

Technische Universität München

Fakultät für Medizin

Neurologische Klinik und Poliklinik des Klinikums rechts der Isar

Direktor: Prof. Dr. Bernhard Hemmer

**Verbesserung der Diagnose von Schmerzen im unteren Rückenbereich und
Bewegungsleistungsfähigkeit bei gesunden Probanden und Patienten mit
chronischen Schmerzen
- Ergebnisse einer Pilotstudie -**

Maren Dorothee Fahrner

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin
der Technischen Universität München
zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Medizin
genehmigten Dissertation.

Vorsitzende: Prof. Dr. Ernst J. Rummeny

Prüfer der Dissertation: 1. Prof. Dr. Dr. Thomas R. Töle

2. Prof. Dr. Rüdiger von Eisenhart-Rothe

Die Dissertation wurde am 04.02.2019 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 14.08.2019 angenommen.

**Meinen Eltern
Hans Jörg und Erika**

**sowie meinem Bruder
Matthias**

gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	5
1.1. Bedeutung und Ursachen chronischer Schmerzen im unteren Rückenbereich.....	5
1.2. Anatomie und Funktion der Lendenwirbelsäule	7
1.2.1. Anatomie der Lendenwirbelsäule	7
1.2.2. Funktion und Bewegungsumfang	8
1.2.3. Funktionsauswirkungen degenerativer Prozesse	8
1.3. Klassifikation chronischer Rückenschmerzen in der Lendengegend	10
1.4. Diagnostik chronischer Rückenschmerzen	11
1.4.1. Subjektive Diagnosemethoden	11
1.4.2. Technische Diagnoseverfahren	12
2. Zielsetzung	14
3. Methode.....	16
3.1. Teilnehmer	16
3.1.1. Gesunde Probanden	16
3.1.2. Rückenschmerzpatienten	17
3.2. Bewegungschoreographie und Protokoll.....	18
3.3. Das SpineSensor-Messsystem	22
3.3.1. Funktionalität und physikalisches Messprinzip	22
3.3.2. Komponenten und Anwendung	23
3.3.3. Kalibrierungsprozess	25
3.4. Datenanalyse	26
3.4.1. Reproduzierbarkeit	26
3.4.2. Klassifizierung durch Bewegungsumfang und -geschwindigkeit.....	26
a) Messung von Bewegungsumfang und -geschwindigkeit	27
b) Lineare Diskriminanzanalyse	27
3.4.3. Rohmesswertaufzeichnungen	28
3.4.4. Bewegungsqualität	30
4. Ergebnisse	31
4.1. Test-Retest-Übereinstimmung	31
4.1.1. Technische Eigenschaften der Geräte	31
4.1.2. Prozessspezifische Eigenschaften	31

4.1.3. Zuverlässigkeit.....	31
4.2. Sensitivität und Spezifität von Bewegungsumfang und Bewegungsgeschwindigkeit.....	32
4.2.1. ROC-Grenzwertoptimierungskurve.....	32
4.2.2. Qualität der Bewegung	34
4.2.3. Lineare Diskriminanzanalyse (LDA)	35
4.2.4. LDA mit Kreuzvalidierung (leave-one-out-Verfahren).....	36
4.3. Messungen des Therapieergebnisses an zwei Einzelfällen	39
4.3.1. Allgemeine Bewegungsinformation	39
4.3.2. Segmentale Bewegungsinformation	40
4.4. Bewegungsqualität.....	41
4.5. Korrelation von Bewegungsdynamik und VAS-Werte	42
4.6. Langzeit-Bewegungsaufzeichnung	43
5. Diskussion	45
6. Zusammenfassung	50
7. Literaturverzeichnis.....	52
8. Danksagung.....	59
9. Lebenslauf	60

1. Einleitung

1.1. Bedeutung und Ursachen chronischer Schmerzen im unteren Rückenbereich

Ein zentrales Ziel bei der Behandlung von Rückenschmerzen in der Lendengegend (Low Back Pain; LBP; Lumbalgie), ist die Wiederherstellung der Funktionalität und Produktivität.

Rückenschmerzen stellen seit langer Zeit in wohl allen westlichen Industriestaaten ein zentrales Gesundheitsproblem mit erheblichen gesellschaftlichen Folgen und Kosten dar (Gottwald 2009). 2002 wurden in Deutschland die unter den Ziffern M40-54 im ICD-10 erfassten Dorsopathien mit jeweils 30 % beider Geschlechter als häufigster Grund für die Inanspruchnahme der gesetzlichen Rentenversicherung angegeben; sie verursachten Mitte der 1990er Jahre jährliche Kosten von 22 Mrd. Euro, von denen 12 Mrd. Euro auf Produktionsausfälle und nur 10 Mrd. Euro auf direkte Gesundheitskosten entfielen (Hildebrandt 2005; Schmidt 2005 [nach Gottwald 2009]). In Deutschland stellen Rückenschmerzpatienten seit langem unter allen Patienten mit chronischen Schmerzen die größte Gruppe dar. Unter den muskuloskelettalen Beschwerden halten sie einen Anteil von etwa 60% (Vilain 2009; Kössler 1998). Mit der demografischen Entwicklung ist eine weitere Verschärfung und verschärfte Notwendigkeit verlässlicher und kostengünstiger Diagnostik zu erwarten (Chhikara u.a. 2008).

Mit einer Prävalenz zwischen 13% und 85% von Rückenschmerzen während der gesamten Lebensspanne (Frank u.a. 1996a; Frank u.a. 1996b; Volinn 1997; Walker 2000) haben chronische Rückenschmerzen die höchste Verbreitung unter allen Schmerzerkrankungen (Brevik u.a. 2006). Die meisten veröffentlichten Studien über die Epidemiologie von Rückenschmerzen zeigen für Nordamerika und Europa eine Punktprävalenz, die von 12% bis 35% reicht (Walker 2000; Strine und Hootman 2007).

Weitere Studien zeigen, dass etwa 80% der Gesamtbevölkerung mindestens einmal in ihrem Leben unter Rückenschmerzen leidet (Chenot u.a. 2003 nach Vilain 2009). Auch bei Befragungen ist der Anteil der Befragten, die angaben,

innerhalb eines Jahres oder nur einer Woche unter Rückenschmerzen gelitten zu haben, regelmäßig sehr hoch (über 60% bzw. über 30%, vgl. Diemer u.a. 2002 nach Vilain 2009). Zudem konnten Studien wie Croft u.a. 1998 (nach Bishop u.a. 2006) nur bei 25% der erstmals vorstelligen Patienten eine vollständige Wiederherstellung innerhalb von 12 Monaten beobachten.

Risikofaktoren für chronische LBP werden in der Literatur kontrovers diskutiert, darunter vor allem psychosoziale Einflüsse, wie eine depressive Grundeinstellung der Patienten, das frühere Auftreten von Rückenschmerzen, eine stresshafte Erlebnisverarbeitung und Alkohol- und Drogenmissbrauch sowie ergänzend ein schlechter subjektiver Allgemeinzustand, die Angehörigkeit zu einer niedrigeren sozialen Schicht und die Unzufriedenheit mit dem Arbeitsplatz (Debrunner 2002; Schmidt 2005; Gottwald 2009). Von eher geringer Bedeutung scheinen Übergewicht, weibliches Geschlecht und Rauchen zu sein. Umstritten ist die Bedeutung von physischer Aktivität am Arbeitsplatz und in der Freizeit. Während einige, wie Gottwald 2009, diesem Faktor eine geringere Rolle beimessen, betont etwa Björck-van Dijken 2008 seine große Bedeutung.

Winter 2002 stellt fest, dass die meisten Patienten mit chronischen Rückenschmerzen sich in der Regel schon seit mehreren Jahren nicht mehr adäquat körperlich belastet haben. Dies verursacht nicht selten ein deutliches Dekonditionierungssyndrom bei den entsprechenden Patienten. Muskelkraft und Muskelfunktion sind herabgesetzt, auch das Gleichgewicht verschiedener Muskelgruppen ist häufig gestört. Außerdem sind die allgemeine Ausdauerfähigkeit, die Flexibilität (Dehnfähigkeit und Gelenkigkeit) und die koordinativen Fähigkeiten bei dieser Patientengruppe defizitär.

1.2. Anatomie und Funktion der Lendenwirbelsäule

1.2.1. Anatomie der Lendenwirbelsäule

Die Lendenwirbelsäule lässt sich von der Hals- und Brustwirbelsäule unterscheiden. Die Grundelemente der Lendenwirbelsäule gliedern sich analog zu den übrigen Wirbelsäulenabschnitten in Wirbelkörper (Corpus vertebrae), Wirbelbogen (Arcus vertebrae), Wirbelloch (Foramen vertebrale), zwei Zwischenwirbellöcher (Foramina intervertebralia), fünf mit den anderen Wirbeln gemeinsame Fortsätze (ein Processus spinosus, zwei Paar Processus articulares) und drei abweichende Wirbelfortsatzpaare (Processus costalis, Processus accessorius, Processus mamillaris) (Moll 2000; Gottwald 2009). Die Querschnittsfläche der Wirbelkörper nimmt von kranial nach kaudal zu. Dadurch wird ihre Tragkraft vergrößert und den hohen axialen Beanspruchungen Rechnung getragen (Lippert 1999). Die obere Deckplatte wandelt sich von einer Nierenform zu einem Queroval. Die Randleisten (Epiphysis anulares) sind ventral und lateral relativ breit ausgebildet (Lippert 1999, Kummer 2005).

Von Junghans wurde als kleinste funktionelle Einheit das Bewegungssegment definiert, das zwei benachbarte Wirbelkörper mit Zwischenwirbelscheibe, die Zwischenwirbelgelenke, den austretenden Spinalnerven und sämtliche verbindende ligamentäre und muskuläre Strukturen umfasst (Debrunner 2002; Lippert 1996). Dazu gehören die Bandstrukturen Ligamentum longitudinale anterius, Ligamentum longitudinale posterius, Ligamenta flava, Ligamentum supraspinale und interspinale (Gottwald 2009).

Die Zwischenwirbelscheiben (Disci intervertebrales) bestimmen die typische Eigenform der Wirbelsäule (Lippert 1996). Jede dieser Scheiben besteht aus dem äußeren zugfesten Faserring (Anulus fibrosus) und dem inneren druckfesten Gallertkern (Nucleus pulposus). Der Faserring wiederum besteht aus 10-13 kollagenen Lamellen, die im 30° Winkel gegenläufig angeordnet sind. Das Kollagen macht 60% des Trockengewichts des Anulus fibrosus aus, dessen Fasern in die Knorpelbedeckung der Endplatten einstrahlen (Debrunner 2002) (Hildebrand 2005). Der für den Nucleus pulposus charakteristische Quellungsdruck wird durch die vorhandenen Proteoglykane erreicht (Gottwald 2009).

1.2.2. Funktion und Bewegungsumfang

Die zentrale Funktion der Disci intervertebrales liegt darin, die auf die Wirbelsäule einwirkenden statischen und dynamischen Kräfte gleichmäßig über den gesamten Wirbelkörperquerschnitt zu verteilen. (Hildebrand 2005). Zudem fungiert die Bandscheibe als Puffer für plötzlich auftretende größere Krafteinwirkungen; dadurch werden Spannungsspitzen abgebaut (Debrunner 2002; Hildebrand 2005).

Die lumbalen Wirbelgelenke sind aufgrund ihrer speziellen geometrischen Ausrichtung grundsätzlich besonders gut dazu geeignet, ventral gerichtete Scherkräfte aufzunehmen (Hildebrand 2005). Insgesamt zeigt die Lendenwirbelsäule im Vergleich zu den anderen Wirbelsäulenbereichen besonders große Bewegungsumfänge bei der Beugung (70° gegenüber 40° bei der Halswirbelsäule bzw. 35° im Bereich der Brustwirbelsäule) sowie der Streckung (ebenfalls 70° gegenüber 70° bei der Halswirbelsäule aber nur 20° im Bereich der Brustwirbelsäule), jedoch eine geringere Seitwärtsneigbarkeit von 25° (gegenüber 45° bzw. 30°) und insbesondere kaum mögliche Rotation von nur 2° gegenüber bis zu 80° bei der Halswirbelsäule bzw. 45° im Bereich der Brustwirbelsäule (Moll 2000).

1.2.3. Funktionsauswirkungen degenerativer Prozesse

Degenerative Prozesse in den Bandscheiben bilden vor Störungen die größte Gruppe der für Rückenschmerzen verantwortlichen Pathologien, die während der Wachstumszeit der Wirbelsäule auftreten (Debrunner 2002; Gottwald 2009).

Bereits im Jugendalter kommt es zu initialen Veränderungen der Bandscheiben, deren avaskulär versorgtes Gewebe für frühzeitige Alterungsvorgänge besonders anfällig ist. Als Folge der Abnahme des Wassergehaltes im Nucleus pulposus kann er seine Aufgaben nicht mehr adäquat erfüllen. Die auf die Bandscheibe einwirkenden Kräfte werden in unphysiologischem Maße auf die Grund- und Deckplatten der angrenzenden Wirbelkörper und den äußeren Bereich des Anulus fibrosus weitergeleitet (Niosi 2004). Dabei treten Riss- und Spaltbildungen im Anulus fibrosus auf, die durch hypoxisch bedingte Zellschäden verstärkt werden

und eine zunehmende biomechanische Instabilität des Bewegungssegments bewirken. Eine vermehrte Produktion der Matrixmetalloproteinasen (MMP) begünstigt die fortschreitende Zerstörung der Bandscheibenstruktur (Hilibrand 2004). Des Weiteren werden von den degenerativ veränderten Bandscheiben proteolytische Enzyme, freie Sauerstoffradikale und proinflammatorische Zytokine, wie TNF-alpha und IL-1, produziert. Diese rufen in erhöhtem Maß synthetisiert und sezerniert zum einen entzündliche Vorgänge im peridiskalen Bereich und zum anderen diskogene Schmerzen hervor.

Zu Beginn einer Degeneration der den speziellen biomechanischen Funktionen gerecht werdenden Bandscheibenstrukturen lässt sich eine Instabilität des Bewegungssegmentes beobachten. Die Abnahme der Diskushöhe ermöglicht ein abnormal großes Bewegungsausmaß. Meistens treten in dieser Phase erstmals Episoden von Rückenschmerzen auf und das Risiko einer Bandscheibenhernie steigt.

Als Folge der unphysiologischen Beweglichkeit sind die Wirbelkörper in der Lage, sich gegeneinander zu verschieben. Sie können sich in Form eines Rückwärtsgleitens (Retrolisthesis), eines Vorgleitens (Anterolisthesis) oder eines Drehgleitens bewegen, dies kann Schmerzen hervorrufen und auch die Facettengelenke degenerativ beeinflussen. Bis auf eine Verschmälerung des Intervertebralraums sind meist keine radiologischen Pathologien erkennbar.

Im weiteren Verlauf der Degeneration kommt es zu Reaktionen des Knochens mit Osteophytenbildung der Wirbelkörper, Verschmälerung des Intervertebralraums (Chondrose), Sklerosierung der Deckplatten (Osteochondrose) oder Arthrosezeichen der Facettengelenke (Spondylarthrose) (Debrunner 2002). Zu einem späteren Zeitpunkt kann eine zunehmende Versteifung des betroffenen Wirbelsäulenabschnittes auftreten. Die Patienten erfahren zu diesem Zeitpunkt eine gewisse Erleichterung ihrer Schmerzen. Allerdings ist dadurch die Gesamtfunktion der Wirbelsäule gestört, so dass einerseits Fehlhaltungen ausgebildet und andererseits Beschwerden in den benachbarten Abschnitten hervorgerufen werden (Debrunner 2002), (Errico 2005).

1.3. Klassifikation chronischer Rückenschmerzen in der Lendengegend

Gerade lumbale Rückenschmerzen sind ein vor allem „unspezifisch“ charakterisiertes, primär gutartiges Leiden. Bei ihnen handelt es sich um „Schmerzen, Irritationen oder Beschwerden im unteren Bereich des Rückens, welche auch von Ausstrahlungen ins Bein sowie Bewegungseinschränkungen und Steifheit begleitet sein können, denen jedoch zumeist keine schwerwiegenden Ursachen (z.B. Entzündungen, Wurzelreiz- oder Ausfallsymptomatik) zugrunde liegen“ (so Winter 2002). Spezifische Rückenschmerzen mit geklärter Ätiopathogenese und spondylogenen oder extraspondylären Ursachen betreffen mit 10 % nur eine klare Minderheit der Fälle (Nachemson 1979; Keel u.a. 1996 nach Winter 2002). Bei den restlichen Fällen kann meist kein oder nur ein für die Schmerzsymptomatik irrelevanter pathologisch körperlicher Befund identifiziert werden.

Die genaue Abgrenzung chronischer von akuten Lumballeiden wird in der Literatur kontrovers diskutiert (Winter 2002). Dies vor allem unter dem Gesichtspunkt des Zeitfaktors über die „normale Heilungszeit“ hinaus. Die Zeitdauer als Diagnosefaktor zur Definierung eines chronischen Leidens variiert nach Ansicht der verschiedenen Autoren von drei (Hildebrandt 1998) bis mindestens sechs Monaten (Flor und Turk 1984). Allerdings scheinen oft viel mehr Ursachen und Auswirkungen auf die Betroffenen von Bedeutung zu sein (Björck-van Dijken 2008). Der akute Rückenschmerz unterscheidet sich vom chronischen Schmerz durch seine gute - auch lokale - Zuordnung zu erkennbaren Auslösern, wie schädigenden äußeren Reizen oder endogenen Prozessen wie z.B. Entzündungen. Dem akuten Rückenschmerz liegt meist ein plötzliches Geschehen mit adäquater Gewebeschädigung zugrunde, welches dann entweder spontan oder unter Therapie in einigen Wochen, also recht schnell, wieder ausheilt (Nachemson 1992; Schönle 1993; Klenerman u.a. 1995; alle nach Winter 2002).

Beim chronischen Rückenschmerz lässt sich selten ein adäquates Trauma ausmachen. Zudem entwickelt sich in der Mehrzahl der Fälle das Schmerzbild langsam progredient. Es führt zu einer Behinderung, die in keinem Zusammenhang zu der grundlegenden Ursache steht. Bei etwa 7 – 10% der Patienten kommt es zur Chronifizierung, es entwickelt sich ein eigenständiges Krankheitsbild, wel-

ches von Vermeidungsängsten, psychischen Belastungen, depressiver Symptomatik und fehlenden Verarbeitungs- und Anpassungsmechanismen geprägt ist (Quebec Task Force 1987; Waddell 1992; Mayer K.C. 2001; Winter 2002).

Die Mehrheit unspezifischer insbesondere chronischer LBP-Rückenbeschwerden kann jedoch „nicht als lokale Störung eines oder mehrerer Bewegungssegmente betrachtet“ werden, sondern als „ein komplexes Schmerz- und Beschwerdesyndrom, bei welchem neben der Aktivierung des nozizeptiven Systems auch eine veränderte Proprio- und Introzeption eine Rolle spielen“ (Raspe 1993).

1.4. Diagnostik chronischer Rückenschmerzen

Die Ätiologie gestaltet sich bei chronischen Schmerzen des unteren Rückenbereichs, wie bereits aufgezeigt, problematisch. Dies korrespondiert unter anderem damit, dass eine Ursachenzuordnung aus der Anamnese oft nicht möglich ist. Auch eine verbindende Pathologie der Hauptursachen kann oft nicht zugeordnet werden oder diagnostische Studien enthüllen Abnormalitäten, die auch bei Probanden ohne Symptomatik ausgeprägt sind. (vgl. Alschuler 2009). Schließlich kann aufgrund dieser Problematik oft der Erfolg von therapeutischen Maßnahmen und Behandlungsmethoden nicht hinreichend geprüft werden, wie z.B. die Überblicksstudie von Bronfort u.a. 2004 und die dort aufgelisteten Einzelstudien zeigen.

1.4.1. Subjektive Diagnosemethoden

Aktuelle Messungen von Rückenschmerzen basieren in der Regel auf Gesamtwerten, um die Schmerzintensität (z.B. VAS-Skala) zu beurteilen und Therapieerfolg zu bestimmen, oder sie verwenden subjektive Marker wie etwa die Lebensqualität (Dworkin u.a. 2005). Den z.T. stark kritisierten Quellen zur Schmerzbeschreibung und Schmerzwahrnehmung (Longo u.a. 2010), stehen nur eine beschränkte Anzahl Untersuchungen hinsichtlich objektiver Funktionsmessungen gegenüber (Neumann u.a. 1999, Harris-Hayes und Van Dillen 2009). Die Bewertung der Gesamtschmerzintensität berücksichtigt allerdings nicht die funktionellen Parameter. Ebenso basieren die vorliegenden Auswertungen in der Regel auf Beschreibungen von sensorischen Schmerzeigenschaften, Unan-

nehmlichkeiten oder anderen psychologisch bedingten Aussagen, die keinerlei Einblick in die Rückenfunktion außerhalb subjektiver Patientenzufriedenheitsberichte oder Urteile des klinischen Personals geben. Da die Zufriedenheit des Patienten einen wichtigen subjektiven Maßstab darstellt, können Patientenberichte von einer Reihe anderer Faktoren beeinflusst bzw. verzerrt sein (Longo u.a. 2010). Andererseits wirkt die Subjektivität der Patientenaussagen negativ auf die Einstellungen und das Verhalten des medizinischen Personals, da diese oft in Zweifel gezogen werden (Bishop u.a. 2006). Angesichts dessen, was aus Befragungen oder klinischen Studien hervorgeht, basiert die Messung der Funktionalität auf „Post-hoc-Analysen“ und indirekten Fragebögen über Zufriedenheit und Lebensqualitätsparametern. Mit deren Hilfe werden subjektive Aussagen von Patienten erfasst, die aber objektiv nicht messbar sind, was nicht nur wegen Glaubhaftigkeitsfragen (Chhikara u.a. 2008) zu Auswertungsproblemen führen kann.

1.4.2. Technische Diagnoseverfahren

Auf der Suche nach objektivierten Erkennungsverfahren für LBP haben sich abbildende Techniken, wie insbesondere traditionelles Röntgen und CT/MRT, als kaum wirksam, wenn nicht sogar als schädlich erwiesen. So warnte bereits 1994 die U.S. Agency for Healthcare Policy and Research vor den in den ersten Monaten auftretenden Schmerzen beim Lumbalröntgen, da es unter anderem einerseits eine hohe Wahrscheinlichkeit für die Verbesserung akuter Schmerzen ohne Chronifizierung gebe, andererseits kaum eine Korrelation zwischen optischen Auffälligkeiten und klinischen Symptomen nachweisbar ist, dass Abbildungsdiagnostik eine hilfreiche Anleitung für Therapieentscheidungen hervorbringen könne (Bigos u.a. 2008; Deyo u.a. 1988; Deyo u.a. 1986; Jarvik u.a. 2002; Pengel u.a. 2003; Rockey u.a. 1978; Chou u.a. 2009). Zur Strahlungsbelastung beim Röntgen käme das Risiko dazu, aufgrund anatomischer Diagnosefaktoren zu bestimmen, ohne dass diese tatsächlich die Ursache der gezeigten Symptome seien. Aktuelle Studien wie Chou u.a. 2009 bestätigen im Wesentlichen diese Bedenken und raten davon ab, jedenfalls Patienten ohne andere Symptome für ernste zugrunde liegende Konditionen routinemäßigem Lumbalimaging zu unterziehen. Auch für chronische Patienten läge nahe, dass MRT und CT regelmäßig wegen unklaren oder geringen Nutzens jedenfalls nicht zur Rou-

12

tinediagnostik geeignet seien (Gilbert u.a. 2004). Außerdem sei hier weitere Forschung dringend notwendig, „to identify best possible imaging strategies in patients with chronic low-back pain, symptoms of radiculopathy or spinal stenosis, patients assessed in referral settings, and other specific subgroups.“ (Chou u.a. 2009)

Alternativ bietet sich eine technisch unterstützte Diagnostik objektiverer und quantifizierbarer Messfunktionen mittels physikalischer Sensortechnik an. Dabei scheinen physikalische Auswirkung im Ruhezustand bzw. Beuge- und Extensionsverhalten der Bewegungssegmente in der Bewegung ein tauglicher Messfaktor für einen Indikator für (chronische) Rückenschmerzen zu sein (Alschuler u.a. 2009, Donaldson u.a. 2003). Hierbei werden sowohl statische wie dynamische Messmethoden eingesetzt. Zur objektiveren Messdiagnostik wurden bereits eine Reihe von Techniken entwickelt (Marras und Wongsam 1986; Marras u.a. 1999; Van Daele u.a. 2007). Allerdings sind diese Mess- und Bewertungswerkzeuge derzeit in ihrem Aufbau noch kompliziert (Van Daele u.a. 2007) ii) oder unter alltäglichen Bedingungen ungünstig (Marras u.a. 1999).

Als ein bislang erfolgversprechender Ansatz hat sich die elektromyographische Oberflächenmessung (surface electromyography, SEMG) erwiesen, bei dem elektronische Sensoren die Muskelaktivitäten und Bewegungskordinierung und ihre Beeinflussung durch Steifheit des unteren Rückenbereichs erfassen (Chhikara u.a. 2008). Dabei ließen sich bei „abnormalen“ SEMG-Ergebnissen eine gute Assoziationen mit spinaler Pathologie, muskuloskelettalen Dysfunktion und psychosozialen Schmerzaspekten zeigen (Alschuler u.a. 2009, Geisser u.a. 2005). Allerdings bedarf dieser Ansatz erheblicher weiterer Forschungen im Hinblick auf die optimale Positionierung der Sensoren, die Bewertung der Körperbewegungen sowie die technische Ausgestaltung der Sensorhardware und Auswertungssoftware. Ebenfalls erweist sich die Vergleichbarkeit der unterschiedlichen Messverfahren in den verschiedenen Studien als sehr problematisch. Von dem gewünschten leicht handhabbaren, mobilen und leicht einsetzbaren Gerät, um Patienten und Probanden nicht nur kostengünstig und zuverlässig im klinischen Bereich sondern über längere Zeit im heimischen Umfeld beobachten zu können, ist man hier noch deutlich entfernt.

2. Zielsetzung

Eine klinisch nützliche Erhebung von Rückenschmerzen durch unmittelbare Messung von Bewegungsbeeinträchtigungen kann potenzielle Ziele für verschiedene therapeutische Interventionen offenbaren. Darüber hinaus wäre eine solche Erfassung eine Maßnahme, die die Beurteilung von Behandlungserfolgen oder -misserfolgen erleichtern würde. Frühe Anzeichen von Einflüssen, die die Erholung von Verletzungen erschweren können und dadurch Kennzeichen für ein erhöhtes Risiko der Chronifizierung von Schmerzen und Behinderungen liefern, könnten gewonnen werden. Schließlich könnten die Probleme der hohen Subjektivität der Rückenschmerzdiagnostik erheblich verringert werden.

Die Zufriedenheit des Patienten ist zwar ein wichtiger subjektiver Maßstab, das Erreichen von mehr objektiv messbaren und quantifizierbaren Messfunktionalitäten sollte jedoch ein Ziel sein. Diese könnte durch die Entwicklung einer bestimmten Messmethodik erreicht werden, die die wirkliche Verbesserung der Funktion zum Beispiel in Bezug auf eine vorgegebene Reihe von Übungen misst. Ein zentrales Ziel einer derartigen Diagnostik sollte daher die Festlegung von mehr objektivierbaren und quantifizierbaren Messfunktionen sein. Geschwindigkeit und Mobilität sollten mit guter räumlicher und zeitlicher Auflösung gemessen werden.

In Anbetracht der Tatsache, dass eine starke Assoziation zwischen der Flexion-Entspannungs-Reaktion und der Bewegungseinschränkung und/oder kompensatorischer Haltung der Lendenwirbelsäulenpatienten existiert, (Ahern u.a. 1988) würden die Probleme der Vergangenheit, durch ein neues, bevorzugt einfach zu bedienendes und komfortables objektives Beurteilungssystem, das Schnelligkeit und Beweglichkeit des betroffenen Rückenbereichs in Echtzeit messen und dokumentieren kann, überwunden (Marras und Wongsam 1986). Dabei scheint die äußere Messung von Bewegungsabläufen als leicht handhabbare Alternative zu komplizierteren SEMG-Verfahren prüfenswert.

Vor diesem Hintergrund wurde mit der vorliegenden Pilotstudie ein neues diagnostisches System, ein Spine-Sensor der Firma OsteoDynamix GmbH, der eine

in-vivo-Echtzeitbewertung von gesunden Probanden und LBP-Patienten ermöglicht, im Hinblick auf diese Ziele auf seine diagnostische Tauglichkeit getestet.

Dazu wurden die Verhaltensweisen von Rückenschmerzpatienten (n = 10) und gesunden Probanden (n = 21) auf standardisierten Bewegungsaufgaben (Bewegungschoreographien) und Aufnahmen über einen längeren Zeitraum im Alltagsleben (bis zu vier Messungen, über vier Wochen erfasst) in Echtzeit aufgezeichnet und ausgewertet. Auch wurde die Test-Retest-Beständigkeit der Bewegungsparameter ausgewertet und die Ergebnisse anhand von zwei Einzelfällen diskutiert. Die Messungen wurden an mehreren Tagen wiederholt.

Das System konnte kontinuierlich Bewegung in der Lendenwirbelsäule aufzeichnen und speicherte die erzeugten Daten mit einer hohen Abtastrate (43 Hz), was es möglich machte, ein breites Spektrum von Grundbewegungen zu bewerten. Die Messung der Funktion der Wirbelsäule wurde aus der beaufsichtigten Bewegungschoreographie unter Berücksichtigung mehrerer post-Analyseschritten ermittelt. Die so gewonnenen Pilotstudienresultate haben methodische und inhaltliche Folgen für die Untersuchung von Rückenschmerzen. Es konnte eine hohe Test-Retest-Beständigkeit in Bezug auf technische und prozessspezifische Eigenschaften der Geräte und die Zuverlässigkeit unserer Messungen nach Bewegungsumfang = Range of Motion = RoM und Geschwindigkeit demonstriert werden. Unter der für die Bewegungschoreographie verwendeten linearen Diskriminanzanalyse (LDA), konnten die Rückenschmerzpatienten (=LBP) von den gesunden Probanden mit hohen Werten (Sensitivität: 100%, Spezifität 99%) klar unterschieden werden. Die Kreuzvalidierungsmethode "Leave-one-out" ("Lass-eine-aus") ergab Werte von 88% (Sensitivität) und 98% (Spezifität). Die Analysen zeigten, dass die Bewegungsgeschwindigkeit in stehender Position, denen des Bewegungsumfangs (=RoM) in Sitzposition überlegen waren.

Darüber hinaus haben wir die Dynamik der Bewegung in Aufzeichnungen aus dem Alltagsleben betrachtet und die initialen Datenergebnisse diskutiert. Die Verwendung des OsteoDynamixSpine-Sensor-System unterstützt voraussichtlich die Diagnose und stellt damit eine unmittelbare Hilfe für Patienten und Klinikpersonal dar.

3. Methode

3.1. Teilnehmer

3.1.1. Gesunde Probanden

An der von der lokalen Ethikkommission der Klinik für Neurologie, Technische Universität München, Deutschland genehmigten Studie nahmen insgesamt 21 gesunde männliche Probanden teil. Die Probe wurde homogen gehalten, da das Geschlecht bei der Durchführung von Bewegungsübungen auf die kinematischen Komponenten und Muskelkontraktionen Einfluss hat (Marras u.a. 2002; 2003). Die gesunden Probanden hatten weder in ihrer Vorgeschichte noch gegenwärtig psychiatrische und/oder neurologische Erkrankungen. Auch bestanden bei ihnen weder in der Vergangenheit irgendwelche Probleme in Bezug auf Bewegung noch wurden operative Eingriffe vorgenommen. Die vorausgesetzten Einschlusskriterien für diese Gruppe waren insgesamt ein Body-Mass-Index (BMI) zwischen 18 und 30, ein Alter von 30 bis 40 Jahren, weder frühere oder gegenwärtige neurologischen oder psychiatrischen Symptome, noch irgendwelche chronische Schmerzen in Vergangenheit oder Gegenwart. Die gesunden Probanden wurden randomisiert in drei verschiedene Gruppen eingeteilt.

3.1.2. Rückenschmerzpatienten

Als Vergleichsgruppe hierzu wurden zehn männliche chronische Schmerzpatienten für diese Studie rekrutiert (siehe Tabelle 1):

Tabelle 1 Patientendiagnose, Schmerzintensität und -dauer								
Patient	ICD-10 Diagnose	Alter	Größe (cm)	Gewicht (kg)	BMI*	Schmerzintensität Tag 1 (VAS)	Schmerzintensität Tag 14 (VAS)	Schmerzdauer (Wochen)
<i>LBP patients with a therapeutic intervention</i>								
1	M 51.1	34	177	77	24.6	7 ⁺	1 ¹	40
2	F 43.2	57	169	67	25.5	7	5 ²	136
3	M 51.1, M 51.2, M 54.5, F 45.4	34	180	80	24.7	6	7 ³	359
4	M 54.5	35	184	93	27.5	2	4 ²	432
5		38	175	100	32.7	6	6 ²	
6	M 54.4, M 53.1, M 47.22, M 47.26	43	169	49	17.2	2	2 ³	96
7	M54.4 M 54.16	49	177	96	30.6	5	3 ²	244
8	M 51.1, M 51.2	45	173	75	25.1	5 ⁺	1 ¹	62
9		40	189	85	23.8	5 ⁺	1 ¹	80
10	F 45.41 Z 92.4 Z 96.7 M 96.1	35	170	85	29.4	7	7 ³	480
Durchschnitt		41.46±7.5	176.30±6.6	80.7±15.0	26.1±4.3	5.2±1.9	3.7±2.5	250.14±180
<i>LBP Patienten ohne therapeutische Intervention</i>								
1	M 54.5	41	170	85	29.4	1		
2	M 54.16	23	183	83	24,8	3		
3	M 54.16	44	179	88	27,5	6		
4	M 54.16	46	187	102	29,2	7		
5	M 54.2	50	173	83	27,7	7		
6	M 54.5	58	178	70	22,1	0		
7	M 54.4	53	168	94	33,3	8		
8	M 54.4	37	186	91	26,3	7		
9	M 54.4	48	180	102	31,5	2		
10		41	188	98	27,7	0		
11	M 54.4	47	190	100	27,7	5		
12	M 54.4	47	173	85	28,4	6		
13	M 45.6	42	186	105	30,4	6		
14	M 54.16	45	174	75	24,8	5		
15	M 50.1	41	176	86	27,8	1		
16	M 54.4	52	172	83	28,1	7		
17	M 54.4	41	170	75	26	3		
18	M 16.0	49	191	101	27,7	2		
19		28	183	92	27,5	5		
20	M 54.5	38	182	83	25,1	5		
21	M 56.5	48	186	104	30,1	3		
22	M 54.16	41	180	89	27,5	3		
23	M 54.4	30	182	78	23,5	1		
24	M 54.4	35	174	72	23,8	0		
25	M 54.4	46	174	80	26,4	0		
26	M 50.1	50	182	92	27,8	1		
27	S 96.9	18	180	70	21,6	2		
28	M 54.16	47	174	81	26,8	3		
29	M 54.16	26	194	74	19,7	3		
Durchschnitt		41.79±9.4	179.83±6.0	86.93±10.6	26.9±2.9	3.5±2.5		
¹ BMI (Body Mass Index) = Gewicht (kg)/Größe (m) ² [*] Bandscheibenvorfall ¹ nach neurochirurgischer Behandlung ² nach vier Wochen multimodaler Behandlung (Medikamentation, Psychotherapie, Physiotherapie und Sport) ³ ohne jede zusätzliche Behandlung Werte sind gemittelt ±Standardabweichung								

Die Auswahl dieser ebenfalls ausschließlich männlichen LBP-Patienten basierte auf klinischen Kriterien. Einschlusskriterien waren hier:

- seit mindestens sechs Monaten vorhandene lumbale Rückenschmerzen;
- mindestens zwei Episoden akuter Schmerzen im unteren Rückenbereich;
- mindestens einmalige Konsultierung eines Arztes wegen der Rückenschmerzen;
- jedoch keine neurologischen Symptome sowie
- eine visuelle Schmerzanalogschmerzpunktzahl zwischen 3 - 8.

Ausschlusskriterien waren Adipositas (d.h. BMI > 35), schwere psychiatrische Erkrankungen (z.B. Schizophrenie, Demenz, Drogenmissbrauch; DSM IV / ICD-10-Kriterien), schwere neurologische Erkrankungen (z.B. schwere Polyneuropathien, motorische Störungen wie Parkinson-Syndrom oder Epilepsie), schwere internistischen Erkrankungen (z.B. Bluthochdruck oder schwere Herz-Erkrankungen), jede Art von malignen Erkrankungen, auch in der Anamnese, sowie akute Infektionskrankheiten.

Die Diagnose der chronischen Rückenschmerzen erfolgte aufgrund folgender spezifischer Diagnosen: Radikulopathie, Spinalstenose, unspezifische Rückenschmerzen, Osteoporose, Facettengelenksarthropathie. Diese Diagnosen wurden nach ICD-10 und den Empfehlungen der Fachgesellschaften festgestellt.

3.2. Bewegungschoreographie und Protokoll

Die gesunden männlichen Probanden unterzogen sich innerhalb von bis zu vier Tagen je fünf überwachten Bewegungschoreografien, davon jeweils drei am Vormittag sowie eine mittags und abends. (Siehe Abb. 1 sowie Tabelle 1 oben).

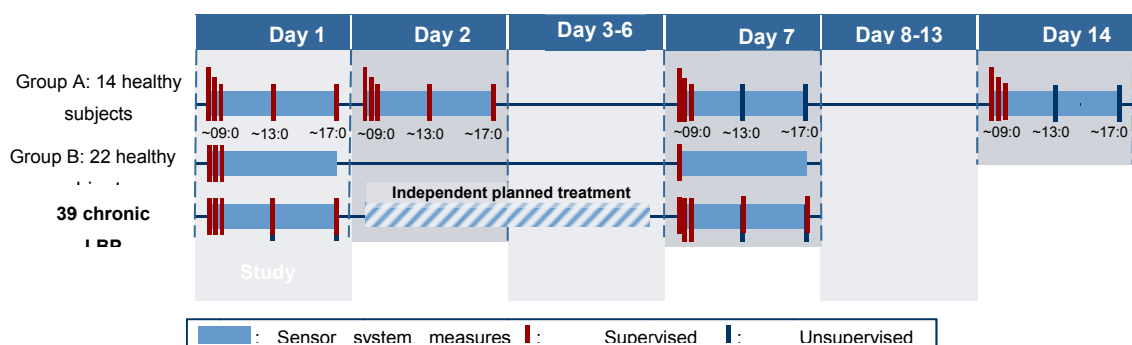








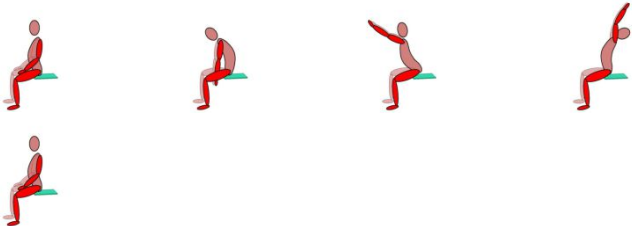




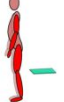


Abb. 1: Zeitplanung der Untersuchung

Für die qualitative und quantitative Analyse von Bewegungen, und insbesondere für Bewegungsgeschwindigkeit, wurde eine spezielle Bewegungschoreographie entwickelt, die für alle Studienteilnehmer angewandt wurde (siehe Abb. 2). Die Anweisungen für die Bewegungschoreographie wurden standardisiert. Dazu wurde eine eingespielte weibliche Tonstimme zur Bedienoberfläche der computergesteuerten Choreographie hinzugefügt. Die Choreographien wurden den Teilnehmern auf einer 3 x 2 Meter großen Videoprojektion durch grafische Bewegungen, unterstützt durch Anweisungen mittels Stimmaufzeichnung vorgegeben. Die LBP-Rückenschmerzpatienten führten beaufsichtigte Choreographien in allen Einstellungen durch. Wenn der gesunde Proband bzw. Patient einen Fehler machte, wurde der Durchgang wiederholt. Zusätzlich wurde der gesamte Prozess der Bewegungschoreografie als Video aufgezeichnet.

Vorbereitung		Anweisungen
1		Bitte stellen sie sich aufrecht in die Ausgangsposition.
2		Setzen Sie sich vorne an die Stuhlkante – die Knie zeigen nach rechts außen.
3		Stehen Sie wieder auf.
Bewegungschoreographie (im Sitzen)		
4		Setzen Sie sich vorne an die Stuhlkante – die Knie zeigen nach rechts außen Stellen Sie Ihre Füße auf die Winkelmarkierung.
5		Flexion: Beugen Sie sich nach vorne, lassen Sie Ihre Hände entlang Ihrer Beine bis zum Boden gleiten und wieder zurück.

6		Ziehen Sie einen <i>linken</i> Socken an.
7		Ziehen Sie einen <i>rechten</i> Socken an.
8		Korrigieren Sie die Bein- stellung und nehmen Sie Ihre ursprüngliche Sitzpo- sition ein.
9		Überstreckung Falten Sie Ihre Hände, strecken Sie Ihre Arme aus und ma- chen Sie mit ausgedehnten Armen ein Hohlkreuz, nehmen Sie die Aus- gangsposition ein.
10		Führen Sie die rechte Hand an die linke Schulter und drehen Sie sich nach links, nehmen Sie die Ausgangsposition ein (<i>Rotation links</i>).
11		Führen Sie die linke Hand an die rechte Schulter und drehen Sie sich nach rechts, nehmen Sie die Ausgangsposition ein (<i>Rotation rechts</i>).
12		Pile-Test links: Heben Sie ein virtuelles Objekt am linken Fuß auf und führen es nach rechts oben, nehmen Sie die Aus- gangsposition ein.
13		Pile-Test rechts: Heben Sie ein virtuelles Objekt am rechten Fuß auf und führen es nach links oben, nehmen Sie die Aus- gangsposition ein.
14		Erheben Sie sich und bleiben Sie stehen.



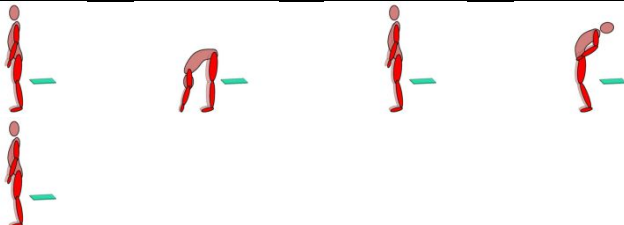





Bewegungschoreographie (im Stehen)		
15		Strecken Sie Ihre Beine aus und beugen Sie sich nach vorne, nehmen Sie die Ausgangsposition ein.
16		Legen Sie Ihre Hände an die Hüften und machen Sie ein Hohlkreuz, nehmen Sie die Ausgangsposition ein.
17		Machen Sie beide Bewegungen nacheinander (<i>Flexion-Extension</i>), Nehmen Sie die Ausgangsposition ein.
18		Legen Sie Ihre Hände an die Hüften und machen Sie eine Drehung nach links, nehmen Sie die Ausgangsposition ein.
19		Legen Sie Ihre Hände an die Hüften und machen Sie eine Drehung nach rechts, nehmen Sie die Ausgangsposition ein.
20		<i>Pile-Test links</i> : Strecken Sie die Beine durch. Heben Sie ein virtuelles Objekt am linken Fuß auf und führen es nach rechts oben, nehmen Sie die Ausgangsposition ein.
21		<i>Pile-Test rechts</i> : Strecken Sie die Beine durch. Heben Sie ein virtuelles Objekt am rechten Fuß auf und führen es nach links oben, nehmen Sie die Ausgangsposition ein.
22		Bleiben Sie für einen kurzen Moment stehen. Vielen Dank!

Abb. 2.: Muster des gezeigten Videos zur Bewegungschoreografie

3.3. Das SpineSensor-Messsystem

3.3.1. Funktionalität und physikalisches Messprinzip

Die Kernkomponente der Messapparatur, der OsteoDynamix SpineSensor (vgl. Abb. 3), bilden speziell behandelte polymere optische Fasern (*fibres*). Durch sie werden Lichtwellen von einem Sendermodul (*sender module*) zu einem Empfängermodul (*receiver module*) geleitet und dort gemessen. Solche optischen Fasern können benutzt werden, um jeweils den Biegeradius oder Biegewinkel von dem Oberflächenbereich zu messen, der mit dem behandelten Teil der Faser verbunden ist. Dazu wird die Intensität des gleichbleibend vom Sender ausgestrahlten Lichts, das durch jede einzelne Faser übermittelt wird, im Empfängermodul gemessen und diese Messwerte über einen Kabelanschluss an den Datenlogger weitergeleitet:

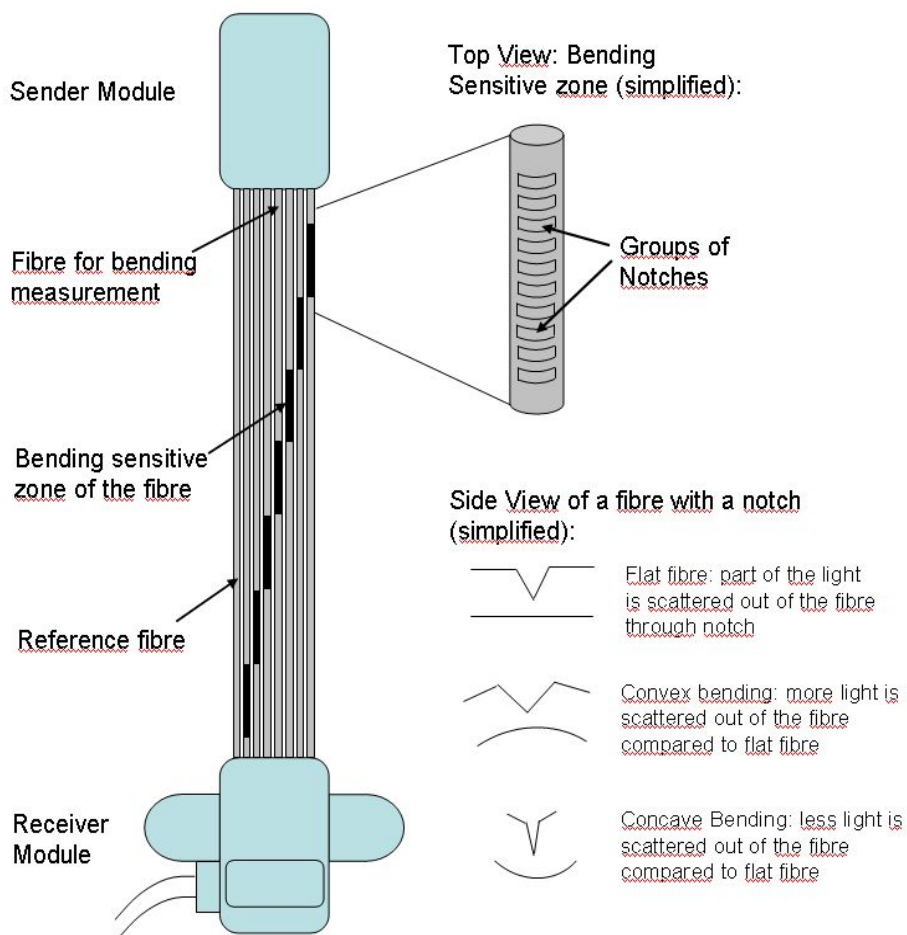


Abb. 3: Messprinzip des OsteoDynamix Spine Sensors

Die Transmissionsleistung einer Faser, d.h. der Anteil des nicht durch Streuung verlorenen Lichts, hängt überwiegend von ihrer Krümmung in der biegungs-sensiblen Zone ab. Im vorliegenden Sensor wird die vertikale räumliche Auflösung innerhalb eines Biegungssensorstreifens durch sieben durchgängige parallele Fasern mit benachbarten biegungs-sensiblen Zonen (*Bending sensitive zone*) erzeugt, die jeweils eine Länge von 4 cm abdecken.

Eine biegungs-sensible Zone besteht aus mehreren Einkerbungsgruppen (*groups of notches*), die mittels Laserbehandlung an der Oberfläche der optischen Faser (Abb. 3, oben rechts) eingearbeitet wurden. Ein Teil des in die Faser eingespeisten Lichtes wird über diese Kerböffnung zerstreut. Die Höhe der Streuung und damit die Restmenge an Licht, die das Empfängermodul erreicht, sind von der Kerbengeometrie und ihrer Blendenwirkung abhängig. Diese stellen ihrerseits eine Funktion der Krümmung der Faser maßgeblich in ihrer jeweils biegungs-sensiblen Zone (Abb. 3, unten rechts) dar.

Vereinfacht lässt sich sagen, dass mit zunehmendem Kerbwinkel mehr Licht aus dem Lichtleiter weggestreut wird und daher nicht am Empfängersensor registriert werden kann. Wird die Biegungssensorleiste am Rücken eines Probanden angebracht, so bildet eine konvexe bzw. konkave Krümmung innerhalb einer biegungs-sensiblen Zone im Vergleich zur flachen Faser eine Kyphose bzw. Lordose ab. Dies führt zu einer niedrigeren bzw. höheren Lichtdurchlässigkeit (Abb. 2, unten rechts).

3.3.2. Komponenten und Anwendung

Das SpineSensor-System (vgl. Abb. 4) besteht aus einem Paar Biege-sensorstreifen (*bending sensors*), einem Paar Einwegfixierungsbänder (*fixation tape*), Länge: ungefähr 50 cm, Breite: 5 cm) zur Befestigung der Sensoren an den Körpern und einem batteriebetriebenen Datenlogger (*data logger*) für die Aufzeichnung der Sensordaten.

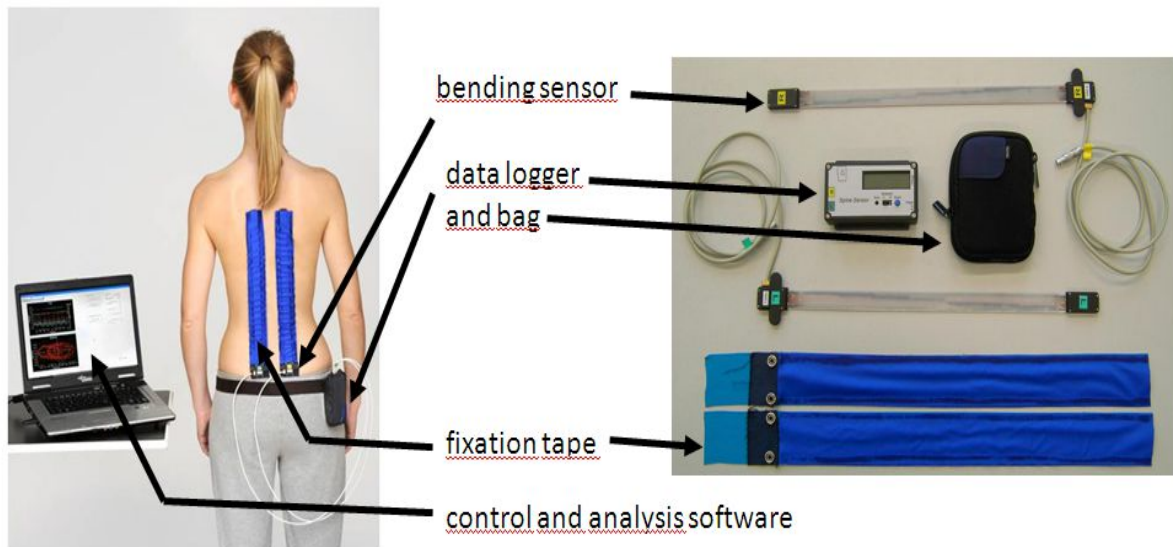


Abb. 4: Komponenten des OsteoDynamix SpineSensor-Systems

Hinzu kommt eine PC-basierte Software (*control and analysis software*) zur Kontrolle des Arbeitsablaufs, zur Online-Daten-Visualisierung und zur Datenarchivierung. PC und Datenlogger kommunizieren über eine drahtlose „wireless Bluetooth“-Verbindung. Die Abtastfrequenz liegt etwa bei 43 Hz. Eine zusätzliche Tragetasche (*bag*) kann verwendet werden, um den Datenlogger während Langzeitmessungen im Alltagsleben an einem Gürtel zu befestigen.

Die Fixierungsklebebänder bestehen aus dehnbaren Materialien. Zur Applikation wird jedes der beiden Fixierungsklebebänder mit dem darauf vorhandenen Befestigungspflaster so angebracht, dass die Referenzlinie in Höhe der Spina Iliaca Posterior Superior liegt (siehe Abb. 5). Dann werden die Bänder weiter paravertebral auf die Rückenhaut des Patienten geklebt. Der Abstand der Pflasterinnenkante zur Wirbelsäule soll dabei jeweils 5 cm betragen, so dass beide Bänder symmetrisch zur Wirbelsäule paravertebral befestigt sind. Die Fixierungsklebebänder verfügen über schlauchförmige Laschen, in die die Sensorstreifen eingeführt werden. Clips auf dem unteren Teil der Fixierungsklebebänder dienen zum Zuklappen am unteren Ende der Lasche. Durch diese Konstruktion liegen die Sensorstreifen möglichst nahe und an der unteren Seite in Höhe der Spina Iliaca Posterior Superior fixiert an der Körperoberfläche an. (siehe Abb. 5).

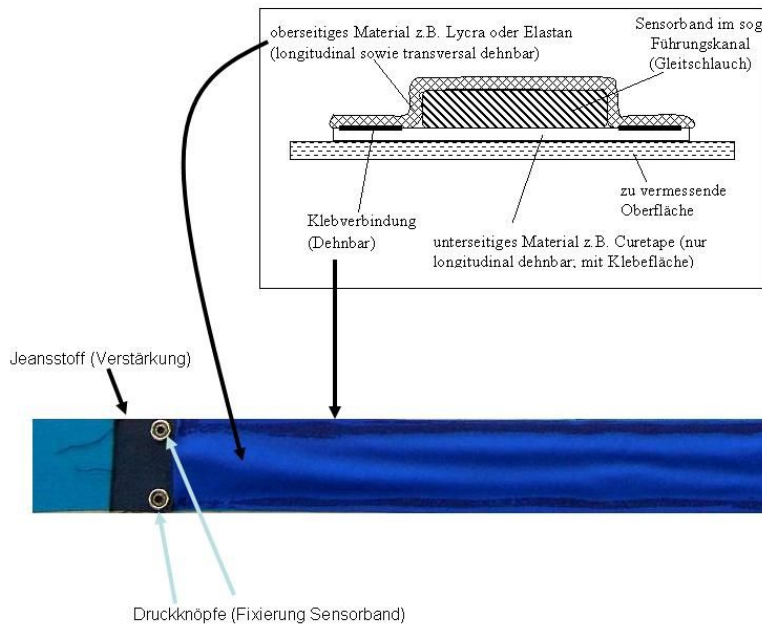


Abb. 5: Befestigungspflaster zum Anlegen der Sensorbänder

Danach werden die Sensorenstreifen und der Datenlogger über ein Kabel verbunden. Der Datenlogger wird eingeschaltet und die Messung mit der PC-Software gestartet. Alle Bewegungen des unteren Rückens werden nun kontinuierlich aufgezeichnet und via Bluetooth-Verbindung für die Online-Visualisierung der Daten auf den PC übertragen und für Langzeitmessungen auf einem lokalen dauerhaften bzw. nichtflüchtigen Speicher (SD-Karte) abgelegt.

3.3.3. Kalibrierungsprozess

Die Umrechnung der durch die über den Empfängersensor gemessenen Spannungen auf die Biegewinkel wird durch Anwendung einer im Voraus berechneten Splinefunktion erreicht. Die Parameter dieser Funktion werden mit einem Kalibrierungsprozess bestimmt, der für jedes Sensorband einmal vor der ersten Messung durchgeführt werden muss.

Zu diesem Zweck wurde eine Reihe von Referenzradien mit definierten Kurven, d.h. Biegewinkeln, benutzt. Die Spannungswerte von einem Sensorband sind für die verschiedenen Referenzradien aufgezeichnet, wodurch sich ein für das Gerät spezifischer Zusammenhang mit den Beugewinkeln ergibt. Die Koeffizienten der Splinefunktion werden aus diesen Daten abgeleitet.

3.4. Datenanalyse

3.4.1. Reproduzierbarkeit

Die Reproduzierbarkeit der Messungen einschließlich der Datenauswertungsschritte wird durch eine Reihe von Faktoren bestimmt. Einerseits sind die individuellen technischen Eigenschaften der verwendeten Geräte zu berücksichtigen. Andererseits sind Abweichungen aufgrund von (leicht) abweichender Platzierung zu verschiedenen Messungen durch möglicherweise unterschiedliches Messpersonal ins Kalkül einzubeziehen. Dabei beschränkt sich die Analyse im Wesentlichen auf die technische Reproduzierbarkeit der Winkelmessungen in Bezug auf die Referenzradien. Zu diesem Zweck wurden die Kalibrierungen für die Bestimmung der Splineparameter mehrmals wiederholt, für 16 Geräte kamen 94 Kalibrierungsdatensätze zur Anwendung. Für jedes Sensorband wurde ein Kalibrierungsdatensatz verwendet, um die Splineparameter zu berechnen. Diese Parameter wurden dann mit den restlichen Datensätzen angewandt und die Abweichung von dem tatsächlichen Anwendungswinkel bestimmt. Dieser Vorgang wurde solange wiederholt, bis jeder Kalibrierungsdatensatz verwendet worden war.

3.4.2. Klassifizierung durch Bewegungsumfang und -geschwindigkeit

Ein Ziel dieser Studie ist es zu ermitteln, ob der SpineSensor medizinisch relevante Daten misst. Mit Bewegungsumfang und –geschwindigkeit stehen (nach Anwendung der Spline- und Kalibrierungsfunktion) technisch messbare Primärvariablen zur Verfügung, die wesentliche Bewegungsfunktionalitäten des unteren Rückens quantitativ-qualitativ erfassen können (a). Als eine zentrale Frage ist zu klären, ob es möglich ist, kranke von gesunden Probanden basierend auf der quantitativen Erhebung dieser beiden Variablen zu trennen und auf dieser Basis mit hoher Spezifität und Sensitivität jeweils einer der beiden Gruppe zuzuordnen. Hierzu werden in einem zweiten Schritt mathematische Methoden in Form der linearen Diskriminanzanalyse eingesetzt (b).

a) Messung von Bewegungsumfang und -geschwindigkeit

Der Bewegungsumfang ist definiert als die Fähigkeit der verschiedenen Regionen des unteren Rückens, sich zu beugen, zu strecken und zu drehen, während die Bewegungsgeschwindigkeit beschreibt, wie schnell diese Grundbewegungen ausgeführt werden.

Zur Beurteilung der Bewegungsumfänge werden die aufgezeichneten Winkel in jedem Messungsgebiet bestimmt. Eine Flexion muss anders als eine Rotation behandelt werden, deshalb sind alle Grundbewegungen separat zu charakterisieren. Die Bedeutung der einzelnen Messungsgebiete kann für jede Grundbewegung unterschiedlich sein. Daher ist der Einfluss des jeweiligen Gebietes durch entsprechende Gewichtung zu kontrollieren. Die gewichtete Summe der einzelnen Gebiete dient schließlich als Maß für den Bewegungsumfang.

Die Geschwindigkeit wird in paralleler Weise bestimmt. Statt den Winkeln werden die Winkelgeschwindigkeiten im Geschwindigkeitsspektrum untersucht. Sie werden computergestützt mit Hilfe des numerischen Differenzierungsverfahrens der Lagrangeschen 3-Punkte-Interpolation berechnet (Hildebrandt 1987).

Zur Normierung der Ergebnisse werden die Resultate durch den Durchschnittswert der gesunden Probanden geteilt, so dass die Werte von allen gesunden Personen jeweils ungefähr 1 ergeben sollte. Die so definierten Werte werden dann auf ihre Fähigkeit zur Unterscheidung der Patienten von gesunden Probanden untersucht. Sensitivität, Spezifität und die Fläche unter der so genannten ROC-Kurve (receiver operating characteristic; Fawcett 2006) werden im Folgenden verwendet, um diese Eigenschaften zu messen.

b) Lineare Diskriminanzanalyse

Um mit Hilfe der festgestellten Eigenschaften der a priori eingeordneten Patienten und gesunden Probanden eine zukünftige Einordnung neuer Probanden zu ermöglichen, wird das Klassifizierungsverfahren der linearen Diskriminanzanalyse (LDA) angewandt. Dazu werden in einem weiteren Analyseschritt die normalisierten Bewegungsumfangs- und geschwindigkeitswerte von sämtlichen grund-

legenden Bewegungsabläufen der Probanden jeweils mittels LDA zusammengefasst. Die beiden Hauptgruppen – Patienten und gesunde Probanden - bildeten jeweils deutlich definierte Cluster, die durch mathematische Klassifikatoren unterschieden werden können.

Um die Klassifikation noch präziser zu bestimmen, wurde in einem anschließenden Schritt zusätzlich das sogenannte Leave-One-Out-Verfahren (Duda 2001) angewandt. Bei dieser Vorgehensweise sind die Systemparameter für alle Messungen jeweils bis auf eine Ausnahme festgelegt; mit diesem ausgenommenen Element ist das System getestet. Dieser Vorgang wird solange wiederholt, bis jede Messung einmal zu Testzwecken verwendet wurde. Dann werden die durchschnittlichen Qualitätsmaße berechnet. Da bei einer Versuchsperson jeweils mehrere Choreographien getestet wurden, könnte das verwendete Verfahren durch das "Wissen", das bei der Versuchsperson durch die anderen Messungen erlangt wurde, beeinflusst sein. Deshalb wurde der allgemeine Leave-One-Out-Ansatz bezüglich einzelner Messungen auf ein „leave-one-patient-out“-Verfahren angepasst. Das Ziel ist nun, die Ergebnisse einer beliebigen Choreographie mit Hilfe der linearen Klassifikation der gesunden oder der kranken Gruppe zuzuweisen, wenn alle Messungen des entsprechenden Probanden im Übungsprozess außer Betracht gelassen werden.

3.4.3. Rohmesswertaufzeichnungen

Das Ergebnis einer Messung mit dem SpineSensorsystem stellt für alle der 14 biegunssensiblen Zonen die Biegewinkel als eine Funktion der Zeit dar. (7 links, 7 rechts). Beispielwerte eines gesunden Probanden, der eine Flexionsbewegung durchführt, sind in Abb. 6 a) gezeigt. Die Linien stellen einzelne biegunssensible Zonen dar (jeweils eine rote und grüne Linien für die Zonen des linken und rechten Sensorstreifen). Die Nummerierung, beginnend mit der niedrigsten (1) bezeichnet die vertikale Position der Zonen. Negative und positive Biegewinkel entsprechen jeweils der Lordose und Kyphose. Im Laufe der Bewegung sieht man, dass beim lumbalen Anteil (Zone 1-3) der Versuchsperson in aufrechter Position eine Lordosekrümmung besteht, die während des Erreichens der Flexion eine Kyphosekrümmung entwickelt, die beim Enden in die Ausgangsposition wieder in eine Lordosekrümmung übergeht. Zonen 4-7 zeigen einen wesentlich

geringeren Beitrag zur Flexionsbewegung. Der Bereich der Biegewinkel, -geschwindigkeiten und Geschmeidigkeit oder Qualität der Bewegung stehen vermutlich in enger Beziehung zur Rückenfunktion (siehe Abb. 6). Von diesen unverarbeiteten Biegungswerten wurden, wie folgend beschrieben, weitere Funktionsparameter abgeleitet.

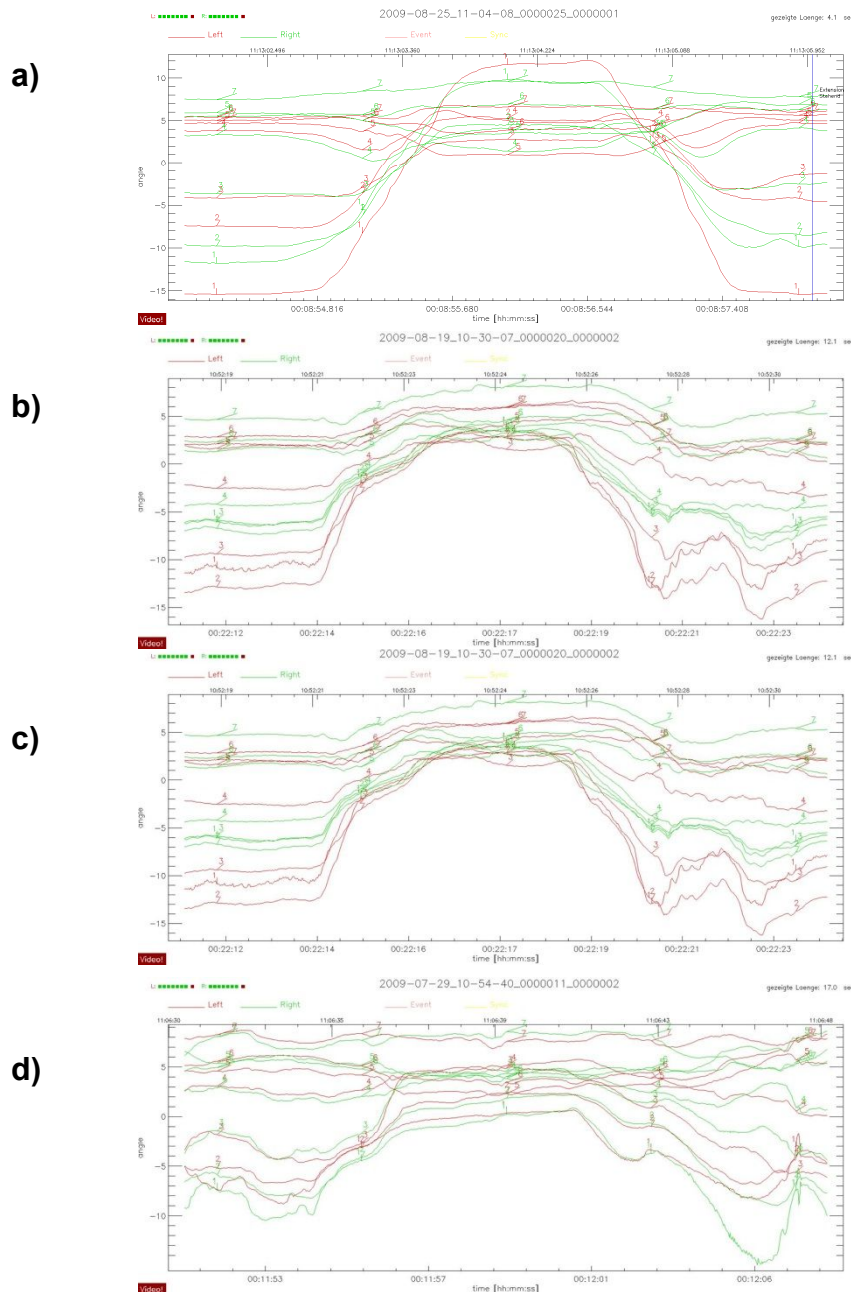


Abb. 6: Beispiele von Rohmesswertaufzeichnungen bei Durchführung einer Flexion
a) Gesunder Proband; b) Anderer gesunder Proband; c) Patient mit moderatem LBP (VAS=5); d) Patient mit schwerem LBP (VAS=7); Auf der x-Achse ist die Zeit seit Beginn der Messung in hh:mm:ss abgetragen, die y-Achse zeigt den Biegewinkel in jeder biegeempfindlichen Messzone. Die Nummerierung folgt den Messzonen, die negativen bzw. positiven Winkelangaben entsprechen einer Lordosis bzw. Kyphosis. Die linke bzw. rechte Sensorseite ist durch die rote bzw. grüne Färbung unterschieden.

3.4.4. Bewegungsqualität

Um die Bewegungsqualität mathematisch zu beschreiben, interpretieren wir die Qualität einer Bewegung als die Glätte der Kurven in den einzelnen Messzonen. Um diese Qualität zu quantifizieren, ist die Kurve mit einer maßgeblichen Gaußkurve zu einer geglätteten Kurve gefaltet. Die Höhe der Glättung wird durch das σ der Gaußkurve kontrolliert. Die Differenz Δ zwischen der Original- und geglätteten Kurve dient als Maß für die Qualität. Eine glatte Kurve führt zu einem kleinen Unterschied und damit zu einem kleinen Δ , während sich aus einem großen Δ eine sehr unregelmäßige Kurve ergibt. Dieses Verfahren wird jeweils für die Winkel und die abgeleiteten Geschwindigkeiten angewandt. Da die ausgeführte Bewegung die Höhe der Unregelmäßigkeit beeinflusst, ist das σ der Gaußkurve für jede Grundbewegung anders. Wie im Fall von Bewegungsumfang und Geschwindigkeit (s.o.) sind die Δ -Werte des Messungsbereiches in einer gewichteten Summe zusammengefasst und normiert (siehe unten Abb. 12).

4. Ergebnisse

4.1. Test-Retest-Übereinstimmung

4.1.1. Technische Eigenschaften der Geräte

Hinsichtlich der Reproduzierbarkeit der Messergebnisse beobachteten wir im Kalibrierungsprozess eine mittlere Winkelabweichung von $0,65^\circ$ ($\sigma \pm 0,6^\circ$) vom tatsächlichen Winkel. Dieser Wert kombiniert die Reproduzierbarkeit der Geräte und Kalibrierungsprozesse.

4.1.2. Prozessspezifische Eigenschaften

Die Wiederholung einer Bewegung oder die Wiederaufnahme einer Haltung impliziert eine gewisse natürliche Ungenauigkeit, d.h. die Genauigkeit ist per se begrenzt. So ist es schwierig, den Einfluss des Anbringens der Sensorbänder auf den Rücken der Versuchsperson durch den gleichen oder durch verschiedene Forscher zu bestimmen. Im Zuge der Studie wurden die Sensorbänder nach jeder Tagesmessung entfernt und durch einen potenziell unterschiedlichen Forscher wieder angelegt. Zur Abschätzung der Reproduzierbarkeit wurde der Prozentsatz der Daten, die in dem Intervall $[\mu - 2,5^\circ; \mu + 2,5^\circ]$ lagen, um den Durchschnittswinkel μ für jedes Sensorelement berechnet. Dieser Wert betrug im Durchschnitt 87%, was anzeigt, dass der Einfluss der leicht unterschiedlichen Technik des Anbringens der Sensorbänder von untergeordneter Bedeutung war.

4.1.3. Zuverlässigkeit

Um die Reproduzierbarkeit weiter zu untersuchen, wurden die Werte der ersten Choreographie von allen Probanden mit den nachfolgenden, die sieben Tage später durchgeführt wurden, verglichen. Die lineare Korrelation sowohl für den Bewegungsumfang wie für die -geschwindigkeit war mit 0,79 relativ hoch; Für die Bewegungsqualität lag der Wert bei 0,84 (vgl. Abb. 7).

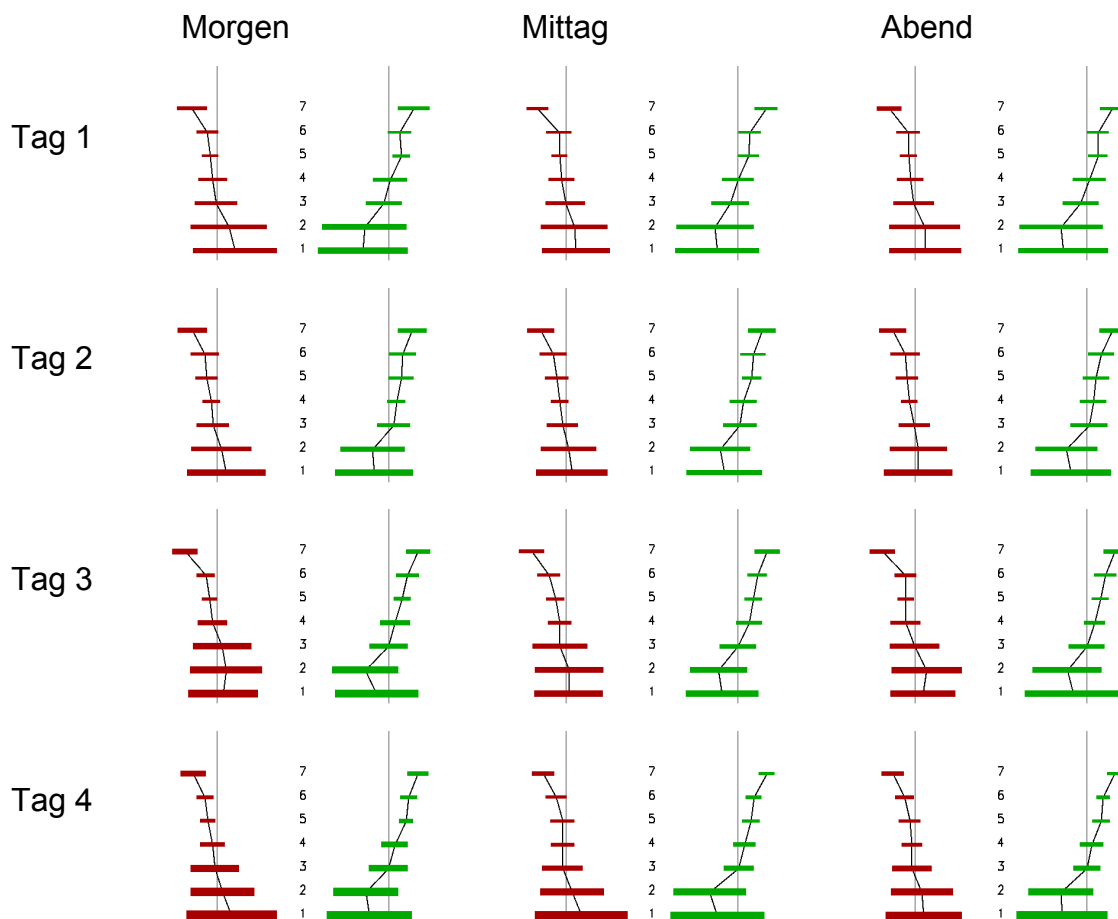


Abb. 7: Zuverlässigkeit. Die Bewegungschoreografie ist in hohem Maße reproduzierbar. Hier wird diese für eine Testperson an verschiedenen Tagen morgens, mittags und am abends gezeigt.

4.2. Sensitivität und Spezifität von Bewegungsumfang und Bewegungsgeschwindigkeit

4.2.1. ROC-Grenzwertoptimierungskurve

Die Ergebnisse zu Sensitivität und Spezifität bei Bewegungsumfang und Geschwindigkeit sind in Tabelle 2 zusammengefasst. Bei Aggregation aller Bewegungsabläufe in den sitzenden und stehenden Positionen betrug der Mittelwert der Sensitivität (*Sens*) des Bewegungsumfangs 0,84 und der der Spezifität (*Spec*) bei 0,81. Die entsprechenden Werte für die Bewegungsgeschwindigkeit lagen bei 0,93 und 0,91. Innerhalb des im Sitzen ausgeübten Teils der Choreographie zeigen die Drehbewegungen höhere Trennschärfe als die Biegebewegungen.

Die Bewegungen des stehenden Teiles zeigen insgesamt eine sehr gute Diskriminationsrate. Verglichen jeweils mit der stehenden Position sind die Werte der gleichen Bewegungsform in der sitzenden Position regelmäßig signifikant niedriger.

		Bewegungsumfang			Geschwindigkeit		
		AUC	Sens	Spec	AUC	Sens	Spec
Sitzend	Flexion	0.66	0.65	0.63	0.87	0.80	0.84
	Sockentest links	0.79	0.81	0.66	0.92	0.84	0.88
	Sockentest rechts	0.74	0.60	0.76	0.87	0.85	0.75
	Überstreckung	0.78	0.55	0.88	0.92	0.82	0.84
	Rotation links	0.86	0.83	0.72	0.89	0.75	0.90
	Rotation rechts	0.88	0.82	0.83	0.92	0.88	0.82
	Pile-Test links	0.82	0.76	0.70	0.93	0.85	0.92
	Pile-Test rechts	0.85	0.82	0.75	0.92	0.89	0.84
Stehend	Flexion	0.80	0.76	0.72	0.88	0.75	0.87
	Extension	0.79	0.73	0.72	0.87	0.80	0.81
	Flexion + Extension	0.84	0.74	0.85	0.88	0.72	0.92
	Rotation links	0.84	0.83	0.67	0.91	0.84	0.82
	Rotation rechts	0.86	0.81	0.76	0.92	0.86	0.88
	Pile-Test links	0.80	0.71	0.81	0.89	0.83	0.82
	Pile-Test rechts	0.85	0.82	0.73	0.91	0.80	0.89
	Ø sitzend	0.80	0.73	0.74	0.90	0.84	0.85
	Ø stehend	0.83	0.77	0.75	0.89	0.80	0.86
	Ø gesamt	0.81	0.75	0.75	0.90	0.82	0.85

Tabelle 2: ROC-Kurve von Bewegungsumfang und Geschwindigkeit für jede Einzelbewegung im Sitzen und Stehen

4.2.2. Qualität der Bewegung

Analysiert wurden auch die Qualität der Bewegung (siehe Tabelle 3) und die mittlere Dauer in Minuten für die Bewegungschoreographie (siehe Abb. 8).

	AUC	Sens	Spec	
	Flexion	0.87	0.83	0.77
Sitzend	Linker Sockentest	0.82	0.78	0.68
	Rechter Sockentest	0.80	0.63	0.85
	Überstreckung	0.85	0.85	0.72
	Rotation links	0.81	0.77	0.72
	Rotation rechts	0.86	0.80	0.77
	Pile-Test links	0.83	0.79	0.73
	Pile-Test rechts	0.88	0.80	0.83
	Flexion	0.87	0.80	0.78
Stehend	Extension	0.82	0.74	0.75
	Flexion + Extension	0.81	0.77	0.71
	Rotation links	0.80	0.59	0.91
	Rotation rechts	0.83	0.77	0.76
	Pile-Test links	0.86	0.74	0.84
	Pile-Test rechts	0.89	0.89	0.77
	Ø sitzend	0.84	0.78	0.76
	Ø stehend	0.84	0.76	0.79
Ø gesamt	0.84	0.77	0.77	

Tabelle 3: Sensitivität und Spezifität der Bewegungsqualität für jede Einzelbewegung im Sitzen und Stehen

Bei der Bewegungsqualitätsberechnung lag die durchschnittliche Sensitivität des Bewegungsumfangs für die Aggregation der im Stehen und Sitzen ausgeführten Bewegungsformen bei 0,84 und die Sensitivität bei 0,81. Entsprechende Ergebnisse für die Geschwindigkeit waren 0,94 und 0,92. Wieder fanden sich für die stehende Position der Bewegungsabläufe höhere Durchschnittswerte.

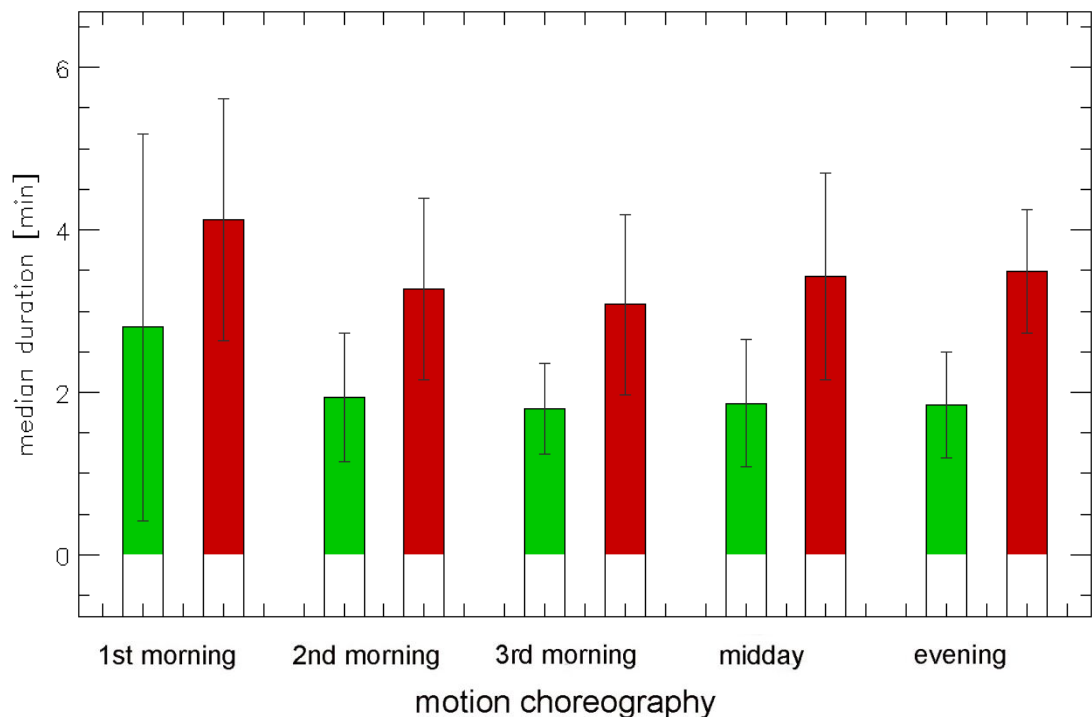


Abb. 8: Durchschnittliche Durchführungsdauer der Bewegungschoreografie für Patienten (rot) und gesunde Probanden (grün) zu verschiedenen Terminen

4.2.3. Lineare Diskriminanzanalyse (LDA)

Die Choreografie kann durch die Berechnung des durchschnittlichen Bewegungsumfangs und der durchschnittlichen Geschwindigkeit aller Grundbewegungen zusammengefasst werden. Die Abb. 9 zeigt die Werte für alle Choreographien aller Versuchspersonen in unserer Studie (unten Abb. 10 zeigt die Streudiagramme für alle einzelnen Bewegungsabläufe).

In dem Schaubild sind die kombinierten Messwerte jeder Messung für Bewegungsumfang (x-Achse) und Bewegungsgeschwindigkeit (y-Achse) jeweils im Durchschnitt der Bewegungschoreografie und normalisiert eingetragen. Schwarz gefüllte Symbole stellen die Ergebnisse aus der Gruppe der Patienten, weiß gefüllte die aus der Gruppe der gesunden Probanden dar. Zusätzlich sind die Ergebnisse für den Patient 27, der an somatoformen Störungen litt, in grau abgetragen.

LDA: Sens: 0.920 Spec: 0.956 Rho: 0.941 AUC: 0.975

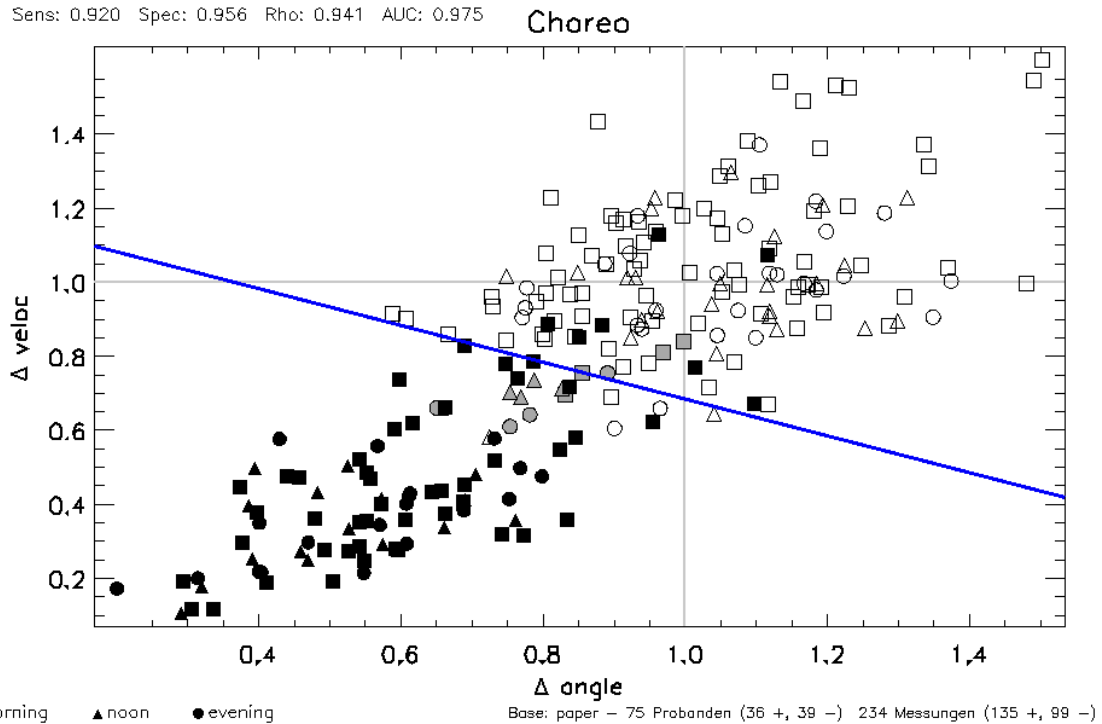


Abb. 9: Ergebnisse der standardisierten Bewegungschoreografie (alle Bewegungssequenzen gemittelt) für Patienten und gesunde Probanden

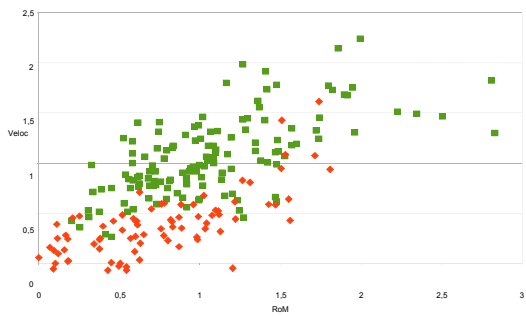
Die beiden zentralen Gruppen der Patienten und gesunden Probanden bildeten erkennbar gut definierte Clusters/Häufungen, die optisch durch die blaue Grenzgerade erkennbar, gut gegeneinander abgegrenzt werden konnten. Durch mathematische Klassifikatoren mittels LDA konnten sie mit einer Sensitivität von 92% und eine Spezifität von 95,6% voneinander getrennt werden.

4.2.4. LDA mit Kreuzvalidierung (leave-one-out-Verfahren)

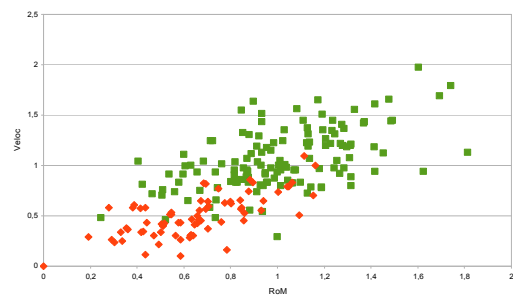
Mit dem Leave-One-Patienten-Out-Verfahren wurde eine mittlere Sensitivität von 88% und eine mittleren Spezifität von 98% erreicht.

a) Sitzende Position:

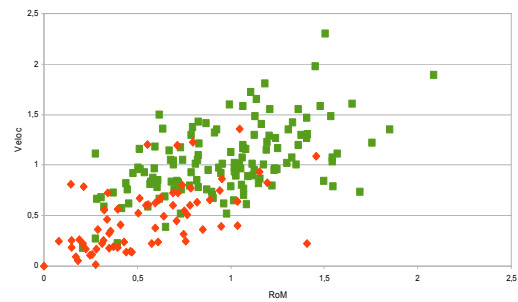
Flexion



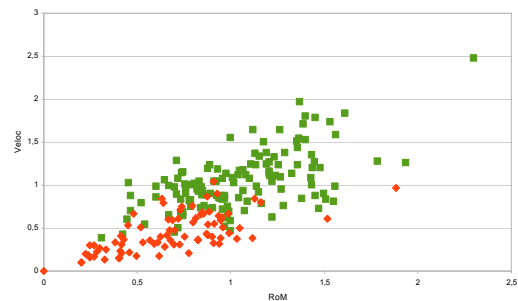
Sockentest links



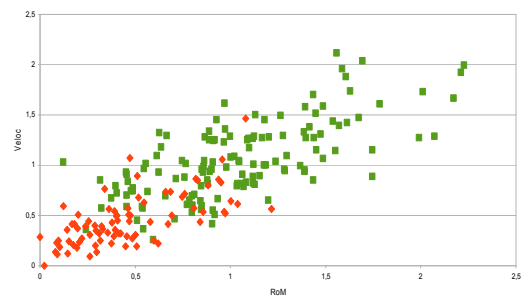
Sockentest rechts



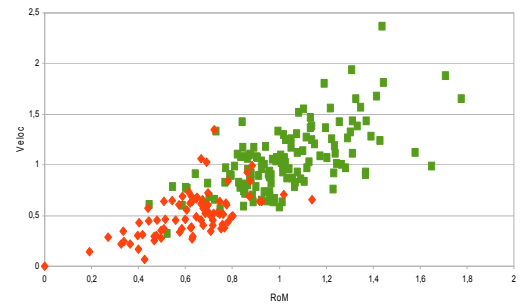
Überstreckung



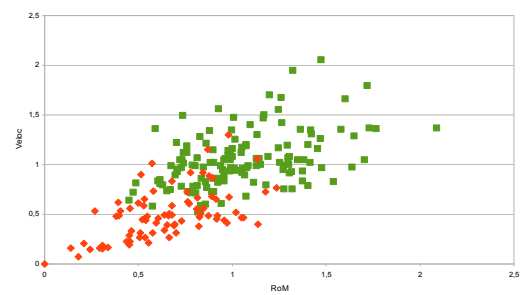
Rotation links



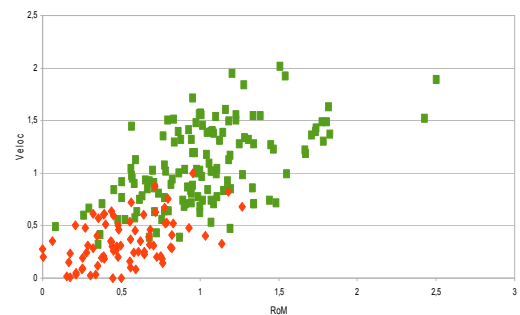
Rotation rechts



Pile-Test links

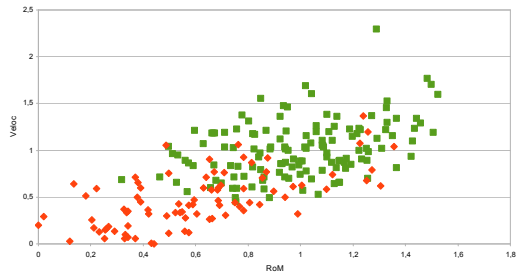


Pile-Test rechts

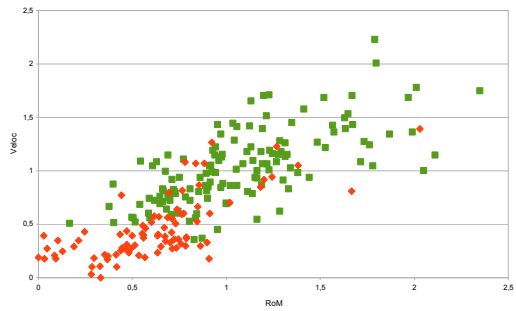


b) Stehende Position

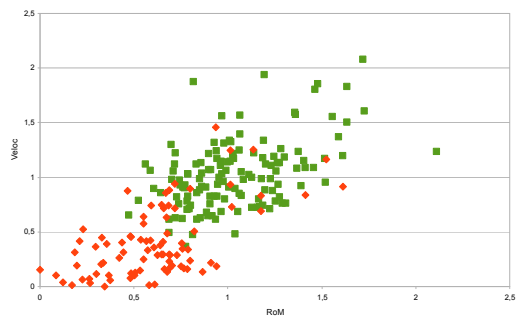
Flexion



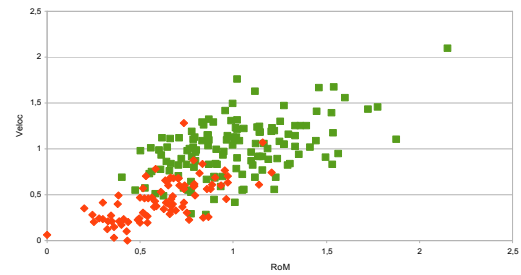
Extension



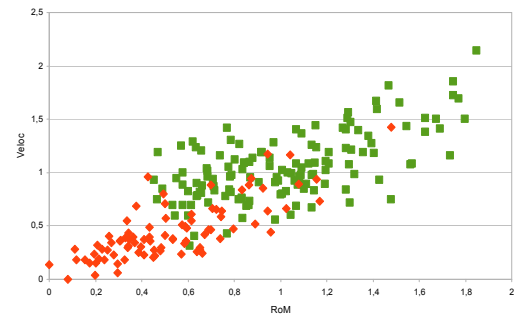
Flexion + Extension



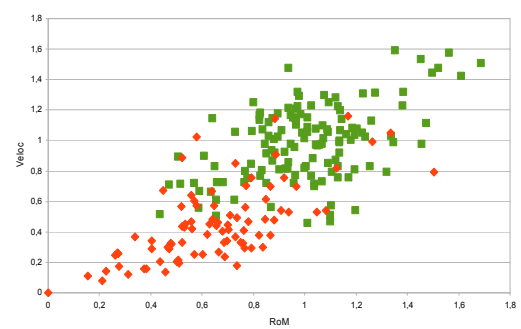
Rotation links



Rotation rechts



Pile-Test links



Pile-Test rechts

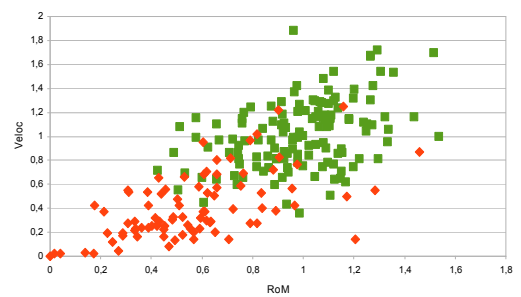


Abb. 10: Streudiagramme für jede einzelne Bewegungssequenz a) im Sitzen b) im Stehen für alle Patienten (rot) und gesunde Probanden (grün)

4.3. Messungen des Therapieergebnisses an zwei Einzelfällen

4.3.1. Allgemeine Bewegungsinformation

Über die Charakterisierung des aktuellen Zustandes des unteren Rückenbereichs hinaus ist es möglich, den Verlauf einer Therapie quantitativ zu beschreiben. In Abb. 11 wird dies anhand eines Patienten und eines gesunden Probanden exemplifiziert. Die erste Messung des Patienten 8 erfolgte fünf Tage nach einer Bandscheibenoperation, wobei er einen sehr begrenzten Bewegungsumfang und -geschwindigkeit zeigte (im Diagramm links unten). Er wurde wieder nach der Rehabilitation gemessen und er verbesserte sich in beiden Funktionen wesentlich, was darauf hindeutet, dass er seine dynamischen Fähigkeiten wieder deutlich zurückgewann. Der gesunde Proband 25 wurde an vier Tagen innerhalb von zwei Wochen gemessen. Seine Werte für Bewegungsumfang und Geschwindigkeit bleiben in einem kleinen Mittelbereich, was erneut ein hohes Maß an Stabilität des Messverfahrens illustriert.

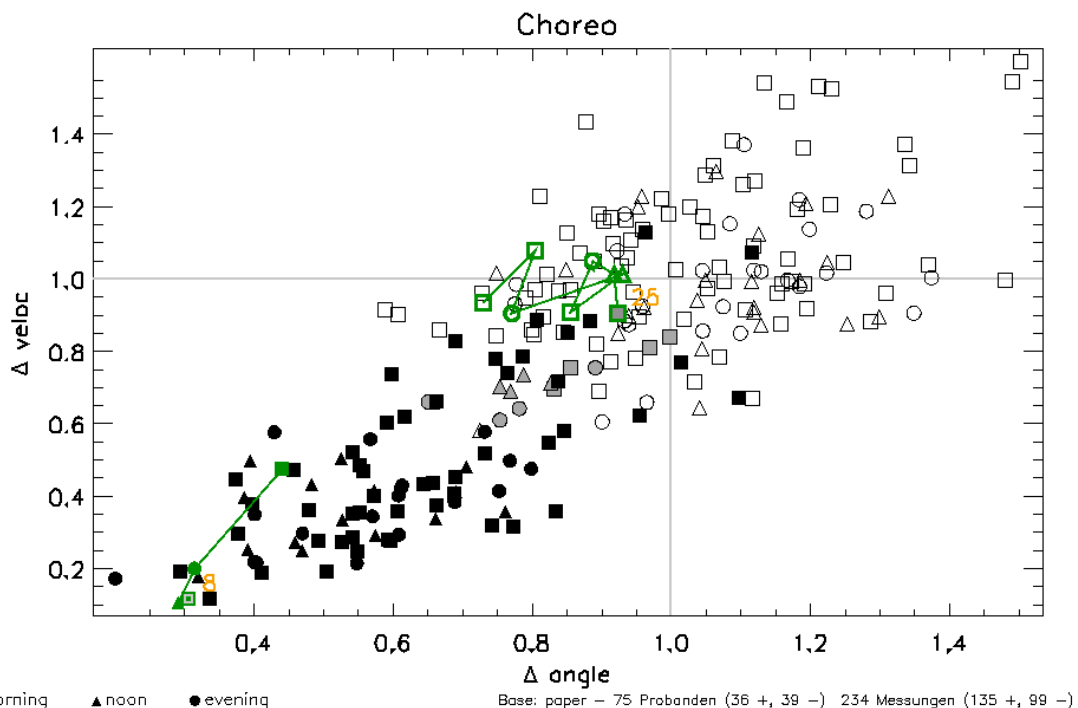


Abb. 11: Therapieergebnisse an einem Einzelfall im Vergleich zu einem gesunden Probanden: Ein Patient mit einem Bandscheibenvorfall vor und nach seiner Operation. Hinweis der deutlichen Verbesserung des Bewegungsumfangs und Geschwindigkeit des Patienten nach der Operation. Im Vergleich: Gesunde Probanden (angegeben mit der orangen Nummer 25), die an vier Tagen innerhalb von zwei Wochen gemessen wurden. Die Werte für beide, Bewegungsumfang und Geschwindigkeit, bleiben innerhalb eines kleinen Gebietes was ein hohes Maß an Stabilität des Scoringverfahrens darlegt.

4.3.2. Segmentale Bewegungsinformation

Anstatt die Mittelwerte aller Bewegungen zu beobachten, können wertvolle Informationen auch von einem Längsschnitt der Werte einzelner oder homogener Bewegungsformen gewonnen werden. Die Nutzung der räumlichen Messdaten enthüllt zudem relevante Einblicke über den dynamischen Zustand des unteren Rückenbereichs. Als Beispiel sollen die Drehbewegungen (im Sitzen und Stehen) von Patient 9 dienen. Er wurde vier Mal während seiner dreiwöchigen multimodalen Therapie gemessen. Von Interesse war der Beitrag der einzelnen segmentalen unteren Rückenregionen für die Dynamik der gesamten Bewegung, die wieder als das Produkt des Bewegungsumfangs und der Bewegungsgeschwindigkeit charakterisiert ist. Um diese Frage zu beantworten, wurden jeweils die relativen Beiträge von sieben Sensorbereichen der beiden Sensorstreifen addiert und der relative Beitrag für jeden vertikalen Sensorbereich als Messungsregion berechnet. Das Ergebnis für alle vier Messungen des Patienten 9 im chronologischen Längsschnitt ist in Abb. 12 gezeigt.

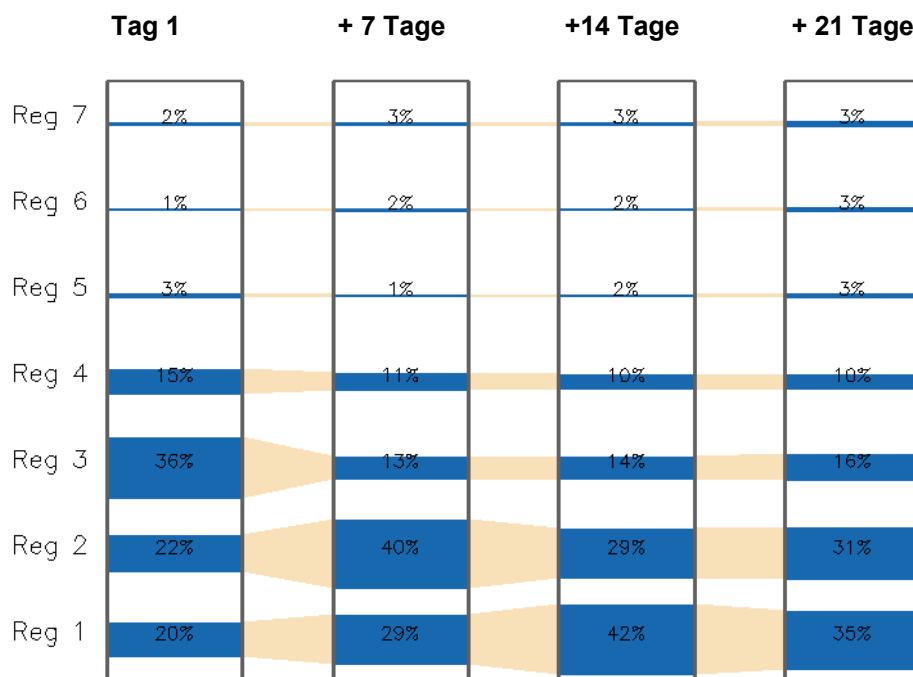


Abb. 12: Therapiemonitoring im Einzelfall mit Hilfe des SpineSensor-Systems

Jeder Balken stellt die gemittelten Messwerte eines Messungstags (im Wochenrhythmus) für den Patienten dar. Die blauen Flächen repräsentieren den relativen Beitrag jedes Messbereichs für die gesamte Rotationsbewegung; die beige Flächen heben die Veränderung zwischen den Tagen hervor. Am ersten Tag erfolgte der Hauptbeitrag für die Rotation im Messbereich 3. Dieser reduzierte sich bereits nach einer Woche nach Therapiebeginn. Die Bedeutung der unteren Regionen nahm dabei erheblich zu; die Verteilung nach 21 Tagen liegt sehr nahe an der gesunden Referenz

Jeder Balken repräsentiert den Mittelwert eines Messtages. Die blauen Bereiche stellen den Beitrag jeder Messungsregion bezogen auf die gesamte Bewegung dar, die beige Flächen heben die entstandenen Änderungen hervor. Am ersten Messungstag kam der Hauptbeitrag für die Drehungen aus der Region 3, was sich deutlich nach einer Woche Therapie reduzierte. Die Bedeutung der tieferen Region hat sich in den folgenden zwei Wochen der Therapie weiter vergrößert. Die Verteilung am vierten Messtag ist sehr nah an der gesunden Referenz.

4.4. Bewegungsqualität

Zusätzlich zu Bewegungsumfang und -geschwindigkeit ist die Bewegungsqualität, wie bereits oben unter 3.4.4. dargestellt, ein wichtiges Merkmal, um den dynamischen Zustand des unteren Rückens zu charakterisieren. Vergleicht man die Rohdaten von Patienten und gesunden Probanden (oben Abb. 6), wird deutlich, dass die Kurven der gesunden Probanden viel glatter sind als die der Patienten. Dies kann darauf beruhen, dass der Patient Schwierigkeiten in der stabilen Ausführung der Bewegung hat. Die farblich gekennzeichneten Qualitätsbewertungen werden in Abb. 13 (mit zunehmender Qualität der Bewegung wechselt die Farbe von blau bis rot) gezeigt.

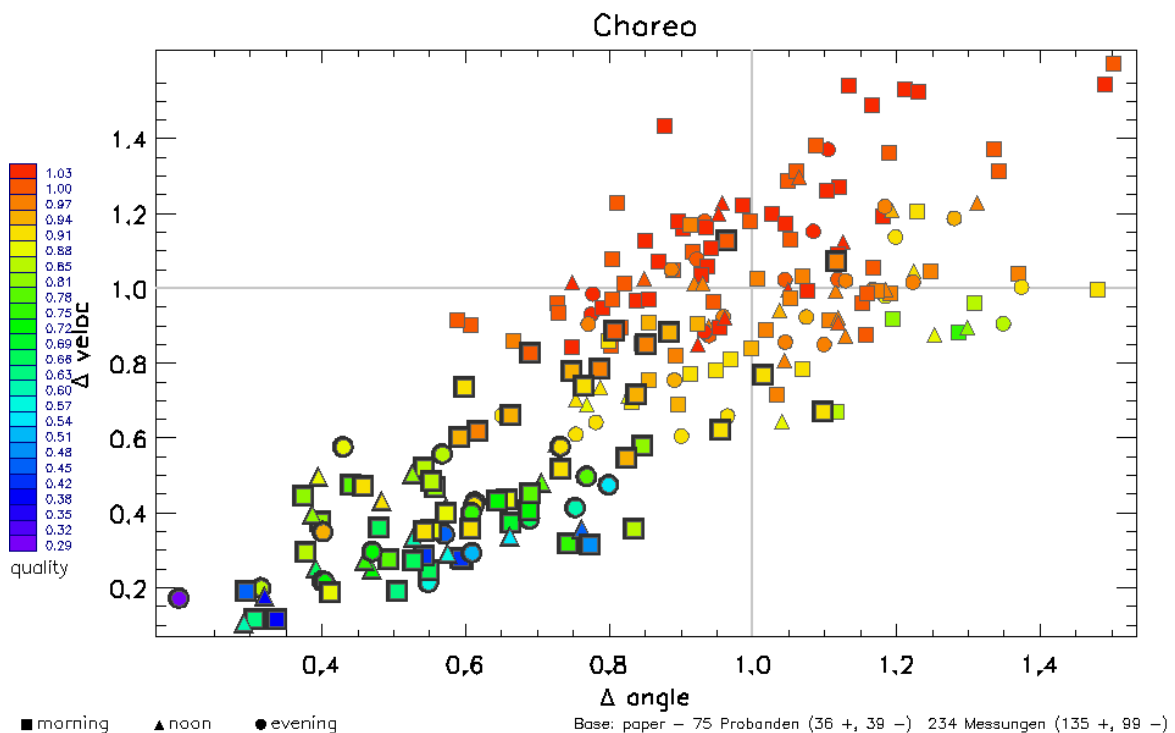


Abb. 13: Qualität der Bewegungen. Die Punkte für den Bewegungsumfang sind auf der x-Achse und die der Geschwindigkeit auf der y-Achse dargestellt.

Mit dieser optischen Kennzeichnung und mathematischen Eigenschaft können die LBP-Patienten von gesunden Probanden mit einer Sensitivität von 96% und eine Spezifität von 88% (0,98 AUC) getrennt bzw. unterschieden werden. Die beste Bewegungsqualität wird bei Untersuchten mit hohem Bewegungsumfang und hoher -geschwindigkeit erzielt, aber auch gesunde Probanden können eine verminderte Bewegungsqualität zeigen. Die Übereinstimmung der Qualitätsbewertung mit dem Bewegungsumfang und der Geschwindigkeit ist viel niedriger in der Patientengruppe.

4.5. Korrelation von Bewegungsdynamik und VAS-Werte

Alle Probanden in unserer Studie wurden zusätzlich über ihren aktuellen Schmerzintensitätsgrad anhand einer „Visuellen Analogskala“ (VAS) befragt. Untersucht wurde, wie diese subjektiven Qualitäten mit den quantitativen Messungsauswertungen übereinstimmen. Abb. 14 zeigt dies grafisch.

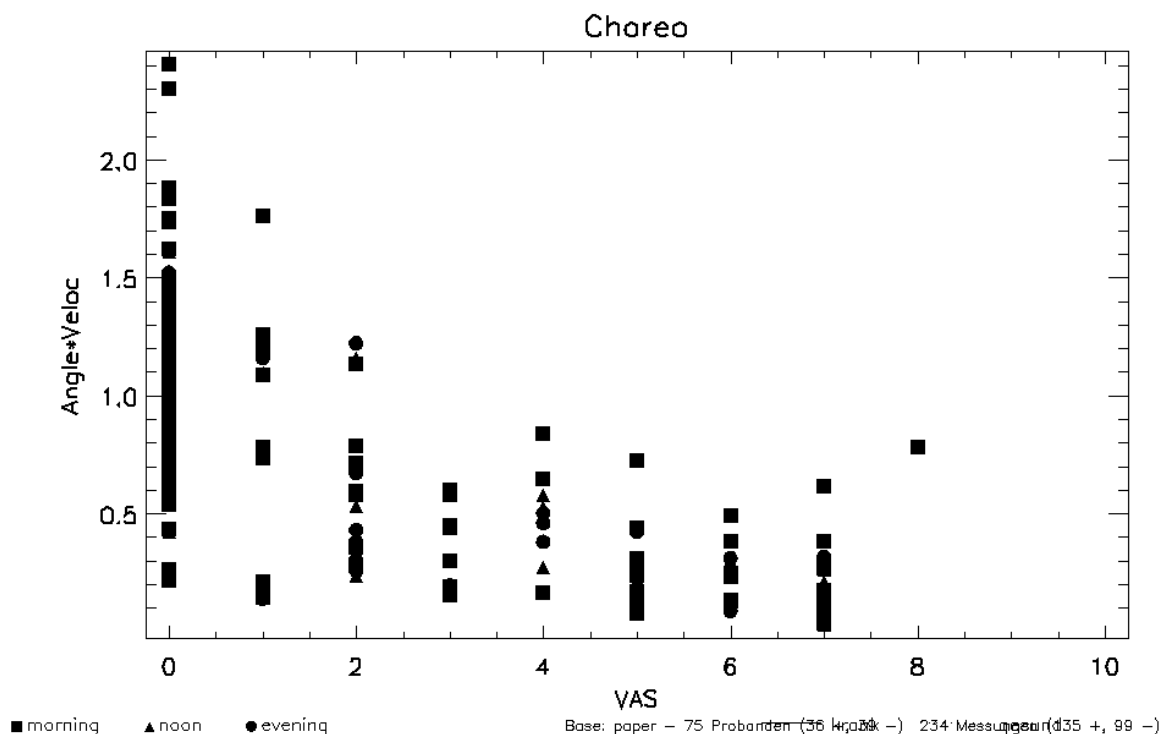
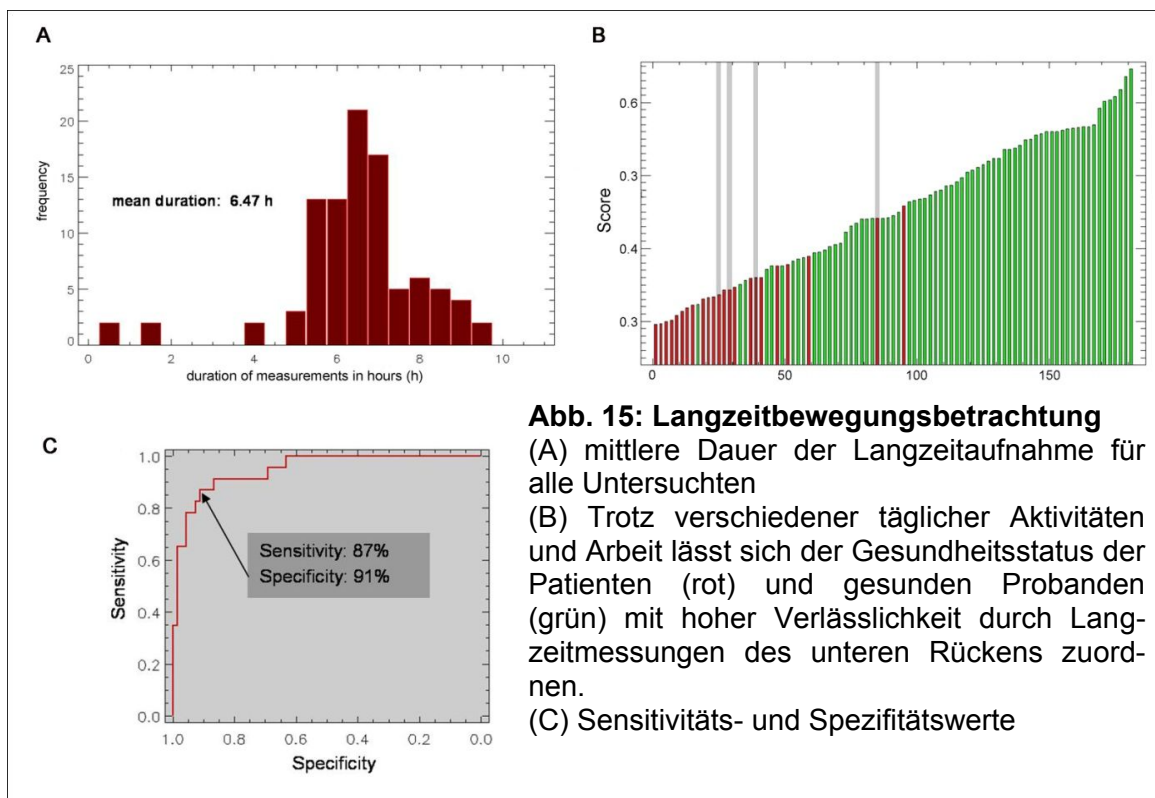


Abb. 14: Korrelation zwischen VAS-Angaben (x-Achse) und “dynamischem Bewegungswert” gebildet als Produkt von gemitteltem Bewegungsumfang und gemittelter Bewegungsgeschwindigkeit (y-Achse). Die Symbolformen zeigen unterschiedliche Messzeiten (morgens, mittags, abends).

Die angegebenen VAS-Werte werden dabei auf der x-Achse und das Produkt aus dem mittleren Bewegungsumfang und der mittleren Bewegungsgeschwindigkeit (als Eigenschaft "Bewegungsdynamik") auf der y-Achse aufgetragen. Bei den nach Eigenangaben schmerzfreien Patienten mit VAS 0 ergibt sich ein breit gestreuter Messbereich. Während die maximalen Werte ermittelter Bewegungsdynamiken mit zunehmender VAS sinken, bleiben die Schwankungen hoch. Insgesamt hat die lineare Korrelation einen moderaten Wert von -0,75. (Bei der Korrelation VAS-Bewegungsumfang: -0,73; die Übereinstimmung zwischen VAS und Bewegungsgeschwindigkeit beträgt -0,81.

4.6. Langzeit-Bewegungsaufzeichnung

Alle Probanden (gesunde Probanden und Patienten mit chronischen Rückenschmerzen) wurden zu insgesamt 95 Zeiten gemessen. Die mittlere Dauer der Langzeitmessungen betrug 6,47 Stunden (+/-). Trotz der Tatsache, dass die gesunden Probanden und LBP-Patienten sehr unterschiedliche Arbeits- und/oder Lebensaktivitäten hatten, war eine hochempfindliche Trennung zwischen Gesunden und chronischen Rückenschmerzpatienten möglich (siehe Abb. 15). Explorative Analysen indizierten diese guten Ergebnisse. Allerdings sind dies vorläufige Ergebnisse und müssen in weiteren Studien bestätigt werden.



Die täglich gemessenen Scores jeder Versuchsperson sind in Abb. 15B dargestellt. Grüne Balken zeigen die Werte der gesunden Probanden und die roten Balken die Werte der chronischen Rückenschmerzpatienten. Nur die Werte von zwei Patienten zeigen sich durchschnittlich, einer, ein Patient mit einer somatoformen Störung, die anfangs nicht richtig diagnostiziert worden war, der andere, ein Patient, der sich einem chirurgischen Eingriff mit nur geringen Schmerzintensität (VAS: 2) unterzogen hatte. Trotz dieser zwei Patienten war die Sensitivität und Spezifität recht gut (Sensitivität: 87%, Spezifität: 91%), siehe Abb. 15C.

5. Diskussion

Das Ziel der vorliegenden Studie war, ein neues Beurteilungssystem für den Rücken auszuwerten und nachzuprüfen, ob dieses System in der Lage ist, gesunde Kontrollprobanden und Patienten mit - insbesondere chronischen - Schmerzen des unteren Rückenbereichs unter Verwendung standardisierter Bewegungsabläufe verlässlich und präzise zu unterscheiden.

Hinsichtlich der Zuverlässigkeit zeigten die Daten zunächst sehr gute technische Geräteeigenschaften in Form kleiner Winkelabweichungen je Messanwendung. Mit einer linearen Korrelation für die wiederholten Messungen von Bewegungsumfang, Geschwindigkeit und der Qualität der Bewegung zwischen 0,79 und 0,84 war die Zuverlässigkeit der Messungen hoch. Diese hohe Übereinstimmung beinhaltet Effekte wie die variierende Anbringung der Sensorbänder von verschiedenen Forschern und natürlichen Schwankungen der Ausführung der Bewegung durch den Probanden. Eine vergleichende Meta-Analyse von Studien mit optisch gemessenen Bewegungen ergab Intra-Reliabilitätswerte von 58%, während die Interrater-Reliabilität sogar noch niedriger war (Seffinger u.a. 2004). Unter Berücksichtigung einer standardisierten Bewegungstestreihe reichte die Inter-Tester-Reliabilität von vier erfahrenen Physiotherapeuten, als sie die Leistungsfähigkeit der Tests an gesunden Probanden und LBP beurteilten, eine Zuverlässigkeit zwischen 0,24 - 0,71 (Luomajoki u.a 2007). Ein von Van Daele und Kollegen eingesetztes Infrarotsystem für Rückenbewegungen, das am Oberkörper und Becken durch mehrere Marker angebracht wird, erbrachte Intra-Klasse-Korrelationswerte von nicht mehr als 0,73 (im Bereich zwischen 0,11 und 0,73) (Van Daele u.a 2007).

Es ließ sich demgegenüber nicht nur feststellen, dass das SpineSensor-System funktionale charakteristische Eigenschaften des unteren Rückens (in gewissen Grenzen) stabil messen kann. Zudem deuten die Ergebnisse der Pilotstudie auf bessere Zuverlässigkeitsergebnisse als nur bei visuell unterstützten Beurteilungssystemen hin.

Das SpineSensor-System könnte vor allem für den klinischen Einsatz geeignet sein, um funktionale Behinderungen, die von chronischen Rückenschmerzen begleitet werden, zu bestimmen. Mit seiner Hilfe ist ein sehr hoher Grad der Trennung zwischen chronischen Rückenschmerzpatienten und gesunden Probanden erreichbar. Die Sensitivität und Spezifität mittels der klassifizierenden Analysemethode LDA erwiesen sich als ausgezeichnet. Die hohen Sensitivitäts- und Spezifitätswerte in Bezug auf die Trennung zwischen gesunden Probanden und Rückenschmerzpatienten mittels eines derartigen Diagnosesystems, wurde durch eine früheren Studie mit einem ähnlichen System mit der Bezeichnung Lumbalbewegungsmonitor (lumbar motion monitor, LMM) nahegelegt (Marras u.a. 1999). Der LMM ist in der Vergangenheit benutzt worden, um die Rumpfkineematik in allen drei Körperebenen auszuwerten; zudem können Position, Geschwindigkeit und Beschleunigung mit den Mitteln dieses System bestimmt werden (Ferguson u.a. 2000; Marras u.a. 2000). In einer weiteren Studie zeichneten Marras und seine Kollegen die Aktivitäten nach einer Choreografie einschließlich Bewegungsbereich, Geschwindigkeit der Flexion, Geschwindigkeit der Extension, Beschleunigung der Flexion und Beschleunigung der Extension symmetrisch zur Wirbelsäule auf und fanden eine Sensitivität und Spezifität von 86% bzw. 94% (Marras u.a. 1999). Der LMM ist allerdings schwer zu tragen und konnte nur unter Laborbedingungen eingesetzt werden. Gleichwohl lässt sich im Vergleich generalisierend folgern, dass mechanische und computergestützte Systeme in Bezug auf die Bewertung der Bewegungen im unteren Rückenbereich anderen, insbesondere rein optischen Messverfahren überlegen sind.

Darüber hinaus lassen die hier ermittelten Ergebnisse im Einklang mit anderen Studien vermuten, dass Bewegungsgeschwindigkeiten z. B. bei Biegen, Flexion und Extension mehr Informationen über den Gesundheitszustand der Versuchsperson offenbaren können als Bewegungsumfänge. Dieser Befund deckt sich mit der Literatur (Marras u.a. 1999; Rudy u.a. 2003). Rudy und seine Kollegen (2003) stellten vor kurzem fest, dass es statistisch signifikante Unterschiede in der statischen und dynamischen Bewegung zwischen Rückenschmerzpatienten und gesunden Kontrollprobanden gab, als sie wiederholt unter einer konstanten Last dynamisches Heben durchführten (Rudy u.a. 2003). Marras und Kollegen konnten zwischen den Rückenschmerzpatienten und gesunden Probanden einen

größeren Unterschied bei der Geschwindigkeitsmessung als bei der Messung des Bewegungsumfangs aufzeigen (Marras u.a. 1999). Die begrenzte Geschwindigkeit ist etwa durch Schonverhalten oder Schmerz zu erklären. Dies machen auch die hier gefundenen direkten Nachweise, die sich durch die signifikante Korrelation zwischen Schmerz und Behinderung der Bewegung zeigten, plausibel.

Die Untersuchung der Bewegungsunterschiede sowohl im Stehen wie im Sitzen ergab bessere Ergebnisse für Bewegungsabläufe, wenn die Versuchsperson steht. Ob dies auf erhöhte Muskelspannung zurückzuführen ist, bleibt spekulativ, da die EMG nicht gemessen wurden. Dies könnte auch auf der Tatsache beruhen, dass die Durchführung von Bewegungsformen wie „Zeigen“ oder „Anziehen von Socken“ schwieriger zu standardisieren ist. Außerdem konnte bei jeder Einzelbewegungssequenz im Stehen für den Bereich der Geschwindigkeit sehr genau (Sensitivität und Spezifität Werte zwischen 0,90 bis 0,99) zwischen Rückenschmerzpatienten und gesunden Kontrollprobanden unterschieden werden. Diese Ergebnisse sind nachvollziehbar, weil jede der einzelnen Bewegungssequenzen den unteren Lendenwirbelbereich benötigt, wo das SpineSensor-System Messungen vornahm. Die Bewertung war so spezifisch, dass wir einen Rückenschmerzpatienten mit somatoformen Schmerzstörungen erkannten, weil er keinerlei Bewegungsbehinderung zeigte. Zusammenfassend scheinen die Bewegungsabläufe Heben, Flexion und Extension im Stehen im Vergleich zu sitzend ausgeführten Bewegungsformen und die Geschwindigkeitserfassung gegenüber der Auswertung der Bewegungsumfänge die besten Ergebnisse mit dem SpineSensor-System zu erzielen.

Aus klinischer und wissenschaftlicher Sicht sind Studien der quantitativen Evaluation der Position der Lendenwirbelsäule (lumbar vertebra column, LVC) in Ruheposition und während der Bewegung eine wichtige Voraussetzung für die diagnostische Auswertung einer Dysfunktion. Ebenso wie die Identifizierung zwischen Rückenschmerzpatienten und gesunden Probanden, aufgrund der im Alltag aufgezeichneten Bewegungsdynamik, könnte die Langzeitbewegungsaufzeichnung der Rückenschmerzpatienten weitere diagnostische Perspektiven eröffnen. Zudem ist die vollständige Dokumentation der aktuellen Mobilität der

Lendenwirbelsäule ein wichtiger Parameter, um die Wirksamkeit von therapeutischen Maßnahmen, wie Krankengymnastik oder Pharmakotherapie, beurteilen zu können.

Hierzu wurde ein Einzelfall vorgestellt, der die mögliche Wirksamkeit zum Überwachen der Therapiefortschritte zeigte. Zu Beginn des multimodalen Therapieprogrammes (Medikamentation, Physiotherapie und Psychotherapie) kam der Beitrag des Patienten für seine Drehbewegungen aus den höheren Regionen des Rückens. Dies war nicht an irgendeinem der gesunden Probanden zu sehen. Weitere Beweise stehen hier zwar aus, aber der Einzelfall weist darauf hin, dass das SpineSensor-System in der Lage ist, den Verlauf der Therapiebehandlungen von Rückenschmerzen zu verfolgen. Unsere Ergebnisse stehen allerdings im Einklang mit früheren Arbeiten, bei denen nur kinematische Messwerte erheblich zwischen den verschiedenen Heilungs- bzw. Genesungsgruppen unterschieden (Ferguson u.a. 2000; Ferguson u.a. 2001). Eine auf diesem Weg mögliche Effizienzsteigerung der therapeutischen Verfahren lässt einen unmittelbaren Nutzen, nicht nur für den Patienten, sondern auch für die Kostenträger, erwarten. Aufgrund der gegenwärtigen Daten sind neue Entwicklungen für Diagnose und Therapie absehbar.

Die Quantifizierung der Echtzeitdaten von Rückenbewegungen im Alltagsleben ist grundsätzlich entsprechend unserer ersten Pilotergebnisse möglich und eröffnet weitere Perspektiven, die bis jetzt nicht vorhanden waren. So scheint es denkbar, Langzeitmessungen während Beschäftigungs- bzw. Arbeitsbedingungen von Risikogruppen chronischer Rückenschmerzen zu nutzen. Falsche Positionen oder Überlastungen können mit einem solchen Messsystem erkannt werden und eine individuelle Therapie für den einzelnen Patienten könnte entworfen werden. Darüber hinaus könnte für die Zukunft ein sofortiges akustisches Signal oder ein Vibrationsfeedback in das System eingesetzt werden, wodurch ein Echtzeit-Biofeedback-System geschaffen werden könnte, das problematischem Schonverhalten oder Überlastungen des Patienten entgegenwirkt. Ein Therapieprogramm würde retrospektiv transparent und könnte sich an der individuellen Beurteilung des Patienten ausrichten. Demzufolge könnte der SpineSensor nicht nur einen diagnostischen Nutzen haben, sondern könnte auch in therapeutischer Weise verwendet werden.

Die hier vorgelegten Ergebnisse der Pilotstudie können methodische und inhaltliche Auswirkungen für zukünftige Studien über Rückenschmerzen haben. Es konnte eine hohe Reproduzierbarkeit hinsichtlich der technischen und prozessspezifischen Eigenschaften sowie Messwertzuverlässigkeit dargelegt werden. Die Ergebnisse können im Vergleich zu den vergleichsweise moderaten Werten der bisherigen Messungen in diesem Bereich als überlegen angesehen werden (Bigos u.a. 2008, Deyo u.a. 1988, Deyo u.a. 1986, Jarvik u.a. 2002, Pengel u.a. 2003, Rockey u.a. 1978, Gilbert u.a. 2004) d. h. sie eröffnen bessere Möglichkeiten in Bezug auf Komfort und Alltagstauglichkeit gerade nicht nur im klinischen Einsatz.

Evaluationsprobleme sind ein oft berichtetes Hindernis bei der Beurteilung von Rückenschmerzen und auch diese Studie hat dies in Bezug auf einen festgestellten somatoformen Patienten erwiesen. Hinsichtlich der Tatsache, dass mehrere Studien sogar gezeigt haben, dass die Überzeugungen der Gesundheitsversorgung von praktischen Ärzten ihr Patientenmanagement von Patienten mit Rückenschmerzen zu beeinflussen scheinen, ist eine strengere Objektivität von Daten dringend erforderlich (Bishop u.a. 2007).

Eine kürzlich durchgeführte Meta-Analyse überprüfte Ratingskalen für Rückenschmerzen und kam zu dem Schluss, dass die wissenschaftliche Entwicklung immer noch weit entfernt von einem Analysesystem ist, das zuverlässig, valide und empfindlich gegenüber klinisch relevanten Veränderungen (Longo u.a. 2010) reagiert. Hier wurde zum ersten Mal ein einfach zu bedienendes, verlässliches und präzises technisches System für einen wesentlichen Ergebnisparameter der (chronischen) Schmerzen des unteren Rückenbereichs, die Eigenschaften der unteren Rückenbewegungen betreffend, vorgestellt.

6. Zusammenfassung

Ein zentrales Ziel in der Behandlung von Schmerzen des Lenden- bzw. unteren Rückenbereichs (Low Back Pain; LBP) ist die Wiederherstellung von Funktionalität und Produktivität. Aufgrund der großen Verbreitung und daraus folgenden hohen gesellschaftlichen Kosten in allen westlichen Industriestaaten kommt der Diagnose und Therapie von LBP eine herausragende Bedeutung zu. Gleichwohl fehlt es bislang an hinreichend verlässlichen, präzisen, einfachen und komfortablen objektiven Diagnosemethoden; während sich optische Verfahren gerade bei chronischen Schmerzen oder als Routinemaßnahme im Anfangsstadium kaum brauchbar zeigen, sind technische Alternativverfahren, insbesondere elektromyographische Oberflächenmessung bislang unkomfortabel und kaum objektiv vergleichbar. Die verbleibenden Diagnoseverfahren, etwa anhand einer VAS-Schmerzskala, sind stark subjektiv geprägt und werden daher auch von den Behandelnden nur eingeschränkt bewertet.

In dieser Pilotstudie wurde mit dem SpineSensor-System der OsteoDynamix GmbH ein auf biegbaren Lichtwellenleitern beruhendes alternatives optisch-physikalisches-Messsystem für die Bewegungsfunktionen in Form von Umfang, Geschwindigkeit und Qualität vorgestellt. Es wurden in-vivo-Echtzeituntersuchungen mit gesunden Probanden (n=21) und LBP-Patienten (n=10) über mehrere Tage, zu bestimmten Zeiten, nach einer einheitlichen vorgegebenen Choreografie wiederholt und ausgewertet. Das System erfasste mit einer Frequenz von 43 Hz die Positionen im Bereich der unteren Wirbelsäule und ermöglichte so eine breite Evaluation der basalen Bewegung.

Die gewonnenen Ergebnisse haben methodische und inhaltliche Auswirkungen auf die LBP-Forschung. Es konnte eine hohe Test-Retest-Konsistenz in Bezug auf die technischen und verfahrensspezifischen Eigenschaften der Geräte und die Verlässlichkeit der Messungen von Bewegungsumfang und –geschwindigkeit festgestellt werden. Mittels der linearen Diskriminanzanalyse konnten mit einer sehr hohen Sensitivität und Spezifität (bis zu 92% bzw. 95,6% sowie 88% und 98% mit Kreuzvalidierung) gesunde Probanden von Patienten differenziert und eine rein somatoforme Form identifiziert werden. In den Analysen zeigten sich die Messungen der Geschwindigkeit in stehenden Positionen als überlegen. Durch

zusätzliche generelle und segmentale Langzeitvergleiche von Einzelfällen konnten Therapiefortschritte aber auch stabiles gesundes Verhalten plausibel gemacht werden. Die Bewegungsqualität in Form der „Glätte“ der Bewegung konnte ebenfalls als entscheidendes Diskriminierungskriterium (mit einer Sensitivität von 96% und Spezifität von 88% bzw. 0,98 bei AUC) plausibel dargestellt werden. Mit den miterfassten VAS-Werten hingegen ergaben sich schlechte Übereinstimmungen, was deren Subjektivität untermauert. Schließlich bot sich ein erfolgversprechender Ansatz zur diagnostischen und therapeutischen Verwendung gerade der alltagsbegleitenden Langzeitbewegungsaufzeichnung und -bewertung.

7. Literaturverzeichnis

Ahern D.K., Follick M.J., Council J.R., Laser-Wolston N., Litchman H.: Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-patient controls, *Pain* 1988; 34(2), 153-160.

Alschuler K.N., Neblett R., Wiggert E., Haig A.J., Geisser M.E.: Flexion-relaxation and clinical features associated with chronic low back pain. A comparison of different methods of quantifying flexion-relaxation, 2009.

Bigos S.J., Bowyer R., Braen R., u.a.: Clinical Practice Guideline 14. Acute low back problems in adults. US Department of Health and Human Services, Public Health Service, Agency for Health Care Policy and Research (AHCPR), <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/bv.fcgi?rid=hstat6.chapter.25870>.

Bishop A., Thomas E., Foster N.E.: Health care practitioners' attitudes and beliefs about low back pain. A systematic search and critical review of available measurement tools, *Pain* 2007; 132(1-2), 91-101.

Björck-van Dijken C., Fjellman-Wiklund A., Hildingsson C.: Low back pain, lifestyle factors and physical activity. A population-based study, 2008.

Bonfort G., Haas M., Evans R.L., Bouter L.M.: Efficacy of spinal manipulation and mobilization for low back pain and neck pain. A systematic review and best evidence synthesis, 2003.

Breivik H., Collett B., Ventafridda V., Cohen R., Gallacher D.: Survey of chronic pain in Europe. Prevalence, impact on daily life, and treatment. *European journal of pain (London, England)* 2006; 10(4), 287-333.

Chenot J.F., Becker A., Niebling W., Kochen M.M., Hildebrandt J., Pflingsten M., Keller S., Leonhardt C., Basler H.D., Donner-Banzhoff N., Baum E.: Leitlinie Kreuzschmerzen. Wieviel Diagnostik und welche Therapien sind sinnvoll?, *Z Allg Med* 79, 2003, 112-116.

Chhikara A., Rice A.S.C., McGregor A.H., Bello F.: In-house monitoring of low back pain related disability (IMPAIRED), 2008.

Chou R., Fu R., Carrino J.A., Deyo R.A.: Imaging strategies for low back pain. Systematic review and meta-analysis, 2009.

Croft P.R., Macfarlane G.J., Papageorgiou A.C., Thomas E., Silman A.J.: Outcome of low back pain in general practice. A prospective study, *BMJ* 1998; 316, 1356-9.

Debrunner A.M.: Orthopädie. Orthopädische Chirurgie, 4.Auflage Bern 2002.

Deyo R., Diehl A.: Cancer as a cause of back pain. Frequency, clinical presentation, and diagnostic strategies, *J Gen Intern Med* 1988; 3, 230–38.

Deyo R., Diehl A., Lumbar spine films in primary care. Current use and effects of selective ordering criteria, *J Gen Intern Med* 1986; 1, 20–25.

Diemer W., Burchert H.: Chronische Schmerzen. In: Robert Koch-Institut (Hrsg.) Gesundheitsberichterstattung des Bundes, Heft 7, 2002.

Donaldson S., Donaldson M., Snelling L.: SEMG evaluations. An overview. *Appl Psychophysiol Biofeedback*, 2003; 28, 121–127.

Duda R.O., Hart, P.E., Stork D.G.: Pattern Classification, New York 2001.

Dworkin R.H., Turk D.C., Farrar J.T., Haythornthwaite J.A., Jensen M.\$P., Katz N.P., Kerns R.D., Stucki G., Allen R.R., Bellamy N., Carr D.B., Chandler J., Cowan P., Dionne R., Galer B.S., Hertz S., Jadad A.R., Kramer L.D., Manning D.C., Martin S., McCormick C.G., McDermott M.P., McGrath P., Quessy S., Rappaport B.A., Robbins W., Robinson J.P., Rothman M., Royal M.A., Simon L., Stauffer J.W., Stein W., Tollett J., Wernicke J., Witter J.: Core outcome measures for chronic pain clinical trials. IMMPACT recommendations, *Pain* 2005; 113(1-2), 9-19.

Errico T.J.: Lumbar disc arthroplasty. *Clinical orthopaedics*, 2005; 435, 106-117

Fawcett T.: An introduction to ROC analysis, *Pattern Recogn Lett* 2006; 27(8).

Ferguson S.A., Gupta P., Marras W.S., Heaney C.: Predicting recovery using continuous low back pain outcome measures, *Spine J* 2001; 1(1), 57-65.

Ferguson S.A., Marras W.S., Gupta P.: Longitudinal quantitative measures of the natural course of low back pain recovery, *Spine* 2000; 25(15), 1950-1956.

Flor H., Turk D.C.: Etiological theories and treatments for chronic back pain. Somatic models and interventions, *Pain* 1984 Jun; 19(2), 105 –21.

Frank J.W., Brooker A.S., DeMaio S.E., Kerr M.S., Maetzel A., Shannon H.S., Sullivan T.J., Norman R.W., Wells R.P.: Disability resulting from occupational low back pain. Part II: What do we know about secondary prevention? A review of the scientific evidence on prevention after disability begins, *Spine* 1996a; 21(24), 2918-2929.

Frank J.W., Kerr M.S., Brooker A.S., DeMaio S.E., Maetzel A., Shannon H.S., Sullivan T.J., Norman R.W., Wells R.P.: Disability resulting from occupational low back pain. Part I: What do we know about primary prevention? A review of the scientific evidence on prevention before disability begins, *Spine* 1996b; 21(24), 2908-2917.

Geisser M.E., Ranavaya M., Haig A.J., u.a.: A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls, *J Pain* 2005; 6, 711–726.

Gilbert F.J., Grant A.M., Gillan M.G., u.a.: Low back pain. Influence of early MR

Gottwald F. E.: Vergleichende, nichtinvasive Bewegungsanalyse der Wirbelsäule zwischen lumbalen Spondylodesen, der Zwischenwirbelendoprothese Typ Charite ® und einem wirbelsäulengesunden Kollektiv, München 2009

Harris-Hayes M., Van Dillen L.R.: The inter-tester reliability of physical therapists classifying low back pain problems based on the movement system impairment classification system, *Pm R* 2009; 1(2), 117-126.

Hildebrand J., Müller G., Pfingsten M. (Hrsg.): Lendenwirbelsäule, München 2005, 68-200.

Hildebrandt F.B.: Introduction to Numerical Analysis, 2. Auflage 1987.

Hildebrandt J.: Kosten und Nutzen differentieller Therapieprogramme für chronische Rückenschmerzen. In: Pfingsten M., Hildebrandt J. (Hrsg.): Chronischer Rückenschmerz – Wege aus dem Dilemma, Verlag Hans Huber, Bern, Göttingen, Toronto, Seattle 1998, 216 – 232.

Hilibrand A.S., Robbins M.: Adjacent segment degeneration and adjacent segment disease, *The Spine Journal* 2004; 4, 190-194

Imaging or CT on treatment and outcome - Multicenter randomized trial, *Radiology* 2004; 231, 343–51.

Jarvik J.G., Deyo R.A.: Diagnostic evaluation of low back pain with emphasis on imaging, *Ann Intern Med* 2002; 137, 586–97.

Keel P., Schütz-Petitjean Einleitung. In: Keel P., Perini C.H., Schütz-Petitjean D. (Hrsg.): Chronifizierung von Rückenschmerzen, Basel 1996, 11 – 30.

Klenerman L., Stanley I.M., Pennie B., Reilly J.P., Atchinson L.E., Troup J.D.G., Rose M.J.: The prediction of chronicity in patients with an acute attack of low back pain in a general practice setting, *Spine* 20/4, 1995, 478 – 484.

Kössler F.: Arbeitsbedingte Muskel-Skelett-Erkrankungen – eine interdisziplinäre Herausforderung, *ErgoMed* 5, 1998, 220–236.

Kummer B.: Biomechanik, Köln 2005, 543-551.

Lippert H.(Hrsg.): Lehrbuch der Anatomie, 4. Auflage München 1996, 245- 276

Longo U.G., Loppini M., Denaro L., Maffulli N., Denaro V.: Rating scales for low back pain, *British medical bulletin*, 2010

Luomajoki H., Kool J., de Bruin E.D., Airaksinen O.: Reliability of movement control tests in the lumbar spine. *BMC musculoskeletal disorders*, 2007; 8, 90.

Marras W.S., Davis K.G., Jorgensen M.: Gender influences on spine loads during complex lifting, *Spine J* 2003; 3(2), 93-99.

Marras W.S., Davis K.G., Jorgensen M.: Spine loading as a function of gender, *Spine* 2002; 27(22), 2514-2520.

Marras W.S., Ferguson S.A., Gupta P., Bose S., Parnianpour M., Kim J.Y., Crowell R.R.: The quantification of low back disorder using motion measures. Methodology and validation, Spine 1999; 24(20), 2091-2100.

Marras W.S., Lewis K.E., Ferguson S.A., Parnianpour M.: Impairment magnification during dynamic trunk motions, Spine 2000; 25(5), 587-595.

Marras W.S., Wongsam P.E.: Flexibility and velocity of the normal and impaired lumbar spine. Archives of physical medicine and rehabilitation, 1986; 67(4), 213-217.

Mayer K.C. (2001): Akuter unkomplizierter Rückenschmerz, <http://www.neuro24.de/rueckenschmerz.htm>.

Moll K.J., Moll M.: Kurzlehrbuch Anatomie, 16.Auflage München 2000.

Nachemson A.: A critical look at the treatment for low back pain, Scandinavia Journal of Rehabilitation Medicine 11, 1979, 143 – 149.

Nachemson A.L.: Newest Knowledge of Low Back Pain. Clinical Orthopaedics and Related Research Nr. 279, 1992, 8 – 20.

Neumann W.P., Wells R.P., Norman R.W., Andrews D.M., Frank J., Shannon H.S., Kerr M.S.: Comparison of four peak spinal loading exposure measurement methods and their association with low-back pain, Scandinavian journal of work, environment & health 1999; 25(5), 404-409.

Niosi C.A., Oxland T.R.: Degenerative mechanics of the lumbar spine, The Spine Journal, 2004; 4, 202-208.

Pengel L.H.M., Herbert R.D., Maher C.G., Refshauge K.M.: Acute low back pain. Systematic review of its prognosis, BMJ 2003; 327, 323–27.

Quebec Task Force on Spinal Disorders: Scientific approach to the assessment and management of activity-related spinal disorders. A monograph for clinicians, Spine 12/7, 1987, 10 – 53.

Raspe H., Kohlmann T.: Rückenschmerzen – eine Epidemie unserer Tage? Deutsches Ärzteblatt 90, 1993, 2165 – 2172.

Rockey P., Tompkins R., Wood R., Wolcott B.: The usefulness of x-ray examinations in the evaluation of patients with back pain, *J Fam Pract* 1978; 7, 455–65.

Rudy T.E., Boston J.R., Lieber S.J., Kubinski J.A., Stacey B.R.: Body motion during repetitive isodynamic lifting. A comparative study of normal subjects and low-back pain patients, *Pain* 2003; 105(1-2), 319-326.

Schmidt C. O., Kohlmann T.: Was wissen über das Symptom Rückenschmerz? *Zentralblatt für Orthopädie*, 2005, 229-298.

Schönle C.: Die Effektivität konservativer Therapien bei chronischen Rückenschmerzen im Spiegel der Literatur, *Gesundh.-Wes.* 55, 1993, 227 – 233.

Seffinger M.A., Najm W.I., Mishra S.I., Adams A., Dickerson V.M., Murphy L.S., Reinsch S.: Reliability of spinal palpation for diagnosis of back and neck pain. A systematic review of the literature, *Spine* 2004; 29(19), 413-425.

Strine T.W., Hootman J.M.: US national prevalence and correlates of low back and neck pain among adults. *Arthritis and rheumatism*, 2007; 57(4), 656-665.

Van Daele U., Huyvaert S., Hagman F., Duquet W., Van Gheluwe B., Vaes P.: Reproducibility of postural control measurement during unstable sitting in low back pain patients, *BMC musculoskeletal disorders* 2007; 8, 44.

Vilain M.: Analyse der Versorgungswege von Patienten mit primär therapieresistenten chronischen Schmerzen am Beispiel von Rückenschmerzen, Berlin 2009.

Volinn E.: The epidemiology of low back pain in the rest of the world. A review of surveys in low- and middle-income countries, *Spine* 1997; 22(15), 1747-1754.

Waddell G.: Biopsychosocial analysis of low back pain. In: Nordin M., Vischer T. (eds), *Clinical Rheumatology: Common Low Back Pain: Prevention of Chronicity*, London 1992, 523 – 557.

Walker B.F.: The prevalence of low back pain: a systematic review of the literature from 1966 to 1998, *Journal of spinal disorders* 2000; 13(3), 205-217.

Winter S., Evaluation des Work Hardening bei chronischen unspezifischen Rückenschmerzen -Eine empirische Vergleichsstudie-, München 2002.

8. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Thomas R. Tölle für die Überlassung des Themas und die hervorragende Betreuung bei der Anfertigung dieser Dissertation.

Herr Dipl.-Psych. Daniel Keeser danke ich für seine hilfreiche Unterstützung und dafür, dass er mir immer mit Rat und Tat zur Seite stand.

Insbesondere danke ich meinen Eltern Hans Jörg und Erika, denen diese Doktorarbeit gewidmet ist. Sie haben mir diese Universitätsausbildung ermöglicht, indem sie mir in jeder Hinsicht behilflich waren und mich immer zu dieser Doktorarbeit ermutigt haben.

Meinem Bruder, Dr. jur. Matthias Fahrner, danke ich für seine Hilfestellung bei formalen und sprachlichen Fragestellungen sowie für seine EDV-technische Unterstützung bei der Abfassung der Dissertation.

Besonders dankbar bin ich Herrn Dr.-Ing. Hans-Peter Lehr, den Damen Frauke und Cecile Hennies sowie Uta Braune-Krah für ihre sorgfältige Korrekturarbeit.

Es ist mir ein Anliegen, allen Studienkolleginnen und -kollegen meinen Dank auszusprechen. Ohne sie wäre es mir nicht möglich gewesen, die dieser Arbeit zugrundeliegenden Studien durchzuführen.

Gleichermaßen gilt mein Dank allen meinen Freunden, ohne deren Nachfrage und Unterstützung diese Arbeit schwerlich zum Abschluss gekommen wäre. Dabei danke ich besonders Frau Neslihan Özhan, Herr Benedikt Weidmann und Herr Ünal Özkök.

9. Lebenslauf

- 1979 Geboren am 23. Februar in Schramberg
- 1985 – 1989: Grundschule, Schramberg
- 1989 – 1995: Realschule, Schramberg
- 1995 – 1998: Gymnasium, Königsfeld
- 1998 – 2001: Ausbildung zur Krankenschwester,
Diakonie - Klinikum Stuttgart
- 2001 – 2002: Krankenschwester, Schwerpunkt: Chirurgische Ambulanz
Diakonie – Klinikum Stuttgart
- 2002: Beginn des Studiums der Humanmedizin an der LMU München
- 2006: Bestehen der Ärztlichen Vorprüfungen
- 2006: Beginn des klinischen Studiums an der TUM München
- Famulaturen in den Fächern:
- Chirurgie: Diakonie-Klinikum, Stuttgart
- Allgemeinmedizin: Praxis Dr. med. Ulrich Hahn, Radolfzell
- Allgemeinmedizin: Praxis Dr. med. Fritz Sailer, München
- Gynäkologie: Kreiskrankenhaus Schramberg
- 2009 – 2010: Praktisches Jahr in den Fächern:
- Chirurgie: Uniklinik Cerrahpasa, Istanbul
- Radiologie: Institut für diagnostische Radiologie
Klinikum rechts der Isar, München
- Innere: Kardiologie: Deutsches Herzzentrum, München
Gastrologie: Klinikum rechts der Isar, München
- 2010: Bestehen des 2. Abschnitts der Ärztlichen Prüfung
- 2010 – 2012: Beginn der Dissertation
- Studentische Hilfskraft, rechts der Isar
- Hilfskraft, HFK Rechtsanwälte LLP, München
- Wissenschaftliche Mitarbeiterin, Epionics, München
- 2013: Assistenzärztin Neurologie Uniklinik Cerrahpasa, Istanbul
- Besuch der Türkisch Sprachschulen Dilmer und Tömer
(Abschluss C1)
- Seit 2014: Praktizierende Ärztin im österreichischen Sankt Georgs Krankenhaus Istanbul, allgemeinen Notaufnahme