petzke F (2014): Reduced task induced variations in the distribution of activity across back muscle regions in individuals with low back pain. *Pain* 155 (5), 944–53
- Farasyn A, Meeusen R (2005): The influence of non-specific low back pain on pressure pain thresholds and disability. *Eur J Pain* 9 (4), 375–381

- Farina D, Leclerc F, Arendt-Nielsen L, Buttelli O, Madeleine P (2008): The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. *J Electromyogr Kinesiol* 18 (1), 16–25
- Fields HL, Rowbotham M, Baron R (1998): Postherpetic neuralgia: irritable nociceptors and deafferentation. *Neurobiol Dis* 5 (4), 209–227
- Freyenhagen R, Rolke R, Baron R, Tölle TR, Rutjes AK, Schu S, Treede RD (2008): Pseudoradicular and radicular low-back pain--a disease continuum rather than different entities? Answers from quantitative sensory testing. *Pain* 135 (1-2), 65–74
- Geber C, Magerl W, Fondel R, Fechir M, Rolke R, Vogt T, Treede RD, Birklein F (2008): Numbness in clinical and experimental pain--a cross-sectional study exploring the mechanisms of reduced tactile function. *Pain* 139 (1), 73–81
- Gerbershagen HJ, Pogatzki-Zahn E, Aduckathil S, Peelen LM, Kappen TH, van Wijck AJM, Kalkman CJ, Meissner W (2014): Procedure-specific risk factor analysis for the development of severe postoperative pain. *Anesthesiology* 120 (5), 1237–1245
- Gierthmühlen J, Maier C, Baron R, Tolle T, Treede RD, Birbaumer N, Hüge V, Koroschetz J, Krumova EK, Lauchart M (2012): Sensory signs in complex regional pain syndrome and peripheral nerve injury. *Pain* 153 (4), 765–774
- Giesecke T, Gracely RH, Clauw DJ, Nachemson A, Duck MH, Sabatowski R, Gerbershagen HJ, Williams DA, Petzke F (2006): Central pain processing in chronic low back pain. Evidence for reduced pain inhibition. *Schmerz* 20 (5), 411-4, 416-7
- Granata KP, Sanford AH (2000): Lumbar-pelvic coordination is influenced by lifting task parameters. *Spine (Phila Pa 1976)* 25 (11), 1413–1418
- Graßme R, Stegeman DF, Biedermann FHW, Schumann NP, Schilling N, Fischer MS, Scholle HC: Analyse intramuskulärer Koordination: erhöhte räumliche Auflösung des Multikanal-Oberflächen-EMG durch Zeit/Frequenz-Filterung. 4. Arbeitstagung Motodiagnostik-Mototherapie Referate. Friedrich-Schiller-Universität, Jena 2001, 23-27. Online verfügbar unter <http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/grassme.pdf>, zuletzt geprüft 08/13.
- Greenspan JD (2001): Quantitative assessment of neuropathic pain. *Curr Pain Headache Rep* 5 (2), 107–113
- Grünenthal GmbH (Hrsg.): Versorgungsatlas Schmerz. Aachen 2011. Online verfügbar unter https://www.sip-platform.eu/files/redakteur-bereich/National%20Initiatives/Publication_Versorgungsatlas%20Schmerz_August%202011.pdf
- Hallner D, Hasenbring M (2004): Classification of psychosocial risk factors (yellow flags) for the development of chronic low back and leg pain using artificial neural network. *Neurosci Lett* 361 (1-3), 151–154
- Hasenbring M, Hallner D, Klasen B (2001): Psychological mechanisms in the transition from acute to chronic pain: over- or underrated? *Schmerz* 15 (6), 442–447
- Hashemi L, Webster BS, Clancy EA (1998): Trends in disability duration and cost of workers' compensation low back pain claims (1988-1996). *J Occup Environ Med* 40 (12), 1110–1119
- Hildebrandt J, Pflingsten M: Rückenschmerz und Lendenwirbelsäule. Interdisziplinäres Praxisbuch entsprechend den Nationalen VersorgungsLeitlinien Kreuzschmerz. 2. Auflage; Urban & Fischer Verlag / Elsevier, München 2012

- Hodges PW, Richardson CA (1999): Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil* 80 (9), 1005–1012
- Hodges PW, Moseley GL, Gabrielsson A, Gandevia SC (2003): Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Exp Brain Res* 151 (2), 262–271
- Hüppe A, Raspe H (2009): Amplifizierte Rückenschmerzen und Komorbidität in der Bevölkerung. *Schmerz* 23 (3), 275-278, 280-283
- Huppelsberg J, Walter K: *Kurzlehrbuch Physiologie*. 2.Auflage; Thieme, Stuttgart 2005
- Jensen TS, Baron R (2003): Translation of symptoms and signs into mechanisms in neuropathic pain. *Pain* 102 (1-2), 1–8
- Jones SL, Hitt JR, DeSarno MJ, Henry SM (2012): Individuals with non-specific low back pain in an active episode demonstrate temporally altered torque responses and direction-specific enhanced muscle activity following unexpected balance perturbations. *Exp Brain Res* 221 (4), 413–426
- Josefsson T, Nordh E, Eriksson PO (1996): A flexible high-precision video system for digital recording of motor acts through lightweight reflex markers. *Comput Methods Programs Biomed* 49 (2), 119–129
- Kendall NAS, Linton SJ, Main C (1998): Psychosocial Yellow Flags for acute low back pain: 'Yellow Flags'; as an analogue to 'Red Flags'. *Eur J Pain* 2 (1), 87–89
- Konrad P: *EMG-Fibel: Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologicalische Elektromyographie*. Eigenverlag, Köln 2005. Online verfügbar unter [http://dtserv3.compsy.uni-jena.de/C12578E6004010BD.nsf/0/9827A4F99496A597C125792E005EF762/\\$FILE/EMG-FIBEL.pdf](http://dtserv3.compsy.uni-jena.de/C12578E6004010BD.nsf/0/9827A4F99496A597C125792E005EF762/$FILE/EMG-FIBEL.pdf), zuletzt geprüft 08/2013.
- Kowalczyk WJ, Sullivan MA, Evans SM, Bisaga AM, Vosburg SK, Comer SD (2010): Sex Differences and Hormonal Influences on Response to Mechanical Pressure Pain in Humans. *J Pain* 11 (4), 330–342
- Kramer M, Ebert V, Kinzl L, Dehner C, Elbel M, Hartwig E (2005): Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 86 (1), 31–36
- Krumova EK, Geber C, Westermann A, Maier C (2012): Neuropathic pain: is quantitative sensory testing helpful? *Curr Diab Rep* 12 (4), 393–402
- Kwiatk A: *Instruction Manual Epionics SPINE*. Epionics Medical GmbH, o.O. 2011
- LaMotte RH, Shain CN, Simone DA, Tsai EF (1991): Neurogenic hyperalgesia: psychophysical studies of underlying mechanisms. *J Neurophysiol* 66 (1), 190–211
- Laux L, Glanzmann P, Schaffner P, Spielberger CD: *Das State-Trait-Angstinventar (Testmappe mit Handanweisung, Fragebogen STAI-G Form X 1 und Fragebogen STAI-G Form X 2)*. Beltz, Weinheim 1981
- Lee JK, Desmoulin GT, Khan AH, Park EJ (2011): A portable inertial sensing-based spinal motion measurement system for low back pain assessment. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2011, 4737–4740
- Leitlinie Kreuzschmerz s. Nationale VersorgungsLeitlinie Kreuzschmerz

- Lemming D, Börsbo B, Sjörs A, Lind EB, Arendt-Nielsen L, Graven-Nielsen T, Gerdle B (2015): Single-Point but Not Tonic Cuff Pressure Pain Sensitivity Is Associated with Level of Physical Fitness – A Study of Non-Athletic Healthy Subjects. *PLoS ONE* 10 (5), e0125432
- Lu D, Le P, Davidson B, Zhou BH, Lu Y, Patel V, Solomonow M (2008): Frequency of cyclic lumbar loading is a risk factor for cumulative trauma disorder. *Muscle Nerve* 38 (1), 867–874
- Magerl W, Treede RD (2004): Secondary tactile hypoesthesia: a novel type of pain-induced somatosensory plasticity in human subjects. *Neurosci Lett* 361 (1-3), 136–139
- Magerl W, Fuchs PN, Meyer RA, Treede RD (2001): Roles of capsaicin-insensitive nociceptors in cutaneous pain and secondary hyperalgesia. *Brain* 124 (Pt 9), 1754–1764
- Magerl W, Krumova EK, Baron R, Tolle T, Treede RD, Maier C (2010): Reference data for quantitative sensory testing (QST): refined stratification for age and a novel method for statistical comparison of group data. *Pain* 151 (3), 598–605
- Maier C, Baron R, Tolle TR, Binder A, Birbaumer N, Birklein F, Gierthmühlen J, Flor H, Gerber C, Hüge V (2010): Quantitative sensory testing in the German Research Network on Neuropathic Pain (DFNS): somatosensory abnormalities in 1236 patients with different neuropathic pain syndromes. *Pain* 150 (3), 439–450
- Mannion AF, Junge A, Fairbank JCT, Dvorak J, Grob D (2006): Development of a German version of the Oswestry Disability Index. Part 1: cross-cultural adaptation, reliability, and validity. *Eur Spine J* 15 (1), 55–65
- Marras WS, Parnianpour M, Ferguson SA, Kim JY, Crowell RR, Bose S, Simon SR (1995): The classification of anatomic- and symptom-based low back disorders using motion measure models. *Spine (Phila Pa 1976)* 20 (23), 2531–2546
- Merletti R, Parker P: *Electromyography. Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*. John Wiley & Sons, Hoboken 2004
- Merletti R, Knaflitz M, De Luca CJ (1990): Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *J Appl Physiol* 69 (5), 1810–1820
- Meyer K, Sprott H, Mannion AF (2008): Cross-cultural adaptation, reliability, and validity of the German version of the Pain Catastrophizing Scale. *J Psychosom Res* 64 (5), 469–478
- Miller RP, Kori SH, Todd DD: *The Tampa Scale*. Unpublished Report. Tampa, Florida 1991
- Mitnitski AB, Yahia LH, Newman NM, Gracovetsky SA, Feldman AG (1998): Coordination between the lumbar spine lordosis and trunk angle during weight lifting. *Clin Biomech* 13 (2), 121–127
- Müller G (2001): Problems of diagnostic assessment in low back patients. *Schmerz* 15 (6), 435–441
- Mumenthaler M, Mattle H: *Kurzlehrbuch Neurologie. Fortführung des Grundkurs Neurologie*. 1. Auflage; Thieme; Stuttgart 2006
- Murthy G, Hargens AR, Lehman S, Rempel DM (2001): Ischemia causes muscle fatigue. *J Orthop Res* 19 (3), 436–440
- Nagel B, Korb J (2009): Multimodale Therapie. Nachhaltig wirksam und kosteneffektiv. *Orthopäde* 38 (10), 907–912

- Nationale VersorgungsLeitlinie Kreuzschmerz – Langfassung. Version 4, Bundesärztekammer (BÄK), Kassenärztliche Bundesvereinigung (KBV) Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaft (AWMF), o.O. 2010, zuletzt geändert: August 2013. Online verfügbar unter <http://www.kreuzschmerz.versorgungsleitlinien.de>
- Naugle KM, Fillingim RB, Riley JL (2012): A Meta-Analytic Review of the Hypoalgesic Effects of Exercise. *J Pain* 13 (12), 1139–1150
- O'Neill S, Kjaer P, Graven-Nielsen T, Manniche C, Arendt-Nielsen L (2011): Low pressure pain thresholds are associated with, but does not predispose for, low back pain. *Eur Spine J* 20 (12), 2120–2125
- O'Neill S, Manniche C, Graven-Nielsen T, Arendt-Nielsen L (2014): Association Between a Composite Score of Pain Sensitivity and Clinical Parameters in Low-back Pain. *Clin J Pain* 30 (10), 831–838
- Osman A, Barrios FX, Kopper BA, Hauptmann W, Jones J, O'Neill E (1997): Factor structure, reliability, and validity of the Pain Catastrophizing Scale. *J Behav Med* 20 (6), 589–605
- Ostelo RWJG, Deyo RA, Stratford P, Waddell G, Croft P, von Korff M, Bouter LM, de Vet HC (2008): Interpreting Change Scores for Pain and Functional Status in Low Back Pain. *Spine* 33 (1), 90–94
- Paller CJ, Campbell CM, Edwards RR, Dobs AS (2009): Sex-Based Differences in Pain Perception and Treatment. *Pain Medicine* 10 (2), 289–299
- Pavlakovic G, Petzke F (2010): The role of quantitative sensory testing in the evaluation of musculoskeletal pain conditions. *Curr Rheumatol Rep* 12 (6), 455–461
- Pfau DB, Geber C, Birklein F, Treede RD (2012): Quantitative sensory testing of neuropathic pain patients: potential mechanistic and therapeutic implications. *Curr Pain Headache Rep* 16 (3), 199–206
- Pfau DB, Krumova EK, Treede RD, Baron R, Toelle T, Birklein F, Eich W, Geber C, Gerhardt A, Weiss T, Magerl W (2014): Quantitative sensory testing in the German Research Network on Neuropathic Pain (DFNS): Reference data for the trunk and application in patients with chronic postherpetic neuralgia. *Pain* 155 (5), 1002–1015
- Pfingsten M (2004): Fear avoidance beliefs in patients with back pain. Psychometric properties of the German version of the FABQ. *Schmerz* 18 (1), 17–27
- Pfingsten M, Wendt A, Kroner-Herwig B, Luder S, Hildebrandt J, Petzke F (2011): Lifting capacity with low back pain. Discrepancy between self-rated and real lifting capacity in patients with back pain and pain-free controls. *Schmerz* 25 (6), 668–675
- Pincus T, Burton AK, Vogel S, Field AP (2002): A systematic review of psychological factors as predictors of chronicity/disability in prospective cohorts of low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 27 (5), E109–20
- Puta C, Schulz B, Schoeler S, Magerl W, Gabriel B, Gabriel HHW, Miltner WHR, Weiss T (2012): Enhanced sensitivity to punctate painful stimuli in female patients with chronic low back pain. *BMC Neurol* 12 (1), 98
- Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS (2001): Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 26 (7), 724–730

- Riley JL 3rd, Robinson ME, Wise EA, Myers CD, Fillingim RB (1998): Sex differences in the perception of noxious experimental stimuli: a meta-analysis. *Pain* 74 (2-3), 181–187
- Robert Koch-Institut (2012): Rückenschmerz. Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Berlin (Heft 53). Online verfügbar unter http://www.rki.de/DE/Content/Gesundheitsmonitoring/Gesundheitsberichterstattung/Themenhefte/rueckenschmerzen_inhalt.html
- Rocchi MBL, Sisti D, Benedetti P, Valentini M, Bellagamba S, Federici A (2005): Critical comparison of nine different self-administered questionnaires for the evaluation of disability caused by low back pain. *Eura Medicophys* 41 (4), 275–281
- Roffey DM, Wai EK, Bishop P, Kwon BK, Dagenais S (2010): Causal assessment of awkward occupational postures and low back pain: results of a systematic review. *Spine J* 10 (1), 89–99
- Rolke R (2009): Diagnostischer „Work-up“ neuropathischer Schmerzen in der klinischen Praxis: Quantitative sensorische Testung als komplementäres Verfahren zur konventionellen Elektrophysiologie. *Klin Neurophysiol* 40 (03), 177–182
- Rolke R, Andrews K, Magerl W, Treede RD: QST: Quantitative Sensorische Testung. Handlungsanweisungen für den Untersucher. Universität Mainz, Institut für Physiologie und Pathophysiologie, Mainz 2002
- Rolke R, Campbell KA, Magerl W, Treede RD (2005): Deep pain thresholds in the distal limbs of healthy human subjects. *Eur J Pain* 9 (1), 39–48
- Rolke R, Baron R, Maier C, Tolle TR, Treede RD, Beyer A, Binder A, Birbaumer N, Birklein F, Bötefür IC (2006a): Quantitative sensory testing in the German Research Network on Neuropathic Pain (DFNS): standardized protocol and reference values. *Pain* 123 (3), 231–243
- Rolke R, Magerl W, Campbell KA, Schalber C, Caspari S, Birklein F, Treede RD (2006b): Quantitative sensory testing: a comprehensive protocol for clinical trials. *Eur J Pain* 10 (1), 77
- Roy SH, Oddsson LI (1998): Classification of paraspinal muscle impairments by surface electromyography. *Phys Ther* 78 (8), 838–851
- Rudwaleit M, Marker-Hermann E (2012): Management of nonspecific low back pain. The new national guidelines 2011. *Z Rheumatol* 71 (6), 485–97
- Rusu A, Kreddig N, Hallner D, Hülsebusch J, Hasenbring MI (2014): Fear of movement/(Re)injury in low back pain: confirmatory validation of a German version of the Tampa Scale for Kinesiophobia. *BMC Musculoskelet Disord* 15 (1), 280
- Sanchez-Zuriaga D, Lopez-Pascual J, Garrido-Jaen D, de Moya MFP, Prat-Pastor J (2011): Reliability and validity of a new objective tool for low back pain functional assessment. *Spine (Phila Pa 1976)* 36 (16), 1279–1288
- Scholtes SA, Gombatto SP, van Dillen LR (2009): Differences in lumbopelvic motion between people with and people without low back pain during two lower limb movement tests. *Clin Biomech* 24 (1), 7–12
- Seifeit J: Das deutschsprachige State-Trait Angst Inventar. Universität Trier, Fachbereich I Physiologie, Trier 2002. Online verfügbar unter:

- <http://jan.seifseit.de/skripte/original/Das%20deutschsprachige%20State-Trait%20Angst%20Inventar.pdf>, zuletzt geprüft 30.10.2012
- Shum GLK, Crosbie J, Lee RYW (2007): Movement coordination of the lumbar spine and hip during a picking up activity in low back pain subjects. *Eur Spine J* **16** (6), 749–758
- Spielberger CD, Gorsuch RL, Lushene RE: *Manual for the State-Trait Anxiety Inventory*. CA: Consulting Psychologists Press, Palo Alto 1970
- Steinilber B, Kluth K, Strasser H: Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft. 002/016 - S2k-Leitlinie. Hg. v. Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e.V. (DGAUM); AWMF online; 2013. Online verfügbar unter <http://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/002-016.html>, zuletzt geprüft 08/2013.
- Sullivan MJL: *The Pain Catastrophizing Scale: User Manual*. Hg. v. Medicine and Neurology School of Physical and Occupational Therapy Department of Psychology. McGill University, Montreal 2009
- Sullivan MJL, Bishop SR, Pivik J (1995): The Pain Catastrophizing Scale: Development and validation. *Psychol Assess* **7** (4), 524–532
- Sullivan MJL, Thibault P, Andrikonyte J, Butler H, Catchlove R, Larivière C (2009): Psychological influences on repetition-induced summation of activity-related pain in patients with chronic low back pain. *Pain* **141** (1-2), 70–78
- Suokas AK, Walsh DA, McWilliams DF, Condon L, Moreton B, Wylde V, Arendt-Nielsen L, Zhang W (2012): Quantitative sensory testing in painful osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthr Cartil* **20** (10), 1075–1085
- Talebian S, Hosseini M, Bagheri H, Olyaei GR, Rezasoltani A (2011): Trunk muscle fatigue in subjects with a history of low back pain and a group of healthy controls measured by similarity index. *J Back Musculoskelet Rehabil* **24** (1), 17–22
- Taylor WR, Consmuller T, Rohlmann A (2010): A novel system for the dynamic assessment of back shape. *Med Eng Phys* **32** (9), 1080–1083
- Torebjork HE, Lundberg LE, LaMotte RH (1992): Central changes in processing of mechanoreceptive input in capsaicin-induced secondary hyperalgesia in humans. *J Physiol* **448**, 765–780
- Treede RD, Meyer RA, Raja SN, Campbell JN (1992): Peripheral and central mechanisms of cutaneous hyperalgesia. *Prog Neurobiol* **38** (4), 397–421
- Tucker K, Falla D, Graven-Nielsen T, Farina D (2009): Electromyographic mapping of the erector spinae muscle with varying load and during sustained contraction. *J Electromyogr Kinesiol* **19** (3), 373–379
- van Dieen JH, Toussaint HM, Thissen C, van de Ven A (1993): Spectral analysis of erector spinae EMG during intermittent isometric fatiguing exercise. *Ergonomics* **36** (4), 407–414
- Vlaeyen JW, Kole-Snijders AM, Boeren RG, van Eek H (1995): Fear of movement/(re)injury in chronic low back pain and its relation to behavioral performance. *Pain* **62** (3), 363–372
- Wai EK, Roffey DM, Bishop P, Kwon BK, Dagenais S (2010): Causal assessment of occupational lifting and low back pain: results of a systematic review. *Spine J* **10** (6), 554–566

Westermann A, Krumova EK, Pennekamp W, Horch C, Baron R, Maier C (2012): Different underlying pain mechanisms despite identical pain characteristics: a case report of a patient with spinal cord injury. *Pain* 153 (7), 1537–1540

Woolf CJ, Mannion RJ (1999): Neuropathic pain: aetiology, symptoms, mechanisms, and management. *Lancet* 353 (9168), 1959–1964

Ziegler EA, Magerl W, Meyer RA, Treede RD (1999): Secondary hyperalgesia to punctate mechanical stimuli. Central sensitization to A-fibre nociceptor input. *Brain* 122 (Pt 12), 2245–2257

Zwarts MJ, Stegeman DF (2003): Multichannel surface EMG: basic aspects and clinical utility. *Muscle Nerve* 28 (1), 1–17

7 Anhang

Anhang 1 Publikationen im Zusammenhang mit dieser Dissertation

Falla D, Gizzi L, Tschapek M, Petzke F. Multiple and experimental approaches in patients with musculoskeletal pain. Deutscher Schmerzkongress, 17-20 Oktober 2012, Mannheim, Germany

Falla D, Gizzi L, Tschapek M, Erlenwein J, Petzke F (2014): Reduced task induced variations in the distribution of activity across back muscle regions in individuals with low back pain. *Pain* 155 (5), 944–53

Anhang 2 Flyer (Außenansicht) für die Rekrutierung von Probanden

Sie haben Interesse an der Studie und würden sich gerne weiter informieren?

Für Anmeldungen oder Fragen zur Studie zögern Sie nicht, sich bei uns telefonisch oder per E-Mail zu melden. Wir freuen uns über Ihre Rückmeldung.

Kontakt Studienbüro:

Marika Tschapek
Schmerz-Tagesklinik und Ambulanz,
Zentrum Anaesthesiologie, Rettungs- und
Intensivmedizin
Universitätsmedizin Göttingen

Tel: 0551-39 200 31
Sie können auch eine Nachricht auf unserem
Anrufbeantworter hinterlassen. Wir rufen Sie gerne
zurück.

E-mail: rueckenschmerzstudien@med.uni-goettingen.de

Zentrum Anaesthesiologie,
Rettungs- und Intensivmedizin
Universitätsmedizin Göttingen

Wir suchen FREIWILLIGE für eine
**RÜCKENSCHMERZ
STUDIE**

Der Einfluss von Kreuzschmerzen auf muskuläre
Aktivität und Bewegungsverhalten der
Lendenwirbelsäule während dynamischer
und sich wiederholender Belastung

UNIVERSITÄTSMEDIZIN GÖTTINGEN **UMG**

Anhang 3 Flyer (Innenansicht) für die Rekrutierung von Probanden

Wofür eine Studie zu Kreuzschmerzen ?

Kreuzschmerz ist ein wichtiges und aktuelles Gesundheitsproblem. Ziel dieser Studie ist es einerseits, Störungen der Muskelfunktion, die häufig bei Kreuzschmerzen auftreten, besser zu verstehen. Andererseits wollen wir untersuchen, ob ein Zusammenhang der Muskelfunktion mit Ihren Schmerzen insgesamt sowie Ihrer Schmerzempfindlichkeit besteht. Dieses Wissen ist wichtig für die Entwicklung und Gestaltung von Behandlungs- und Rehabilitationsmaßnahmen für Patienten mit Kreuzschmerzen sowie für ein besseres Verständnis der Ursachen länger anhaltender oder chronischer Kreuzschmerzen.

Studienablauf

Die Studie besteht aus zwei Teilen:

1. einer ca. 3-4-stündigen Untersuchung, während der Sie standardisierte Übungen für Ihre Rückenmuskulatur durchführen. Dabei wird Ihre Muskelaktivität mit verschiedenen Elektroden gemessen, die Bewegungen Ihres Rückens aufgezeichnet und Ihre Schmerzempfindlichkeit am Rücken erfasst.
2. dem Tragen eines Sensors am Rücken, der über 24 h im Alltag die Bewegungen Ihres Rückens erfasst. Hierfür sind zwei Besuche von jeweils ½ h Dauer für An- bzw. Abbau notwendig (s. Foto).

Aufwandsentschädigung

Als Aufwandsentschädigung für die Teilnahme an der Studie erhalten Sie einen Betrag von 15 €/Stunde, für die Zeit die Sie in der Klinik verbringen.

Wann können Sie nicht teilnehmen

- wenn Sie andere chronische Schmerzen haben
- wenn Sie regelmäßig (täglich) Medikamente gegen Schmerzen einnehmen
- wenn bei Ihnen schwere andere Erkrankungen vorliegen

Leiden Sie an Kreuzschmerzen???

Wir suchen Interessierte, die zwischen

18 und 45 Jahre alt sind und

aktuell an Kreuzschmerzen leiden oder in den letzten 6 Monaten Kreuzschmerzen hatten

Keine Rückenschmerzen???

Wir suchen Freiwillige, die zwischen

18 und 45 Jahre alt sind und

bisher nicht an Kreuzschmerzen gelitten haben



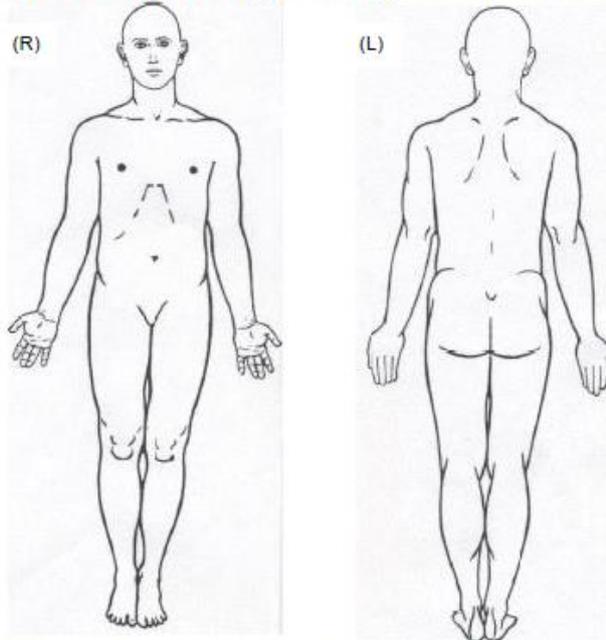
24-Stunden-Sensormessgerät

Studiennummer:

Datum _____

Fragebogen zum Kreuzschmerz

- 1) Markieren Sie auf der Körperzeichnung, wo Sie Ihren Schmerz empfinden.



- 2) Wenn Sie Schmerz auf beiden Seiten haben, welche Seite ist schlimmer?
Rechts Links
- 3) Haben Sie jetzt oder haben Sie irgendwelche der folgenden mit Ihrem Schmerz verbundenen Symptome gehabt? (Wenn ja, zeichnen sie das entsprechende Gebiet bitte in der obigen Körperzeichnung ein.)

	Ja	Nein
- Schmerz im Bein	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
- Kribbeln und "Ameisenlaufen"	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
- Taubheit	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

- 4) Seit wann haben Sie Kreuzschmerz? _____ Monate _____ Tage

- 5) Was hat Ihren Kreuzschmerz am Anfang verursacht?

- 6) Haben Sie zurzeit Kreuzschmerzen? Ja Nein
- Wenn ja, ist der Zustand ihrer Kreuzschmerzen:
stabil schlimmer werdend besser werdend

Wenn nein, wann war Ihre letzte Episode mit Kreuzschmerzen?

Anhang 5 Fragebogenpaket (Seite 2)

7) a) Welche der Aussagen trifft auf Ihre Schmerzen in den letzten 4 Wochen am besten zu?
(Bitte nur eine Angabe machen!)

1) Dauerschmerzen mit leichten Schwankungen

2) Dauerschmerzen mit starken Schwankungen

3) Schmerzattacken, dazwischen schmerzfrei

4) Schmerzattacken, auch dazwischen Schmerzen

Wenn Sie an Schmerzattacken leiden (Bilder 3 und 4), beantworten Sie bitte zusätzlich noch folgende Fragen:

b) Wie oft treten diese Attacken durchschnittlich auf?

mehrfach täglich	<input type="radio"/>	einmal täglich	<input type="radio"/>	mehrfach wöchentlich	<input type="radio"/>
einmal wöchentlich	<input type="radio"/>	mehrfach monatlich	<input type="radio"/>	einmal monatlich	<input type="radio"/>
seltener:	<input type="radio"/>				

c) Wie lange dauern diese Attacken durchschnittlich?

Sekunden	<input type="radio"/>	Minuten	<input type="radio"/>
Stunden	<input type="radio"/>	bis zu drei Tagen	<input type="radio"/>
		länger als drei Tage	<input type="radio"/>

8) Sind Ihre Schmerzen zu bestimmten Tageszeiten besonders stark?

wenn ja:	morgens <input type="radio"/>	mittags <input type="radio"/>	nachmittags <input type="radio"/>	ja <input type="radio"/>	abends <input type="radio"/>	nein <input type="radio"/>	nachts <input type="radio"/>
----------	-------------------------------	-------------------------------	-----------------------------------	--------------------------	------------------------------	----------------------------	------------------------------

9) Mit der folgenden Liste von Eigenschaftswörtern können Sie genauer beschreiben, wie Sie Ihre Schmerzen empfinden. Denken Sie bei der Beantwortung an Ihre typischen Schmerzen in der letzten Zeit.
Bitte lassen Sie keine der Beschreibungen aus und machen Sie für jedes Wort ein Kreuz, inwieweit die Aussage für Sie zutrifft.
Sie haben bei jeder Aussage 4 Antwortmöglichkeiten:
3 = trifft genau zu 2 = trifft weitgehend zu 1 = trifft ein wenig zu 0 = trifft nicht zu

Ich empfinde meine Schmerzen als

	trifft genau zu	trifft weitgehend zu	trifft ein wenig zu	trifft nicht zu		trifft genau zu	trifft weitgehend zu	trifft ein wenig zu	trifft nicht zu
	3	2	1	0		3	2	1	0
....dumpf	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>heiß	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
....drückend	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>brennend	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
....pochend	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>elend	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
....klopfend	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>schauderhaft	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
....stechend	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>scheußlich	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
....ziehend	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>furchtbar	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

Anhang 6 Fragebogenpaket (Seite 3)

10) Geben Sie im Folgenden die **Stärke Ihrer Schmerzen** an. Kreuzen Sie **auf den unten aufgeführten Linien** an, wie stark Sie Ihre Schmerzen empfinden (unter Ihrer üblichen Medikation). Die Zahlen können Ihnen bei der Einteilung helfen: Ein Wert von 0 bedeutet, Sie haben keine Schmerzen, ein Wert von 10 bedeutet, Sie leiden unter Schmerzen, wie sie für Sie nicht stärker vorstellbar sind. Die Zahlen dazwischen geben Abstufungen der Schmerzstärke an.

a) Geben Sie bitte zunächst Ihre **momentane Schmerzstärke** an:

[0] [1] [2] [3] [4] [5] [6] [7] [8] [9] [10]
kein Schmerz vorstellbarer Schmerz stärkster Schmerz

b) Geben Sie jetzt bitte Ihre **durchschnittliche Schmerzstärke** während der letzten 4 Wochen an:

[0] [1] [2] [3] [4] [5] [6] [7] [8] [9] [10]
kein Schmerz vorstellbarer Schmerz stärkster Schmerz

c) Geben Sie jetzt bitte Ihre **größte Schmerzstärke** während der letzten 4 Wochen an:

[0] [1] [2] [3] [4] [5] [6] [7] [8] [9] [10]
kein Schmerz vorstellbarer Schmerz stärkster Schmerz

19. Wie wurden Ihre Schmerzen bisher behandelt?
Kreuzen Sie bitte an, welche der unten aufgeführten Behandlungsmaßnahmen Sie erhalten haben. Geben Sie bitte auch an, ob Ihre Schmerzen durch diese Maßnahmen zumindest zeitweise gelindert wurden.

	Erhalten:	Wenn ja	→ wirksam?	
			ja	vorübergehend nein
bisher keine Schmerzbehandlung	<input type="radio"/>			
Medikamente	<input type="radio"/>	→	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Infusionen	<input type="radio"/>	→	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Einspritzungen in das Schmerzgebiet, Nervenblockaden	<input type="radio"/>	→	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Einspritzungen am Rückenmark (z.B. epidural)	<input type="radio"/>	→	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Kur-/Reha-Behandlung	<input type="radio"/>	→	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Krankengymnastik	<input type="radio"/>	→	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Massagen, Bäder, Kälte-/Wärmetherapie	<input type="radio"/>	→	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Elektrische Nervenstimulation (TENS)	<input type="radio"/>	→	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Akupunktur	<input type="radio"/>	→	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Chiropraktik	<input type="radio"/>	→	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Psychotherapie	<input type="radio"/>	→	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Entspannungsverfahren, Hypnose, Biofeedback	<input type="radio"/>	→	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Anderes: _____	<input type="radio"/>	→	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

Anhang 7 Fragebogenpaket (Seite 4)

Stuidentnummer:

Datum _____

Lebensqualität (SF-36)

SF-36 Health Survey, Copyright 1992 Medical Outcomes Trust

In diesem Fragebogen geht es um Ihre Beurteilung Ihres Gesundheitszustandes. Der Bogen ermöglicht es, im Zeitverlauf nachzuvollziehen, wie Sie sich fühlen und wie Sie im Alltag zurechtkommen.

Bitte beantworten Sie jede der folgenden Fragen, indem Sie bei den Antwortmöglichkeiten die Zahl ankreuzen, die am besten auf Sie zutrifft.

1. **Wie würden Sie Ihren Gesundheitszustand im Allgemeinen beschreiben?**
(Bitte kreuzen Sie nur eine Zahl an)

Ausgezeichnet	1
Sehr gut	2
Gut	3
Weniger gut	4
Schlecht	5

2. **Im Vergleich zum vergangenen Jahr, wie würden Sie Ihren derzeitigen Gesundheitszustand beschreiben?** (Bitte kreuzen Sie nur eine Zahl an)

Derzeit viel besser als vor einem Jahr	1
Derzeit etwas besser als vor einem Jahr	2
Etwa so wie vor einem Jahr	3
Derzeit etwas schlechter als vor einem Jahr	4
Derzeit viel schlechter als vor einem Jahr	5

3. **Im Folgenden sind einige Tätigkeiten beschrieben, die Sie vielleicht an einem normalen Tag ausüben. Sind Sie durch Ihren derzeitigen Gesundheitszustand bei diesen Tätigkeiten eingeschränkt? Wenn ja, wie stark?**

(Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile nur eine Zahl an)

	TÄTIGKEITEN	Ja, stark eingeschränkt	Ja, etwas eingeschränkt	Nein, überhaupt nicht eingeschränkt
a)	anstrengende Tätigkeiten, z.B. schnell laufen, schwere Gegenstände heben, anstrengenden Sport treiben	1	2	3
b)	mittelschwere Tätigkeiten, z.B. einen Tisch verschieben, staubsaugen, kegeln, Golf, spielen	1	2	3
c)	Einkaufstaschen heben oder tragen	1	2	3
d)	mehrere Treppenabsätze steigen	1	2	3
e)	einen Treppenabsatz steigen	1	2	3
f)	sich beugen, knien, bücken	1	2	3
g)	mehr als 1 Kilometer zu Fuß gehen	1	2	3
h)	mehrere Straßenkreuzungen weit zu Fuß gehen	1	2	3
i)	eine Straßenkreuzung weit zu Fuß gehen	1	2	3
j)	sich baden oder anziehen	1	2	3

4

Anhang 8 Fragebogenpaket (Seite 5)

4. Hatten Sie in den vergangenen vier Wochen aufgrund Ihrer körperlichen Gesundheit irgendwelche Schwierigkeiten bei der Arbeit oder anderen alltäglichen Tätigkeiten im Beruf bzw. zu Hause? (Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile nur eine Zahl an)

	SCHWIERIGKEITEN	Ja	Nein
a)	Ich konnte nicht so lange wie üblich tätig sein	1	2
b)	Ich habe weniger geschafft als ich wollte	1	2
c)	Ich konnte nur bestimmte Dinge tun	1	2
d)	Ich hatte Schwierigkeiten bei der Ausführung (z.B.: ich musste mich besonders anstrengen)	1	2

5. Hatten Sie in den vergangenen vier Wochen aufgrund seelischer Probleme irgendwelche Schwierigkeiten bei der Arbeit oder anderen alltäglichen Tätigkeiten im Beruf bzw. zu Hause (z.B. weil Sie sich niedergeschlagen oder ängstlich fühlten)? (Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile nur eine Zahl an)

	SCHWIERIGKEITEN	Ja	Nein
a)	Ich konnte nicht so lange wie üblich tätig sein	1	2
b)	Ich habe weniger geschafft als ich wollte	1	2
c)	Ich konnte nicht so sorgfältig wie üblich arbeiten	1	2

6. Wie sehr haben Ihre körperliche Gesundheit oder seelische Probleme in den vergangenen vier Wochen Ihre normalen Kontakte zu Familienangehörigen, Freunden, Nachbarn oder im Bekanntenkreis beeinträchtigt? (Bitte kreuzen Sie nur eine Zahl an)

Überhaupt nicht	1
Etwas	2
Mäßig	3
Ziemlich	4
Sehr	5

7. Wie stark waren Ihre **Schmerzen** in den vergangenen vier Wochen? (Bitte kreuzen Sie nur eine Zahl an)

keine Schmerzen	1
Sehr leicht	2
Leicht	3
Mäßig	4
Stark	5
Sehr stark	6

8. Inwieweit haben die **Schmerzen** Sie in den vergangenen vier Wochen bei der Ausübung Ihrer **Alltagstätigkeiten** zu Hause und im Beruf behindert? (Bitte kreuzen Sie nur eine Zahl an)

Überhaupt nicht	1
Ein bißchen	2
Mäßig	3
Ziemlich	4
Sehr	5

Anhang 9 Fragebogenpaket (Seite 6)

9. In diesen Fragen geht es darum, wie Sie sich fühlen und wie es Ihnen in den vergangenen vier Wochen gegangen ist (bitte kreuzen Sie in jeder Zeile die Zahl an, die Ihrem Befinden am ehesten entspricht). Wie oft waren Sie in den vergangenen vier Wochen
(Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile nur eine Zahl an)

	BEFINDEN	Immer	Meistens	Ziemlich oft	Manchmal	Selten	Nie
a)	... voller Schwung?	1	2	3	4	5	6
b)	... sehr nervös?	1	2	3	4	5	6
c)	... so niedergeschlagen, dass Sie nichts aufheitem konnte?	1	2	3	4	5	6
d)	... ruhig und gelassen?	1	2	3	4	5	6
e)	... voller Energie?	1	2	3	4	5	6
f)	... entmutigt und traurig?	1	2	3	4	5	6
g)	... erschöpft?	1	2	3	4	5	6
h)	... glücklich	1	2	3	4	5	6
i)	... müde?	1	2	3	4	5	6

10. Wie häufig haben Ihre körperliche Gesundheit oder seelischen Probleme in den vergangenen vier Wochen Ihre Kontakte zu anderen Menschen (Besuche bei Freunden, Verwandten usw.) beeinträchtigt? (Bitte kreuzen Sie nur eine Zahl an)

Immer 1
 Meistens 2
 Manchmal 3
 Selten 4
 Nie 5

11. Inwieweit trifft jede der folgenden Aussagen auf Sie zu?
(Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile nur eine Zahl an)

	AUSSAGEN	trifft ganz zu	trifft weitgehend zu	weiß nicht	trifft weitgehend nicht zu	trifft überhaupt nicht zu
a)	Ich scheine etwas leichter als andere krank zu werden	1	2	3	4	5
b)	Ich bin genauso gesund wie alle anderen, die ich kenne	1	2	3	4	5
c)	Ich erwarte, dass meine Gesundheit nachlässt	1	2	3	4	5
d)	Ich erfreue mich ausgezeichneter Gesundheit	1	2	3	4	5

Anhang 10 Fragebogenpaket (Seite 7)

Studiennummer:

Datum _____

TSK-DE

Mit den nachfolgenden Fragen möchten wir untersuchen, wie Sie selbst zu Ihren Schmerzen stehen.

Bitte geben Sie an, in welchem Maß Sie der vorgegebenen Aussage zustimmen. Bitte kreuzen Sie dafür bei jeder Frage das entsprechende Kästchen an. (Ein Kreuz pro Frage.)

		Oberhaupt <u>nicht</u> einver- standen	Mehr oder weniger <u>nicht</u> einverstanden	Mehr oder weniger einverstanden	Völlig einver- standen
(TSKD1)	1. Ich habe Angst davor, dass ich mich möglicherweise verletze, wenn ich Sport treibe.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
(TSKD2)	2. Wenn ich versuchen würde, mich über die Schmerzen hinweg zu setzen, würden sie noch schlimmer.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
(TSKD3)	3. Mein Körper sagt mir, dass ich etwas sehr Schlimmes habe.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
(TSKD4)	4. Meine Schmerzen würden vermutlich gelindert werden, wenn ich Sport treiben würde.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
(TSKD5)	5. Mein Gesundheitszustand wird von anderen nicht ernst genug genommen.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
(TSKD6)	6. Wegen des Schmerzproblems ist mein Körper für den Rest meines Lebens gefährdet.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
(TSKD7)	7. Schmerz bedeutet immer, dass ich mich verletzt habe.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
(TSKD8)	8. Nur weil etwas meine Schmerzen verstärkt, bedeutet das nicht, dass es gefährlich ist.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
(TSKD9)	9. Ich habe Angst, dass ich mich versehentlich verletzen könnte.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
(TSKD10)	10. Die sicherste Art, zu verhindern, dass meine Schmerzen schlimmer werden, ist einfach darauf zu achten, dass ich keine unnötigen Bewegungen mache.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
(TSKD11)	11. Ich hätte nicht so viel Schmerzen, wenn nicht etwas bedenkliches in meinem Körper vor sich ginge.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
(TSKD12)	12. Auch wenn ich Schmerzen habe, würde es mir besser gehen, wenn ich körperlich aktiv wäre.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
(TSKD13)	13. Meine Schmerzen sagen mir, wann ich mit dem Training aufhören muss, um mich nicht zu verletzen.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
(TSKD14)	14. Für jemand in meinem Gesundheitszustand ist es wirklich nicht ratsam, körperlich aktiv zu sein.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
(TSKD15)	15. Ich kann nicht all die Dinge tun, die gesunde Menschen machen, da ich mich zu leicht verletzen könnte.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
(TSKD16)	16. Auch wenn mir etwas starke Schmerzen bereitet, denke ich nicht, dass es tatsächlich gefährlich ist.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
(TSKD17)	17. Niemand sollte Sport treiben müssen, wenn er / sie Schmerzen hat.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Tampa Scale of Kinesiophobia – Deutsche Version, © Abt. für Medizinische Psychologie, Ruhr-Universität Bochum

7

Anhang 11 Fragebogenpaket (Seite 8)

Studiennummer:

Datum _____

STAI-G Form X 1

Anleitung: Im folgenden Fragebogen finden Sie eine Reihe von Feststellungen, mit denen man sich selbst beschreiben kann. Bitte lesen Sie jede Feststellung durch und wählen Sie aus den vier Antworten diejenige aus, die angibt, wie Sie sich **jetzt, d.h. in diesem Moment**, fühlen. Kreuzen Sie bitte bei jeder Feststellung die Zahl unter der von Ihnen gewählten Antwort an. Es gibt keine richtigen oder falschen Antworten. Überlegen Sie bitte nicht lange und denken Sie daran, diejenige Antwort auszuwählen, die Ihren **augenblicklichen** Gefühlszustand am besten beschreibt.

	ÜBERHAUPT NICHT	EIN WENIG	ZIEMLICH	SEHR
1. Ich bin ruhig	1	2	3	4
2. Ich fühle mich geborgen	1	2	3	4
3. Ich fühle mich angespannt	1	2	3	4
4. Ich bin bekümmert	1	2	3	4
5. Ich bin gelöst	1	2	3	4
6. Ich bin aufgeregt	1	2	3	4
7. Ich bin besorgt, dass etwas schiefgehen könnte	1	2	3	4
8. Ich fühle mich ausgeruht	1	2	3	4
9. Ich bin beunruhigt	1	2	3	4
10. Ich fühle mich wohl	1	2	3	4
11. Ich fühle mich selbstsicher	1	2	3	4
12. Ich bin nervös	1	2	3	4
13. Ich bin zappelig	1	2	3	4
14. Ich bin verkrampft	1	2	3	4
15. Ich bin entspannt	1	2	3	4
16. Ich bin zufrieden	1	2	3	4
17. Ich bin besorgt	1	2	3	4
18. Ich bin überreizt	1	2	3	4
19. Ich bin froh	1	2	3	4
20. Ich bin vergnügt	1	2	3	4

STAI-G Form X 2

Anleitung: Im folgenden Fragebogen finden Sie eine Reihe von Feststellungen, mit denen man sich selbst beschreiben kann. Bitte lesen Sie jede Feststellung durch und wählen Sie aus den vier Antworten diejenige aus, die angibt, wie Sie sich im Allgemeinen fühlen. Kreuzen Sie bitte bei jeder Feststellung die Zahl unter der von Ihnen gewählten Antwort an. Es gibt keine richtigen oder falschen Antworten. Überlegen Sie bitte nicht lange und denken Sie daran, diejenige Antwort auszuwählen, die am besten beschreibt, wie Sie sich im Allgemeinen fühlen.

	FAST NIE	MANCHMAL	OFT	FAST IMMER
1. Ich bin vergnügt	1	2	3	4
2. Ich werde schnell müde	1	2	3	4
3. Mir ist zum Weinen zumute	1	2	3	4
4. Ich glaube, mir geht es schlechter als anderen Leuten	1	2	3	4
5. Ich verpasse günstige Gelegenheiten, weil ich mich nicht schnell genug entscheiden kann	1	2	3	4
6. Ich fühle mich ausgeruht	1	2	3	4
7. Ich bin ruhig und gelassen	1	2	3	4
8. Ich glaube, dass mir meine Schwierigkeiten über den Kopf wachsen	1	2	3	4
9. Ich mache mir zu viel Gedanken über unwichtige Dinge	1	2	3	4
10. Ich bin glücklich	1	2	3	4
11. Ich neige dazu, alles schwer zu nehmen	1	2	3	4
12. Mir fehlt es an Selbstvertrauen	1	2	3	4
13. Ich fühle mich geborgen	1	2	3	4
14. Ich mache mir Sorgen über mögliches Missgeschick	1	2	3	4
15. Ich fühle mich niedergeschlagen	1	2	3	4
16. Ich bin zufrieden	1	2	3	4
17. Unwichtige Gedanken gehen mir durch den Kopf und bedrücken mich	1	2	3	4
18. Enttäuschungen nehme ich so schwer, dass ich sie nicht vergessen kann	1	2	3	4
19. Ich bin ausgeglichen	1	2	3	4
20. Ich werde nervös und unruhig, wenn ich an meine derzeitigen Angelegenheiten denke	1	2	3	4

Studivummer:

Datum _____

Oswestry Disability Index

Behinderungsfragebogen bei Rückenbeschwerden: Oswestry Disability Questionnaire – Deutsche Version (ODQ-D)

Zusatzinformation zum Artikel „Assessment: Oswestry Disability Questionnaire“
von Amir Tal (physiopraxis 7-8/09)

Quelle: Mannion AF, Junge A, Fairbank JC, Dvorak J, Grob D. Development of a German version of the Oswestry Disability Index. Part 1: cross-cultural adaptation, reliability, and validity. Eur Spine J 2006a; 15:55-65.

Bitte füllen Sie diesen Fragebogen aus. Er soll uns darüber informieren, wie Ihre Rücken- (oder Bein-)probleme Ihre Fähigkeit beeinflussen, den Alltag zu bewältigen. Wir bitten Sie, jeden Abschnitt zu beantworten. Kreuzen Sie in jedem Abschnitt nur die Aussage an, die Sie heute am besten beschreibt.

Abschnitt 1: Schmerzstärke

- 0 Ich habe momentan keine Schmerzen.
- 1 Die Schmerzen sind momentan sehr schwach.
- 2 Die Schmerzen sind momentan mäßig.
- 3 Die Schmerzen sind momentan ziemlich stark.
- 4 Die Schmerzen sind momentan sehr stark.
- 5 Die Schmerzen sind momentan so schlimm wie nur vorstellbar.

Abschnitt 2: Körperpflege (Waschen, Anziehen etc.)

- 0 Ich kann meine Körperpflege normal durchführen, ohne dass die Schmerzen dadurch stärker werden.
- 1 Ich kann meine Körperpflege normal durchführen, aber es ist schmerzhaft.
- 2 Meine Körperpflege durchzuführen ist schmerzhaft, und ich bin langsam und vorsichtig.
- 3 Ich brauche bei der Körperpflege etwas Hilfe, bewältige das meiste aber selbst.
- 4 Ich brauche täglich Hilfe bei den meisten Aspekten der Körperpflege.
- 5 Ich kann mich nicht selbst anziehen, wasche mich mit Mühe und bleibe im Bett.

Abschnitt 3: Heben

- 0 Ich kann schwere Gegenstände heben, ohne dass die Schmerzen dadurch stärker werden.
- 1 Ich kann schwere Gegenstände heben, aber die Schmerzen werden dadurch stärker.
- 2 Schmerzen hindern mich daran, schwere Gegenstände vom Boden zu heben, aber es geht, wenn sie geeignet stehen (z.B. auf einem Tisch).
- 3 Schmerzen hindern mich daran, schwere Gegenstände zu heben, aber ich kann leichte bis mittelschwere Gegenstände heben, wenn sie geeignet stehen.
- 4 Ich kann nur sehr leichte Gegenstände heben.
- 5 Ich kann überhaupt nichts heben oder tragen.

Abschnitt 4: Gehen

- 0 Schmerzen hindern mich nicht daran, so weit zu gehen, wie ich möchte.
- 1 Schmerzen hindern mich daran, mehr als 1–2 km zu gehen.
- 2 Schmerzen hindern mich daran, mehr als 0,5 km zu gehen.
- 3 Schmerzen hindern mich daran, mehr als 100 m zu gehen.
- 4 Ich kann nur mit einem Stock oder Krücken gehen.
- 5 Ich bin die meiste Zeit im Bett und muss mich zur Toilette schleppen.

10

Anhang 14 Fragebogenpaket (Seite 11)

Abschnitt 5: Sitzen

- ⊙ 0 Ich kann auf jedem Stuhl so lange sitzen, wie ich möchte.
- ⊙ 1 Ich kann auf meinem Lieblingsstuhl so lange sitzen, wie ich möchte.
- ⊙ 2 Schmerzen hindern mich daran, länger als 1 Stunde zu sitzen.
- ⊙ 3 Schmerzen hindern mich daran, länger als eine halbe Stunde zu sitzen.
- ⊙ 4 Schmerzen hindern mich daran, länger als 10 Minuten zu sitzen.
- ⊙ 5 Schmerzen hindern mich daran, überhaupt zu sitzen.

Abschnitt 6: Stehen

- ⊙ 0 Ich kann so lange stehen, wie ich möchte, ohne dass die Schmerzen dadurch stärker werden.
- ⊙ 1 Ich kann so lange stehen, wie ich möchte, aber die Schmerzen werden dadurch stärker.
- ⊙ 2 Schmerzen hindern mich daran, länger als 1 Stunde zu stehen.
- ⊙ 3 Schmerzen hindern mich daran, länger als eine halbe Stunde zu stehen.
- ⊙ 4 Schmerzen hindern mich daran, länger als 10 Minuten zu stehen.
- ⊙ 5 Schmerzen hindern mich daran, überhaupt zu stehen.

Abschnitt 7: Schlafen

- ⊙ 0 Mein Schlaf ist nie durch Schmerzen gestört.
- ⊙ 1 Mein Schlaf ist gelegentlich durch Schmerzen gestört.
- ⊙ 2 Ich schlafe aufgrund von Schmerzen weniger als 6 Stunden.
- ⊙ 3 Ich schlafe aufgrund von Schmerzen weniger als 4 Stunden.
- ⊙ 4 Ich schlafe aufgrund von Schmerzen weniger als 2 Stunden.
- ⊙ 5 Schmerzen hindern mich daran, überhaupt zu schlafen.

Abschnitt 8: Sexualleben (falls zutreffend)

- ⊙ 0 Mein Sexualleben ist normal, und die Schmerzen werden dadurch nicht stärker.
- ⊙ 1 Mein Sexualleben ist normal, aber die Schmerzen werden dadurch stärker.
- ⊙ 2 Mein Sexualleben ist nahezu normal, aber sehr schmerzhaft.
- ⊙ 3 Mein Sexualleben ist durch Schmerzen stark eingeschränkt.
- ⊙ 4 Ich habe aufgrund von Schmerzen fast kein Sexualleben.
- ⊙ 5 Schmerzen verhindern jegliches Sexualleben.

Abschnitt 9: Sozialleben

- ⊙ 0 Mein Sozialleben ist normal, und die Schmerzen werden dadurch nicht stärker.
- ⊙ 1 Mein Sozialleben ist normal, aber die Schmerzen werden dadurch stärker.
- ⊙ 2 Schmerzen haben keinen wesentlichen Einfluss auf mein Sozialleben, außer dass sie meine eher aktiven Interessen, z.B. Sport, einschränken.
- ⊙ 3 Schmerzen schränken mein Sozialleben ein, und ich gehe nicht mehr so oft aus.
- ⊙ 4 Schmerzen schränken mein Sozialleben auf mein Zuhause ein.
- ⊙ 5 Ich habe aufgrund von Schmerzen kein Sozialleben.

Abschnitt 10: Reisen

- ⊙ 0 Ich kann überallhin reisen, und die Schmerzen werden dadurch nicht stärker.
- ⊙ 1 Ich kann überallhin reisen, aber die Schmerzen werden dadurch stärker.
- ⊙ 2 Trotz starker Schmerzen kann ich länger als 2 Stunden unterwegs sein.
- ⊙ 3 Ich kann aufgrund von Schmerzen höchstens 1 Stunde unterwegs sein.
- ⊙ 4 Ich kann aufgrund von Schmerzen nur kurze notwendige Fahrten unter 30 Minuten machen.
- ⊙ 5 Schmerzen hindern mich daran, Fahrten zu machen, außer zur medizinischen Behandlung.

Studiennummer:

Datum _____

Pain Catastrophizing Scale

Die folgenden dreizehn Sätze beschreiben verschiedene Gedanken und Gefühle, die bei Schmerzen auftreten können. Bitte markieren Sie auf der folgenden Skala bei jeder Frage, wie stark diese Gedanken und Gefühle auf Sie zutreffen, wenn Sie Schmerzen haben.

Bewertung:

0 = trifft überhaupt nicht zu, 1 = trifft eher nicht zu, 2 = teils-teils, 3 = trifft eher zu, 4 = trifft immer zu

1. Ich mache mir ständig Sorgen, ob die Schmerzen wohl jemals wieder aufhören werden?
 0 1 2 3 4

2. Ich denke, ich kann nicht mehr.
 0 1 2 3 4

3. Der Zustand ist schrecklich und ich denke, dass es nie mehr besser wird.
 0 1 2 3 4

4. Der Zustand ist furchtbar und droht mich zu überwältigen.
 0 1 2 3 4

5. Ich habe das Gefühl, ich halte es nicht mehr aus.
 0 1 2 3 4

6. Ich bekomme Angst, dass die Schmerzen noch stärker werden.
 0 1 2 3 4

7. Ich denke ständig an andere Situationen, in denen ich Schmerzen hatte.
 0 1 2 3 4

8. Ich wünsche mir verzweifelt, dass die Schmerzen weggehen.
 0 1 2 3 4

9. Ich kann nicht aufhören, an die Schmerzen zu denken.
 0 1 2 3 4

10. Ich denke ständig daran, wie sehr es schmerzt.
 0 1 2 3 4

11. Ich denke ständig daran, wie sehr ich mir ein Ende der Schmerzen herbeiwünsche.
 0 1 2 3 4

12. Es gibt nicht was ich tun kann, um die Schmerzen zu lindern.
 0 1 2 3 4

13. Ich mache mir Sorgen, dass die Schmerzen auf etwas Schlimmes hindeuten.
 0 1 2 3 4

Kathrin Meyer et. al. Cross-cultural adaption, reliability and validity of the German version of the Pain Catastrophizing Scale. Journal of Psychosomatic Research 64 (2008): 469-478

Modul S Sozialrechtliche Situation

S-1. Sind Sie zur Zeit berufstätig? (trifft auch zu, wenn Sie jetzt gerade arbeitsunfähig sind)

- ja, ich bin zur Zeit berufstätig, d.h. habe einen Arbeitsplatz → weiter bei Frage S-2
 nein, ich bin zur Zeit nicht berufstätig → weiter bei Frage S-5

Die Fragen S-2 bis S-4 bitte beantworten, wenn Sie zur Zeit berufstätig sind (auch bei Krankschreibung)

S-2. Welche berufliche Tätigkeit üben Sie aus? _____

S-3. Sind Sie zur Zeit arbeitsunfähig? ja nein

wenn ja, glauben Sie, dass Sie wieder an Ihren alten Arbeitsplatz
 zurückkehren können? ja nein

S-4. Wie viele Tage waren Sie in den letzten 3 Monaten arbeitsunfähig?

ich war in letzten 3 Monaten an _____ Tagen arbeitsunfähig (0-92 Tage)

bin durchgehend arbeitsunfähig seit
Tag Monat Jahr

Die Frage S-5 bitte nur beantworten, wenn Sie derzeit nicht berufstätig sind.

S-5. Wenn Sie zur Zeit nicht berufstätig sind, sind Sie ...

Schüler/in, Student/in Hausfrau / Hausmann berentet

arbeitslos / erwerbslos

.....seit ____/____ (Monat/Jahr)

.....Ich habe zuletzt gearbeitet als (bitte eintragen) _____

Anhang 17 Erfassungsbogen NRS

ID: _____

Datum _____

numerische Schmerzskala

vor 1.QST

während lifting task (alle 40 sec)	00:40	<input type="text"/>
	01:20	<input type="text"/>
	02:00	<input type="text"/>
	02:40	<input type="text"/>
	03:20	<input type="text"/>
	04:00	<input type="text"/>
	04:40	<input type="text"/>
	05:20	<input type="text"/>
	06:00	<input type="text"/>
	06:40	<input type="text"/>
	07:20	<input type="text"/>
	08:00	<input type="text"/>
	08:40	<input type="text"/>
	09:20	<input type="text"/>
	10:00	<input type="text"/>
	10:40	<input type="text"/>
	11:20	<input type="text"/>
	12:00	<input type="text"/>
	12:40	<input type="text"/>
	13:20	<input type="text"/>
	14:00	<input type="text"/>
	14:40	<input type="text"/>
15:20	<input type="text"/>	
16:00	<input type="text"/>	
16:40	<input type="text"/>	
17:20	<input type="text"/>	
18:00	<input type="text"/>	
18:40	<input type="text"/>	
19:20	<input type="text"/>	
20:00	<input type="text"/>	
20:40	<input type="text"/>	
21:20	<input type="text"/>	
22:00	<input type="text"/>	

nach lifting task
(nach 3 min) nach 2.QST

Anhang 18 Erfassungsbogen QST

ID: _____

Messung _____

Datum _____

QST-Bogen

SR-Funktion; MPS: Pinprick; ALL: Pinsel (BR), Q-tip (QT), Wattebausch (CW)

Kontroll-Areal (Hand)

128	
CW	
32	
256	
BR	
8	
16	
QT	
512	
64	

CW	
256	
128	
8	
32	
QT	
BR	
64	
16	
512	

32	
128	
BR	
CW	
16	
256	
512	
8	
64	
QT	

256	
8	
CW	
QT	
128	
64	
32	
512	
BR	
16	

BR	
32	
16	
128	
512	
CW	
64	
256	
QT	
8	

Test-Areal (Rücken)

8	
QT	
256	
64	
CW	
512	
128	
16	
32	
BR	

16	
BR	
512	
32	
64	
128	
QT	
CW	
8	
256	

QT	
64	
8	
512	
256	
16	
CW	
BR	
128	
32	

512	
16	
64	
BR	
QT	
32	
8	
128	
256	
CW	

64	
512	
QT	
16	
8	
BR	
256	
32	
CW	
128	

PPT; Druckschmerz über Muskel

Kontroll-Areal (M. tibialis ant.)

1	
---	--

1	
---	--

Test-Areal (Rücken)

5	
16	
2	
13	
14	
3	
9	
6	
4	
10	
12	
7	
8	
11	
1	
15	

12	
10	
1	
9	
3	
7	
16	
8	
15	
2	
4	
5	
11	
13	
6	
14	

Rücken-Areal cran.-caud. + li-re

- ° 1 ° 5 ° 9 ° 13
- ° 2 ° 6 ° 10 ° 14
- ° 3 ° 7 ° 11 ° 15
- ° 4 ° 8 ° 12 ° 16

A Abkürzungsverzeichnis

BCCN	Bernstein Center for Computational Neuroscience
BFNT	Bernstein Focus Neurotechnology
C1	erster Halswirbel
C7	siebter Halswirbel
DFNS	Deutscher Forschungsverbund Neuropathischer Schmerz
DFT	diskrete Fourier-Transformation
DMA	dynamisch mechanische Allodynie
EFNS	European Federation of Neurological Societies
EMG	Elektromyographie
F	Prüfgröße ANOVA
FFT	<i>fast fourier transformation</i> = schnelle Fourier-Transformation
LBP	<i>low back pain</i> = lumbaler Rückenschmerz
L1	erster Lendenwirbel
L5	fünfter Lendenwirbel
MF	<i>mean frequency</i> = mittlere Frequenz des Leistungsdichtespektrums
MPS	<i>mechanical pain sensitivity</i> = mechanische Schmerzsensitivität
NRS	<i>numeric rating scale</i> = numerische Schmerzskala
NSAR	nichtsteroidale Antirheumatika
ODQ-D	Oswestry Disability Questionnaire – Deutsche Version
PCS	Pain Catastrophizing-Scale
PPT	<i>pressure pain threshold</i> = Druckschmerzschwelle
QST	Quantitative Sensorische Testung

R	Korrelationskoeffizient
RMS	<i>root mean square</i>
ROM	<i>range of motion</i> = Bewegungsumfang
SD	<i>standard deviation</i> = Standardabweichung
SE	<i>standard error</i> = Standardfehler
SEMG	<i>surface electromyography</i> = Oberflächenelektromyographie
SF-36	Short Form-Gesundheitsfragebogen
SNK	Prüfgröße Post-hoc-Student-Newman-Keuls-Test
S/R-Funktion	<i>stimulus/response function</i> = Reiz/Antwort-Funktion
STAI-G	State-Trait-Angst-Inventar
T	Prüfgröße t-Test
Th12	zwölfter Brustwirbel
TSK	Tampa Scale of Kinesiophobia
W	Prüfgröße Wilcoxon-Test
WDR	<i>wide dynamic range</i>

B Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1	Capsaicin-Injektionsmodell.....	11
Abbildung 2	Studienaufbau schematisch sowie vor Beginn der Bewegungsübung.....	29
Abbildung 3	kompletter Zyklus der Übungsaufgabe in zeitlicher Abfolge	30
Abbildung 4	Stimuli zur Bestimmung von MPS und DMA	33
Abbildung 5	Applikationsweise Nadelreize.....	33
Abbildung 6	Druckalgometer	34
Abbildung 7	Kontrollareal an der Hand zur Bestimmung von MPS und DMA	35
Abbildung 8	Testareal am Rücken zur Bestimmung von MPS und DMA.....	36
Abbildung 9	Kontrollareal am Unterschenkel zur Bestimmung der PPT	37
Abbildung 10	Testareal am Rücken zur Bestimmung der PPT.....	37
Abbildung 11	Elektroden-Gitternetz sowie dessen Lokalisation am Rücken	39
Abbildung 12	Positionen der sphärischen Marker am Probanden.....	41
Abbildung 13	Position der Sensorstreifen am Probanden.....	44
Abbildung 14	Darstellung aller mittels Motion Capture-System erfassten Messpunkte sowie Darstellung der errechneten Winkel.....	49
Abbildung 15	Schmerzintensität der Rückenschmerzpatienten im zeitlichen Verlauf ..	52
Abbildung 16	Korrelation der maximalen Schmerzintensität während der Bewegungsübung mit der anfänglichen Schmerzintensität sowie der durchschnittlichen Schmerzintensität der letzten 4 Wochen	53
Abbildung 17	mittlere Druckschmerzschwellenwerte der Studiengruppen jeweils vor sowie nach der Bewegungsübung.	54
Abbildung 18	topographische Karten der Druckschmerzschellenwerte von 8 Punkten über der unilateralen Lumbalregion für Kontroll- und Patientengruppe vor und nach der Bewegungsübung sowie deren prozentuale Veränderungen	55
Abbildung 19	Mittelwerte der Single MPS-Score-Werte für das Kontroll- sowie Testareal jeweils vor und nach der Bewegungsintervention im Gruppenvergleich	57

Abbildung 20	prozentualer Anteil aller schmerzhaften Reize der S/R-Funktion für das Kontroll- sowie Testareal jeweils vor und nach der Bewegungsintervention im Gruppenvergleich.....	57
Abbildung 21	RMS-Mittelwerte sowie MF-Mittelwerte für Hebe- sowie Senkphase über den zeitlichen Verlauf der gesamten Bewegungsübung	59
Abbildung 22	topographischen Karten der RMS-Werte einer Kontrollperson und eines Rückenschmerzpatienten jeweils in den 3 Phasen des zeitlichen Verlaufes der Bewegungsübung	60
Abbildung 23	y- sowie x- Koordinaten des Schwerpunktes der RMS-Karte sowohl für die Hebe- als auch für die Senkphase über den gesamten zeitlichen Verlauf der Bewegungsübung	61
Abbildung 24	Veränderung des C7-L5-Winkels über den prozentual zeitlichen Verlauf eines Bewegungszyklus.....	63
Abbildung 25	Winkelveränderung von Hüft-, Knie- und Fußgelenk über den prozentual zeitlichen Verlauf eines Bewegungszyklus.....	64

C Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	QST-Batterie	7
Tabelle 2	klinische Zeichen und mögliche zu Grunde liegende Mechanismen	13
Tabelle 3	muskuloskelettale Einschränkungen und funktionelle Veränderungen bei Patienten mit lumbalen Rückenschmerzen.....	14
Tabelle 4	Stammdaten der Studienteilnehmer einschließlich der erfassten Schmerzintensitäten, Score-Erhebungen der Fragebögen sowie Mittelwerte aller Punkte der Druckschmerzschwellenwerte	51
Tabelle 5	mögliche Ursachen für eine erhöhte Sensibilität bei Frauen.....	70

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich insbesondere bei meinem Doktorvater Prof. Dr. med. Frank Petzke herzlichst für die sehr gute und stetige Betreuung, die wertvolle wissenschaftliche Hilfestellung sowie für eine immer sehr angenehme Zusammenarbeit bedanken.

Des Weiteren gilt mein besonderer Dank meiner Studienbetreuerin Prof. Dr. Deborah Falla für die wertvollen Hilfestellungen, die allgemeine Unterstützung und die Zusammenarbeit bei der statistischen Auswertung und der Erstellung des Bildmaterials sowie insbesondere Dr. Leonardo Gizzi für die immer harmonisierende und sehr angenehme gemeinsame Durchführung der gesamten Studie, für die computer- und ingenieurstechnische Ermöglichung der Studie sowie für die vielen bereichernden wissenschaftlichen Hilfestellungen und Erläuterungen auf den Gebieten der Elektromyographie und Bewegungsanalyse.

Mein Dank gilt ebenso den Mitarbeitern der Schmerzambulanz der Universitätsmedizin Göttingen sowie den Mitarbeitern des Bernstein Center for Computational Neuroscience (BCCN), Bernstein Focus Neurotechnology (BFNT) Göttingen für eine angenehme Zusammenarbeit vor allem im Rahmen von organisatorischen Fragestellungen bei der Durchführung der Studie.

Zuletzt möchte ich allen Studienteilnehmern danken, die sich freiwillig für diese Studie zur Verfügung gestellt haben und eine erfolgreiche Durchführung der Studie durch engagierte Mitarbeit ermöglichten.

Lebenslauf

Ich, Marika Tschapek, wurde am 21. Dezember 1987 in Halle an der Saale geboren. 1994 erfolgte die Einschulung in die Wilhelm-Busch-Grundschule in Halle an der Saale von welcher ich 1996 in die Sportklasse der Fliegerweg-Grundschule in Halle an der Saale wechselte. Von 1998 bis 2006 besuchte ich das Sportgymnasium Leipzig und absolvierte hier mein Abitur. Neben der schulischen Laufbahn betrieb ich von 1996 bis 2006 Leistungssport in der Rhythmischen Sportgymnastik und nahm für den Turn- und Gymnastikclub Leipzig e.V. seit 1999 jährlich an Deutschen Meisterschaften teil. Zwischen Juni 2006 und Oktober 2007 arbeitete ich ehrenamtlich beim Peer Training Sachsen e.V. in Leipzig als Peer-Trainer mit Jugendlichen in Schulen, absolvierte ein zweimonatiges Pflegepraktikum zur Vorbereitung auf das Medizinstudium und leistete einen Europäischen Freiwilligendienst als Übungsleiter für Turnsport im Gymmix Sports Club in Eskilstuna, Schweden ab. Im Oktober 2007 erfolgte die Aufnahme des Studiums der Humanmedizin an der Georg-August-Universität Göttingen. Im Rahmen meines Studiums absolvierte ich einen Teil meiner Pflichtpraktika in Schweden, Nepal sowie Namibia. Neben dem Studium war ich von Januar 2010 bis August 2012 als Sitzwache im Nachtdienst des Pflegebereiches am Universitätsklinikums in Göttingen tätig. Des Weiteren war ich ehrenamtlich in die leitende Organisation des Teddybärkrankenhauses Göttingen von 2008 bis 2012 involviert. Von März 2012 bis August 2012 erfolgte eine Anstellung als studentische Hilfskraft zur Unterstützung in Lehre und Forschung in der Abteilung der Schmerzmedizin im Zentrum für Anaesthesiologie, Rettungs- und Intensivmedizin der Universitätsmedizin Göttingen. Das Studium der Medizin schloss ich am 14.05.2014 mit der Ärztlichen Prüfung ab und erhielt am 21.05.2014 die Approbation als Ärztin. Seit Juli 2014 bin ich als Assistenzärztin der Urologie im Klinikum Ernst von Bergmann in Potsdam tätig.