Aus der Abteilung Unfall-, Extremitäten-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie
der chirurgischen Universitätsklinik und Poliklinik der Universität Ulm
unter der Leitung von Prof. Dr. med. Lothar Kinzl

Oberflächenelektromyographie der autochthonen Rückenmuskulatur während isometrischer maximaler und submaximaler Kontraktion bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen: Vergleichende Untersuchung der Muskelaktivität von Schmerzpatienten und gesunden Probanden

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin, Dr. med.
der Medizinischen Fakultät
der Universität Ulm

Verfaßt von
Volker Ebert
geboren in Stuttgart

Ulm, 1999

Amtierender Dekan:	Prof. Dr. med. P. Gierschik
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. med. L. Kinzl
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. med. E. Jacobi
Tag der Promotion:	22. Oktober 1999

Für meine Eltern

1 Inhaltsverzeichnis

2 Verzeichnis der Abkürzungen 6

3 Einleitung 7

3.1 Volkswirtschaftliche Bedeutung von Rückenschmerzen 7

3.2 Rolle der Rückenmuskulatur in der Entstehung von Rückenschmerzen 8

3.3 Geschichte des EMG 9

3.4 Oberflächen-EMG der Rückenmuskulatur 10

3.5 EMG und Ermüdung 11

3.6 Ursachen der Frequenzänderung während ermüdender Kontraktion 11

3.7 Fragestellung 12

4 Material und Methoden 13

4.1 Studienteilnehmer 13

4.1.1 CLBP-Patienten 13

4.1.1.1 Eingangskriterien für CLBP Patienten 13

4.1.1.2 Ausschlußkriterien für CLBP Patienten 13

4.1.1.3 Anamnese und Untersuchung der CLBP Patienten 13

4.1.1.4 Anamnese der CLBP Patienten 14

4.1.1.5 Befunde der körperlichen Untersuchung 14

4.1.1.6 Befunde der Kernspintomographie 14

4.1.2 Gesunde Probanden 15

4.1.2.1 Eingangskriterien für gesunde Probanden 15

4.1.2.2 Ausschlußkriterien für gesunde Probanden 15

4.1.3 Demographie 16

4.2 Die Rückenmuskulatur 16

4.2.1 Musculus multifidus 16

4.2.2 Musculus erector spinae 18

4.2.2.1 Musculus longissimus thoracis 18

4.2.2.2 Musculus illiocostalis lumborum 18

4.3 Plazierung der Elektroden 19

4.4 Die elektomyographische Untersuchung 19

4.4.1 Anbringen der Elektroden 19

4.4.2 Maximale und submaximale Kontraktion 20

4.5 Ableiten und Speichern des EMGs 22

4.6 Statistische Auswertung 22
4.6.1 Analyse des Amplitudenspektrums 22
4.6.2 Amplitude der EMG-Signale 22
4.6.3 Frequenzanalysen 23
5 Ergebnisse 24
5.1 Kraftmessung 24
5.2 Analyse des Amplitudenspektrum 24
5.3 Amplituden 25
5.3.1 Amplitude der Maximalkraftmessung 25
5.3.2 Aktivitätsmuster 26
5.3.3 Amplituden der submaximalen Kontraktionen 27
5.4 Frequenzanalysen der Ausdauermessung 29
5.4.1 Medianfrequenz 29
5.4.2 Bandenanalyse des Amplitudenspektrum 31
6 Diskussion 33
6.1 Diskussion des Versuchsaufbaus 33
6.2 Maximalkraft 34
6.3 Amplituden 35
6.3.1 Amplitude der Maximalkraftmessung 35
6.3.2 Amplituden der submaximalen Kontraktionen 36
6.3.3 Aktivitätsmuster der 80%MVC- Messung 38
6.4 Ermüdung 39
6.5 Schlußfolgerung 45
7 Zusammenfassung 47
8 Anhang 49
9 Literatur 50
10 Danksagung 58
11 Lebenslauf 59

2 Verzeichnis der Abkürzungen

Abb	Abbildung
AU	Arbeitsunfähigkeit
BMI	body mass index
BWS	Brustwirbelsäule
CLBP	chronic low back pain
EMG	Elektromyogramm
ES lumb	musculus erector spinae lumbalis
ES thor	musculus erector spinae thoracalis
FFT	fast fourier transformation
ICD	international classification of diseases
kg	Kilogramm
L	Lendenwirbel
LBP	low back pain
LWS	Lendenwirbelsäule
M	musculus
MF lumb	Musculus multifidus lumballis
MF thor	musculus multifidus thoracalis
MVC	maximum voluntary contraction
Nr	Nummer
PC	Personal Computer
Th	Brustwirbel
VAS	visual analogous scale

3 Einleitung

3.1 Volkswirtschaftliche Bedeutung von Rückenschmerzen

Schon 1954 erkannte Fürmaier die volkswirtschaftliche Bedeutung von Wirbelsäulenerkrankungen, als über 60% aller Anträge auf Anerkennung einer Frühinvalidität wegen eines Wirbelsäulenleidens gestellt wurden (Fürmaier 1954).

An der Problematik der Wirbelsäulenerkrankungen hat sich bis heute wenig geändert. 1993 wurden bei der Arbeiterrentenversicherung 25291 Männer und 10289 Frauen mit einem Durchschnittsalter von 55,9 beziehungsweise 54,9 Jahren aufgrund der Diagnose Dorsopathie (ICD 720-724) frühzeitig wegen Berufs- und Erwerbsunfähigkeit berentet. Das entspricht einem Anteil von 20 % bei den Männern und 19 % bei den Frauen gemessen an der Gesamtzahl der Neuberentungen wegen Berufs- und Erwerbsunfähigkeit bei der Arbeiterrentenversicherung (Bundesminister für Gesundheit 1995).
Dorsopathien waren 1990 die häufigste Ursache für Arbeitsunfähigkeit; in der gesetzlichen Krankenversicherung wurden bei Männern 1682 und bei Frauen 1112 Arbeitsunfähigkeitsfälle und 32280 bzw. 21988 Arbeitsunfähigkeitstage je 10000 im Berufsleben stehende Pflichtmitglieder registriert (Bundesminister für Gesundheit 1995).
Auch bei den stationären Behandlungen spielten die Dorsopathien 1990 mit 41,55 Aufnahmen und 786 Krankenhaustagen je 10000 Versicherter der gesetzlichen Krankenversicherung eine wichtige Rolle (Bundesminister für Gesundheit 1995).

Die Kosten, die dadurch verursacht wurden sind immens. In einer Aufschlüsselung von Krankheitskosten nach Diagnosegruppen der ICD-9 entfielen 1990 auf Erkrankungen des Skeletts, der Muskeln und des Bindegewebes (ICD Nr. 710-739), zu denen auch die Dorsopathien gehören, direkte Kosten in Höhe von 13,7 Mrd. DM und indirekte Kosten in Höhe von 21,4 Mrd. DM. Dies entspricht einem Anteil von 9,6% an den direkten Kosten. Damit nahmen sie den 3. Rang nach Krankheiten der Verdauungsorgane und Krankheiten des Kreislaufsystems ein. An den gesamten indirekten Kosten hatten sie einen Anteil von 16,1% (2. Rang nach Unfällen) und einen Anteil von 12,7% an den Kosten insgesamt.

Direkte Kosten sind Kosten, die durch das Gesundheitswesen verursacht werden. Bei den indirekten Kosten handelt es sich um den krankheitsbedingten Verlust an Wertschöpfung, wie er durch Arbeitsunfähigkeit, Invalidisierung und Todesfälle von Erwerbstätigen eintritt (Hendke et al. 1997).

In Anbetracht dieser Zahlen wird verständlich, daß ein allgemeines Interesse besteht, die Ursachen der vertebragenen Schmerzen zu erforschen, um Diagnostik und Therapie suffizient zu gestalten.

3.2 Rolle der Rückenmuskulatur in der Entstehung von Rückenschmerzen

Die Rolle der Muskulatur bei der Stabilisierung der Wirbelsäule konnte eindrucksvoll von Lucas (1970) gezeigt werden. Er löste an einem Wirbelsäulenpräparat mit erhaltenen Kapsel- und Bandstrukturen durch eine Belastung mit minimaler Last von nur 20 N extreme Verformungen aus.
Mit Hilfe eines biomechanischen Modells konnte nachgewiesen werden, daß eine insuffiziente Rückenmuskulatur zu einer geringeren Stabilität (Hypermobilität) der Wirbelsäule in den Segmenten führt, was wiederum eine höhere Belastung der passiven Strukturen (Bandscheibe und Bänder) zur Folge hat (Kong et al. 1996). Diese Strukturen sind innerviert und können damit Ursache von Rückenschmerzen sein (Bogduk 1983).

Nach Bischoff und Traue (1983) führt muskuläre Dysfunktion über verschiedene Mechanismen zu myogenen Schmerzen. So kann die Muskelspannung direkt über die Erregung mechanosensibler Nozizeptoren Schmerzen verursachen. Auch ischämische Verhältnisse in der Muskulatur, wie sie bereits bei einer chronischen Belastung von 15% der Maximalkraft (MVC) entstehen, können über chemosensible Nozizeptoren Schmerzen hervorrufen.
Für die Entstehung von myogenen Schmerzen werden drei unterschiedliche Erklärungsmodelle in der Literatur beschrieben (Traue et al. 1992):

1. Das „biomechanical model“ beschreibt, daß die geschwächte Rückenmuskulatur die Wirbelsäule nicht ausreichend stabilisieren kann und es dadurch zu Irritationen der angrenzenden Strukturen kommt. Um die daraus resultierenden

Schmerzen zu vermeiden, werden aktive Bewegungen minimiert. Es resultiert eine weitere Muskelatrophie, womit der Circulus vitiosus geschlossen ist.

2. Nach dem „physical stress-“ oder „organicity model“ kann ein physisches Ereignis wie ein Sturz oder ein Verhebetrauma einen Kreislauf einleiten, in dem Schmerzen Muskelverspannungen auslösen, die wiederum zu Schmerzen führen.
3. Das „psycosocial stress model“ besagt, daß psychsozialer Streß zu einer erhöhten Aktivität der Muskulatur führt. Ist die Aktivität dauerhaft erhöht resultieren Verspannungen, die Schmerzen verursachen. Wie beim „physical stress model“ werden diese Verspannungen durch die Schmerzen aufrechterhalten und Schmerz und Verspannung verstärken sich gegenseitig.

Die Diagnostik bei bandscheibenbedingten Erkrankungen umfaßt in der Regel eine klinische Untersuchung mit Beurteilung der Achsen, des Bewegungsumfanges der Wirbelsäule und der groben Kraft der Rumpfmuskulatur.
Als bildgebende Verfahren kommen konventionelle Röntgendiagnostik, CT und MRT und eventuell auch eine Myelographie zur Anwendung.
Die Korrelation sowohl der klinischen Untersuchungen (McComb 1989, Nelson 1976, Waddel 1982) als auch der bildgebenden Verfahren (Burton 1987, Jensen et al. 1994) mit der Schmerzsymptomatik ist unbefriedigend.
Die Funktion der Rückenmuskulatur entzieht sich weitgehend diesen diagnostischen Verfahren.
Daher besteht Bedarf an einer Methode, mit der man die Funktion der Rückenmuskulatur bzw. ihre Defizite quantifizieren kann.
Die Oberflächenelektromyographie ist ein nicht invasives Verfahren, das Einblick in die Funktion von Muskeln gewährt.

3.3 Geschichte des EMG

Luggiano Galvani entdeckte 1791 in einem epochemachenden Experiment, bei dem er einen Froschschenkel durch Berührung mit einem Metallstab zur Kontraktion brachte, den Zusammenhang zwischen Muskeln und Elektrizität. 1849 gelang es Du Bois-Reymond durch willkürliche Muskelkontraktion ein Galvanometer, das über Drähte mit der Haut verbunden war, ausschlagen zu lassen. Ein weiterer

Meilenstein der Oberflächenelektromyographie war die Entwicklung von Metalloberflächenelektroden von Piper 1907. 1922 verwendeten Gasser und Erlanger die 1897 entwickelte Braun`sche Röhre an Stelle des Galvanometers und konnten damit die Elektrizität, die von der Muskulatur ausging „sichtbar machen“. Sie erhielten 1944 unter anderem dafür den Nobelpreis für Medizin (Basmajian und De Luca 1985).

3.4 Oberflächen-EMG der Rückenmuskulatur

Die Elektromyographie kann in der Diagnostik der Rückenmuskulatur auf verschiedene Arten, mit unterschiedlichen Zielsetzungen eingesetzt werden.
Eine weitverbreitete Anwendung ist die Untersuchung von Ruhepotentialen. Dabei kann man die Fähigkeit des Patienten zur Muskelentspannung untersuchen und mit Hilfe von Biofeedback-Verfahren auch verbessern (Traue et al.1992).
EMG-Ableitungen während aufrechtem Stand (Hoyt et al. 1981) oder Bewegungen wie Extension/Flexion (Sihvonen et al. 1991) und Ganganalysen (Arendt-Nielsen et al. 1995) dienen der Beurteilung der Muskulatur unter alltäglichen Bedingungen. Hier zeigt sich ein typisches Aktivierungmuster der Muskelgruppen, wobei Unterschiede zwischen Gesunden und Rückenschmerzpatienten gefunden wurden (Ahern et al. 1988).
Auch die Ausdauerfähigkeit der Rückenmuskulatur, die eine besondere Rolle in der Entstehung von Rückenschmerzen zu spielen scheint (Biering-Sörensen 1984), kann mittels Oberflächen-EMG quantifiziert und den einzelnen Muskelgruppen zugeordnet werden. Ein gängiges und einfaches Verfahren, die Ausdauer der Rückenmuskulatur zu bestimmen und das EMG währenddessen abzuleiten, ist, den Probanden in Bauchlage mit fixierten Beinen auf einer Untersuchungsliege oder auf einem Rückenstrecker (roman chair) den Oberkörper gegen die Schwerkraft halten zu lassen (Mayer et al. 1989, Tsuboi et al. 1994). Diese Methode birgt den Nachteil, daß die individuell unterschiedliche Kraft der Rückenmuskulatur unberücksichtigt bleibt, da der Proband mit ca. 50% seines Körpergewichts belastet wird.
Mißt man dagegen zuerst die Kraft der Rückenmuskulatur und belastet diese dann mit einem definierten Bruchteil der Maximalkraft (% MVC), so erhält man

Ergebnisse, mit denen man zum Beispiel Gesunde mit Rückenkranken trotz muskulärem Defizit der Patienten vergleichen kann (Roy et al. 1989).

3.5 EMG und Ermüdung

Piper beobachtete 1912, daß die Frequenz des Oberflächen-EMGs während ermüdender Übungen sinkt. Damals war die Frequenzanalyse eines EMG-Signals jedoch sehr aufwendig. Erst die Entwicklung leistungsfähiger Computer machte es möglich, längere Ableitungen und mehrere Kanäle gleichzeitig zum Beispiel mit einer schnellen Fourier Transformation (FFT) hinsichtlich des Frequenzgehaltes zu untersuchen.

Lokalisierte Muskelermüdung wird als Abfall der Medianfrequenz während einer ausdauernden Kontraktion gemessen (De Luca 1985). Dieses Maß, das den Anstieg des Anteils der niedrigeren Frequenzen im Fourier- oder Amplitudenspektrum anzeigt, hat sich als reliabel erwiesen (Biedermann et al. 1990, van Dieen und Heijbloom 1996, Ng und Richardson 1996) und ist anderen Meßgrößen des Amplitudenspektrums wie der mittleren Frequenz oder der Spitzenfrequenz überlegen (Solomonow et al. 1990, Stulen und De Luca 1981).

Eine weitere Methode die Frequenzänderung zu quantifizieren wurde von Dolan et al. (1995) beschrieben. Sie teilten das Amplitudenspektrum in Frequenzbanden und berechneten die Änderung in der Bande von 5 bis 30 Hz (Abbildung 4, Seite 23).

3.6 Ursachen der Frequenzänderung während ermüdender Kontraktion

Als physiologischer Prozeß, der der Frequenzänderung auf der Ebene der Muskelfasern zu Grunde liegt, wird die Abnahme der Leitungsgeschwindigkeit der Aktionspotentiale auf der Muskelzellmembran (Naeje und Zorn 1982, Sadoyama et al. 1983) aufgrund des Anstiegs von metabolischen Endprodukten wie Laktat und anorganischem Phosphat und des Abfalls des pH-Wertes verantwortlich gemacht (Laurent et al.1989, Mortimer et al. 1970), wobei heute Laktat und Phosphat mehr Bedeutung beigemessen wird als dem pH-Wert (Bouissau et al. 1989, Wilson et al. 1988). Nach Untersuchungen von Kössler et al. (1990) hat die Akkumulation

von K^+-Ionen im Extrazellulärraum die größte Auswirkung auf die Leitungsgeschwindigkeit.

Änderungen durch das zentrale Nervensystem wie Rekrutierung zusätzlicher Muskelfasern, Anpassung der Abfolge von Aktionspotentialen (firing rate) (Fugelsang-Frederiksen und Ronager 1988), und Synchronisation der Aktionspotentiale verschiedener motorischer Einheiten (Bigland-Ritchie et al. 1981) wurden häufig in Zusammenhang mit Frequenzänderungen bei ermüdenden Kontraktionen diskutiert, konnten jedoch nie endgültig bewiesen werden (De Luca 1985, Basmajiam und De Luca 1985, Luttmann 1996).

Obwohl die meisten Autoren die sinkende Leitungsgeschwindigkeit als Ursache der Frequenzänderung favorisieren, ist nach wie vor ungelöst, ob sie als einziger Grund für die Linksverschiebung des Amplitudenspektrums aufgeführt werden kann (Krogh-Lund 1993, Krogh-Lund und Jorgensen 1993).

3.7 Fragestellung

Ziel dieser Arbeit ist, Unterschiede in der elektrischen Aktivität der Rückenmuskulatur zwischen einem Kollektiv gesunder Probanden und chronischen Rückenschmerzpatienten aufzuzeigen. Im Einzelnen sollen folgende Fragen behandelt werden:

1. Zeigt sich das muskuläre Defizit der chronischen Schmerzpatienten an einem Verlust der elektrischen Aktivität im EMG?
2. Gibt es Unterschiede in der Kraft-EMG-Beziehung zwischen CLBP-Patienten und gesunden Probanden?
3. Hat die Methode der Frequenzanalyse anhand von Frequenzbanden wie von Dolan et al. (1996) beschrieben Vorteile bei der Untersuchung von Rückenschmerzpatienten gegenüber der etablierten Methode der Medianfrequenzen?
4. Haben Schmerzpatienten ein anderes lokales Ermüdungsverhalten der Rückenmuskulatur als eine gesunde Vergleichsgruppe?

4 Material und Methoden

4.1 Studienteilnehmer

In der Studie wurden 32 Patienten mit chronischen Rückenschmerzen (CLBP) und 32 gesunde Probanden untersucht.

4.1.1 CLBP-Patienten

4.1.1.1 Eingangskriterien für CLBP Patienten

- Chronisch rezidivierende Rückenbeschwerden mit Schmerzen größer als 5 auf der visual analogous scale (VAS) über eine Dauer von mehr als 6 Monaten.
- Schmerzanamnese über mindestens 2 Jahre.
- Kernspintomographische Diagnostik nicht älter als 8 Wochen.
- Alter unter 60 Jahren

4.1.1.2 Ausschlußkriterien für CLBP Patienten

- Neurologische und psychiatrische Erkrankungen.
- Muskelerkrankungen
- mehrsegmentale Spondylodesen
- Dermatologische Erkrankungen mit Effloreszenzen im Bereich der LWS.

4.1.1.3 Anamnese und Untersuchung der CLBP Patienten

Alle Patienten hatten einen Antrag auf Anerkennung einer bandscheibenbedingten Erkrankung als Berufserkrankung gemäß Nr. 2108 der Berufserkrankungen gestellt. In der Nr. 2108 sind Erkrankungen der Lendenwirbelsäule erfaßt, die durch langjähriges Tragen und Heben schwerer Lasten oder durch langjährige Tätigkeit in extremer Rumpfbeugung verursacht sind.

Von allen Patienten wurde im Rahmen der Begutachtung zur Anerkennung ihrer bandscheibenbedingten Erkrankung als Berufserkrankung eine ausführliche Anamnese bezüglich ihrer belastenden Tätigkeiten, Beschwerden und Schmerzen erhoben. Die anschließende gründliche körperliche Untersuchung umfaßte die Beurteilung von Form und Funktion der gesamten Wirbelsäule, die manuelle Beurteilung hinsichtlich Druck-, Klopf- und Stauchungsschmerz sowie der Federpalpation einzelner Wirbelsäulensegmente. Zusätzlich erfolgte eine neurologische

Untersuchung. Im Rahmen der Begutachtung wurden bei allen Patienten konventionelle Röntgenbilder sowie Funktionsaufnahmen der Wirbelsäule angefertigt und eine Kernspintomographie der Lendenwirbelsäule durchgeführt.

4.1.1.4 Anamnese der CLBP Patienten

Die Patienten hatten seit 3 bis 25 Jahren (Median 8,5 Jahre) chronische Rückenschmerzen im Bereich der mittleren und unteren Lendenwirbelsäule sowie des lumbosakralen Übergangs. In 25 Fällen strahlten die Schmerzen in die Beine oder das Gesäß aus. Die Patienten waren 1 bis 13 mal (Median 4) aufgrund ihres Rückenleidens arbeitsunfähig. Die gesamte Arbeitsunfahigkeit betrug 28 bis 523 Tage (Median 100 Tage) pro Person.

12 Patienten klagten über Dauerschmerzen, die bei 5 anfallsweise verstärkt auftraten. 20 Patienten hatten nur anfallsweise Schmerzen, die bei 8 täglich auftraten und für Minuten bis Stunden anhielten, 6 hatten mehrmals pro Woche Schmerzanfälle und 6 Patienten hatten wenige Male im Monat Schmerzen, die Stunden bis Tage andauerten.

Bei allen Patienten bestand anamnestisch eine bandscheibenbedingte Erkrankung, die bei 15 Patienten als Bandscheibenvorfall klassifiziert wurde. Dieser war bei 8 Patienten operativ behandelt worden.

4.1.1.5 Befunde der körperlichen Untersuchung

6 der 32 Patienten gaben nur ein lokales Schmerzsyndrom der LWS an, 21 klagten über ein lokales Schmerzsyndrom mit Ausstrahlung in Beine und Gesäß und 5 Patienten zeigten nur eine radikuläre oder pseudoradikuläre Symptomatik mit Schmerzen in den Beinen oder dem Gesäß.

Die Wirbelsäule war bei 17 der 32 Patienten kolpfschmerzhaft und bei 24 druckschmerzhaft. 8 Patienten hatten weder Druck- noch Klopfschmerz.

4.1.1.6 Befunde der Kernspintomographie

Der kernspintomographische Degenerationszustand der Bandscheiben wurde in der T_2 gewichteten Aufnahme beurteilt. Als degenerativ verändert wurden alle Bandscheiben gewertet, die einen vollständigen Verlust des „cleft sign“ in dieser Wichtung zeigten.

Das Vorliegen eines Bandscheibenvorfalls wurde in der T_1 gewichteten Aufnahme beurteilt. Bei 16 Patienten war mindestens ein Bandscheibenprolaps zu sehen. Der Prolaps befand sich bei 7 Patienten auf Höhe L4-5 und bei 13 auf Höhe L5-S1.
24 der 32 Patienten zeigten degenerativ veränderte Bandscheiben. 6 Patienten hatten einen Prolaps ohne Degenerationen und 2 Patienten zeigten trotz Schmerzsymptomatik keine pathologischen Veränderungen im MRT.

4.1.2 Gesunde Probanden

Die gesunden Probanden wurden nach Geschlecht, Alter und Body Mass Index (BMI) passend zu der Patientengruppe ausgesucht (matched pairs) (Tabelle 1).

Sie wurden vor der Ableitung des Elektromyogramms auf Funktionsstörungen der Wirbelsäule wie Einschränkung der Flexion und Extension, der Rotation, der Seitneigung, sowie pathologisch erhöhtem Fingenbodenabstand und pathologischen Zeichen nach Schober und Ott untersucht. Außerdem wurden sie auf motorische und sensible Störungen untersucht.

4.1.2.1 Eingangskriterien für gesunde Probanden

- Anamnestisch frei von chronischen Rückenschmerzen.
- Keine akuten Rückenschmerzen während der letzten 5 Jahre.

4.1.2.2 Ausschlußkriterien für gesunde Probanden

- Krankhafte Veränderungen der Wirbelsäule wie Einschränkung des Bewegungsumfanges, Skoliose und radikuläre und pseudoradikuläre Symptomatik.
- Neurologische und psychiatrische Erkrankungen.
- Dermatologische Erkrankungen mit Effloreszenzen im Bereich der LWS.

4.1.3 Demographie

Tabelle 1: Demographie der Probanden. Die Werte entsprechen den Mittelwerten, die Werte in Klammer den Standardabweichungen (die gesamten Daten sind im Anhang dargestellt).

	Alter [in Jahren]	BMI [kg•m^{-2}]	Größe [cm]	Gewicht [kg]
gesunde Probanden	44,8 (10,1)	25,2 (3,6)	169,7 (8,5)	73,2 (15,2)
CLBP Patienten	44,6 (8,8)	25,1 (3,4)	170,5 (7,1)	73,4 (13,8)

Der BMI wird nach der Gleichung 1 berechnet.

$$BMI = \frac{g}{h^2}$$

Gleichung 1: BMI: Body Mass Index [kg•m^{-2}], g: Körpergewicht [kg], h: Körpergröße [m]

Der Body Mass Index wurde im 19. Jahrhundert von dem belgischen Mathematiker Quetelet entwickelt. Er stellt ein gutes Maß für den Körperfettanteil dar und hat nur eine geringe Korrelation mit der Körpergröße (Stavig et al. 1984).

4.2 Die Rückenmuskulatur

Die gängige Lehrmeinung über die Anatomie der lumbalen Rückenmuskeln hat sich in den letzten Jahren nach Untersuchungen von Bogduk und Macintosh stark gewandelt und weicht von den aktuellen Lehrbüchern ab (Kalimo et al. 1989).
Die autochthone Rückenmuskulatur besteht im Bereich des unteren Rückens aus zwei Teilen: dem medial gelegenen M. multifidus und dem lateralen M. erector spinae.

4.2.1 Musculus multifidus

Der M. multifidus wird zum transversospinalen System gezählt. Er hat seinen Ansatz an der Facies dorsalis ossis sacri und den Querfortsätzen der Wirbel und zieht von dort zu den Dornfortsätzen, wobei er bis zu 5 Wirbel überspringt (Macintosh et al. 1986).

Die Innervation des M. multifidus erfolgt durch die Rami dorsales der Spinalnerven unisegmental. Jedes Faserbündel wird entsprechend seines Ansatzes innerviert. Setzt das Faserbündel am ersten Lendenwirbelkörper an, wird er von dem Spinalnerven L1 innerviert. Da der Multifidus aus verschiedenen Fasern besteht, die eine unterschiedliche Anzahl von Segmenten überspringen, finden sich auf der von uns untersuchten Höhe L4-5 Faserbündel, die von den Spinalnerven L1 bis L4 innerviert werden (Macintosh et al. 1986).

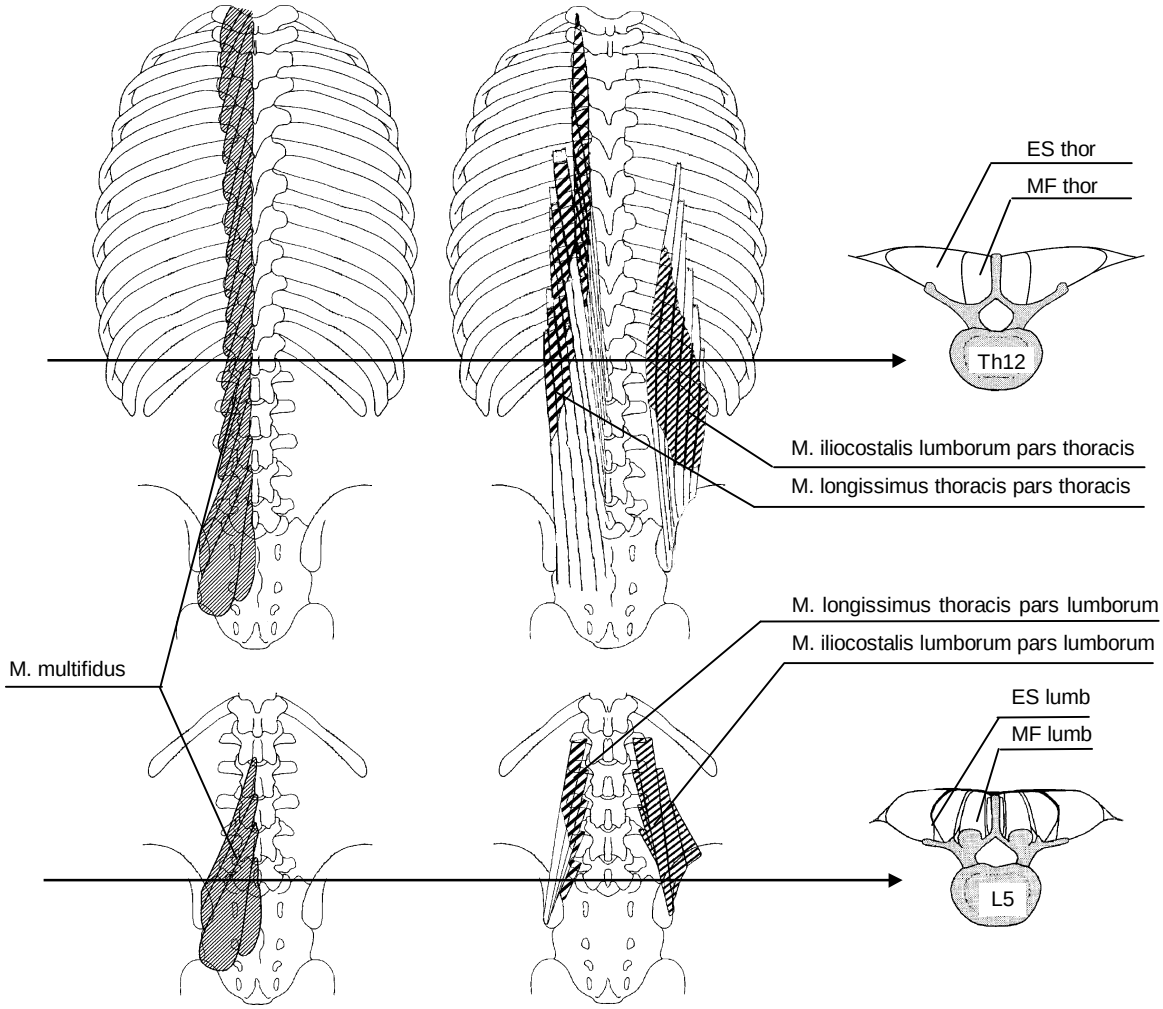

Abbildung 1: Die autochthone Rückenmuskulatur

4.2.2 Musculus erector spinae

Der laterale Teil der autochthonen Rückenmuskulatur wird im angloamerikanischen Sprachraum als M. erector spinae bezeichnet. Er stellt sich im Bereich der LWS als ein Muskelbauch dar, wird aber in den M. longissimus thoracis pars lumborum et thoracis und den M. iliocostalis lumborum pars lumborum et thoracis unterteilt, die durch eine feine Faszie getrennt werden (Bogduk 1980).

4.2.2.1 Musculus longissimus thoracis

Der M. longissimus thoracis bildet den medialen Teil des M. erector spinae. Seine pars lumborum ist in fünf Schichten organisiert, die jeweils vom Darmbeinkamm zu den Querfortsätzen der Lendenwirbel eins bis fünf ziehen. Die Ansätze der pars thoracis sind die thorakalen Querfortsätze und die Rippen, die Ursprünge sind die lumbalen und sakralen Spinalfortsätze, sowie die dorsale Fläche des fünften Kreuzbeinsegmentes. Seine Muskelbäuche sind zwischen Th7 und L3 zu finden, kaudal davon besteht er aus einer Sehnenplatte (Macintosh und Bogduk 1987).

4.2.2.2 Musculus illiocostalis lumborum

Der M. iliocostalis lumborum entspringt vom Darmbeinkamm. Die pars lumborum setzt lateral des M. longissimus an den Querfortsätzen von L1 bis L4 an. Die pars thoracis hat einen sehnigen Ursprung am Darmbeinkamm und zieht zu den Rippen fünf bis zwölf. Sein Muskelbauch ist kranial des dritten Lendenwirbels zu finden.

Der Longissimus thoracis pars lumborum und der Illiocostalis lumborum pars lumborum bilden zusammen den tiefen Muskelbauch des M. erector spinae. Dorsal von ihm verläuft der M. longissimus thoracalis pars thoracis und der M. illiocostalis lumborum pars thoracis als oberflächliche Schicht des M. erector spinae (Macintosh und Bogduk 1987).

4.3 Plazierung der Elektroden

Es wurden vier Muskelgruppen der autochthonen Rückenmuskulatur untersucht. Die Plazierung der Elektrodenpaare erfolgte entsprechend oben beschriebener Anatomie an folgenden Lokalisationen:

Muskelgruppe	Höhe	Abstand zu den Dornfortsätzen
• M. multifidus lumborum (**MF lumb**)	L4 / L5	2 cm
• M. multifidus thoracis (**MF thor**)	Th11 / Th12	2 cm
• M. erector spinae lumbalis (**ES lumb**)	L4 / L5	5 cm
⇒ M. illiocostalis lumborum pars lumborum		
⇒ M. longissimus thoracis pars lumborum		
• M. erector spinae thoracis (**ES thor**)	Th11 / Th12	5 cm
⇒ M. illiocostalis lumborum pars thoracis		
⇒ M. longissimus thoracis pars thoracis		

4.4 Die elektomyographische Untersuchung

4.4.1 Anbringen der Elektroden

Die Probanden mußten sich für die Vorbereitungen auf eine Untersuchungsliege legen. Die Lokalisation der Ableitungsorte erfolgte aufgrund sorgfältiger Palpation der Dornfortsätze der Wirbelsäule. Die Stellen, an die die Elektroden geklebt werden sollten, wurden markiert. Danach wurde die Haut mit einem feinen Sandpapier gereinigt und anschließend mit Polyalkohol (70%) entfettet. Dies ist eine bewährte Methode, um den Widerstand zwischen Elektroden und Haut zu minimieren (Basmajiam und De Luca 1985).

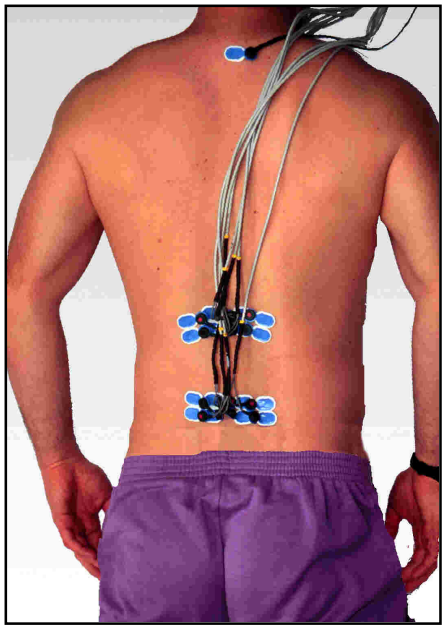

Abbildung 2: Plazierung der Elektroden

4.4.2 Maximale und submaximale Kontraktion

Alle Übungen wurden auf einem Trainingsgerät David 110 (David Back Clinic, Finnland) durchgeführt. Hierbei handelt es sich um ein Trainingsgerät für die Rückenmuskulatur. Während den Übungen saßen die Probanden mit fixierten Beinen und fixiertem Becken auf dem Gerät. Ihr Oberkörper war frei beweglich. Ein 50 cm langer gepolsterter Hebelarm mit Drehachse auf Höhe der Crista iliaca lag den Probanden am Rücken an und kontrollierte die Flexion und Dorsalextension des Rumpfes. Über einen zweiten 25 cm langen Hebelarm an dieser Drehachse konnten 5 kg schwere Gewichte bis zu einem Gesamtgewicht von 140 kg gegen die Schwerkraft bewegt werden (Abbildung 3).

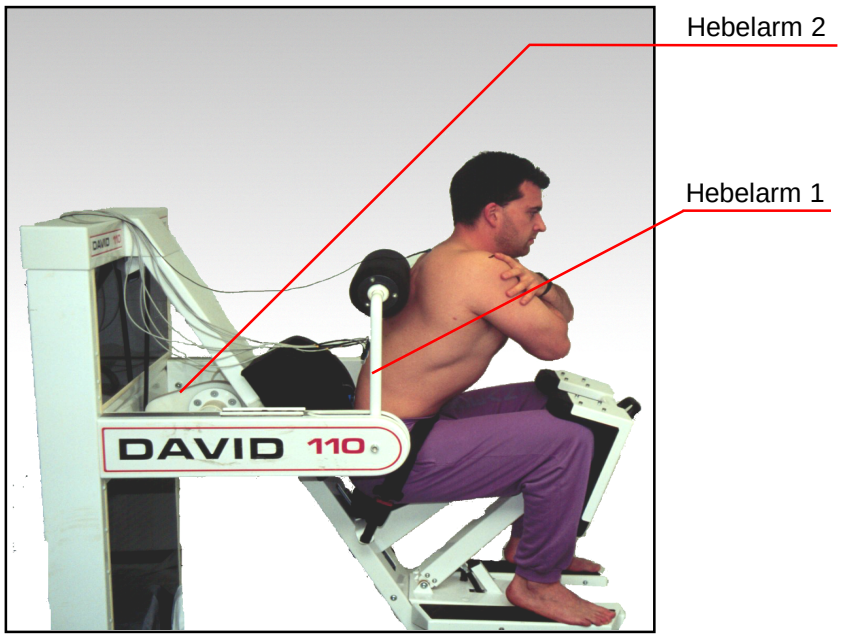

Abbildung 3: Elektromyographische Untersuchung auf dem Trainingsgerät.

Über ein eingebautes Meßgerät wurde das Drehmoment an der Achse in Nm gemessen.

Die Untersuchungen erfolgten in drei Abschnitten: Als erstes bestimmten wir die Kraft der Rückenmuskulatur bei maximaler, willkürlicher Kontraktion (MVC). Dazu wurde der Hebelarm in 30° Flexion arretiert. Diese leicht nach vorne geneigte Position hat sich für elektromyographische Untersuchungen der unteren Rückenmuskeln bewährt, da hierbei sowohl die Kraft als auch die Amplitude des EMGs

größer ist, als in aufrechter Position. (Smidt et al. 1983, Tan et al. 1993, Rosenburg und Seidel 1989). Die Ursache hierfür ist, daß die Muskulatur in dieser Position ideal vorgedehnt ist. Die Überlappungsregion von Aktin- und Myosinfilamenten ist maximal groß, ohne daß sich die gegenüberliegenden Aktinfilamente eines Sarkomers überlappen.

Die Probanden mußten ihre Arme vor der Brust verschränken und die Hände auf die Schultern zu legen. Dann mußten sie für ca. drei Sekunden mit dem Oberkörper nach hinten gegen den Hebelarm drücken. Mit dem Meßgerät wurde das maximale Drehmoment bestimmt und dokumentiert. Nach einer Entspannungspause von fünf Minuten wiederholten wir diesen Vorgang. Als Ausgangswert für die weiteren Untersuchungen diente der größere der beiden ermittelten Drehmomente. Während der zweiten MVC Messung wurde das EMG der Rückenmuskulatur aufgezeichnet und gespeichert.

Die zwei folgenden Abschnitte dienten dazu, das EMG während submaximaler Kontraktion abzuleiten. Ausgehend von MVC ermittelten wir die Anzahl der Gewichte, die an den zweiten Hebelarm gekoppelt werden mußten, um ein Drehmoment von 80% bzw. 60% des Drehmoments bei maximaler willkürlicher Kontraktion zu erhalten. Nach der Belastung des Hebelarms mit den Gewichten, lösten wir die Arretierung und die Probanden mußten den Hebel in der gleiche Position wie bei der MVC Messung isometrisch halten.

Die Untersuchung mit 80% MVC Belastung wurde nach zehn Sekunden abgebrochen. Danach konnte sich der Proband fünf Minuten erholen.

Im nächsten Teil der Untersuchung mußten die Probanden ein Gewicht, das 60% ihrer Maximalkraft entsprach über eine Minute isometrisch halten. Dabei wurden sie verbal motiviert die volle Minute durchzuhalten. Schafften es die Probanden aufgrund von Schmerzen während der Messung oder mangelnder Ausdauerfähigkeit der Rückenmuskulatur nicht, das Gewicht eine Minute zu halten, konnten sie die Messung vorzeitig abbrechen.

Die Ableitung und Speicherung des Elektromyogramms der Rückenmuskulatur erfolgte bei allen Messungen kontinuierlich über die gesamte Zeit.

4.5 Ableiten und Speichern des EMGs

Die elektrischen Potentiale über der Muskulatur wurden mit Silber/Silberchlorid Klebeelektroden (Blue Sensor Typ N00S, Medicotest, Denmark) bipolar abgeleitet. Die Elektroden haben eine Leitfläche von 1,2 cm^2. Der Elektrodenabstand betrug 1,5 cm. Die Rohdaten wurden von dem EMG-Gerät Myosystem 2000 (Noraxon, USA) um den Faktor 1000 verstärkt und mit einem Bandpass von 5-1000 Hz gefiltert. Nach der Digitalisierung mit einer Frequenz von 1000 Hz konnten die Daten auf der Festplatte eines PCs gespeichert werden.
Um EMG-Signale mit ausreichender Auflösung zu erfassen, muß die Abtastrate mindestens das Doppelte der höchsten zu erwartenden Signalfrequenz betragen (Johnson 1991). Wir haben mit einer maximalen Signalfrequenz von 300 Hz gerechnet.

4.6 Statistische Auswertung

Die Verarbeitung der EMG-Daten erfolgte mit dem EMG Datenbank- und Analyseprogramm Myosoft 1.0 for Windows (Naroxon, USA). Die gewonnenen Daten konnten mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel 7.0 weiterverarbeitet werden.

4.6.1 Analyse des Amplitudenspektrums

Um die Qualität der gespeicherten EMG-Daten beurteilen zu können, haben wir als erstes mit einer schnellen Fourier Transformation (FFT) das Amplitudenspektrum der Meßergebnisse berechnet. Anhand des Spektrums können Störsignale wie zu Beispiel Netzrauschen mit 50 Hz oder Bewegungsartefakte identifiziert werden. Nur Messungen, die frei von Artefakten waren, wurden ausgewertet.

4.6.2 Amplitude der EMG-Signale

Die mittlere Amplitude des gleichgerichteten Signals bestimmten wir aus den Meßwerten der Maximalkraft und der 80% MVC Messung sowie der ersten zehn Sekunden der 60% MVC Messung. Die Amplitude der Maximalkraft wurde als absoluter Wert in µV dargestellt, die Amplituden der submaximalen isometrischen Kontraktionen wurden auf den MVC Wert normalisiert und als prozentualer Wert angegeben.

4.6.3 Frequenzanalysen

Die Ermittlung der Medianfrequenz erfolgte bei der 60% MVC Ausdauermessung. Zur Auswertung wurden die Messungen in zwanzig gleich lange Abschnitte eingeteilt. In jedem dieser Abschnitte wurde eine Analyse der Frequenz mit einem FFT Algorithmus durchgeführt. Im Ergebnis der FFT Analyse, dem Amplitudenspektrum, haben wir zum einen die Medianfrequenz berechnet und ihren Verlauf anhand einer berechneten linearen Regression beschrieben. Zum anderen haben wir Änderungen des Amplitudensektrums beschrieben, indem wir es in Frequenzbanden mit Frequenzen von 5 bis 30 Hz, von 30 bis 60 Hz bis zu der 10. Bande von 270 bis 300 Hz eingeteilt haben und in jeder dieser Banden die Fläche unter der Kurve berechnet haben (Abbildung 4). In der Bande 1 (5-30Hz) haben wir die Änderung der Fläche über die Zeit mit einer Regressionsgeraden beschrieben.

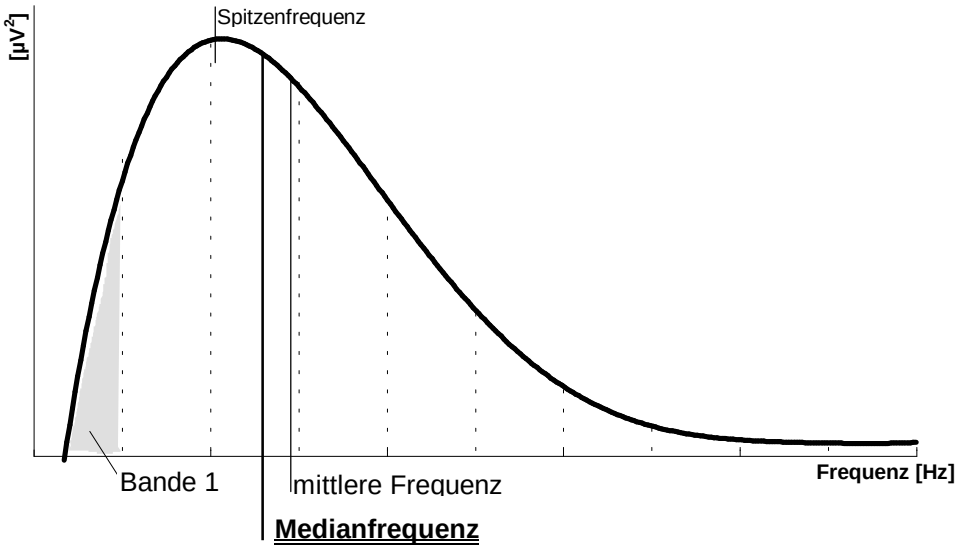

Abbildung 4: Amplitudenspektrum mit Einteilung in die Frequenzbanden

Die Änderung dieser Fläche beschreibt die Änderung des Anteils der niedrigen Frequenzen am Amplitudenspektrum. Während ermüdender Muskelkontraktionen steigt der Anteil der niedrigen Frequenzen im Amplitudenspektrum des elektrischen Muskelsignals an. Die Änderung der Fläche der Bande 1 ist ein empfindliches Maß, lokale Ermüdung im EMG darzustellen (Dolan et al. 1995).

In den Gruppenvergleichen der Medianfrequenz und der Bandenanalyse wurde ein Wilcoxon-Test für unverbundene Ergebnisse mit zweiseitiger Fragestellung mit einem Signifikanzniveau von 1 % adjustiert für multibles Testen nach Bonferroni-Holm durchgeführt.

5 Ergebnisse

5.1 Kraftmessung

Bei der Maximalkraftmessung zeigte sich deutlich das muskuläre Defizit der Schmerzpatienten. Sie brachten nur etwa 60% der Kraft auf, die die Kontrollgruppe leistete (Tabelle 2).

Tabelle 2: Rangverteilung der Drehmomente beider Gruppen in Nm bei maximaler Dorsalextension gegen den Hebelarm

	Drehmoment in Nm				
	Median	Minimum	Maximum	1. Quartil	3. Quartil
CLPB Patienten	**103**	31	279	76	147
gesunde Probanden	**165**	93	418	140	229

5.2 Analyse des Amplitudenspektrum

Die Beurteilung des Amplitudenspektrums dient der Qualitätssicherung der abgeleiteten Oberflächen-EMG-Signale. Von den 1536 Messungen (3 Messungen je Proband, 8 Kanäle pro Messung) war eine Messung durch ein 50 Hz Signal verunreinigt, da die Klebeelektrode während der Messung teilweise abgerissen war. Alle anderen Messungen zeigten ein typisches Muskelsignal und waren damit für die Auswertung uneingeschränkt verwendbar.

Abbildung 5 zeigt exemplarisch ein Amplitudenspektrum eines Kanals.

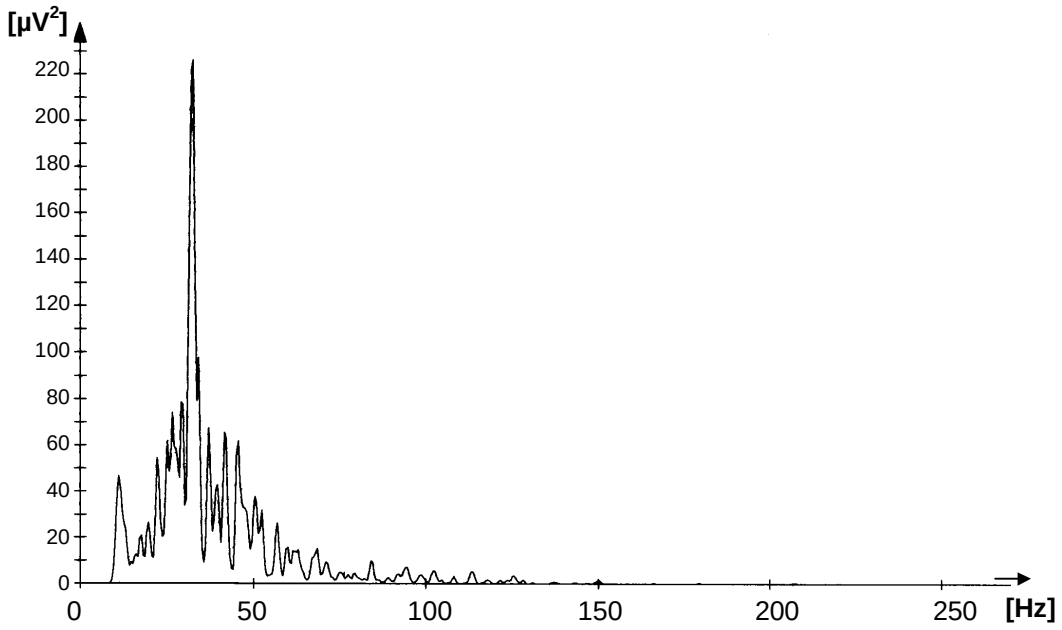

Abbildung 5: Amplitudenspektrum eines EMG-Signals

5.3 Amplituden

5.3.1 Amplitude der Maximalkraftmessung

Die Absolutwerte der Amplituden der Maximalkraftmessung zeigten sowohl bei den Schmerzpatienten als auch bei den gesunden Probanden eine große Streuung (Abbildung 6).

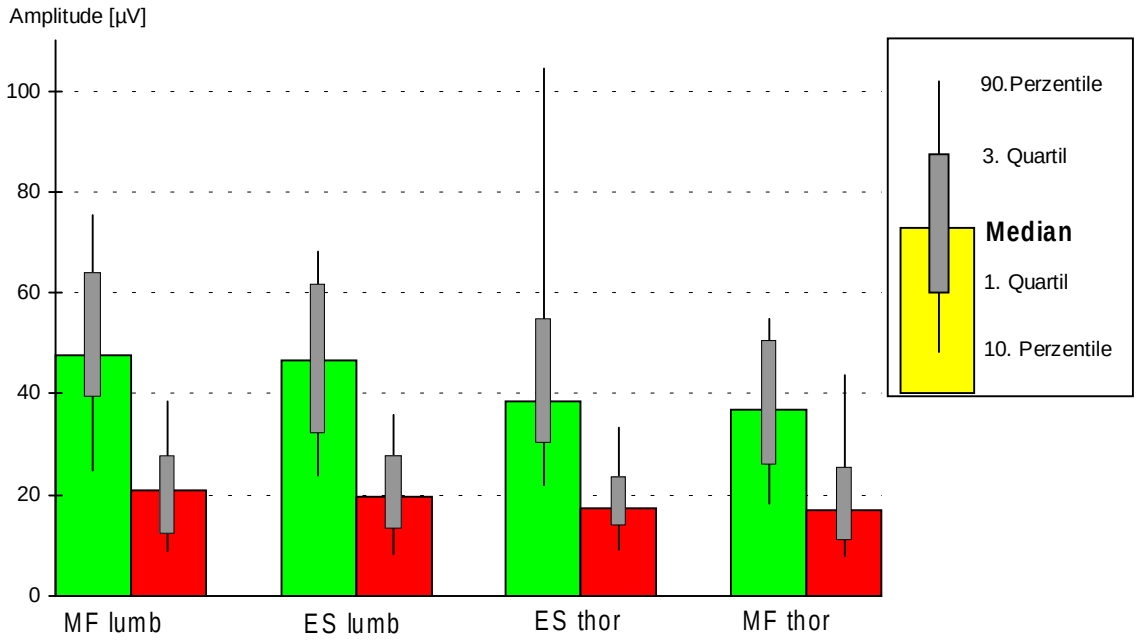

Abbildung 6: Rangverteilung der mittleren Amplituden der Maximalkraftmessung (MVC) der gesunden Probanden (grüne Säulen) und der CLBP Patienten (rote Säulen) in µV.

Die Aktivitätsmuster sind in beiden Gruppen ähnlich. Ca. 55% der gesamten Aktivität entfallen zu annähernd gleichen Teilen auf die beiden lumbalen Muskelgruppen. Der Rest fällt zu fast gleichen Teilen auf die beiden thorakalen Muskelgruppen. Durch große Unterschiede der Amplituden der einzelnen Probanden innerhalb der Gruppen kommt die Streuung im Gruppenvergleich zustande. Im Vergleich der matched pairs (Amplitude des gesunden Probanden minus Amplitude des Partners der CLBP-Gruppe) zeigt sich jedoch, daß die CLBP Patienten eine geringere Muskelaktivität, gemessen anhand der Amplituden, hatten (Abbildung 7).

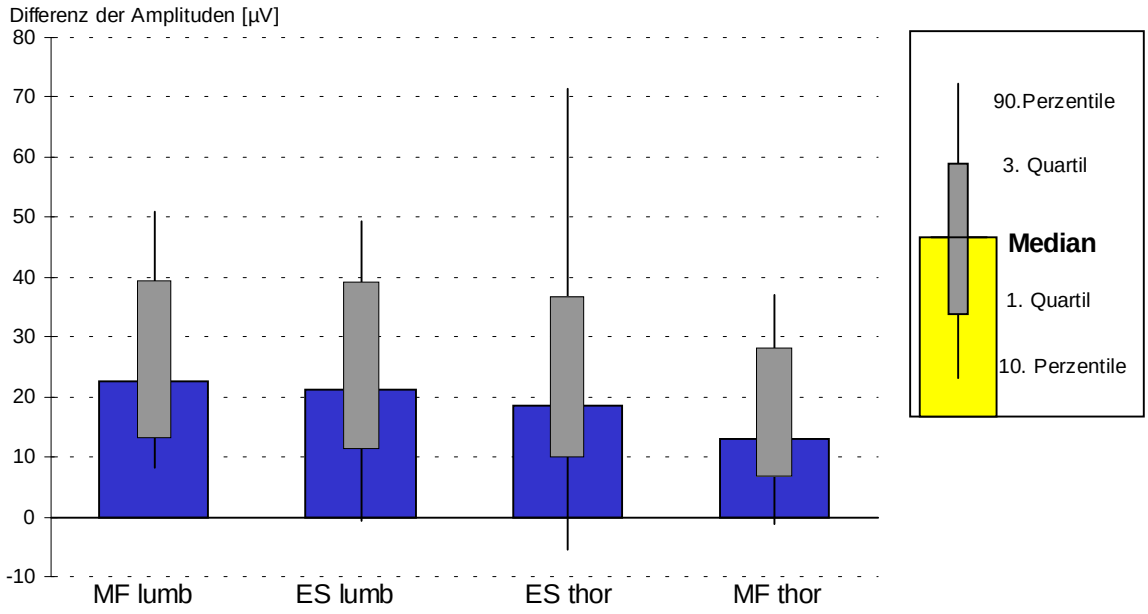

Abbildung 7: Rangverteilung der Amplituden der MVC Messung im Paarvergleich. (Amplitude des gesunden Probanden - Amplitude des dazugehörigen CLBP Patienten).

5.3.2 Aktivitätsmuster

Alle vier untersuchten Muskelgruppen sind an der Extension des Rumpfes maßgeblich beteiligt. Welchen Anteil die einzelnen Gruppen an der Kontraktion haben, läßt sich anhand der Amplituden der 80% MVC Messung abschätzen.

Weder die CLBP-Gruppe noch die Kontrollgruppe zeigte ein einheitliches Aktivitätsmuster. Die Dominanz der lumbalen Muskeln über die thorakalen (lumbale Muskeln > thorakale Muskeln) war die größte Gemeinsamkeit der Gruppe der Rückengesunden; 26 der 32 gesunden Probanden zeigten dieses Aktivitätsmuster. Dies traf nur bei 19 der 32 chronischen Schmerzpatienten zu.

Vergleicht man M. multifidus und M. erector spinae, so ergibt sich, daß 26 der Gesunden im MF lumb eine größere Aktivität hatten als im MF thor, während nur 16 CLBP Patienten dieses Muster zeigten. Im Erector spinae wiesen nur 22 Gesunde eine höhere Aktivität im lumbalen Bereich auf, während 27 von 32 Patienten eine größere Amplitude im ES lumb als im ES thor hatten.

Bei 14 Patienten der CLBP Gruppe war der M. multifidus thoracalis der Muskel mit dem stärksten EMG-Signal aller Muskelgruppen (MF thor > MF lumb, ES lumb, ES thor), während dieser Muskel nur bei 3 der gesunden Probanden die höchste Amplitude zeigte.

Tabelle 3: Anteil (Anzahl) der Probanden mit bestimmten Aktivitätsmustern

	CLBP Patienten (n=32)	gesunde Probanden (n=32)
lumbale Muskeln > thorakale Muskeln	60% (19)	81% (26)
MF lumb > MF thor	50% (16)	72% (23)
ES lumb > ES thor	84% (27)	69% (22)
MF lumb > ES lumb	53% (17)	53% (17)
MF thor > MF lumb, ES lumb, ES thor	44% (14)	9% (3)

5.3.3 Amplituden der submaximalen Kontraktionen

Die Amplituden der 80% MVC Messung und der ersten 10 Sekunden der 60% MVC Messung wurden auf die Maximalkraftmessung normalisiert, das heißt, die Amplituden der submaximalen Kontraktionen wurden als Prozentsatz der Amplitude der Maximalkraftmessung angegeben.

Abbildung 8 zeigt, daß die CLBP-Patienten in allen untersuchten Muskelgruppen eine höhere relative Aktivität aufbringen mußten um die Belastungsanforderung zu erfüllen, als die Kontrollgruppe.

Dabei ist die Kraft/EMG Beziehung des M. multifidus sowohl lumbal als auch thorakal annähernd linear, während beide Mm erector spinae eine exponentielle Kraft/EMG Beziehung zeigten. Die chronischen Schmerzpatienten wiesen nur im ES thor ein exponentielles Verhältnis auf, in den anderen drei Muskeln war das Verhältnis linear.

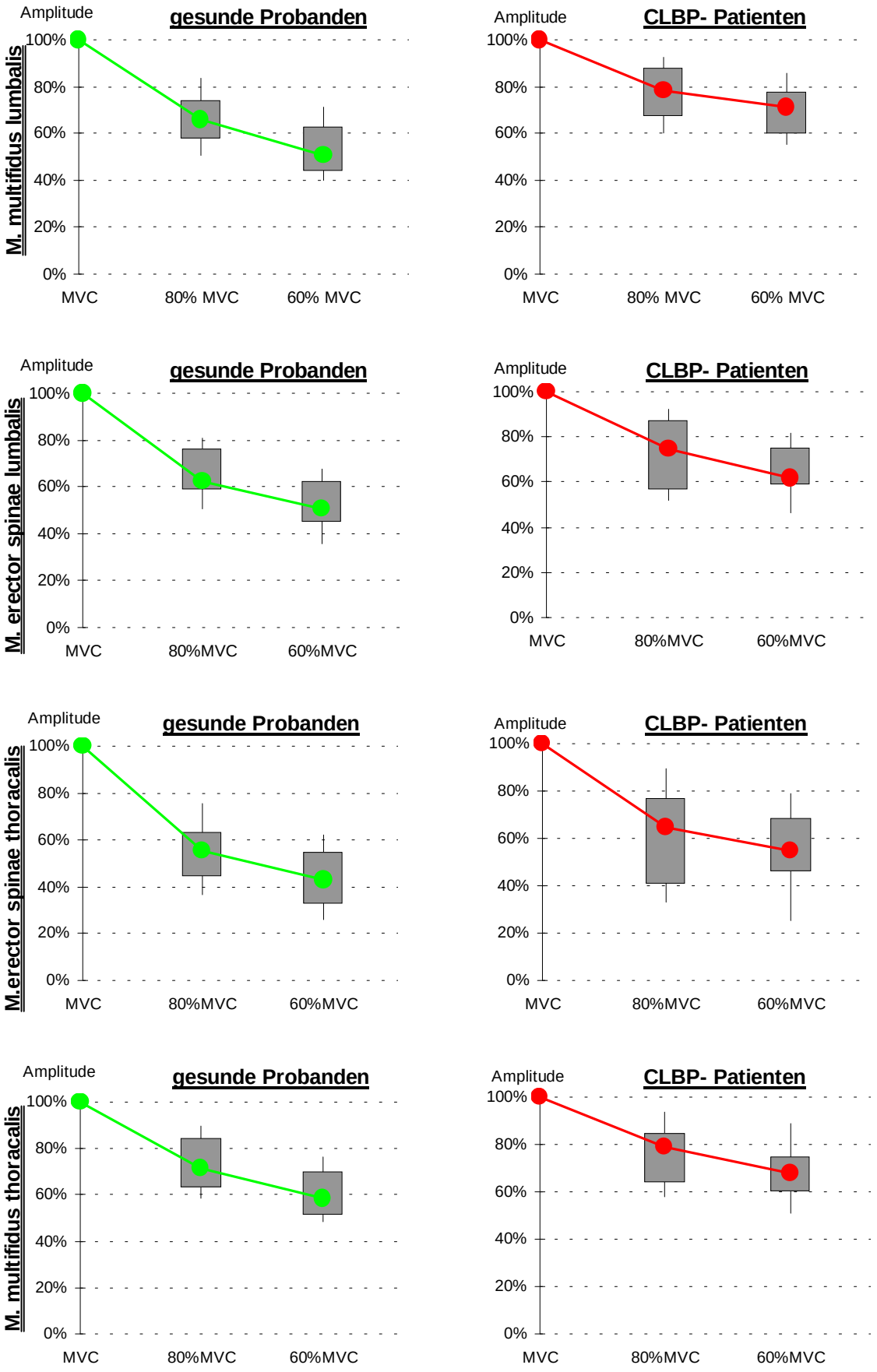

Abbildung 8: Mediane, Quartile, 10. und 90. Perzentile der normalisierten Amplituden im Gruppenvergleich. Die Amplitude der MVC-Messung beträgt 100%.

5.4 Frequenzanalysen der Ausdauermessung

5.4.1 Medianfrequenz

Bei den Initialfrequenzen der 60% MVC Messung zeigten CLBP-Patienten und Kontrollgruppe nur geringe Unterschiede im Bereich der lumbalen Muskeln, während die thorakalen Muskeln keine Unterschiede zwischen den Gruppen aufwiesen (Abbildung 9).

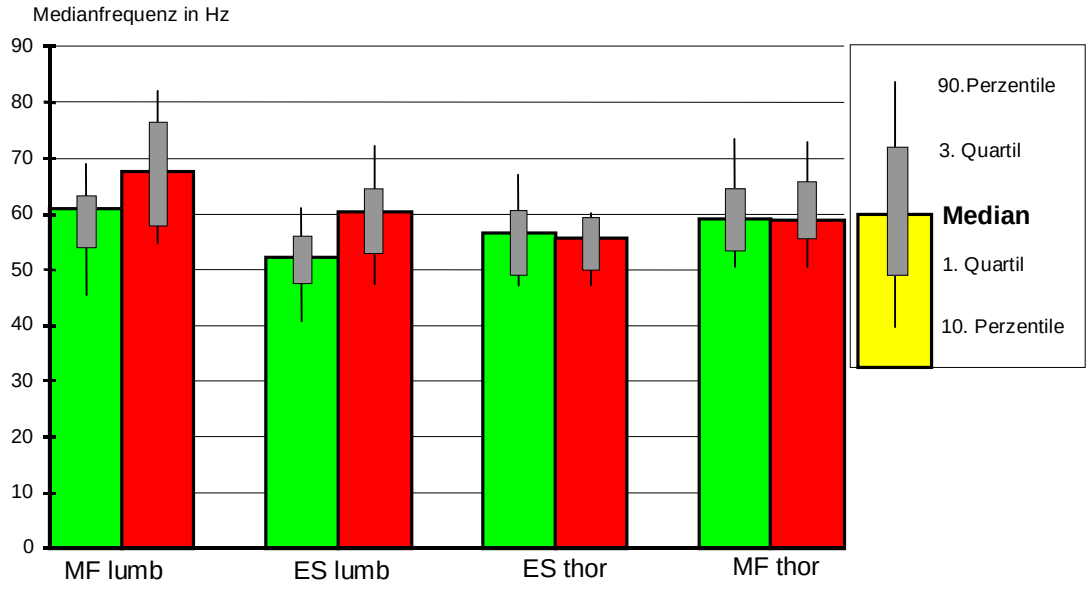

Abbildung 9: Rangverteilung der initialen Medianfrequenzen der gesunden Probanden (grüne Säulen) und der CLBP-Patienten (rote Säulen)

Die Änderung der Medianfrequenz während der Ausdauermessung wird als lineare Regression der 20 Zeitabschnitte angegeben. Die Abbildung 10 zeigt den Abfall der Regressionsgeraden der Medianfrequenz über die gesamte Dauer der 60% MVC Messung.

Bei einer großen Streuung haben die gesunden Probanden einen stärkeren Abfall der Medianfrequenz und damit stärkere lokale Ermüdung in allen untersuchten Muskelgruppen. Die lokale Ermüdung ist in beiden Gruppen im Bereich des M multifidus stärker ausgeprägt als im M erector spinae.

Die Unterschiede zwischen den Gruppen sind bei einem Niveau von $P < 1\%$ im Wilcoxon-Test für alle vier Muskelgruppen signifikant. Es wurde ein Wilcoxon-Test für unverbundene Stichproben mit zweiseitiger Fragestellung durchgeführt.

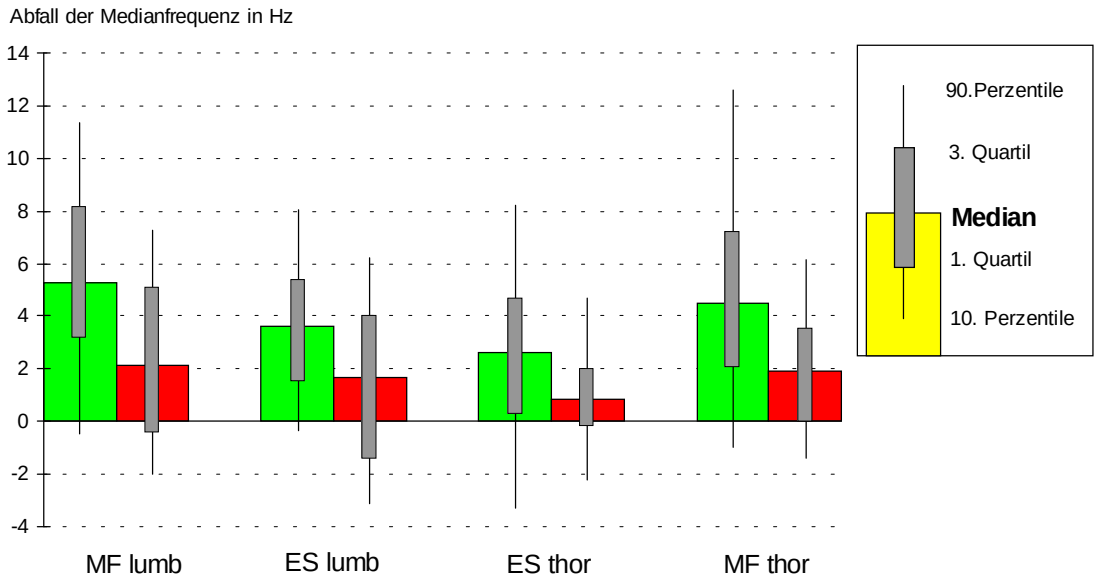

Abbildung 10: Rangverteilung des Abfalls der Regressionsgeraden der Medianfrequenz der gesunden Probanden (grüne Säulen) und der CLBP-Patienten (rote Säulen) der Gruppen

Der Paarvergleich zeigt jedoch, daß es sowohl matched pairs gab, bei denen die Patienten die größere Ermüdung aufwiesen, als auch Paare mit stärker ausgeprägten Ermüdungserscheinungen bei den gesunden Probanden (Abbildung 11).

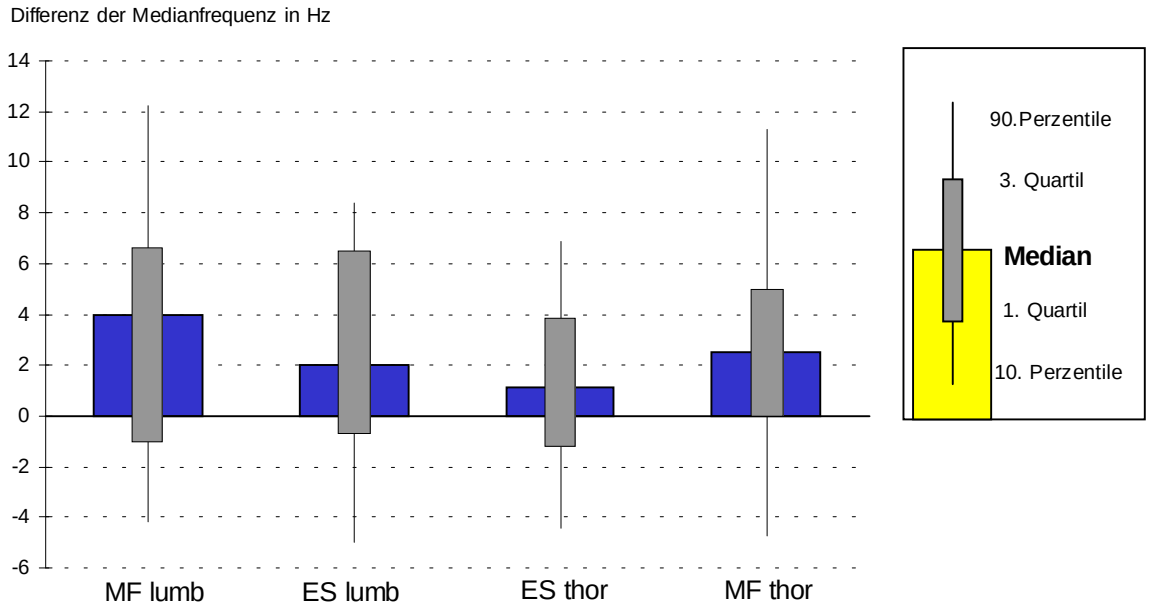

Abbildung 11: Rangverteilung des Abfalls der Regressionsgeraden des Medianfrequenzverlaufs im Paarvergleich. Bei positiven Werten haben die Gesunden einen größeren Frequenzabfall.

Im Paarvergleich findet sich ein deutlicher Unterschied bei den lumbalen Muskelgruppen und im Multifidus thoracalis, wobei die Unterschiede im M multifidus lumbalis am größten sind. In der thorakalen Ableitung des Erector spinae findet sich fast kein Unterschied zwischen den Gruppen.

5.4.2 Bandenanalyse des Amplitudenspektrum

Die Bandenanalyse des Amplitudenspektrum zeigt deutlichere Ergebnisse als die Untersuchung der Medianfrequenz. Die Größenzunahme der Fläche unter der Kurve im Amplitudenspektrum im Bereich von 5 Hz bis 30 Hz ist in Abbildung 12 dargestellt. Es zeigt sich eine deutlichere Größenzunahme in der Gruppe der gesunden Probanden während die chronischen Rückenschmerzpatienten nur sehr wenig bis gar keine Veränderung aufwiesen.

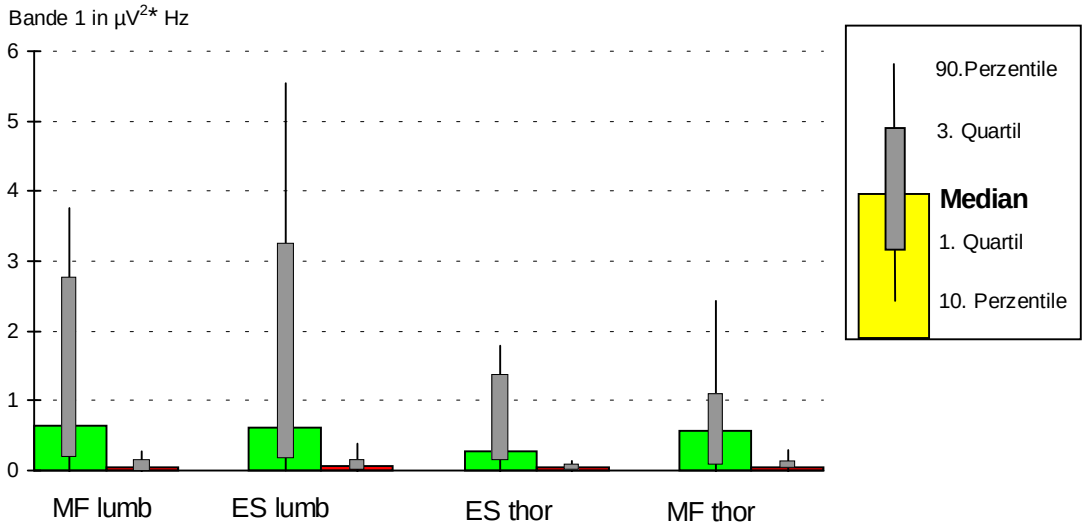

Abbildung 12: Rangverteilung der Größenzunahme in der Bande 1 des Amplitudenspektrums. Gesunden Probanden (grüne Säulen), CLBP-Patienten (rote Säulen)

Die Unterschiede zwischen den Gruppen sind bei allen Muskelgruppen auf einem Niveau von $P < 1\%$ signifikante. Die durchgeführten Wilcoxon-Tests (8 Tests) wurden nach Bonferroni-Holm für multiples Testen adjustiert.

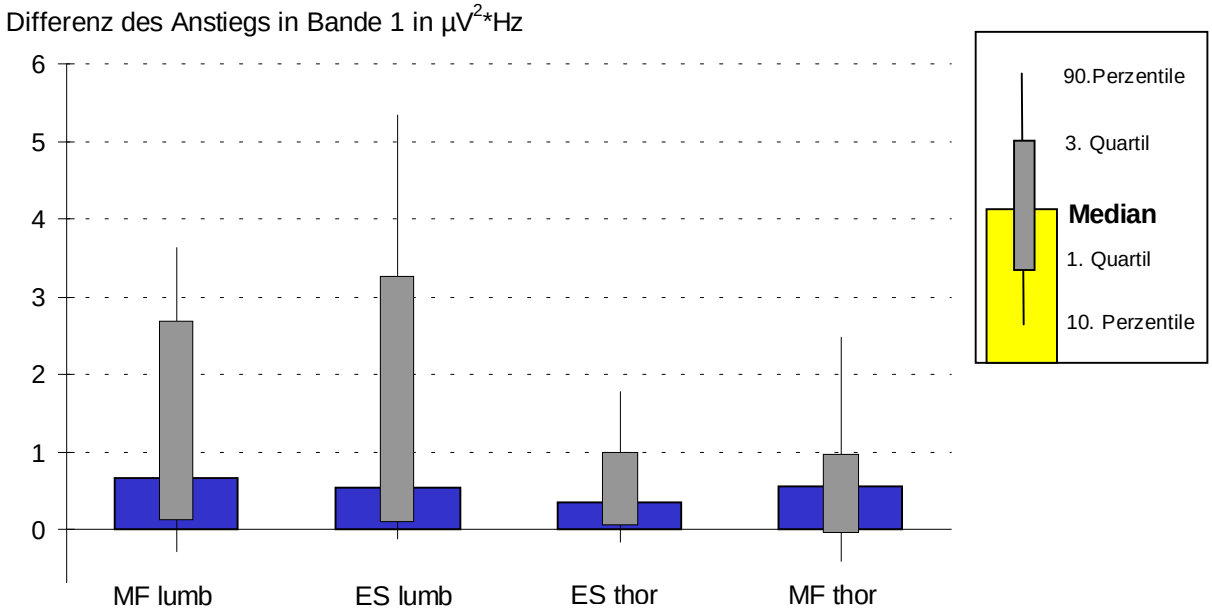

Abbildung 13: Rangverteilung der Größenzunahme in der Bande 1 des Amplitudenspektrums im Paarvergleich. Gesunde Probanden - CLBP Patienten. Bei positiven Werten haben die Gesunden eine größere Zunahme und damit stärkere lokale Ermüdung auf.

Dieses Ergebnis bestätigt sich auch im Paarvergleich, in dem jeder CLBP-Patient mit dem ihm zugeordneten gesunden Probanden verglichen wird (Abbildung 13). Hier ist, wie schon in der Analyse der Medianfrequenz der Unterschied bei den lumbalen Muskelgruppen am größten, jedoch zeigt sich auch bei den thorakalen Muskeln ausgeprägtere Ermüdungserscheinungen im Sinne eines Anstiegs der Bande 1 in der Kontrollgruppe.

6 Diskussion

6.1 Diskussion des Versuchsaufbaus

In der elektromyographischen Untersuchung der Rückenmuskulatur wurden schon viele unterschiedliche Wege gegangen. So wurde zum Beispiel versucht, physiologische Hebevorgänge in aufwendigen Versuchsaufbauten zu simulieren, oder die Probanden mußten auf einer Untersuchungsliege das Gewicht ihres Oberkörpers gegen die Schwerkraft in der Horizontalen halten.
Wir haben uns für die Untersuchung auf David Trainingsgeräten entschieden, da wir hierbei mit definierten Hebelverhältnissen die tatsächliche Kraft der Rückenmuskulatur unter Ausschaltung des M. glutaeus messen konnten. Die Untersuchung der Rückenmuskulatur der Probanden kann hiermit unter einem definierten Belastungsgrad als Bruchteil der individuellen Maximalkraft durchgeführt werden.
Die Belastung während der Untersuchung nach der Maximalkraft zu richten ist für die Quantifizierung der lokalen Muskelermüdung entscheidend, da die Zeichen der lokalen Ermüdung mit steigender Belastung zunehmen (Oddsson et al. 1994).
Unsere Methodik ist damit der Untersuchung auf der Untersuchungsliege oder dem Rückenstrecker (roman chair) überlegen, bei der die Rückenmuskulatur jedes Probanden mit seinem Oberkörpergewicht belastet wird.
Die Messung der Maximalkraft ist jedoch von der Mitarbeit des Probanden abhängig, damit die Ergebnisse repräsentativ werden.

Das EMG Signal wird von Geweben, die zwischen den aktiven Muskelfasern und den Elektroden liegen, sowie von den Elektroden selbst, abgeschwächt. Da diese Gewebe nicht nur als Widerstand wirken sondern auch kapazitive und induktive Eigenschaften haben, wird das Signal durch sie gefiltert. Sie wirken dabei als Low-Pass-Filter, das heißt, der Widerstand ist für niedrige Frequenzen geringer als für hohe Frequenzen. Die Impedanz ist vor allem vom Abstand der Elektroden zur den aktiven Muskelfasern abhängig (Basmajiam und De Luca 1985). Dieser Abstand wird hauptsächlich von der Dicke des subkutanen Fettgewebes bestimmt. Um so dicker die subkutane Fettschicht zwischen Muskel und Elektrode der untersuchten Person ist, um so geringer ist das gemessene EMG Signal und um so größer der Anteil der niedrigen Frequenzen am Amplitudenspektrum.

Um diese Fehlerquelle in der vergleichenden Untersuchung zu eliminieren, haben wir zu jedem Rückenschmerzpatienten einen gesunden Probanden gesucht, der einen ähnlichen BMI hat.
Zusätzlich haben wir die Kontrollgruppe nach Alter und Geschlecht ausgesucht, da die Kraft der Rückenmuskulatur von beiden Größen abhängig ist.

Mit der individuellen Belastung der Rückenmuskulatur entsprechend der Maximalkraft und der Auswahl der gesunden Probanden gematched nach BMI, Alter und Geschlecht haben wir eine Methode entwickelt, die es erlaubt, das EMG der Rückenmuskulatur von Schmerzpatienten und gesunden Probanden zu vergleichen.

6.2 Maximalkraft

Die maximale isometrische Kraft wurde als Spitzenwert bei kontinuierlicher Drehmomentmessung bestimmt, während die Probanden für die Dauer von ca. 3 Sekunden gegen den Hebelarm drückten. Zu kontrollieren, ob die Probanden tatsächlich maximal kontrahieren ist schwierig, wenn nicht gar unmöglich, da es keine Möglichkeit gibt zu beurteilen, ob die Kraft willkürlich oder unwillkürlich gemindert wird (Kroemer und Marras 1981, Kroemer und Marras 1980).
Durch verbale Motivation während der Messung sowie durch Interesse der Schmerzpatienten an einer effizienten Diagnostik und einer hohen Motivation der gesunden Probanden möglichst stark zu sein, haben wir Ergebnisse erhalten, die den Messergebnissen anderer Studien entsprechen:
Die CLBP-Patienten brachten in unserer Studie ca. 60% der Kraft der Kontrollgruppe auf. Diese Ergebnisse liegen in der gleichen Größenordnung wie die anderer Untersuchungen. So wurde in einer isokinteischen Untersuchung mit einem Cybex Gerät ein Verhältnis von ca. 40% herausgefunden, wobei berücksichtigt werden muß, daß die CLBP-Patienten in dieser Studie im Mittel 6 Jahre älter und 6 kg schwerer waren als die Kontrollgruppe (Lee et al. 1995). Eine andere Studie kommt auf ein Verhältnis von 80% bei isometrischer maximaler Kontraktion, wobei auch hier berücksichtigt werden muß, daß die CLBP-Patienten bei gleicher Größe und gleichem Alter im Mittel 14 kg schwerer waren als die Kontrollgruppe und daß die Krankheitsdauer der Patientengruppe (im Mittel 2,8 Jahre) erheblich kürzer war als die unseres Kollektivs (Median 8,5 Jahre) (Cassisi et al. 1993).

6.3 Amplituden

6.3.1 Amplitude der Maximalkraftmessung

Das EMG-Signal, von der Hautoberfläche abgeleitet, besteht aus der Summe der Aktionspotentiale der Muskelfasern unter den Elektroden, gefiltert von dem Gewebe zwischen Muskel und Elektrode und einer Zahl von Störgrößen.
Das Summenaktionspotential ist von der Anzahl der aktivierten Muskelfasern (recruitment) und von der Frequenz der ankommenden Aktionspotentiale (firing rate) abhängig (De Luca 1979).
Zu den Störgrößen gehört unter anderem das Netzrauschen mit einer Frequenz von 50 Hz, das Grundrauschen des EMG-Verstärkers sowie ständig präsente elektromagnetische Felder zum Beispiel von Rundfunk und Kommunikationsanlagen (Basmajiam und De Luca 1985, Örtengren 1996).

Abbildung 6 zeigt die Amplituden der EMG-Signale während willkürlicher maximaler Kontraktion. Sowohl die Amplituden der Patientengruppe als auch die der Kontrollgruppe zeigen eine große Streuung. Diese Streuung kann zum einem mit den oben beschriebenen Störeinflüssen und zum anderen mit der unterschiedlichen Dicke des subkutanen Fettgewebes erklärt werden.
Die große Streuung im Gruppenvergleich, bei dem die Mediane der zwei Gruppen miteinander verglichen werden, wird durch den Paarvergleich relativiert. Im Paarvergleich wird die Amplitude jedes Rückenschmerzpatienten mit der seines Partners der Kontrollgruppe verglichen. Dieser Vergleich zeigt, daß im weitaus größeren Teil der Paare der gesunde Partner die größere Amplitude hat. Dieser Unterschied zeigt sich in allen vier untersuchten Muskelgruppen.
Von den wenigen Ausnahmen (n=4), hatte nur bei einem Paar der Schmerzpatient in allen vier Muskelgruppen die größere Aktivität. Bei diesem Patienten handelt es sich um einen 45-jährigen gut trainierten Bauarbeiter. In den restlichen Fällen war jeweils nur einer oder zwei der untersuchten Muskeln betroffen. Diese Fälle können mit kompensatorischer Hyperaktivität eines Muskels bei Schädigung eines Agonisten wie von Kramer (1996) beschrieben erklärt werden.
Trotz der deutlichen Unterschiede der Amplituden sowohl im Gruppen- als auch im Paarvergleich konnte kein Schwellenwert gefunden werden, nach dem die

Probanden anhand der Amplituden in gesund und krank eingeteilt werden können.

Aus der großen Streubreite der Amplituden im Gruppenvergleich und der vorwiegend positiven Ergebnisse im Paarvergleich der Amplituden (ein positives Ergebnis im Paarvergleich bedeutet, daß der Proband eine größere Amplitude des EMGs hat, als sein kranker Partner) kann man schließen, daß die Streuung in den Gruppen durch die Unterschiede zustande kommt, nach denen wir die Kontrollpartner ausgesucht haben: nämlich Alter, Geschlecht und BMI. Vermutlich ist die große Streuung auf die Abschwächung des Signals durch die unterschiedliche Dicke des subkutanen Fettgewebes zurückzuführen. Der BMI ist mit dem Körperfettanteil korreliert (Stavig et al. 1984), dieser wiederum mit der Dicke des subkutanen Fettes. Probanden mit ähnlichem BMI zeigen eine vergleichbare Amplitude, während bei Gesunden und Kranken mit ähnlichem BMI die Kranken eine geringere Amplitude haben.
Da sich die Gruppen, soweit wir es kontrollieren konnten, nur durch die chronischen Schmerzen unterschieden, muß die Ursache für die Unterschiede der Amplituden zwischen den Gruppen in Veränderungen der Rückenmuskulatur aufgrund der chronischen Schmerzen liegen.

6.3.2 Amplituden der submaximalen Kontraktionen

Abbildung 8 zeigt die Amplituden der submaximalen als Prozentsatz der Amplitude bei der maximalen Kontraktion (MVC-normalisiert) in Abhängigkeit der aufgebrachten Kraft.
Viele Studien wurden durchgeführt, um die Abhängigkeit des Oberflächen-EMGs von der Muskelspannung zu untersuchen. Dabei wurden zum Teil eine lineare Beziehung, zum Teil auch nicht lineare Abhängigkeiten, je nach untersuchtem Muskel und Methodik gefunden (Winter 1996).
Nach einer Untersuchung von Hof (1997) ist die Kraft/EMG Beziehung aufgrund der Muskelmorphologie immer linear. Findet man nach Hof in einer elektromyographischen Untersuchung keine lineare Beziehung, so wurden nicht alle Muskeln, die an der Bewegung oder der isometrischen Kontraktion beteiligt sind, untersucht. Erst die Summe der Elektromyographie aller Agonisten und Antagonisten ergibt ein lineares Kraft/EMG Verhältnis.

Vink et al. (1988) haben die autochthone Rückenmuskulatur elektromyographisch in drei Säulen eingeteilt: in die mediale, die intermediäre und die laterale Säule, 3, 6 und 9 cm lateral der Dornfortsätze. Das Oberflächen-EMG wurde auf drei verschiedenen Höhen zwischen L1 und L5 mit unterschiedlichen Belastungsgraden (10% MVC bis 100% MVC) abgeleitet. Anhand dieser Signale wurde der Zusammenhang zwischen EMG und aufgebrachter Kraft untersucht. Sie fanden eine lineare EMG/Kraft Beziehung für die mediale Rückenmuskulatur (M. multifidus) und eine exponentielle Beziehung für die intermediäre und laterale Säule (M. longissimus und M. iliocostalis). Dieses unterschiedliche Verhalten der Anteile der Rückenmuskulatur wurde damit erklärt, daß bei niedrigen Belastungen die Kraft hauptsächlich vom M. multifidus aufgebracht wird, während bei steigender Belastung zunehmend die lateralen Muskelanteile aktiviert werden.

Die Kontrollgruppe unserer Studie weist ein ähnliches EMG/Kraft Verhältnis auf wie von Vink et al. (1988) beschrieben: Der M. multifidus zeigt sowohl lumbal als auch thorakal ein lineares EMG/Kraft Verhältnis mit relativ hoher Aktivität bei 60% und 80% MVC. Das EMG/Kraft Verhältnis des M. erector spinae ist exponentiell mit geringerer Aktivität bei 60% und 80% MVC.
Ein völlig anderes Bild zeigt sich bei unserer Gruppe der chronischen Rückenschmerzpatienten. Der M. multifidus zeigt sowohl lumbal als auch thorakal ein lineares EMG/Kraft Verhältnis, jedoch sind im MF lumb wesentlich höhere EMG-Aktivitäten als bei der Kontrollgruppe nötig um mit 80% und 60% MVC zu kontrahieren. Der ES lumb hat ein lineares Verhältnis mit hoher relativer Aktivität, während der ES thor ähnliche Eigenschaften aufweist wie der der Kontrollgruppe.
Daraus läßt sich schließen, daß der M. multifidus der Kranken schon bei geringeren Belastungsgraden ausgelastet ist, und der M. erector spinae früher aktiviert werden muß, um die geforderte Kraft aufrecht zu erhalten.

Alxiev (1994) hat das EMG/Kraft Verhältnis von 40 Rückenschmerzpatienten mit dem 40 Gesunder verglichen. Er untersuchte jedoch nur den M. multifidus auf Höhe L3 bilateral. Die Patienten hatten eine Schmerzanamnese von maximal 4 Wochen. Sie zählten damit zur Kategorie der akuten Rückenschmerzpatienten. Er fand wie auch Vink et al. (1988) eine lineare Beziehung im EMG/Kraft Verhält-

nis für die Gruppe der Gesunden, aber im Gegensatz zu unseren Ergebnissen ein exponentielles Verhältnis in der Gruppe der Schmerzpatienten.
Eine exponentielle Kraft/EMG Beziehung bei akuten Rückenschmerzpatienten bedeutet, daß die Muskulatur bei der Kontraktion von Agonisten, die nicht mituntersucht wurden, unterstützt wird.
Die lineare Kraft/EMG Beziehung im Multifidusbereich der chronischen Schmerzpatienten unserer Studie deutet darauf hin, daß sie keine Reserven in Form von „gesunden“ Agonisten zu Verfügung haben und das muskuläre Defizit somit alle rückenstreckenden Muskeln betrifft.

6.3.3 Aktivitätsmuster der 80%MVC- Messung

Die Aktivitätsmuster beschreiben den Anteil der untersuchten Muskeln an der Kontraktion, indem die Amplituden der elektromyographischen Signale miteinander verglichen werden.
Obwohl keine der Gruppen ein einheitliches Bild zeigte, fand sich als größter Unterschied zwischen der Gruppe der chronischen Schmerzpatienten und der Kontrollgruppe, daß sich die elektrische Aktivität bei den Kranken von den lumbalen Muskeln hin zu den thorakalen Muskeln verschoben hat. Bei 14 von 32 CLBP Patienten war der ES thor der Muskel mit der höchsten Amplitude, während dies nur bei 3 gesunden Probanden der Fall war.
Die CLBP Patienten hatten sowohl die Schmerzsymptomatik als auch die Bandscheibendegenerationen im Bereich der LWS. Die Verlagerung der Aktivität auf die thorakalen Muskelanteile ist daher ein Zeichen dafür, daß der Muskelschaden im Bereich der Beschwerdesymptomatik am größten ist. Die thorakalen Muskelanteile sind jedoch auch nicht vollkommen intakt geblieben, da ihre absolute Aktivität, wie aus Abbildung 6 ersichtlich, ebenfalls gemindert ist.

In einer Untersuchung von 32 wirbelsäulenoperierten Patienten hat Kramer (1996) das Verhalten der Rückenmuskulatur nach definiertem Muskelschaden beschrieben. Alle Patienten hatten sich einer dorsalen Spondylodese nach einer Wirbelsäulenfraktur unterziehen müssen. Bei dieser Operation wurde der M. multifidus von den Wirbelkörpern abgelöst, was den definierten Muskelschaden darstellte. Im EMG der Rückenmuskulatur zeigte sich, daß der M. multifidus auf die-

sen Schaden mit einem Verlust an Aktivität reagierte, welcher von einer gesteigerten Aktivität der lateralen autochthonen Rückenmuskulatur kompensiert wurde. In unserer Untersuchung zeigt sich wie bei Kramer (1996) eine geminderte Aktivität der Rückenmuskulatur der CLBP-Patienten gegenüber der Kontrollgruppe, woraus auf einen Muskelschaden geschlossen werden kann.
Keiner der von uns untersuchten Muskeln hat jedoch darauf mit einer kompensatorisch gesteigerten Aktivität reagiert. Auch die Kraft der gesamten Rückenmuskulatur war geschwächt. Daher kann man die Veränderungen der CLPB Patienten nicht mit lokalen Schäden der Muskulatur, wie durch Wurzelkompressionssyndrome oder degenerativen Schaden des Ramus dorsalis des Spinalnerven entstanden, erklären, sondern die wahrscheinlichste Erklärung ist, daß es sich bei den Veränderungen der Aktivitätsmuster um die Auswirkungen der Atrophie der Rückenmuskulatur handelt.

6.4 Ermüdung

Die lokale Muskelermüdung wird von De Luca (1985) als Anstieg des Anteils der tieferen Frequenzen des Amplitudenspektrum und damit als Abfall der Medianfrequenz beschrieben. Gleichzeitig kommt es zu einem Anstieg der mittleren Amplitude des myoelektrischen Signals.
Wir haben die Frequenzveränderungen zum einen als Veränderung der Medianfrequenz dargestellt und zum anderen nach einer Methode von Dolan et al. (1995) als Anstieg der Fläche unter der Kurve des Amplitudenspektrums in einer Bande von 5 bis 30 Hertz. Mit beiden Parametern wird die Ermüdung quantifiziert, der Anstieg in der Frequenzbande ist jedoch empfindlicher für kleine Veränderungen im Amplitudenspektrum als die Änderung der Medianfrequenz (Dolan et al. 1995).
Die initialen Medianfrequenzen der lumbalen Muskeln war bei den CLBP-Patienten etwas höher als bei der Kontrollgruppe, bei den thorakalen Muskeln gab es jedoch keine Unterschiede. Die Schmerzpatienten hatten einen viel geringeren Abfall der Medianfrequenz vor allem in den lumbalen aber auch, etwas geringer, in den thorakalen Muskeln. Weniger deutlich war der Unterschied zwischen den beiden Gruppen im Paarvergleich. Hier zeigen sich Paare, bei denen die Gesun-

den stärkere lokale Ermüdung aufwiesen und solche, bei denen die Kranken stärkere Ermüdungserscheinungen aufwiesen.
Eindeutigere Ergebnisse erhielten wir bei der Auswertung der Frequenzbanden. Hier zeigten nur zwei gesunde Probanden keinen Anstieg in der Bande von 5 bis 30 Hz. Die CLBP-Patienten hatten nur einen sehr geringen Anstieg. Im Paarvergleich sind die Ermüdungserscheinungen bei den gesunden Probanden mit einer Ausnahme deutlicher ausgeprägt als bei den Schmerzpatienten.

Damit kommen wir durch zwei unterschiedliche Analyseverfahren zu dem Ergebnis, daß die lokale Ermüdung der autochthonen Rückenmuskulatur von Rückenschmerzpatienten wesentlich geringer ausgeprägt ist, als die von Rückengesunden.

Andere Ergebnisse in bisher veröffentlichten Studien sind auf methodische Schwachstellen in den entsprechenden Arbeiten zurückzuführen:

Tsuboi et al. (1994) haben 9 Rückenschmerzpatienten mit 10 gesunden Probanden verglichen. Sie haben das EMG auf vier verschiedenen Höhen der lumbalen Rückenmuskulatur während einer Ausdauermessung auf einer Untersuchungsliege in Bauchlage mit frei gehaltenem Oberkörper abgeleitet. Über Dauer und Ausprägung der Rückenbeschwerden wurden keine Angaben gemacht. Das Ergebnis dieser Untersuchung war, daß die Medianfrequenz des EMGs des M. multifidus auf Höhe L4 und L5 einen signifikant größeren Abfall bei den Rükkenschmerzpatienten zeigt als bei der Kontrollgruppe.
In einer anderen Untersuchung wurden 27 chronischen Rückenschmerzpatienten mit einer Kontrollgruppe von 22 Gesunden verglichen. Alle mußten mit fixierten Beinen und Becken in aufrechter Position ein Gewicht von 11,6 pound (5,26 kg) mit waagrecht ausgestreckten Armen halten. Aufgrund eines standardisierten Fragebogens zum Schmerzverhalten (Pain Behavior Checklist) wurden die Patienten in Schmerzvermeider und Schmerzbegegner (avoider and confronter) eingeteilt. Hier zeigte sich, daß die Vermeider einen größeren Abfall der Medianfrequenz aufwiesen als die Schmerzbegegner und die Kontrollgruppe, welche sich nicht unterschieden (Biedermann et al. 1991).

Auch in einer Studie von Mayer et al. (1989) haben 10 Rückenschmerzpatienten, die ihren Oberkörper auf einem Rückenstrecker (roman chair) gegen die Schwerkraft halten mußten, deutlicher ausgeprägte Ermüdungserscheinungen im Sinne einer Frequenzänderung als eine Kontrollgruppe bestehend aus 11 gesunden Probanden. In dieser Studie waren die Patienten in Mittel 2,2 Jahre älter und 7,6 kg schwerer als die Kontrollgruppe.

Diese drei Studien beschreiben den Frequenzgehalt des Amplitudenspektrums der EMG-Ableitung der Rückenmuskulatur anhand der Medianfrequenz. Sowohl die Patienten als auch die Kontrollgruppen wurden mit dem gleichen Gewicht belastet, nämlich ihrem Oberkörpergewicht (Mayer et al. 1989, Tsuboi et al. 1994) bzw. einer Hantel mit konstantem Gewicht (Biedermann et al. 1991). Das bedeutet, das die Schmerzpatienten bei erwiesenem muskulären Defizit (Lee et al. 1995, Cassisi et al. 1993) mit einem größeren Anteil ihrer Maximalkraft (% MVC) belastet wurden. Es hat sich gezeigt, daß der Abfall der Medianfrequenz um so stärker ausgeprägt ist, um so höher der Belastungsgrad ist (Oddsson et al. 1994). Man kann jedoch keine Ermüdungserscheinungen verschiedener Probanden miteinander verglichen, während ihre Muskulatur mit unterschiedlich großen Bruchteilen der Maximalkraft belastet wird.

Wir haben zuerst die Kraft der Rückenmuskulatur bestimmt und sie dann mit einem definierten Bruchteil, nämlich 60 % von MVC, belastet. Daher haben wir Ergebnisse, die für den Vergleich sowohl der Gruppen, als auch der einzelnen Paare herangezogen werden können.

Roy et al. (1989) haben 12 CLBP-Patienten mit 12 gesunden Probanden verglichen. In Ihrer Studie wurde ähnlich wie in unserem Versuch die Teilnehmer mit verschiedenen Belastungsgraden (40% MVC, 60% MVC und 80% MVC) entsprechend einer Maximalkraftmessung belastet. Die zwei Gruppen wiesen bei 40% MVC und 60% MVC keinen Unterschied bezüglich Ermüdungserscheinungen auf, jedoch zeigte sich bei einem Belastungsgrad von 80% MVC ein signifikant größerer Medianfrequenzabfall bei den Rückenschmerzpatienten.

Dieser Widerspruch zu unseren Ergebnissen ist weder mit der Art der Belastung, noch mit Unterschieden zwischen den Gruppen zu erklären. Auch Roy et al. haben entsprechend der Maximalkraft belastet und die Kontrollgruppe nach Alter,

Größe und Gewicht gematched. Lediglich das mittlere Alter der Gruppen unterscheidet sich von unserer Studie (Roy et al.: CLPB 32,5 Jahre; unsere Studie: 44,6 Jahre).

Im Gegensatz zu anderen Untersuchungen zeigten die Schmerzpatienten in der Arbeit von Roy et al. kein muskuläres Defizit. Sie konnten bei der Maximalkraftmessung sogar noch mehr Kraft als die Kontrollgruppe aufbringen. In einer anderen Untersuchung haben Roy et al. (1995) gesunde Probanden mit chronischen Rückenschmerzpatienten vor und nach Rehabilitation verglichen. Hier zeigte sich, daß die Rückenpatienten vor Rehabilitation ca. 75% der Maximalkraft aufbrachten, die die Kontrollgruppe aufbrachte, während nach Rehabilitation kein Unterschied zwischen den Gruppen in der Maximalkraft festzustellen war.

Der Unterschied zu unserer Untersuchung liegt darin, daß Roy et al. (1989) relativ junge CLBP Patienten untersucht haben, die wegen ihrer Schmerzen die Rükkenmuskulatur vermutlich schon trainiert hatten. Sein Ergebnis ist dahingehend zu interpretieren, daß die Veränderungen der Muskulatur, die aus den chronischen Schmerzen resultieren, durch Training zu verbessern sind und nicht, daß chronische Rückenschmerzpatienten größere lokale Ermüdung zeigen als Rükkengesunde.

Welche Gründe lassen sich für das unterschiedliche Verhalten der Rückenmuskulatur Gesunder und Kranker während ermüdender Kontraktionen in Betracht ziehen?

1. Unterschiedliche Zusammensetzung der Fasertypen der Rückenmuskulatur
2. Chronische Ermüdung der Rückenmuskulatur
3. Geringerer Belastungsgrad der Rückenschmerzpatienten aufgrund inkorrekter Maximalkraftmessung

zu 1.

Histologisch können Muskelfasern in Abhängigkeit von ihrer ATPase-Aktivität in Typ-I-Fasern mit langsamer Kontraktilität aber hoher Ausdauerleistung und in Typ-II-Fasern mit schneller Kontraktilität und geringer Ausdauerleistung ein-

geteilt werden. Die Gruppe II kann man weiter in Typ-IIa mit hoher und IIb mit niedriger ATPase-Aktivität unterteilen.

In der Rückenmuskulatur überwiegen Typ-I-Fasern mit einem Anteil von 50% bis 74% (Sirca und Kostevc 1985, Thorstensson und Carlson 1987, Rantanen et al. 1994, Jorgenssen et al. 1993). Hier spiegelt sich die Aufgabe der Rükkenmuskulatur, die Wirbelsäule mit tonischer Haltearbeit zu stabilisieren und damit den aufrechten Gang zu ermöglichen, wider.

Eine Aufgabe der schnellen Typ-II-Fasern der Rückenmuskulatur ist die intersegmentale Stabilisierung bei plötzlichen, unvorhergesehenen Bewegungen. Diese Aufgabe wird vor allem von den tiefen Anteilen des M. multifidus übernommen, die vom Querforsatz eines Wirbelkörpers zum Dornfortsatz des nächsthöheren ziehen.

In Muskelbiopsien von Rückenschmerzpatienten während Bandscheibenoperationen konnte ein erhöhter Anteil von Typ-I-Fasern in der autochthonen Rükkenmuskulatur gefunden werden (Zuhu et al. 1989), ohne daß sich ein Unterschied zwischen der gesunden und der kranken Seite fand (Ford et al. 1983, Bagnall et al. 1984). Die Typ-II-Fasern wiesen deutliche Atrophien auf, während die Typ-I-Fasern einen normalen Durchmesser zeigten, was zu Verschiebung des Verhältnisses beitrug.

Kupa et al. (1995) konnten anhand eines in vitro Versuches mit verschiedenen Rattenmuskeln zeigen, daß Muskeln mit einem hohen Anteil an Typ-II-Fasern bei oberflächenelektromyographischer Untersuchung eine höhere initiale Frequenz und einen höheren Abfall der Frequenz während Ermüdung haben als Muskeln mit geringem Anteil an Typ-II-Fasern.

Gerdle und Fulg-Meyer (1992) stellten die Hypothese auf, daß der Medianfrequenzabfall im EMG während ermüdenden Kontraktionen ein Indikator für Ermüdung der Typ-II-Fasern ist. Sie untersuchten die Wadenmuskulatur unter hypoxischen Verhältnissen. Da sich Hypoxie hauptsächlich auf Typ-I-Fasern auswirkt, und sich Ermüdung während der Hypoxie nicht in einer Frequenzveränderungen niederschlug, schlossen sie, daß die Frequenzveränderungen bei Ermüdung von Typ-II-Fasern ausgelöst werden.

Entsprechend diesen Überlegungen zeigen die geringer ausgeprägten Ermüdungserscheinungen der chronischen Rückenschmerzpatienten in unserer Studie die Atrophie von Typ-II-Fasern an.

Ursache dieser Atrophie kann eine Immobilisation aufgrund von schmerzvermeidendem Verhalten sein, was bei chronischen Schmerzpatienten häufig zu beobachten ist.

zu 2.

Das muskuläre Defizit der Rückenschmerzpatienten führt dazu, daß ihre Rükkenmuskulatur bei alltäglichen Aktivitäten mit einem höheren Belastungsgrad (% MVC) beansprucht wird als bei Gesunden. Das Ausmaß der lokalen Muskelermüdung ist vom Belastungsgrad abhängig. Daher ist es möglich, daß die Rückenschmerzpatienten aufgrund der dauerhaft hohen Belastung und des Verlusts der Fähigkeit, die Muskulatur zu entspannen, schon mit einem teilweise ermüdeten Muskel die Untersuchung absolvierten.

Gegen diese Theorie spricht die Tatsache, daß die initiale Medianfrequenz der Rückenschmerzpatienten höher war als die der Kontrollgruppe (Abbildung 9). Bei einer chronischen Ermüdung würde man eine herabgesetzte Frequenz erwarten.

zu 3.

Die besondere Problematik einer Kraftmessung wurde bereits in Kapitel 6.2, Seite 34 diskutiert. Da die Ermüdung vom Grad der Belastung abhängt (Oddsson et al. 1994) ist das Ergebnis einer inkorrekten Maximalkraftmessung ein kleinerer Belastungsgrad als angenommen und damit geringer ausgeprägte Ermüdungserscheinungen.

In welchen Ausmaß die gemessenen Maximalkraftwerte von den tatsächlichen Werten abweichen, läßt sich nicht sagen. Daher besteht die Möglichkeit, daß der geringere Medianfrequenzabfall der Rückenschmerzpatienten, zumindest teilweise, Ausdruck inkorrekter Maximalkraftmessungen ist.

6.5 Schlußfolgerung

Das Oberflächen-EMG ist in Kombination mit einer Kraftmessung und einer standardisierten Maßanordnung eine geeignete Methode, Aussagen über die Funktion und Fehlfunktion der Rückenmuskeln zu treffen. Das EMG der Rückenschmerzpatienten unterscheidet sich sowohl bei kurzen isometrischen Kontraktionen als auch bei ermüdenden Kontraktionen von dem der gesunden Probanden.

Die in Kapitel 3.7, Seite 12 gestellten Fragen lassen sich wie folgt beantworten:

Zu 1.

Die chronischen Schmerzpatienten zeigen ein muskuläres Defizit von ca. 40%. Die Amplitude der Elektromyographie der Rückenschmerzpatienten ist gegenüber der der gesunden Vergleichsgruppe um ca. 55% gemindert.

Zu 2.

Zur Beschreibung der Unterschiede der EMG/Kraft Beziehung zwischen den Gruppen muß man jede untersuchte Muskelgruppe für sich betrachten. Veränderungen in der EMG/Kraft Beziehung zeigen sich im MF lumb, ES lumb und MF thor, während sich der ES thor in der Schmerzpatientengruppe und in der Kontrollgruppe gleich verhalten. Die Veränderungen lassen sich auf eine Muskelathrophie sowohl der untersuchten Muskelgruppen als auch ihrer nicht mituntersuchten Agonisten zurückführen.

Das Aktivitätsmuster der untersuchten Muskeln ist bei den Schmerzpatienten nach thorakal verschoben, so daß der Muskelschaden um so stärker ausgeprägt ist, um so näher der Muskel am Schmerzfokus liegt.

Zu 3. und 4.

Dolan et al. haben 1996 eine Methode zur Quantifizierung lokaler Muskelermüdung beschrieben, die wesentlich bessere Ergebnisse liefern soll als die herkömmliche Analyse der Medianfrequenzen. Sie haben die Methode nur an gesunden Probanden getestet. Wir haben die Änderungen im Frequenzgehalt der Elektromyogramme sowohl anhand der Medianfrequenz als auch anhand der Frequenzbanden beschrieben.

Während die Analyse der Medianfrequenz im Paarvergleich keine einheitlichen Ergebnisse liefert, zeigen sich bei der Auswertung der Frequenzbanden im Paarvergleich und im Gruppenvergleich deutlich geringere Ermüdungszeichen in der Gruppe der chronischen Schmerzpatienten.

Die veränderten Ermüdungserscheinungen deuten darauf hin, daß die Muskelatrophie vermutlich überwiegend die Typ-II-Fasern betrifft.

In weiteren Studien muß, zum Beispiel bioptisch, geklärt werden, in wie weit die Veränderung der lokalen Ermüdung mit der Faserzusammensetzung der Rükkenmuskulatur korreliert.

Außerdem sollte untersucht werden, ob Veränderungen der Kraft und des EMGs bei CLBP Patienten durch Muskelaufbautraining reversibel sind.

Für die Etablierung der Methode in der alltäglichen Diagnostik von chronischen Rückenschmerzen sowie zur Verlaufskontrolle müssen Referenzwerte erstellt werden, in dem große Kollektive Gesunder und Kranker untersucht werden.

7 Zusammenfassung

Rückenschmerzen spielen in Deutschland als Volkskrankheit eine große Rolle und verursachen durch Arbeitsunfähigkeit und vorzeitige Berentung einen immensen volkswirtschaftlichen Schaden.
Die bestehende Diagnostik bei Wirbelsäulenleiden beschränkt sich weitgehend auf knöcherne, diskoligamentäre und neurale Strukturen. Die hierbei erhobenen Befunde korrelieren nur schlecht mit dem Hauptsymptom Schmerz. Die Funktion der Rückenmuskulatur entzieht sich weitgehend der etablierten Diagnostik, obwohl die Muskulatur eine mitentscheidende Rolle in der Entstehung von Rückenschmerzen spielt. Das Oberflächen-EMG ist ein nicht invasives Verfahren, mit dem man die Funktion der Rückenmuskulatur quantifizieren kann.

Ziel dieser Arbeit war, Unterschiede in der elektrischen Aktivität der Rückenmuskulatur zwischen einem Kollektiv gesunder Probanden und chronischer Rückenschmerzpatienten aufzuzeigen.

Das Oberflächen-EMG der autochthonen Rückenmuskulatur wurde bei 32 matched pairs aus chronischen Rückenschmerzpatienten (CLBP) und gesunden Probanden abgeleitet. Die Kontrollgruppe wurde nach Alter, Body Mass Index (BMI) und Geschlecht ausgesucht. Untersucht wurden der M. multifidus lumbalis (MF lumb), der M. multifidus thoracalis (MF thor), der M. erector spinae lumbalis (ES lumb) und der M. erector spinae thoracalis (ES thor) während isometrischer, maximaler, willkürlicher Kontraktion (MVC) für 3 Sekunden, 80% MVC für 10 Sekunden und einer Ausdauermessung mit 60% MVC für 60 Sekunden.

Die Ergebnisse bei der Untersuchung von Kraft und Amplitude waren:

- Die Kraftmessung zeigte ein muskuläres Defizit der Patienten von 40%.
- Dabei hatten die Patienten einen Verlust an EMG Aktivität von ca. 60% gegenüber der Kontrollgruppe über allen untersuchten Muskelgruppen.
- Die Kontrollgruppe hatten im MF lumb und MF thor ein lineares EMG/Kraft Verhältnis und im ES lumb und ES thor ein exponentielles, während die CLBP Patienten nur im ES thor ein exponentielles Verhältnis zeigten.
- Das Akivitätsmuster war bei den CLBP Patienten nach thorakal verschoben.

Pathogenetisch erklären sich diese Veränderungen mit einem Schonverhalten der CLBP-Patienten . Aus diesem Schonverhalten resultiert eine Minderbelastung der Muskulatur, die in Atrophie endet. Dieses Modell wird durch die Tatsache gestützt, daß sich die Muskulatur von Schmerzpatienten mit akuter Symptomatik anders verhält.

Die Frequenzanalysen wurden bei der Ausdauermessung mit einem Belastungsgrad von 60% MVC durchgeführt. Die lokale Ermüdung zeigte sich in der Änderung des Amplitudenspektrums mit einem Anstieg des Anteils der niedrigen Frequenzen. Die Ergebnisse waren:

- Signifikant größerer Abfall der Medianfrequenz der Kontrollgruppe, der sich im Paarvergleich relativiert, da es sowohl Paare gibt mit stärkerer Ermüdung der Gesunden als auch der CLBP Patienten.
- In der Bandenuntersuchung des Amplitudenspektrums zeigte sich sowohl im Gruppen- als auch im Paarvergleich schwächer ausgeprägte Ermüdungserscheinungen bei den CLBP Patienten. Der Unterschied im Gruppenvergleich war auf einem Niveau von $P < 1\%$ signifikant.

Die wahrscheinlichste Ursache für das unterschiedliche Ermüdungsverhalten der Rückenmuskulatur von Patienten und Kontrollgruppe ist eine Muskelatrophie vornehmlich der Typ-II-Fasern.

Die Elektromyographie der Rückenmuskulatur ist eine Untersuchung, die bestehende Diagnostik komplettiert, indem sie Einblick in die Funktion der Rückenmuskulatur gewährt. Sie zeigt Fehlfunktionen auf, die mit dem Symptom Rückenschmerzen korrelieren.
Ausblickend in die Zukunft wäre es lohnend, mit weiteren Studien zu untersuchen, wie die lokale Ermüdung mit den Fasertypen von Biopsaten korreliert und in wie weit sich das EMG von CLBP Patienten bei adäquater Therapie normalisieren läßt.
Zur Etablierung der Methode als Standarddiagnostik müssen anhand großer Kollektive Referenzwerte ermittelt werden.

8 Anhang

Tabelle 4: Demographische Daten der Rückenschmerzpatienten und gesunden Probanden.

	Rückenschmerzpatienten					Rückengesunde				
Nummer	Geschlecht	Größe	Gewicht	**Alter**	**BMI**	Geschlecht	Größe	Gewicht	**Alter**	**BMI**
1	m	175	85	**28**	**27.8**	m	186	95	**35**	**27.5**
2	m	180	106	**31**	**32.7**	m	179	93	**40**	**29.0**
4	m	173	73	**34**	**24.4**	m	172	73	**34**	**24.7**
3	m	173	70	**34**	**23.4**	m	174	70	**34**	**23.1**
5	m	170	95	**40**	**32.9**	m	174	105	**37**	**34.7**
6	m	183	105	**42**	**31.4**	m	185	105	**40**	**30.7**
7	m	175	80	**43**	**26.1**	m	172	78	**43**	**26.4**
8	m	176	86	**44**	**27.8**	m	172	85	**42**	**28.7**
10	m	180	92	**50**	**28.4**	m	178	94	**45**	**29.7**
9	m	170	74	**50**	**25.6**	m	175	80	**45**	**26.1**
11	m	180	86	**51**	**26.5**	m	176	78	**57**	**25.2**
12	m	180	70	**53**	**21.6**	m	176	68	**47**	**22.0**
13	m	173	80	**54**	**26.7**	m	180	88	**59**	**27.2**
14	m	173	63	**58**	**21.0**	m	167	62	**60**	**22.2**
15	w	165	68	**28**	**25.0**	w	168	73	**24**	**25.9**
16	w	176	74	**35**	**23.9**	w	175	69	**32**	**22.5**
17	w	170	80	**35**	**27.7**	w	163	75	**36**	**28.2**
18	w	170	76	**37**	**26.3**	w	169	76	**38**	**26.6**
19	w	162	57	**38**	**21.7**	w	170	65	**39**	**22.5**
20	w	156	53	**38**	**21.8**	w	170	63	**38**	**21.8**
21	w	174	60	**42**	**19.8**	w	174	62	**38**	**20.5**
22	w	170	70	**43**	**24.2**	w	157	60	**41**	**24.3**
23	w	173	65	**46**	**21.7**	w	155	47	**46**	**19.6**
24	w	158	46	**47**	**18.4**	w	168	52	**41**	**18.4**
25	w	170	70	**47**	**24.2**	w	160	62	**48**	**24.2**
26	w	176	79	**49**	**25.5**	w	165	72	**50**	**26.4**
27	w	165	55	**51**	**20.2**	w	158	48	**67**	**19.2**
28	w	165	61	**54**	**22.4**	w	162	58	**55**	**22.1**
29	w	162	68	**55**	**25.9**	w	158	65	**51**	**26.0**
30	w	154	61	**56**	**25.7**	w	156	68	**66**	**27.9**
31	w	165	67	**57**	**24.6**	w	156	58	**59**	**23.8**
32	w	165	75	**57**	**27.5**	w	180	96	**45**	**29.6**

9 Literatur

1. Ahern DK, Follik MJ, Council JR, Laser-Wolston N, Litchman H: Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-patient controls. Pain 34: 153-160 (1988)

2. Alexiev AR: Some differences of the electromyographic erector spinae activity between normal subjects and low back pain patients during the generation of isometric trunk torque. Electromyogr Clin Neurophysiol 34: 495-499 (1994)

3. Arendt-Nielsen L, Graveb-Nielsen T, Svarrar H, Svensson P: The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. Pain 64: 231-240 (1995)

4. Bagnall KM, Ford DM, McFadden KD, Greenhill BJ, Raso VJ: The histo-chemical composion of human vertebral muscle. Spine 9: 470-473 (1984)

5. Basmajian JV, De Luca CJ: Muscles alive. Their functions revealed by electromyography 5th ed. Williams and Wilkins Baltimore, Hong Kong, London, Sydney (1985)

6. Biedermann HJ, Shanks GL, Forrest WJ, Inglis J: Power Spectrum Analyses of Electromyographic Activity. Discriminators in the Differential Assessment of Patients with Chronic Low-Back Pain. Spine 16: 1179-1183 (1991)

7. Biedermann HJ, Shanks GL, Inglis J: Median frequency estimates of paraspinal muscles: reliability analysis. Electromyogr Clin Neurophysiol 30: 83-88 (1990)

8. Biering-Sörensen F: Physical Measurements as Risk Indicators for Low-back Trouble over a One-Year Period. Spine 9: 106-119 (1984)

9. Bigland-Ritchie B, Donovan EF, Roussos CS: Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal effort. J Appl Physiol 51: 1300-1305 (1981)

10. Bischoff C, Traue HC: Myogenic headache. In: Holroyd B, Schlote B, Zenz H (Eds.): Perspectives in research on headache. Hogrefe Lewiston NY, Toronto: 66-90 (1983)

11. Bogduk N: A reappraisal of the anatomy of the human lumbar erector spinae. J Anat 131: 525-540 (1980)

12. Bogduk N: The innervation of the lumbar spine. Spine 8: 286-293 (1983)

13. Bouissau P, Estrade PY, Goubel F, Guezennec CY, Serrurier B: Surface EMG power spectrum and intramuscular pH in human vastus lateralis muscle during dynamic exercise. J Appl Physiol 67: 1245-1249 (1989)

14. Bundesminister für Gesundheit (Hrsg.): Daten des Gesundheitswesens. Schriftenreihe des Bundesministers für Gesundheit Bd. 51. Nomos Verlagsgesellschaft Baden-Baden (1995)

15. Burton CV: Clinical review of the failed back surgery syndrome. In: Genant HK (ed.): Spine update1987. Radiology research and education Foundation, San Francisco: 247-252 (1987)

16. Cassisi JF, Robinson ME, O'Conner P, MacMillan M: Trunk Strength and Lumbar Paraspinal Muscle Activity During Isometric Exercise in Chronic Low-Back-Pain Patients and Controll. Spine 18: 245-251 (1993)

17. De Luca CJ: Myoelectrical manifestation of localized muscular fatigue in humans. Crit Rev Biomed Eng 11: 251-279 (1985)

18. De Luca CJ: Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals. IEEE Trans Biomed Eng 26: 313-325 (1979)

19. Dolan P, Mannion AF, Adams MA: Fatigue of the Erector Spinae Muscles. A Quantitative Assessment Using "Frequency Banding" of the Surface Electromyography Signal. Spine 20: 149-159 (1995)

20. Ford D, Bagnall KM, McFadden KD, Greenhill B, Raso J: Analysis of vertebral muscle obtained during surgery for correction of a lumbar disc disorder. Acta anat 116: 152-167 (1983)

21. Fugelsang-Frederiksen A, Ronager J: The motor unit firing rate and the power spectrum of EMG in Humans. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 70: 68-72 (1988)

22. Fürmaier A: Begutachtung und Beurteilung der degenerativen Wirbelsäulenverletzungen vor allem im Rahmen der Sozialversicherung. Med Monatsschr Pharm 8: 374-382 (1954)

23. Gerdle B, Fulg-Meyer AR: Is the mean power frequency shift of the EMG a selective indicator of fatigue of the fast twitch motor units? Acta Physiol Scand 145: 129-138 (1992)

24. Hendke KD, Martin K, Behrens C: Direkte und indirekte Kosten von Krankheiten in der Bundesrepublik Deutschland 1980 und 1990. Z f Gesundheitswiss 5: 123-145 (1997)

25. Hof AL: The relationship between electromyogram and muscle force. Sportverl Sportschad 11: 79-86 (1997)

26. Hoyt WH, Hunt HH, De Pauw MA, Bard D, Shaffer F, Passias JN, Robbins DH, Runyon DG, Semrad SE, Symonds JT, Watt KC: Electromyographic assessment of chronic low-back pain syndrome. J Am Osteopath Assoc 80: 57-59 (1981)

27. Jenson MC, Brandt-Zawadzki MN, Obuchowski N, Modic TM, Malkasian D, Ross JS: Magnetic resonance imaging of the lumbar spine in people without back pain. N Engl J Med 331: 69-73 (1994)

28. Johnson, JR: Digitale Signalverarbeitung. 1. Auflage, Hanser, München Wien (1991)

29. Jorgenssen K, Nicolaisen T, Kato M: Muscle fiber distribution, capillary density, and enzymatic activities in the lumbar paravertebral muscles of young men. Spine 18: 1439-1450 (1993)

30. Kalimo H, Rantanen J, Viljanen T, Einola S: Lumbar Muscles: Structure and Function. Ann Med 21: 353-359 (1989)

31. Kong WZ, Goel VK, Gilbertson LG, Weinstein JN: Effects of muscle dysfunktion on lumbar spine mechanics. A finite element study based on a two motion segments model. Spine 21: 2197-2207 (1996)

32. Kössler F, Caffier G, Lange F: Probleme der Muskelermüdung - Beziehung zur Erregungsleitungsgeschwindigkeit und K^+-Konzentration. Z Ges Hyg 36: 354-356 (1990)

33. Kramer MF: Über die Wertigkeit der elektkromyographischen Untersuchung der paravertebralen Muskulatur bei Patienten mit definiertem Muskelschaden. Med Dissertation, Ulm 1996

34. Kroemer KH, Marras WS: Evaluation maximal and submaximal static muscle exertions. Hum Factors 23: 643-653 (1981)

35. Kroemer KH, Marras WS: Towards an objective assessment of the "maximal voluntary contraction" component in routine muscle strength measurement. Eur J Appl Physiol 45: 1-9 (1980)

36. Krogh-Lund C, Jorgensen K: Myo-electric fatigue manifestation revisited: power spectrum, conduction velocity, and amplitude of human elbow flexor muscle durind isolated and repetitive endurance contractions at 30% maximum voluntary contraction. Eur J Appl Physiol 66: 161-173 (1993)

37. Krogh-Lund C: Myo-electric fatigue and force failure from submaximal static elbow flexion sustained to exhaustion. Eur J Appl Physiol 67: 389-401 (1993)

38. Kupa EJ, Roy SH, Kandarian SC, De Luca CJ: Effects of muscle fibre type and size on EMG median frequency and conduction velocity. J Appl Physiol 79: 23-32 (1995)

39. Laurent D, Portero P, Goubel F, Rossi A: Electromyogram spectrum changes during sustained contraction related to proton and diprotonated inorganic phosphate accumulation: a ^{31}P nuclear magnetic resonance study on human calf muscle. Eur J Appl Physiol 66: 263-268 (1993)

40. Lee JH, Ooi Y, Nakamura K: Measurement of Muscle Strength of the Trunk and the Lower Extremities in Subjects With History of Low Back Pain. Spine 20: 1994-1996 (1995)

41. Lucas DB: Mechanics of the spine. Bull Hosp Jt Dis 31: 115-131 (1970)

42. Luttmann A: Physiological basis and concepts of electromyography in: Kumar S, Mital A (Ed.): Electromyography in ergonomics, Taylor and Francis London Bristol: 51-96 (1996)

43. Macintosh JE, Bogduk N: The Morphology of the Lumbar Erector Spinae. Spine 12: 658-668 (1987)

44. Macintosh JE, Valencia F, Bogduk N, Munroe RR: The morphology of the lumbar multifidus. Clin biomech 1: 196-204 (1986)

45. Mayer TG, Kondraske G, Mooney V, Carmichael TW, Butsch R: Lumbar Myoelectric Spectral Analysis for Endurance Assessment. A Comparison of Normals with Deconditioned Patients. Spine 14: 986-991 (1989)

46. McCombe PF, Fairbank JCT, Cockersole BC, Pynsent PB: Reproducibility of physical signs in low back pain. Spine 14: 908-918 (1989)

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

48. Naeje M, Zorn H: Relation Between EMG Power Spectrum Shifts and Muscle Fibre Action Potential Conduction Velocity Changes During Local Muscular Ftigue in Man. Eur J Appl Physiol 50: 23-33 (1982)

49. Nelson MA, Allen P, Clamp S, DeDombal F: Reliability reproducibility in clinical findings in low back pain. Spine 2: 97-101 (1979)

50. Ng JKF, Richardson CA: Reliability of Electromyographic Power Spectral Analysis of Back Muscle Endurance in Healthy Subjects. Arch Phys Med Rehabil 77: 259-264 (1996)

51. Oddsson L, Roy SH, Giphard JE, Emely M, Levins JA, De Luca CJ: Influence of different contraction levels on surface EMG spectral parameters of back muscles. In: Shiavi R, Wolf S (Eds): Abstract Book Tenth Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology June 21-24, 1994. S. 60-61 (1994)

52. Örtengren R: Noise and artefacts. In: Kumar S and Mital A (Ed.): Electromyography in ergonomics. Taylor and Francis, London Bristol S. 97-107 (1996)

53. Piper H: Elektrophysiologie menschlicher Muskeln. Springer-Verlag Berlin (1912)

54. Rantanen J, Rissanen A, Kalimo H: Lumbar muscle fiber size and type distribution in normal subjects. Eur Spine J 3: 331-335 (1994)

55. Rosenburg R, Seidel H: Electromyography of lumbar erector spinae muscles - influence of posture, interelectrode distance, strength, and fatigue. Eur J Appl Physiol 59:104-114 (1989)

56. Roy SH, De Luca CJ, Emely M, Buijs RJC: Spectral Electromyographic Assessment of Back Muscles in Patients With Low Back Pain Undergoing Rehabilitation. Spine 20: 38-48 (1995)

57. Roy SH, De Luca CJ, Casavant DA: Lumbar Muscle Fatigue and Chronic Lower Back Pain. Spine 14: 992-1001 (1989)

58. Sadoyama T, Masuda T, Miyano H: Relationship Between Muscle Fiber Conduction Velocity and Frequency Parameters of Surface EMG During Sustained Contraction. Eur J Appl Physiol 51: 247-256 (1983)

59. Sihvonen T, Partanen J, Hänninen O, Soimakallio S: Electric Behavior of Low Back Muscles During Lumbar Pelvic Rhythm in Low Back Pain Patients and Healthy Controls. Arch Phys Med Rehabil 72: 1080-1087 (1991)

60. Sirca A, Kostevc V: The fibre type compositin of thoracic and lumbar paravertebral muscles in man. J Anat 141: 131-137 (1985)

61. Smidt G,Herring T, Rogers M, Russsell M, Lehmann T: Assessment of Abdominal and Back Extensor Function. A Quantitative Approach and Result for Chronic Low-Back Patients. Spine 8: 211-219 (1983)

62. Solomonow M, Baten C, Smit J, Baratta R, Hermens H, D'Ambrosia R, Shpji H: Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. J Appl Physiol 68: 1177-1185 (1990)

63. Stavig GR, Leonard AR, Igra A, Felten P: Indices of relative body weight and ideal weight charts. J Chron Dis 37: 255-262 (1984)

64. Stulen FB, De Luca CJ: Frequency Parameters of the Myoelectric Signal as a Measure of Muscle Conduction Velocity. IEEE Trans Biomed Eng 28: 515-523 (1981)

65. Tan JC, Parniapur M, Nordin M, Hofer H, Willems B: Isometriic Maximal and Submaximal Trunk Extension at different Flexed Positions in Standing. Spine 18: 2480-2490 (1993)

66. Thorstensson A, Carlson H: Fibre types in human back muscles. Acta Physiol Scand 131: 195-202 (1987)

67. Traue HC, Kessler M, Cram JR: Surface EMG Topography and Pain Distribution in Pre-chronic Back Pain Patients. Int J Psychosom 39: 18-27 (1992)

68. Tsuboi T, Satou T, Egawa K, Izumi Y, Miyazaki M: Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. Eur J Appl Physiol 69: 361-366 (1994)

69. van Dieen JH, Heijbloom P: Reproducibility of Isometric Extension Torque, Trunk Extensor Endurance, and Related Electromyographic Parameters in the Context of Their Clinical Applicability. J Orthop Res 14: 139-143 (1996)

70. Vink P, van der Velde EA, Verbout AJ: A functional subdivision of the lumbar extensor musculature. Recruitment patterns and force-RA-EMG relationship under isometric conditions. Electromogr Clin Neurophysiol 28: 517-525 (1988)

71. Waddel G, Main C, Morris E: Normality and reliability in the clinical assessment of backache. British Medical Journal 284: 1519-1523 (1982)

72. Wilson JR, McCully KK, Mancini DM, Boden B, Chance B: Relationship of muscular fatigue to pH and diprotonated P_i in humans: a ^{31}P-NMR study. J Appl Physiol 64: 2333-2339 (1988)

73. Winter D. In: Kumar S and Mital A (Ed.): Electromyography in ergonomics. Taylor and Francis, London Bristol S. 109-125 (1996)

74. Zhu XZ, Parniapour M, Nordin M, Kahanovitz N: Histochemistry and Morphology of Erector Spinae Muscle in Lumbar Disc Herniation. Spine 14: 391-397 (1989)

10 Danksagung

Ich möchte mich ganz herzlich bei allen bedanken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Dies gilt insbesondere für Herrn Professor Doktor L. Kinzl, der mir diese Arbeit überlassen hat und Herrn Doktor E. Hartwig, der mich während der gesamten Arbeit betreut hat und mir immer mit Rat und Tat zur Seite stand.

Bedanken möchte ich mich auch bei allen Probanden, die sich unentgeltlich für diese Studie zur Verfügung gestellt haben.

Besonderer Dank gilt meiner Frau, die mir stets hilfreich zur Seite stand.

11 Lebenslauf

1.7.1969	Geboren in Stuttgart
1976 - 1980	Grundschule Altburg-Wimberg in Calw
1980 - 1983	Hermann Hesse Gymnasium Calw
1983 - 1986	Realschule Calw Abschluß mit Mittlerer Reife
1986 - 1989	Technisches Gymnasium der gewerblichen Schulen Calw Abschluß mit allgemeiner Hochschulreife
1989 - 1990	Zivildienst im Pflegedienst im Alten und Pflegeheim „Haus auf dem Wimberg“ in Calw
1991	Pflegehelfer in der Landesklinik Nordschwarzwald
1991 - 1998	Studium der Humanmedizin in Ulm
Seit 1998	Arzt im Praktikum in der Abteilung für Abteilung für Unfallchirurgie der chirurgischen Universitätsklinik der Universität Ulm