

Neuromuskuläre Regeneration nach lumbaler endoskopischer Facettengelenksthermokoagulation

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Maximilian Weber

aus Neuwied

2021

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. med. Robert Pflugmacher
2. Gutachterin: Prof. Dr. med. Natalija Novak

Tag der Mündlichen Prüfung: 09.03.2021

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Dieter C. Wirtz

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis.....	10
1.	Einleitung.....	12
1.1	Epidemiologie des Rückenschmerzes.....	12
1.2.1	Aufbau der Wirbelsäule	13
1.2.1.1	Knöcherner Aufbau der Lendenwirbelsäule.....	13
1.2.2	Gelenkige Verbindungen der Wirbelsäule	14
1.2.3	Innervation der Facettengelenke	15
1.2.4	Rückenmuskulatur.....	16
1.2.4.1	Anatomische Unterteilung	17
1.2.4.1.1	Autochthone Rückenmuskulatur.....	17
1.2.4.1.2	Nicht autochthone Rückenmuskulatur.....	18
1.2.4.2	Neuromuskuläre Schwerpunkte in Bezug auf die Studie.....	19
1.3	Pathogenese degenerativer Wirbelsäulenerkrankungen	20
1.3.1	„Chronic low back pain“ durch Degeneration der Facettengelenke	21
1.3.2	Diagnose eines Facettengelenkssyndroms	23
1.3.3	Therapeutische Maßnahmen.....	24
1.3.3.1	Konservative Therapie.....	25
1.3.3.2	Endoskopische Facettengelenksthermokoagulation und Facettektomie	25
1.3.3.2.1	Indikation.....	26

1.3.3.2.2	Kontraindikationen.....	26
1.3.3.2.3	Durchführung.....	27
1.4	Die Elektromyographie	28
1.4.1	Einsatz der Elektromyographie.....	29
1.4.2	Elektrophysiologische EMG-Signalgrundlagen.....	29
1.4.2.1	Aktionspotential und Erregung der Muskelzellmembran.....	29
1.4.2.2	Motorische Einheit.....	31
1.4.2.3	Das EMG-Signal.....	32
1.4.3	Oberflächen-Elektromyographie.....	33
1.4.3.1	Parameter der Oberflächen-Elektromyographie	33
1.4.3.1.1	Amplitude des EMG-Signals.....	33
1.4.3.1.2	Frequenz des EMG-Signals	34
1.4.3.1.3	Registrierung der Muskelkraft.....	34
1.4.3.2	Einflussfaktoren auf das EMG-Signal	35
1.5	Fragestellung.....	36
2.	Material und Methoden.....	37
2.1	Studiendesign.....	37
2.2	Patientenkollektiv.....	37
2.2.1	Einschlusskriterien.....	37
2.2.2	Ausschlusskriterien.....	38

2.3	Ablauf der Untersuchung und Beobachtungszeitraum	38
2.4	Methodik.....	40
2.4.1	Oberflächen-EMG-Messung.....	40
2.4.1.1	Platzierung der Messelektroden und Sensoren.....	40
2.4.1.1.1	Postoperative Platzierung.....	41
2.4.1.2	Versuchsaufbau.....	42
2.4.1.3	Erhobene Daten über Fragebögen.....	46
2.4.1.3.1	Numerische Rangskala	47
2.4.1.3.2	Core Outcome Measure Index	48
2.4.1.3.3	EQ-5D	48
2.5	Einverständniserklärung und Versicherung	48
2.6	Ethikvotum.....	49
2.7	Auswertung der Daten.....	49
2.7.1	Auswertung der Oberflächen-Elektromyographie.....	49
2.7.1.1	Auswertung der MVC	50
2.7.1.2	Auswertung der submaximalen Kontraktion über 30 Sekunden.....	53
2.7.1.3	Zusammenhängende Analyse der Frequenz und Amplitude.....	57
2.7.2	Auswertung der NRS Rücken und NRS Bein	57
2.7.3	Statistische Auswertung.....	58
3.	Ergebnisse	59

3.1	Zusammensetzung des Patientenkollektivs.....	59
3.2	Demographische Daten.....	60
3.3	Schmerzanamnese.....	60
3.4	Therapeutische Maßnahmen vor der Operation.....	62
3.5	Durchgeführte EMG-Messungen.....	63
3.6	Numerische Rangskala (NRS)	64
3.6.1	NRS Rücken.....	64
3.6.2	NRS Bein.....	65
3.7	EMG-Messungen.....	66
3.7.1	Maximum voluntary contraction (MVC).....	66
3.7.1.1	Muskelkraft	66
3.7.1.2	Amplituden der Muskelaktionspotentiale	67
3.7.2	Submaximale Kontraktion über 30 Sekunden	69
3.7.2.1	Frequenzanalyse.....	69
3.7.2.2	Amplitudenanalyse	71
3.7.2.3	Zusammenhängende Analyse der Frequenz und Amplitude.....	73
4.	Diskussion	78
4.1	Studienpopulation.....	78
4.2	Absolute Zahlen der durchgeführten Messungen.....	79
4.3	Oberflächenelektromyographie	80

4.3.1	Versuchsaufbau.....	80
4.3.2	MVC	82
4.3.3	30-sekündige submaximale Kontraktion.....	84
4.4	Numerische Rangskala (NRS)	87
4.5	Schlussfolgerungen.....	89
5.	Zusammenfassung.....	93
6.	Anhang	95
7.	Abbildungsverzeichnis.....	98
8.	Tabellenverzeichnis.....	101
9.	Literaturverzeichnis	102
10.	Danksagung	112

Abkürzungsverzeichnis

ACh	Acetylcholin
AP	Aktionspotential
App	application software, englisch, Anwendungssoftware
a.-p.	anterior-posterior, lateinisch, vorderer-hinterer
Art.	Articulatio, lateinisch, Gelenk
Artt.	Articulationes, lateinisch, Gelenke
BMI	body mass index, englisch, Körpermasseindex
BWS	Brustwirbelsäule
CLBP	chronic low back pain, englisch, chronischer Schmerz des unteren Rückens
COMI	core measure outcome index, englisch, Kern-Kennzahlen-Ergebnisindex
EbM	evidence-based medicine, englisch, Evidenzbasierte Medizin
EMG	Elektromyographie
EQ5D	fünfdimensionaler Gesundheitsfragebogen der EuroQol Group
et al.	et alii, lateinisch, und andere
FFT	fast fourier transformation, englisch, schnelle Fourier-Transformation
HWS	Halswirbelsäule
Hz	Hertz
ID	Identifikation
Inc.	incorporated, englisch, eingetragen
IQA	Interquartilsabstand
Komb.	Kombination
LWS	Lendenwirbelsäule
M.	Musculus, lateinisch, der Muskel
Mm.	Musculi, lateinisch, die Muskeln
MUAP	motor unit action potential, englisch, Aktionspotential einer motorischen Einheit
mV	Millivolt
MVC	maximum voluntary contraction, englisch, maximal willkürliche Kontraktion
n	Gesamtheit
N	Newton

nAChR	nikotinerger Acetylcholinrezeptor
NRS	Numerische Rangskala
NSAR	nichtsteroidale Antirheumatika
O-EMG	Oberflächen-Elektromyographie
p	p-value, englisch, Wahrscheinlichkeit, Signifikanzniveau
Proc.	Processus, lateinisch, Fortsatz
Procc.	Processus, lateinisch, Fortsätze
RMS	root mean square, englisch, quadratisches Mittel
R.	Ramus, lateinisch, Ast
Rr.	Rami, lateinisch, Äste
SD	standard deviation, englisch, Standardabweichung
μ V	Mikrovolt
WHO	World Health Organization, englisch, Weltgesundheitsorganisation

1. Einleitung

1.1 Epidemiologie des Rückenschmerzes

Rückenschmerzen sind eines der führenden Gesundheitsprobleme in Deutschland (Schmidt et al., 2007). Etwa 70 % aller Erwachsenen haben mindestens eine Episode pro Jahr (Casser et al., 2016). Sie zählen zu den kostenintensivsten Leiden im Gesundheitssystem der Industrieländer (O'Sullivan, 2000) und sind die häufigste Ursache für Arbeitsunfähigkeit und medizinische Rehabilitation (Deutsche Rentenversicherung Bund, 2016). Gleichzeitig stellten muskuloskelettale Erkrankungen im Jahr 2015 nach psychischen Erkrankungen die zweithäufigste Ursache für eine Frühberentung dar (Robert-Koch-Institut, 2015).

Eine in Deutschland 2007 durchgeführte Studie ergab zum Stichtag eine Punktprävalenz von 37,1 % und eine Lebenszeitprävalenz von 85,5 % für Rückenschmerzen (Schmidt et al., 2007). Zeitlich lassen sie sich in einen akuten, subakuten und chronischen Verlauf unterteilen. Von einem chronischen Verlauf ist auszugehen, wenn dieser länger als 12 Wochen andauert (Nationale Versorgungsleitlinie, 2017). Nach 12 Wochen erfolgter konservativer Therapie klagen 62 % aller Patienten wieder über „Schmerzen an der gleichen Stelle“ (Hestbaek et al., 2003). Persistierende Schmerzen können die Inaktivität des Patienten aggravieren und so zu strukturellen Schäden der Wirbelsäule und ihrer Muskulatur führen (Kong et al., 2016). Langfristig kann das verminderte neurophysiologische Ansprechen der Muskulatur eine Atrophie und Abnahme der Kraft verursachen, welche gleichzeitig wiederum die Rückenschmerzen verstärken (Kalichman, 2017). Für die Patienten entsteht eine Art Circulus vitiosus. Im Sinne einer positiven Rückkopplung werden die Schmerzen durch andere gestörte Körperfunktionen, bspw. durch Atrophie, aufrechterhalten bzw. intensiviert.

Die Kosten für muskuloskelettale Erkrankungen beliefen sich in Deutschland laut Angaben der Gesundheitsberichterstattung des Bundes im Jahr 2008 auf rund 28,5 Milliarden Euro; davon 3,6 Milliarden Euro für nicht-spezifische Kreuzschmerzen (Robert-Koch-Institut, 2015). Somit nehmen nicht nur medizinische und epidemiologische sondern auch

gesundheitsökonomische Aspekte bei Betrachtungen von Rückenschmerzen eine besondere Relevanz ein.

1.2 Muskuloskelettales System der Wirbelsäule

Das muskuloskelettales System der Wirbelsäule dient in seiner Gesamtheit der Stabilität und Bewegung des Rumpfes und dem Schutz des Rückenmarkes als Bestandteil des zentralen Nervensystems (Benninghoff et al., 2014).

1.2.1 Aufbau der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule bildet „das Achsenskelett des menschlichen Körpers“ (Aumüller et al., 2014) und lässt sich in fünf Abschnitte unterteilen. In cranio-caudaler-Richtung sind dies die Halswirbelsäule (HWS) mit 7 Halswirbeln, die Brustwirbelsäule (BWS) mit 12 Brustwirbeln, die Lendenwirbelsäule (LWS) mit 5 Lendenwirbeln und der Kreuz- und Steißbeinbereich mit 7–9 Wirbeln. Insgesamt besteht sie aus 31–33 knöchernen Elementen (Benninghoff et al., 2014). Charakteristisch ist ihre in der Sagittalebene doppelte S-Form, die auf zwei unterschiedlichen Krümmungsmustern beruht. HWS und LWS weisen eine nach ventral konvexe Krümmung auf, die als Lordose bezeichnet wird. Die nach ventral konkave Krümmung der BWS sowie des Kreuz- und Steißbeins bezeichnet man als Kyphose (Aumüller et al., 2014).

1.2.1.1 Knöcherner Aufbau der Lendenwirbelsäule

Die Wirbel, der i.d.R. 5-gliedrigen LWS, setzen sich aus folgenden Elementen zusammen (Aumüller et al., 2014) (Abb. 1):

- einem Wirbelkörper (Corpus vertebrae)
- einem Wirbelbogen (Arcus vertebrae)

- einem nach dorsal gerichteten Dornfortsatz (Proc. spinosus)
- zwei Querfortsätzen (Procc. transversi, bzw. costales in der LWS)
- vier Gelenkfortsätzen (Procc. articulares superiores et inferiores) mit jeweils einer Gelenkfläche (Facies articularis)

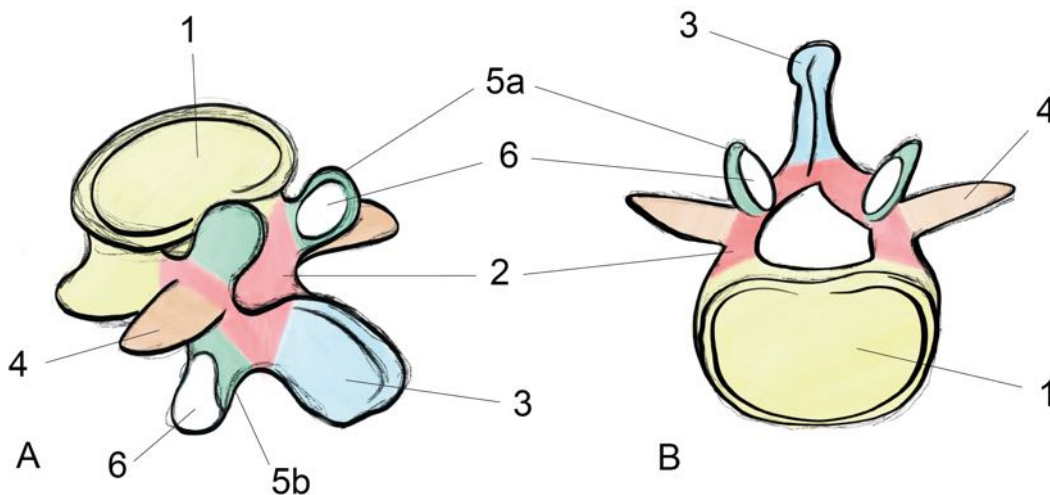


Abb. 1: Schematische Skizze eines Lendenwirbelkörpers in dorso-lateraler Ansicht (A) und cranialer Ansicht (B): (1) Corpus vertebrae, (2) Arcus vertebrae, (3) Proc. spinosus, (4) Proc. transversus, (5a) Proc. articularis superior, (5b) Proc. articularis inferior, (6) Facies articularis (Weber, 2019).

Die kräftig ausgebildeten Wirbelkörper übertragen die in cranio-caudaler Richtung zunehmende Last des Körpers von Kopf, Hals, Rumpf und oberer Extremität auf das Becken und die untere Extremität. Somit ist insbesondere die LWS enormen Belastungen ausgesetzt (Niethard und Pfeil, 2005).

1.2.2 Gelenkige Verbindungen der Wirbelsäule

Gelenkig ist die Wirbelsäule sowohl aus echten Gelenken, sog. Diarthrosen, und unechten Gelenken, sog. Synarthrosen, aufgebaut (Aumüller et al., 2014).

Zu den echten Gelenken der Wirbelsäule gehören, neben den atlanto-occipitalen Gelenken des Hinterhauptes mit dem ersten Halswirbel, die paarigen Facettengelenke (Artt. zygapophysiales). Ihre Gelenkflächen werden von den Procc. articulares der Wirbel gebildet. Hierbei artikuliert die Gelenkfläche des Proc. articularis superior des einen Wirbels mit dem Proc. articularis inferior des nächsthöheren Wirbels. In den einzelnen Abschnitten der Wirbelsäule sind die Gelenkflächen unterschiedlich stark in der Horizontalen und Vertikalen geneigt. Aus der Artikulation dieser zwei planaren Flächen ergeben sich zwei Hauptbewegungsrichtungen in einer Ebene des Raumes und unterschiedliche Bewegungsmaße der HWS, BWS und LWS. Insgesamt entstehen so, mit Ausnahme zwischen erstem und zweitem Halswirbel, 23 paarige Gelenke (Schünke et al., 2014).

Die unechten Gelenke der Wirbelsäule werden von den Bandscheiben (Discus articularis) sowie dem atlanto-axialen Gelenk der ersten beiden Halswirbel gebildet (Aumüller et al., 2014).

Aus dem Zusammenspiel der unterschiedlichen Gelenke, deren Aufbau und der Rückenmuskulatur ergibt sich die Gesamtbeweglichkeit der Wirbelsäule in den vier Hauptbewegungen Ventralflexion, Dorsalextension, Lateralflexion sowie Rotation (Schünke et al., 2014). Die kleinste zusammenhängende Einheit in diesen Bewegungen bildet das „Bewegungssegment nach Junghans“, welches von zwei benachbarten Wirbeln, ihrer Bandscheibe, den Facettengelenken und den zugehörigen Muskeln und Bändern gebildet wird (Benninghoff et al., 2014).

1.2.3 Innervation der Facettengelenke

Die Gelenkkapsel der Facettengelenke entspringt häufig direkt an ihrer Gelenkfläche. Ihre sensible Innervation erfolgt typischerweise aus den medialen Ästen des Ramus dorsalis (R. dorsalis, syn. R. posterior) des Spinalnervs.

Der R. dorsalis entspringt dem Spinalnerv im intervertebralen Foramen. Eingebettet in Fettgewebe zieht er über den Proc. transversus und entlang der Basis des Proc. articularis superior des Wirbels nach dorsal (Jeong et al., 2014). Hier teilt er sich ferner in einen

medialen und in einen lateralen Anteil. Die Innervation der Gelenkkapsel erfolgt bisegmental aus dem R. dorsalis des Spinalnervs auf der gleichen Ebene und eines medialen Astes auf der nächsthöheren Ebene (Abb. 2) (Binder und Nampiaparampil, 2009). Außerdem innervieren die medialen Anteile des R. dorsalis motorisch die medialen Anteile der autochthonen Rückenmuskulatur. Die lateralen Anteile des R. dorsalis versorgen in ihrem Verlauf motorisch die lateralen Anteile der autochthonen Rückenmuskulatur (Schünke et al., 2014).

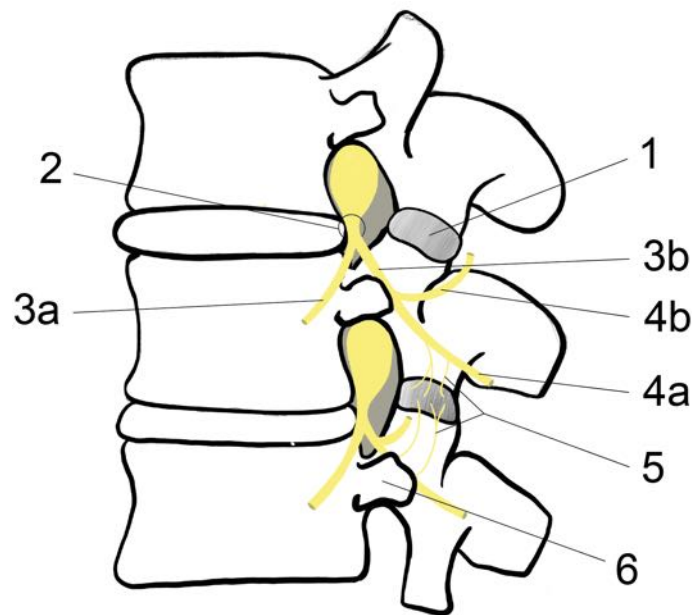


Abb. 2: Schematische Skizze der Facettengelenksinnervation in lateraler Ansicht: (1) Facettengelenk, (2) Spinalnerv, (3a) R. ventralis, (3b) R. dorsalis, (4a) medialer Ast, (4b) lateraler Ast, (5) sensible Innervation des Facettengelenks, (6) Proc. transversus (Weber, 2018).

1.2.4 Rückenmuskulatur

Neben den o.g. Bewegungen der Wirbelsäule kommt der Rückenmuskulatur eine essentielle Bedeutung für die Aufrechterhaltung der Rumpfstabilität und des damit verbundenen Gleichgewichtes zu (Aumüller et al., 2014).

1.2.4.1 Anatomische Unterteilung

Nach ihrer entwicklungsgeschichtlichen Herkunft lässt sich die Rückenmuskulatur in zwei Gruppen unterteilen (Schünke et al., 2014):

- Autochthone/ tiefe Rückenmuskulatur (M. erector spinae)
- Nicht autochthone/ oberflächliche Rückenmuskulatur

Diese Unterteilung spiegelt sich v.a. in deren verschiedener nervaler Innervation wider.

1.2.4.1.1 Autochthone Rückenmuskulatur

Der Begriff „autochthon“ bedeutet „vor Ort entstanden“ (Aumüller et al., 2014). Diese Gruppe Muskeln ist in der embryologischen Entwicklung vor Ort geblieben, während die nicht-autochthonen Teile der Muskulatur in den lateralen und ventralen Rumpf ausgewandert sind (Ulfig, 2009). Die autochthonen Anteile der Rückenmuskulatur lassen sich weiterhin in einen medialen und lateralen Trakt unterteilen (Schünke et al., 2014). Eine Übersicht bietet Tabelle 1.

Tab. 1: Systematische Übersicht über die Systeme des M. erector spinae.

Medialer Trakt	Lateraler Trakt
spinales System	sacrospinales System
<ul style="list-style-type: none"> • Mm. interspinales • M. spinalis 	<ul style="list-style-type: none"> • M. iliocostalis • M. longissimus
transversospinales System	spinotransversales System
<ul style="list-style-type: none"> • Mm. rotatores breves et longi • M. multifidus • M. semispinalis 	<ul style="list-style-type: none"> • M. splenius
	intertransversales System
	<ul style="list-style-type: none"> • Mm. intertransversarii • Mm. levatores costarum

Die Innervation erfolgt segmental durch den R. dorsalis des Spinalnervs. Dieser teilt sich im Verlauf in mediale und laterale Äste auf. Die medialen Äste innervieren den medialen und die lateralen Äste den lateralen Trakt der Muskulatur.

In ihrer Gesamtheit wird die autochthone Rückenmuskulatur auch als *Musculus erector spinae* bezeichnet und von einer bindegewebigen Faszie, der *Fascia thoracolumbalis*, umhüllt (Benninghoff et al., 2014).

1.2.4.1.2 Nicht autochthone Rückenmuskulatur

Die nicht autochthonen Anteile der Rückenmuskulatur dienen vielmehr der Bewegung des Rumpfes und der oberen Extremität als der Stabilität der Wirbelsäule. Sie werden in zwei Gruppen unterteilt (Schünke et al., 2014):

- Spinocostale Muskeln
 - *M. serratus posterior superior et inferior*

- Spinoscapuläre Muskeln
 - *M. rhomboideus major et minor*
 - *M. levator scapulae*
 - *M. serratus anterior*
 - *M. pectoralis major et minor*
 - *M. trapezius*
 - *M. latissimus dorsi*

Die o.g. Muskeln haben ihre Innervation im Rahmen der embryologischen Entwicklung in die Peripherie mitgenommen und werden von den Rr. ventrales der Spinalnerven innerviert (Trepel, 2015).

1.2.4.2 Neuromuskuläre Schwerpunkte in Bezug auf die Studie

Aus der Muskelgruppe der autochthonen Muskulatur nimmt der M. multifidus die wichtigste Rolle bei der segmentalen Kontrolle der LWS während Hebe- und Rotationsbewegungen bzw. der Stabilisierung der Wirbelsäule in der Dorsalextension ein (Finta et al., 2018). Die Fasern des M. multifidus findet man an allen Segmenten der Wirbelsäule. Sie haben ihren Ursprung zwischen dem Proc. transversus und Proc. spinosus. Ihr Ansatz findet sich am nächst höhergelegenen Proc. spinosus. Hierbei überspringen sie i.d.R. zwei bis vier Wirbelkörper. Am stärksten ausgebildet ist der M. multifidus in der lumbalen Wirbelsäule (Abb. 3).

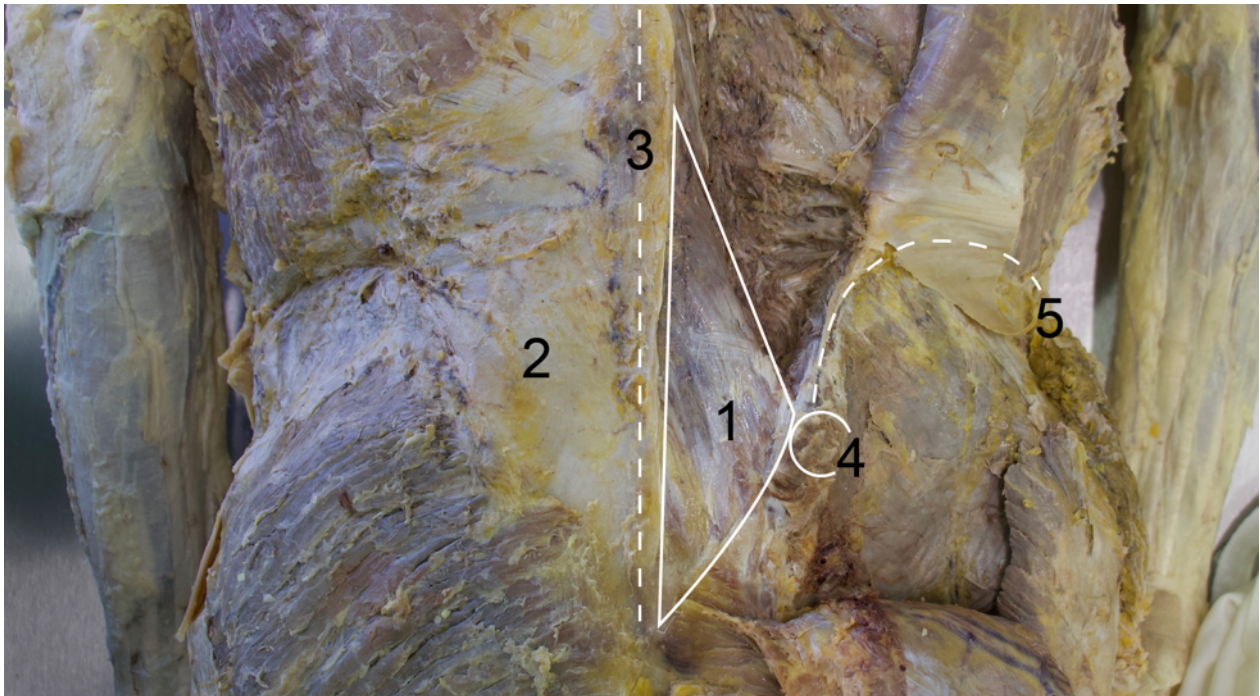


Abb. 3: Anatomische Präparation des rechten M. multifidus in der LWS: (1) M. multifidus, (2) Fascia thoracolumbalis, (3) oberflächliche Projektion der Procc. spinosi, (4) Spina iliaca posterior superior, (5) Christa iliaca (Schliwa und Weber, 2018).

Bei gleichzeitiger Kontraktion der linken und rechten Seite des Muskels führt dies zur Dorsalextension der Wirbelsäule. Die einseitige Kontraktion führt zur Lateralflexion zur ipsilateralen und Rotation zur kontralateralen Seite (Schünke et al., 2014).

Die Innervation des M. multifidus erfolgt monosegmental, d.h. aus den medialen Ästen des R. dorsalis des Spinalnervs (Abb. 4) (Benninghoff et al., 2014).

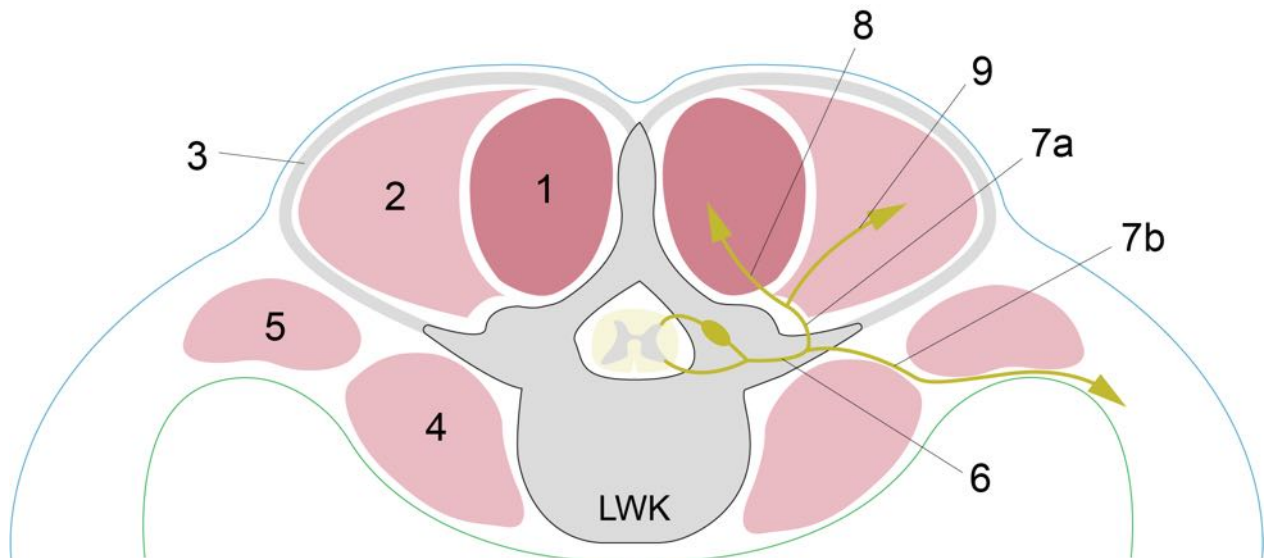


Abb. 4: Schematischer Querschnitt durch die lumbale Wirbelsäule 1 (modifiziert nach Schünke et al., 2014): (1) M. multifidus, (2) lateraler Trakt: M. iliocostalis und M. longissimus, (3) Fascia thoracolumbalis, (4) M. psoas major, (5) M. quadratus lumborum, (6) Spinalnerv, (7a) R. dorsalis, (7b) R. ventralis, (8) medialer Ast des R. dorsalis, (9) lateraler Ast des R. dorsalis (Weber, 2019).

1.3 Pathogenese degenerativer Wirbelsäulenerkrankungen

Die anatomischen Strukturen der Wirbelsäule unterliegen einem physiologischen Alterungs- und Abnutzungsprozess. Diese schreiten v.a. in den Bereichen der größten Belastung am schnellsten voran. Zu den degenerativen Erkrankungen zählt man alle Veränderungen an Wirbelkörpern, Bandscheiben, Wirbelgelenken, Muskulatur und Bändern. Die morphologischen Veränderungen lassen sich unterteilen in (Niethard et al., 2005):

- Chondrose - betroffen ist der Knorpel
- Osteochondrose - betroffen sind Knochen und Knorpel

- Spondylose - betroffen ist der Wirbelkörper
- Spondylarthrose - betroffen ist das Facettengelenk

Nach ihrer klinischen Symptomatik lassen sich die Veränderungen beschreiben als (Niethard et al., 2005):

- lokales Wirbelsäulensyndrom: Schmerzen ausschließlich lokal
- radikuläres bzw. Querschnittssyndrom: Schmerzausstrahlung im Dermatombereich und ggf. radikuläre Ausfälle/ Querschnittssymptomatik
- pseudoradikuläres Syndrom: Schmerzausstrahlung nicht entsprechend dem Nervenverbreitungsgebiet

1.3.1 „Chronic low back pain“ durch Degeneration der Facettengelenke

Etwa 70 % aller Beschwerden der Wirbelsäule treten in der LWS auf. Neben akuten Beschwerden, die bspw. durch ein Trauma oder übermäßige Belastung auftreten, manifestieren sich v.a. auch chronische Beschwerden im Bereich der LWS (Niethard et al., 2005). Besteht die Beschwerdesymptomatik länger als zwölf Wochen, spricht man von einem chronischen Kreuzschmerz (engl. chronic low back pain, CLBP) (Nationale Versorgungsleitlinie, 2017). Seine Entstehung ist oft multifaktoriell (Binder und Nampiaparampil, 2009).

In bis zu 40 % aller CLBP-Fälle ist das Facettengelenk Ursache der Schmerzentstehung (Beresford et al., 2010). Betroffen sind v.a. Patienten zwischen 50 und 80 Jahren (Manchikanti et al., 2010). Einer Facettengelenksdegeneration ist die Degeneration der Bandscheibe vorangestellt. Bereits im dritten Lebensjahrzehnt beginnen deren degenerative Prozesse. In Folge dessen verliert die Bandscheibe zunehmend an Höhe. Hierdurch vergrößert sich die Mobilität im Bewegungssegment, so dass die Facettengelenke zur Stabilisierung mehr Last aufnehmen müssen (Fujiwara et al., 2000). Diese arthrotischen Veränderungen führen zur Entstehung von knöchernen Anbauten, sog. Spondylophyten. Ihr Anbau am Facettengelenk vergrößert die Inkongruenz der

Gelenkflächen. Diese kann wiederum die Abnutzung des Gelenkknorpels und die Ausbildung chronisch inflammatorischer Prozesse begünstigen (Beresford et al., 2010). Außerdem können die Spondylophyten den Spinalkanal oder das intervertebrale Foramen, durch welches der Spinalnerv nach lateral austritt, einengen und so zu radikulären Schmerzen bis hin zu einem neurologischen Defizit führen. Diese knöchernen degenerativen Veränderungen werden als Spondylarthrose bezeichnet (Niethard und Pfeil, 2005).

Die Entstehung eines chronischen Schmerzsyndroms wird somit nicht nur durch die mechanische Instabilität verursacht (McLain und Pickar, 1998), vielmehr ist es das Zusammenspiel, in dem auch die inflammatorische Reaktion, die durch Zytokine, Prostaglandine und freie Sauerstoffradikale vermittelt wird, eine wichtige Rolle einnimmt (Igarashi et al., 2004). Zusammenfassend spricht man vom sog. Facettengelenkssyndrom (syn. Facettensyndrom) (Jerosch, 2014).

McLain und Pickar konnten 1998 zeigen, dass sowohl die Gelenkkapsel als auch die Synovialfalten viele freie Nervenendigungen besitzen, die über die medialen Äste des R. dorsalis des Spinalnervs Schmerzen somatoafferent zum Rückenmark weiterleiten (Abb. 5) (McLain und Pickar, 1998).

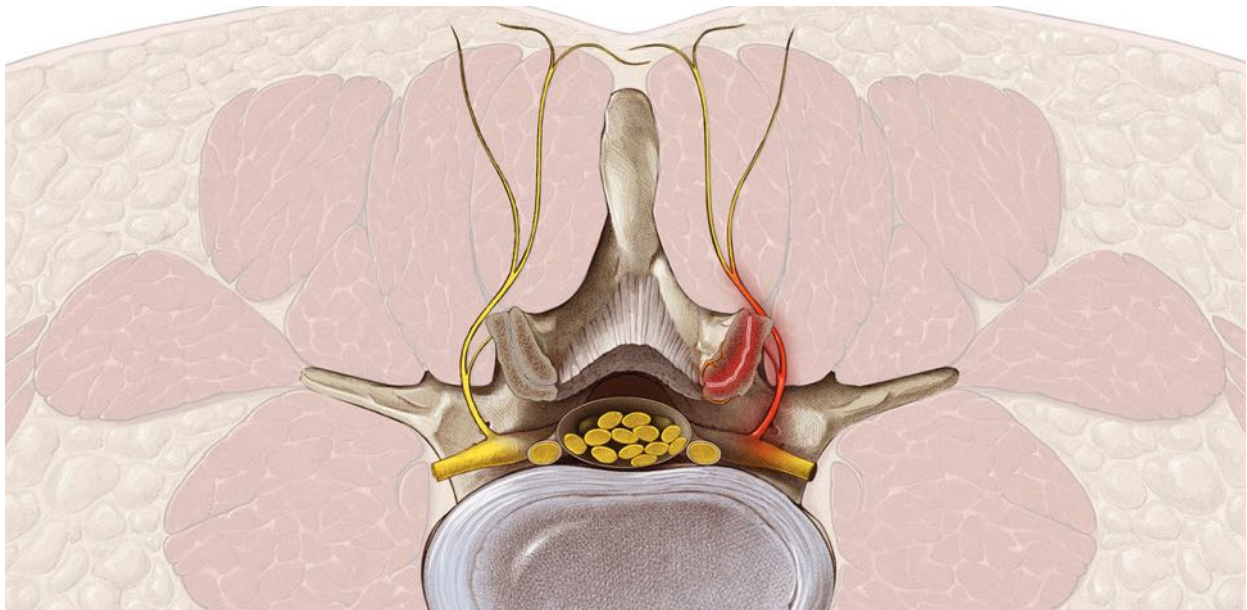


Abb. 5: Schematischer Querschnitt durch die lumbale Wirbelsäule 2: Degeneration des Facettengelenks und Schmerzafferenz durch die medialen Äste des R. dorsalis links (rot) (modifiziert nach joimax®).

1.3.2 Diagnose eines Facettengelenkssyndroms

Die Diagnose eines Facettengelenkssyndroms erfolgt v.a. anhand der bestehenden Symptomatik (Jerosch, 2014). Charakteristisch treten bei Patienten mit lumbaler Degeneration der Facettengelenke zwei klinische Schmerzformen auf. Es finden sich v.a. lokal lumbale Schmerzsyndrome ohne Ausstrahlung oder lumbale Schmerzsyndrome mit pseudoradikulärer Ausstrahlung in das Gesäß oder Bein (Niethard et al., 2005). Sie verlaufen häufig posterolateral in den Oberschenkel bis zum Knie oder bis zur Wade, selten in den Fuß. Außerdem zeigt sich typischerweise ein durch den Untersucher ausgelöster Druckschmerz über den Facettengelenken sowie eine Zunahme der Schmerzen bei Reklination der Wirbelsäule (Bernard und Kirkaldy-Willis, 1987). Ergänzend zur vollständigen körperlichen Untersuchung sollte in einer ausführlichen Anamnese auch auf eine mögliche psychogene Beteiligung für den chronischen Rückenschmerz eingegangen werden, da psychosomatische Komponenten die Diagnose erheblich beeinflussen können (Jerosch, 2014).

Komplettiert werden kann die Diagnose durch bildgebende Verfahren. Hier stellt die konventionelle Röntgenaufnahme den ersten Schritt in der diagnostischen Reihenfolge dar und wird insbesondere durch die Kernspintomographie ergänzt, die durch den adjuvanten Einsatz von Kontrastmittel auch Aussagen über entzündliche Veränderungen an den Facettengelenken treffen kann (Wetzke et al., 2015). Dennoch hat sich der Zusammenhang zwischen morphologischen Veränderungen der Facettengelenke in bildgebenden Verfahren und den klinischen Symptomen des Patienten als unzuverlässig erwiesen (Dreyfuss und Dreyer, 1995).

Die derzeitig etablierte Methode zur Diagnosesicherung ist die intraartikuläre bzw. periarthikuläre Facetteninfiltration. Obwohl für diese Technik keine Evidenz als Behandlungsmethode mit bspw. Steroiden oder Lokalanästhetika vorliegt (Snidvongs et al., 2017), kann sie doch als diagnostisches Mittel eingesetzt werden (Boswell et al., 2007). Hierbei wird eine Spinalnadel unter radiologischer Kontrolle (z.B. Bildwandler, Computertomographie oder Sonographie) langsam periradikulär bis zum R. dorsalis oder intraartikulär vorgeschoben. Anschließend werden zwischen 1 und 5 ml einer 1 %-igen Lösung mit einem Lokalanästhetikum appliziert, so dass die Schmerzen sistieren (Boswell et al., 2007). Als positiv und valide in Bezug auf die durch das Facettengelenk ausgelösten Beschwerden wird dieser Test gewertet, wenn sich die Schmerzen um 80 % reduzieren (Manchikanti et al., 2010).

1.3.3 Therapeutische Maßnahmen

Zur Therapie degenerativer Wirbelsäulenerkrankungen, wie dem Facettengelenkssyndrom, stehen eine Vielzahl konservativer und operativer Methoden zur Verfügung. Patienten unter Ausschluss ernstzunehmender Pathologien wie bspw. motorischen Defiziten sollten primär konservativ über mindestens sechs Wochen therapiert werden (Hoffmann et al., 2016).

1.3.3.1 Konservative Therapie

Primäres Ziel der konservativen Therapie ist die Schmerzbeseitigung bzw. -reduktion sowie die Verhinderung eines voranschreitenden Verlaufs. Hierbei ergänzen sich die medikamentöse und die nichtmedikamentöse Therapie (Nationale Versorgungsleitlinie, 2017).

Zur nichtmedikamentösen Therapie gehört eine Vielzahl therapeutischer Maßnahmen. Hierzu zählen u.a. Akupunktur, Bewegungs-/ Physiotherapie, Massage, Kälte-/ Wärmertherapie und Elektrotherapie (z.B. transkutane elektrische Nervenstimulation, TENS). Insbesondere für die Bewegungstherapie kombiniert mit verhaltenstherapeutischen psychoedukativen Maßnahmen konnte eine gute Wirksamkeit für die Behandlung von CLBP gezeigt werden (Hayden et al., 2005). Im Vordergrund dieser Maßnahmen steht immer die Beibehaltung körperlicher Aktivitäten (Dahm et al., 2010).

Die medikamentöse Therapie stellt eine rein symptomatische Behandlung dar und soll frühzeitig dazu führen, dass betroffene Patienten ihre üblichen Aktivitäten wieder aufnehmen können. Unter Berücksichtigung patientenbezogener Kontraindikationen bzw. Unverträglichkeiten sind nichtsteroidale Antirheumatika (NSAR) Medikamente der ersten Wahl. Opioide sollten nur als therapeutische Option zur Behandlung akuter nichtspezifischer Kreuzschmerzen eingesetzt werden. Grundsätzlich empfiehlt sich zur Schmerztherapie ein Vorgehen nach dem WHO-Stufenschema (Chenot et al., 2017).

Die Auswahl geeigneter konservativer Maßnahmen sollte nach dem persönlichen Leidensdruck, der Stärke der angegebenen Schmerzen sowie nach Alter und Adhärenz des Patienten erfolgen (Nationale Versorgungsleitlinie, 2017).

1.3.3.2 Endoskopische Facettengelenksthermokoagulation und Facettektomie

Bei der endoskopischen Facettengelenksthermokoagulation handelt es sich um eine minimal invasive Operationsmethode, um Schmerzen, die von den Facettengelenken ausgehen, durch Thermokoagulation der medialen Äste des R. dorsalis zu therapieren.

Die Evidenz der Facettengelenksthromokoagulation konnte bereits 1997 durch Dreyfuss erbracht werden (Dreyfuss et al., 1997).

Die Durchführung unter endoskopischer Sicht verspricht einen minimalen Zugangsweg, durch welchen der Operateur das Facettengelenk und seine Umgebung vollständig inspizieren kann und insbesondere auch individuelle anatomische Besonderheiten (z.B. Nebenäste des R. dorsalis) identifizieren und gezielt behandeln kann. Gleichzeitig wird durch diesen minimal-invasiven Zugang auch der Blutverlust minimiert (Walter et al., 2018).

Ergänzend können in der gleichen Operation knöcherne Anbauten an den Facettengelenken entfernt und so eingeengte neuronale Strukturen dekomprimiert werden (sog. Facettektomie) (Kapetanakis et al., 2018).

1.3.3.2.1 Indikation

Die Indikation zur Durchführung kann gestellt werden, wenn bei Patienten mit CLBP die konservative Therapie versagt und sich ein therapierefraktärer Schmerz durch die unter 1.3.1 genannten morphologischen Veränderungen einstellt. Darüber hinaus muss ein positiver periartikulärer Infiltrationstest vorliegen, nach welchem sich die Schmerzen nach Infiltration eines Lokalanästhetikums relevant verbessern.

1.3.3.2.2 Kontraindikationen

Kontraindikationen stellen eine momentane Antikoagulation, ein negativer präoperativer Infiltrationstest sowie zusätzliche Pathologien im Operationsgebiet (z.B. Tumor) dar (Walter et al., 2018).

1.3.3.2.3 Durchführung

Für die Durchführung der Operation benötigt der Patient entweder eine ausreichende lokale Anästhesie mit Sedierung oder eine Vollnarkose. Die intraoperative Identifizierung des betroffenen Facettengelenks erfolgt mittels Fluoroskopie in a.-p.-Projektion. Anschließend wird ein Trokar bis zum Proc. transversus des Wirbels vorgeschoben, über welchen die Operationsinstrumente Zugang zum Facettengelenk finden (Abb. 6) (Walter et al., 2018).

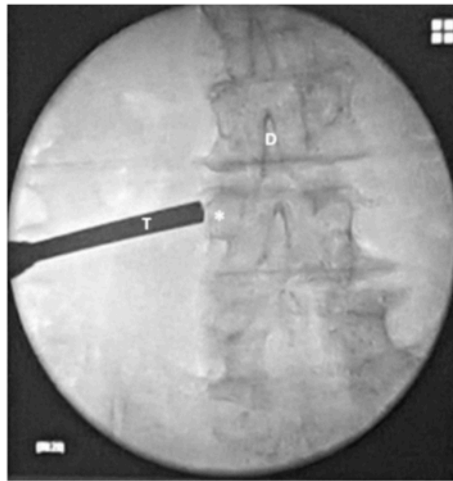


Abb. 6: A.-p.-Projektion der lumbalen Wirbelsäule. Korrekte Positionierung des Trokars (T). In der nichtrotierten Wirbelsäule, dargestellt durch die Procc. spinosi (D) und den Proc. transversus (*), können die anatomischen Landmarken identifiziert werden (Walter et al., 2018).

Mittels Endoskops wird der Zielpunkt für die Radiofrequenzsonde (z.B. Vaporflex[®]-joimax[®]) aufgesucht (s. 1.2.3). Unter visueller Kontrolle kann dieser identifiziert und der R. dorsalis mittels Radiofrequenzsonde thermokoaguliert werden. Die Freisetzung des Fettgewebes bestätigt intraoperativ die erfolgreiche Denervation (Abb. 7).

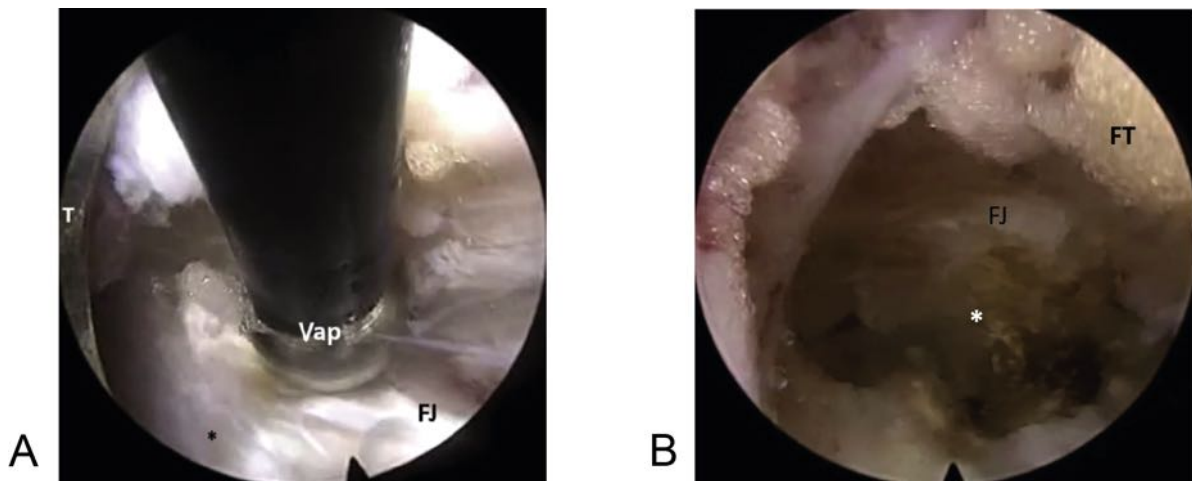


Abb. 7: Intraoperativer Blick während der Thermokoagulation (A) und nach erfolgreicher Denervation (B): (T) Trokar, (Vap) Radiofrequenzsonde (Vaporflex®), (*) Proc. transversus, (FJ) Facettengelenk (facet joint), (FT) Fettgewebe (fatty tissue) (Walter et al., 2018).

Da das Facettengelenk eine bisegmentale Innervation besitzt (s. 1.2.3), müssen sowohl der mediale Ast auf Ebene des Facettengelenks und der mediale Ast eines nächsthöher gelegenen R. dorsalis denerviert werden. Der gesamte Vorgang kann auch auf der kontralateralen Seite durchgeführt werden. Nach erfolgter Thermokoagulation (ggf. mit Facettektomie) aller betroffenen Segmente werden die Instrumente entfernt und die Wunde verschlossen.

Zur postoperativen Versorgung sollten eine ausreichende Schmerztherapie und frühzeitige Mobilisierung bzw. Physiotherapie begonnen werden (Walter et al., 2018).

1.4 Die Elektromyographie

Die Elektromyographie (EMG) dient der Ableitung und Analyse von Aktionspotentialen der Skelettmuskulatur. Sie ist eine elektrophysiologische Untersuchungsmethode und spiegelt die elektrische Aktivität der untersuchten Muskelzellen wider. Dabei handelt es sich um eine kostengünstige Methode, die beliebig oft wiederholt werden kann und für den Untersucher i.d.R. direkt verwertbare Ergebnisse liefert (Zierz und Jerusalem, 2003).

Der Grundstein elektrophysiologischer Untersuchungen ist auf die Tierexperimente von Luggiano Galvani zurückzuführen. Er konnte bereits 1771 zeigen, dass eine elektrische Stimulation von Muskelgewebe zu Kontraktionen dieses führt. Daran anknüpfend wurden v.a. im Laufe des 20. Jahrhunderts verschiedene Methoden entwickelt (z.B. Feinnadel-elektroden, Verstärkung der Signale, akustische Ausgabe über Lautsprecher etc.), um myoelektrische Signale aufzuzeichnen und somit auch neuromuskuläre Erkrankungen besser zu untersuchen. Schließlich konnte durch die Entwicklung von kleinen Metallelektroden auch ein Blick auf die Muskelaktivität geworfen werden (Kazamel und Warren, 2017).

1.4.1 Einsatz der Elektromyographie

Die Elektromyographie findet sowohl in vielen klinischen Disziplinen als auch in der Forschung ihren Einsatz. Sie wird routinemäßig v.a. in der Neurologie zur Analyse von Muskel- und Neuronenerkrankungen eingesetzt, darüber hinaus vermehrt in der Orthopädie, Schmerz- und Physiotherapie zur Analyse von muskuloskelettalen Erkrankungen und Bewegungsabläufen. Ferner wird sie auch in der Sportwissenschaft eingesetzt, um bspw. Kraft- und Techniktraining auf ihre Wirksamkeit zu überprüfen und zu optimieren (Konrad, 2011). Auch in der Arbeitsmedizin wird sie genutzt, um muskuläre Beanspruchung während Tätigkeiten zu quantifizieren und bspw. Gefährdungsbeurteilungen erstellen zu können (Arbeitsmedizinische S2k-Leitlinie, 2013).

1.4.2 Elektrophysiologische EMG-Signalgrundlagen

1.4.2.1 Aktionspotential und Erregung der Muskelzellmembran

Über der Membran der Muskelzelle liegt eine Spannungsdifferenz zwischen dem Intra- und Extrazellulärraum an. Diese kommt v.a. durch die ungleiche Verteilung von Kalium-, Natrium- und Chloridionen und die unterschiedlich hohe Leitfähigkeit der Zellmembran für die Ionen in Ruhe zustande. Zusätzlich sorgt die konsekutiv arbeitende Natrium-Kalium-

ATPase dafür, dass permanent Natrium- gegen Kaliumionen ausgetauscht werden und die Spannungsdifferenz aufrecht gehalten wird. Die nichterregte Zelle ist innen negativ und außen positiv geladen. Die intrazelluläre Negativität wird zusätzlich durch große Anionen hervorgerufen, für die die Zellmembran nicht permeabel ist. Das Ruhemembranpotential liegt bei ca. - 70 bis - 90 mV (Kurtz et al., 2014).

Eine Erregung, die typischerweise willkürliche motorische Reaktionen auslöst, entsteht im zentralen Nervensystem, dem Gyrus praecentralis. Entlang des Tractus corticospinalis (sog. Pyramidenbahn) wird sie zu den α -Motoneuronen im Vorderhorn des Rückenmarks übertragen. Von hier aus wird der Reiz entlang ihrer myelinisierten Axone durch die sog. Saltatorische Reizweiterleitung in Richtung der Axonterminale, dem synaptischen Endknöpfchen der motorischen Endplatte, fortgeleitet. Das am Endknöpfchen eintreffende Aktionspotential (AP) sorgt dafür, dass sich die mit dem Neurotransmitter Acetylcholin (ACh) gefüllten Vesikel in den synaptischen Spalt entleeren. Die postsynaptische Membran beheimatet viele nikotinerge Acetylcholinrezeptoren (nAChR) sowie spannungsabhängige Natriumkanäle. Diese dienen der Umsetzung der elektrischen Erregung in eine muskuläre Kontraktion. Das ausgeschüttete ACh setzt sich an der postsynaptischen Membran an die nAChR, öffnet diese agonistisch und löst einen Natriumeinstrom in die Muskelzelle aus. Dieser depolarisiert die Zellmembran und die Erregung wird entlang der Zellmembran und dem T-Tubulus-System über die gesamte Muskelfaser elektrotonisch fortgeleitet, sog. Endplattenpotential (EPP) (Kurtz et al., 2014). Das AP erreicht eine maximale Spannung von ca. + 40 mV. An die erfolgte Depolarisation schließt sich eine Repolarisationsphase an, in der die Ausgangslage bzw. das Ruhemembranpotential wiederhergestellt wird und die Zellmembran für ein neues AP zur Verfügung steht (Abb. 8) (Schmidt und Lang, 2007).

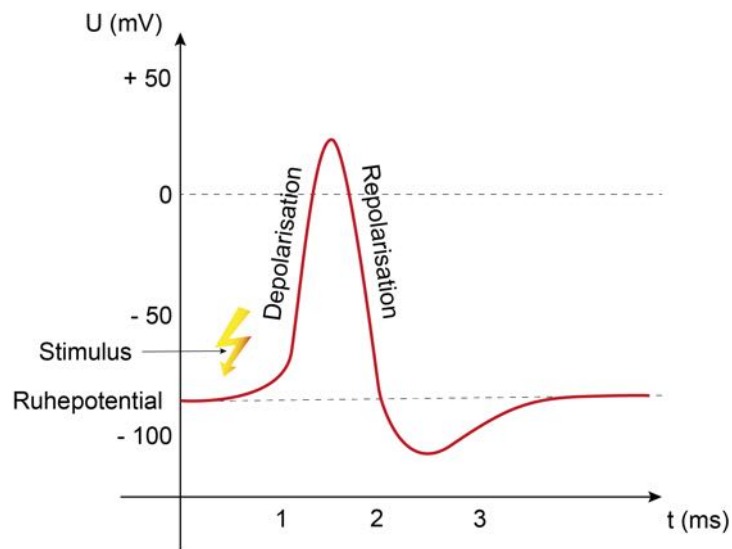


Abb. 8: Schematische Darstellung eines Aktionspotentials (rot) am Nerv und Skelettmuskel (modifiziert nach Schmidt und Lang, 2007).

Die Erregung der Membran der Skelettmuskelzelle bewirkt einen intrazellulären Calciumanstieg. Dieser initiiert den sog. Querbrückenzyklus und führt zur Verkürzung der kontraktilen Proteine, d.h. er lässt den innervierten Muskel kontrahieren. Dieser Zusammenhang wird als elektromechanische Kopplung bezeichnet. Im gesunden Muskel ist davon auszugehen, dass jedes an der motorischen Endplatte ankommende AP eine Kontraktion auslöst (Kurtz et al., 2014).

1.4.2.2 Motorische Einheit

Die funktionell kleinste Einheit zur Beschreibung einer neural gesteuerten Muskelkontraktion ist die motorische Einheit. Sie wird gebildet aus dem Zellkörper und den Dendriten des α -Motoneurons, seinem Axon und den Aufzweigungen im innervierten Muskel. Die Anzahl der Muskelfasern pro motorische Einheit bestimmt, wie fein eine Kontraktion abgestimmt werden kann: Je weniger Fasern pro Einheit, desto feiner die Abstimmung (Kurtz et al., 2014).

1.4.2.3 Das EMG-Signal

Das aufgezeichnete EMG-Signal „entsteht aus dem Aktionspotential der Muskelfasermembran und dem zugrundeliegenden Depolarisations-Repolarisationsablauf“ (Konrad, 2011). Das ankommende AP der Nervenzelle depolarisiert die Zellmembran (im Muskel Sarkolemm genannt) und bildet an ihr einen elektrischen Dipol (Schmidt und Lang, 2007). Dieser pflanzt sich entlang der Zellmembran fort (Abb. 9 A). Die zeitliche und räumliche Potentialänderung kann mittels Elektroden registriert werden (Abb. 9 B) (Konrad, 2011).

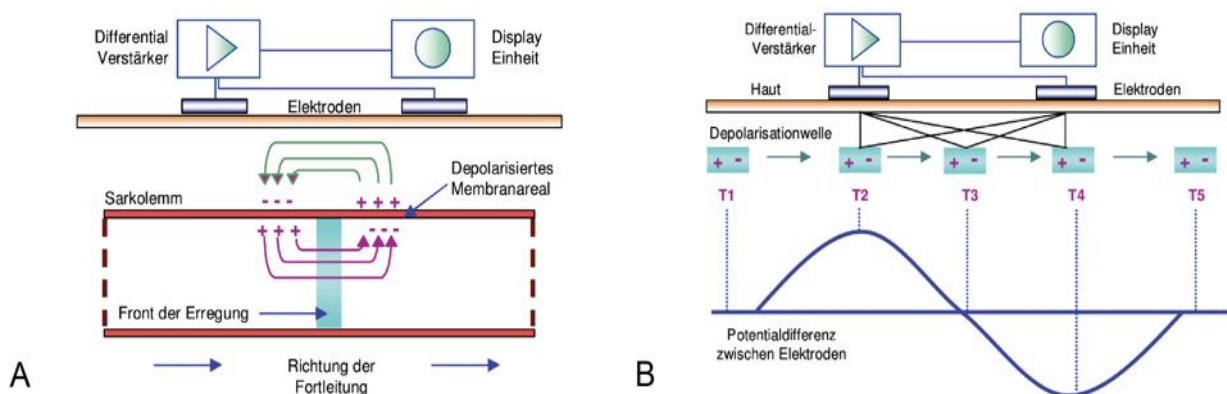


Abb. 9: Depolarisation der Zellmembran (A) und Modell eines wandernden Dipols auf der Muskelfasermembran (B). Dargestellt ist die Ableitung mittels Oberflächenelektroden auf der Haut (modifiziert nach Konrad, 2011).

In der kontrahierenden Muskulatur sind i.d.R. viele motorische Einheiten aktiv, um eine ausreichend große Zahl an Muskelfasern für die geforderte Kraft zu innervieren (Schmidt und Lang, 2007). Abhängig von der Position der ableitenden Elektroden registrieren diese „die Potentiale aller innerhalb der motorischen Einheiten erregten Muskelfasern“ (Konrad, 2011). Die triphasische Überlagerung dieser wird als „Motor Unit Action Potential“ (MUAP) bezeichnet und ist v.a. von dem räumlichen Abstand der Elektroden zueinander und dem Faserverlauf der Muskulatur abhängig (Bischoff und Schulte-Mattler, 2016). MUAPs stellen sich in der Aufzeichnung als überlagerte Potentiale dar, deren positive und negative Signalamplituden symmetrisch um 0 verteilt sind. Dieses Interferenzsignal ist das eigentliche EMG-Messsignal (Konrad, 2011).

1.4.3 Oberflächen-Elektromyographie

Bei der Oberflächen-Elektromyographie (O-EMG) handelt es sich um eine nicht invasive transkutane Registrierung von Aktionspotentialen der unter den Elektroden liegenden Muskulatur (Valentin und Zsoldos, 2015). Das bipolar abgeleitete EMG-Signal spiegelt die Summe der aktivierten motorischen Einheiten der erfassten Muskelfasern wider (Konrad, 2011).

Im Gegensatz zur O-EMG lassen sich mittels Nadelelektroden einzelne Abschnitte eines Muskels genauer, d.h. lokalisierter, untersuchen. Dies zeigt jedoch nur einen vergleichsweise geringen Anteil an der Gesamtheit der motorischen Einheiten (Daube und Rubin, 2009).

1.4.3.1 Parameter der Oberflächen-Elektromyographie

1.4.3.1.1 Amplitude des EMG-Signals

Die Amplitude des EMG-Signals spiegelt die Aktivitätshöhe des Muskels wider. Der wichtigste Analysewert der EMG-Kurve ist hierbei der Amplituden-Mittelwert (engl. mean) auf Grundlage des korrigierten Signals (Abb. 10). Er kann im Zusammenhang mit der analysierten Kontraktion zeigen, welchen Anteil der Muskel bzw. die aktivierten motorischen Einheiten an dieser einnehmen (Konrad, 2011). Eine Zunahme der Signalamplitude während einer isometrischen Kontraktion zeigt die zunehmende Rekrutierung bisher inaktiver motorischer Einheiten an (Luttmann et al., 1996).

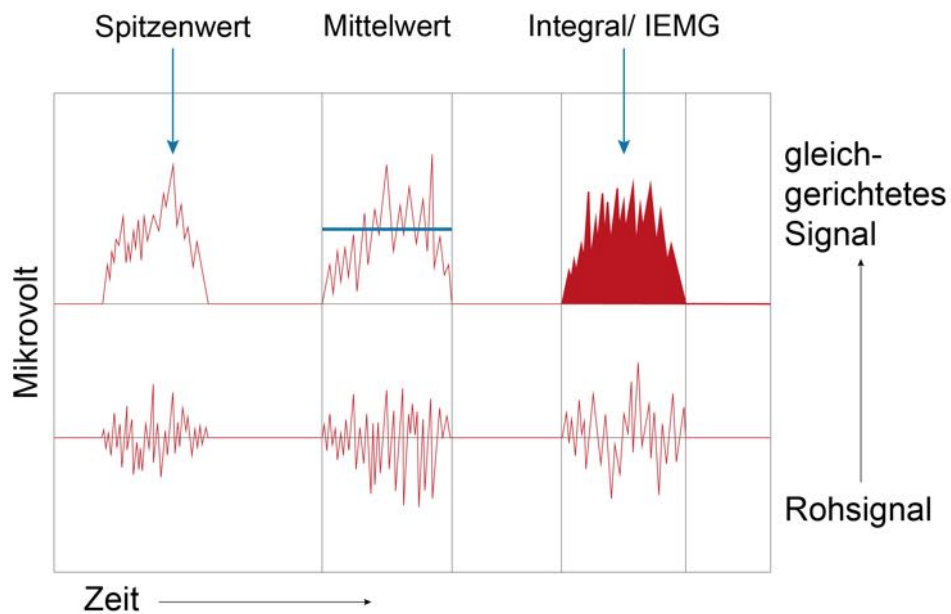


Abb. 10: Standard-Amplitudenparameter auf Grundlage des korrigierten EMG-Signals (modifiziert nach Konrad, 2011).

1.4.3.1.2 Frequenz des EMG-Signals

Die Frequenz des EMG-Signals beschreibt die Häufigkeit pro Sekunde, mit der Aktionspotentiale der motorischen Einheiten auf die Muskelfasermembran treffen und so Einfluss auf die Kontraktion der Muskelfasern nehmen (De Luca und Hostage, 2010). So konnten Adrian und Bronk 1929 zeigen, dass die Kontraktionskraft eines Muskels zunimmt, wenn die Zahl der motorischen Einheiten und die Endladungsrate (engl. firing rate) dieser zunehmen (Adrian und Bronk, 1929).

1.4.3.1.3 Registrierung der Muskelkraft

Im gesunden menschlichen Organismus entsprechen alle willkürlichen Bewegungen länger anhaltenden Kontraktionen der Muskulatur. Die neurophysiologische Aktivierung dieser ist die zwingende Voraussetzung für eine aktive Kontraktion und Kraftentfaltung (Kurtz et al., 2014). Um die physiologischen Prozesse der Innervation zu quantifizieren, ist die Registrierung der Muskelkraft unerlässlich. Auf diese Weise lässt sich eine

Beziehung zwischen erfolgter Kontraktion bzw. Bewegung und dem gemessenen EMG-Signal herstellen (Konrad, 2011).

1.4.3.2 Einflussfaktoren auf das EMG-Signal

Das Oberflächen-EMG-Signal ist störanfällig. Es lassen sich viele unterschiedliche Beeinflussungen beschreiben. Typischerweise sind dies (Konrad, 2011):

- Gewebeeigenschaften: Verschiedene menschliche Gewebe besitzen unterschiedliche Leitfähigkeiten. Insbesondere die Dicke und der Anteil des Fettgewebes spielen eine wesentliche Rolle. Zudem sind auch Temperaturunterschiede zu beachten.
- Physiologischer Cross Talk: Als „Cross Talk“ bezeichnet man die Störung durch Übersprechen benachbarter Muskelgruppen. Diese können das Signal der gemessenen Muskulatur beeinflussen, da auch sie im Rahmen der Bewegung i.d.R. innerviert werden. Dennoch überstrahlt der Cross Talk das gemessene Signal typischerweise nicht mit mehr als 15 %.
Zum Cross Talk wird auch das Einstrahlen der elektrischen Aktivität des Herzens gezählt.
- Distanzänderung zwischen Muskeln und Elektroden: Jede Änderung der Ableitbedingung zwischen Muskeln und Elektrode führt zu einer Änderung des EMG-Signals. Insbesondere in dynamischen Bewegungen, wo sich der Muskel unter den auf der Haut befindlichen Elektroden bewegt, spielt dies eine Rolle. Auch externer Druck kann dieses Phänomen auslösen.
- Externe Störspannung: Geräte mit hoher elektrischer Spannung und schlechter bzw. fehlender Erdung können im Untersuchungsumfeld elektrische Störspannungen erzeugen.
- Elektroden und Verstärker: Die Auswahl geeigneter Messinstrumente (Elektroden und Verstärker) kann die Qualität des aufgezeichneten EMG-Signals maßgeblich beeinflussen.

1.5 Fragestellung

Im Rahmen einer operativen Schmerzbehandlung von Patienten mit CLBP durch minimal-invasive endoskopische Facettengelenksthermokoagulation und Facettektomie führt der operative Zugang durch die Mm. multifidii der lumbalen Wirbelsäule. Neben dem primären Ziel der Schmerzausschaltung durch Denervierung der medialen Äste der Rr. dorsales der Spinalnerven, wird auch die neuronale Ansprechbarkeit des wichtigsten Stabilisators der LWS, dem M. multifidus, in Höhe der denervierten Segmente unterbrochen.

Ziel dieser Arbeit ist es, in einer prospektiven Studie die Wirksamkeit der endoskopischen Facettengelenksthermokoagulation und Facettektomie bezüglich folgender Fragestellungen zu untersuchen:

1. Wie verhält sich das Kraftniveau des M. erector spinae nach operativer Intervention?
2. Wie verhalten sich die Mm. multifidii bei maximalen und submaximalen isometrischen Kontraktionen in der Oberflächenelektromyographie nach operativer Intervention?
3. Bestehen signifikante Unterschiede in der Schmerzintensität nach operativer Intervention?

2. Material und Methoden

2.1 Studiendesign

Bei dem hier angewendeten Studiendesign handelt es sich um eine prospektive klinische Kohortenstudie (Follow-up-Studie) mit einem Evidenzgrad Level IIa nach EbM-Kriterien (Sackett et al., 1996).

2.2 Patientenkollektiv

Die Studienpopulation bildeten 40 Probanden, die in der Abteilung für Orthopädie und Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Bonn im Zeitraum von Mai 2017 bis August 2018 mit einer endoskopischen Facettengelenksthermokoagulation und ggf. ergänzender Facettektomie behandelt wurden. Nach erklärter Bereitschaft zur Teilnahme an der Studie wurden die patientenbezogenen Daten über das elektronische Krankenhausinformationssystem ORBIS® abgerufen und die Studientermine bzw. Untersuchungen geplant.

2.2.1 Einschlusskriterien

Eingeschlossen wurden alle Patienten, bei denen eine Indikation zur Durchführung einer endoskopischen Facettengelenksthermokoagulation und Facettektomie auf Höhe der Segmente L3–S1 beidseits bestand und die in der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie am Universitätsklinikum Bonn operiert wurden.

2.2.2 Ausschlusskriterien

Folgende Ausschlusskriterien wurden im Studienplan festgelegt:

- Patienten < 18 Jahre
- Nicht einwilligungsfähige Patienten
- Erschwerte oder nicht mögliche Kommunikation mit dem Patienten
- Stillende, schwangere oder gebärfähige Patientinnen, die eine Schwangerschaft während der Teilnahme an der Studie planen
- Systemische neurologische Erkrankungen mit Einschränkung der Mobilität, z.B. fortgeschrittener M. Parkinson oder Multiple Sklerose
- Patienten mit Unverträglichkeiten oder bekannten Einschränkungen, die die Studienteilnahme unmöglich machen
- Patienten mit Zustand nach Stabilisierungen durch Implantate an LWS und BWS

2.3 Ablauf der Untersuchung und Beobachtungszeitraum

- t_0 : Baseline (Eingangsuntersuchung)
Die Eingangsuntersuchung fand nach Feststellung der Eignung der Probanden i.d.R. einen Tag vor der geplanten Operation statt.
- t_1 : Entlassung
Die Entlassungsuntersuchung fand i.d.R. am ersten oder zweiten postoperativen Tag statt.
- t_2 : 6-Wochen-Follow-up
6 Wochen nach der Baseline-Untersuchung erfolgte im Rahmen der wirbelsäulenorthopädischen Sprechstunde eine körperliche Nachuntersuchung sowie die Erfassung der studienspezifischen Inhalte.

- t₃: 3-Monats-Follow-up

3 Monate nach der Baseline-Untersuchung erfolgten im Rahmen der wirbelsäulen-orthopädischen Sprechstunde eine zweite Nachuntersuchung sowie die Erfassung der studienspezifischen Inhalte.

- t₄: 12-Monats-Follow-up

12 Monate nach der Baseline-Untersuchung erfolgte eine erneute telefonische Befragung der Probanden.

Tabelle 2 fasst die Beobachtungstermine und die zum jeweiligen Zeitpunkt erhobenen Inhalte zusammen.

Tab. 2: Übersicht über die Beobachtungstermine und ihre erhobenen Inhalte.

Untersuchungstermine	t ₀ : Baseline	t ₁ : Entlassung	t ₂ : 6-Wochen- Follow-up	t ₃ : 3-Monats- Follow-up	t ₄ : 12-Monats- Follow-up
Zeitraum (Tag)	0	3-7	40-50	90-100	360-370
Maßnahmen:					
Feststellung der Eignung zur Teilnahme an der Studie	X	-	-	-	-
Einholung Einwilligungserklärung	X	-	-	-	-
Dokumentation der Indikation	X	-	-	-	-
Demographische Daten	X	-	-	-	-
Messung NRS	X	X ¹⁾	X ¹⁾	X ¹⁾	X ¹⁾
Erhebung COMI	X	X ¹⁾	X ¹⁾	X ¹⁾	X ¹⁾
Erhebung EQ5D	X	X ¹⁾	X ¹⁾	X ¹⁾	X ¹⁾
Oberflächen EMG-Messung	X	X	X	X	-
Erfassung medikamentöse Schmerztherapie	X	X	X	X	X
Sozialmedizinische Anamnese	X	X	X	X	X
Erfassung von unerwünschten Ereignissen/Vorkommnissen	X	X	X	X	X

¹⁾ Die Erhebung erfolgt vor der Durchführung von therapeutischen Maßnahmen

Falls frühzeitig weitere Untersuchungstermine erforderlich oder von Seiten der Probanden gewünscht waren, erfolgte die Erfassung der studienspezifischen Inhalte (s. Tab. 1) zu diesem Zeitpunkt und im Ermessen des behandelnden Arztes.

2.4 Methodik

2.4.1 Oberflächen-EMG-Messung

2.4.1.1 Platzierung der Messelektroden und Sensoren

Zur Platzierung der Messelektroden wurde der Patient aufgefordert, einen aufrechten Stand einzunehmen. Durch den Untersucher wurde die linke und rechte Crista iliaca palpirt, um von dort aus in der horizontalen Verbindung der linken und rechten Seite die exakte Position des Proc. spinosus des vierten Lendenwirbels zu ermitteln (Schünke et al., 2014). Ausgehend vom 4. Lendenwirbel wurde auf die Position des 5. Lendenwirbels geschlossen, in dessen Höhe die Elektroden platziert wurden. Anschließend wurde mit einem Lineal jeweils ein Punkt auf der Hautoberfläche paravertebral links und rechts 2 cm vom Proc. spinosus entfernt markiert. Zur Hautpräparation wurden ggf. vorhandene Rückenbehaarung entfernt und das entsprechende Hautareal mit einem Desinfektionsmittel aus 70 %-igem Polyalkohol gesäubert und entfettet. Jeweils eine Elektrode wurde oberhalb und eine unterhalb der Markierungen mit einem vertikalen Abstand von 2 cm zueinander positioniert; insgesamt 4 Stück (Abb. 11 und 12). Bei den verwendeten Elektroden handelte es sich um selbstklebende EKG-Elektroden-Pads (57 x 34 mm) mit Hydrogel und Druckknöpfen von Covidien/ Kendall®.

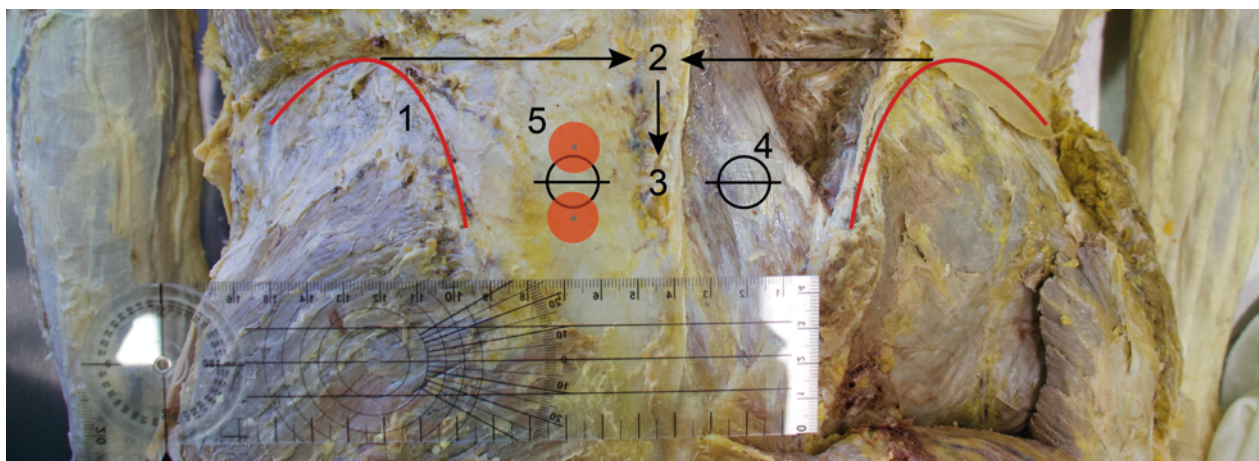


Abb. 11: Projektion der Oberflächenelektroden auf die anatomische Präparation des M. multifidus der LWS: (1) Crista iliaca, (2) Proc. spinosus Lendenwirbel 4, (3) Proc. spinosus Lendenwirbel 5, (4) Markierung des M. multifidus durch den Untersucher, (5) Projektion der Oberflächenelektroden, links (Schliwa und Weber, 2018).



Abb. 12: Platzierung der Oberflächenelektroden am Probanden über den Mm. multifidii und angeschlossene Wireless-Sensoren.

Die Aufzeichnung der elektromyographischen Signale wurde mit 2 Wireless-Sensoren der Firma Noraxon Inc. USA (Arizona, USA) vorgenommen:

1. EMG-Sensor 1, paravertebral links (Research DTS EMG)
2. EMG-Sensor 2, paravertebral rechts (Research DTS EMG)

Die Signale der Sensoren wurden mittels eines Telemetriesystems (Mini DTS, Noraxon Inc. USA) während der Messungen kontinuierlich übertragen und mit der Software Myo-Research 3 (Noraxon Inc. USA) aufgezeichnet.

2.4.1.1.1 Postoperative Platzierung

Für die postoperative Messung t_1 musste ggf. die Position der Elektroden unter Berücksichtigung der Wunde und Nähte korrigiert werden. In erster Linie wurde hierfür die Klebefläche der Elektroden angepasst, so dass eine Platzierung nach den o.g. Kriterien weitestgehend möglich war.

2.4.1.2 Versuchsaufbau

Die Messung der Mm. multifidii in der lumbalen Wirbelsäule erfolgte für die ersten beiden Teile (s.u.) in sitzender Position in einem Fitnessgerät zur isolierten Rückenstreckung (GENIUS ECO Rückentrainer, FREI AG, Deutschland). Hierzu wurde der Proband nach Anschluss an die Wireless-Sensoren (s. 2.4.1.1) in das Fitnessgerät gesetzt und die Beine und Füße fixiert. Dies stellte die Ausschaltung der glutealen Muskulatur an der geforderten Rückenstreckung sicher. Die Einstellungen wurden sowohl für die Fußraste als auch für die Beinraste notiert, so dass die Probandenpositionen für die folgenden Untersuchungen t_1 bis t_3 reproduzierbar waren. Der Rücken des Patienten lag an einem gepolsterten Dreharm an, dessen Drehachse sich auf Höhe der Crista iliaca befand (Abb. 13).

Die variablen Gewichte, die der bewegliche Arm zu Trainingszwecken normalerweise anhebt, wurden arretiert und in das Zugseil ein linearer Kraftmesssensor (SML-500, Interface® Inc., AZ, USA) eingespannt. Dieser konvertiert die Zugkräfte, die im eingespannten Zugseil durch die Dorsalextension des Probanden entstehen, in die zu messende Muskelkraft in Newton (N) und übermittelt diese mittels eines Wireless-Kraftsensors (DTS Force Sensor, Noraxon Inc. USA) an das o.g. Telemetriesystem (Abb. 14).

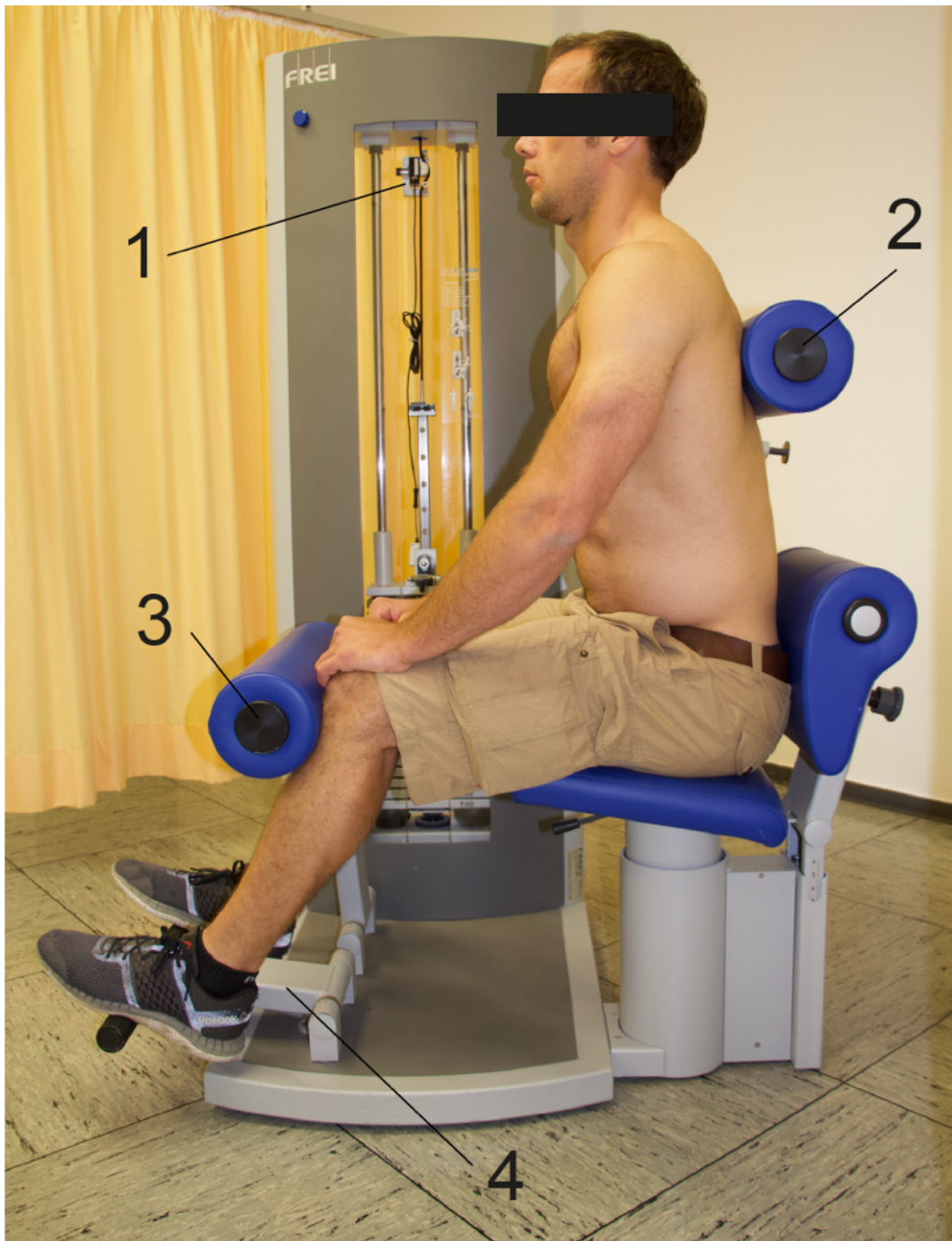


Abb. 13: Beispielproband in sitzender Position im Fitnessgerät zur isolierten Rückenstreckung: (1) eingespannter Kraftmesssensor, (2) Dreharm unterhalb der Schulterblätter, (3) Fixierung der Knie, (4) Fußraste.

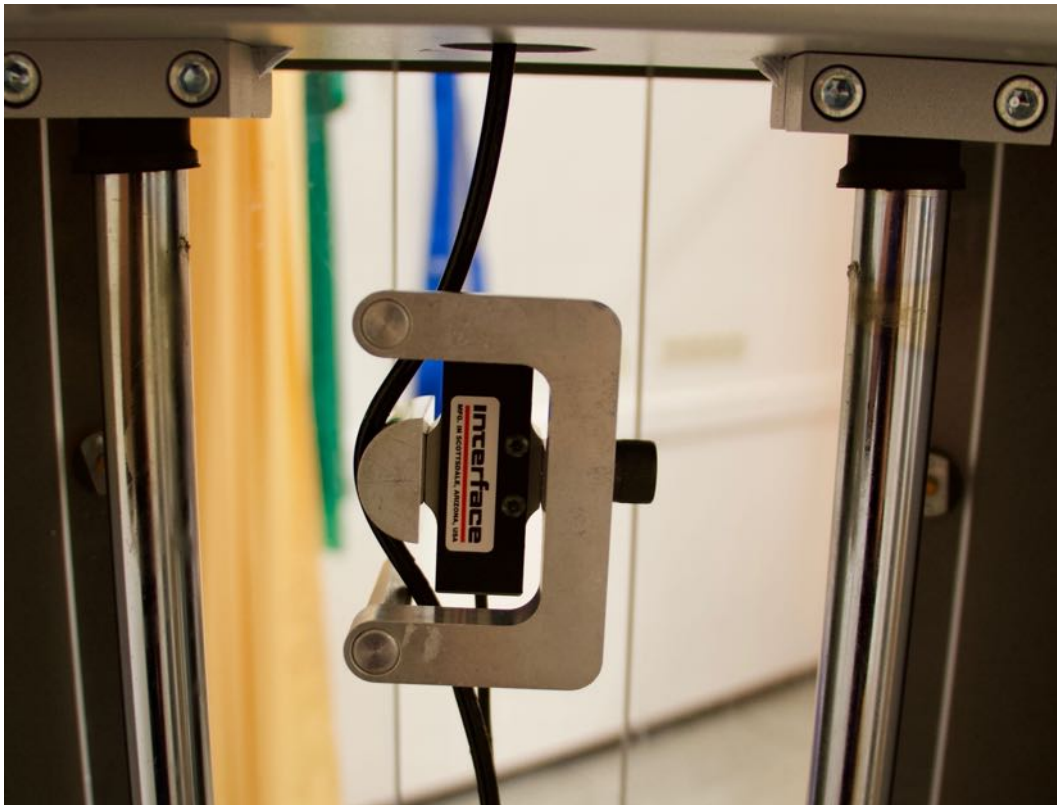


Abb. 14: Der im Zugseil eingespannte Kraftmesssensor (SML-500, Interface® Inc., AZ, USA) konvertiert die Zugkräfte in die zu messende Muskelkraft in Newton.

Die elektromyographische Untersuchung erfolgte in drei Schritten:

1. Maximale willkürliche Kontraktion (engl. maximum voluntary contraction, MVC)

Um die maximale Kontraktionskraft des M. erector spinae zu quantifizieren, wurde der Proband aufgefordert, innerhalb von 3–5 Sekunden eine maximale Dorsalextension des Rückens mit hängenden Armen auszuführen. Hierbei erfolgte eine kontinuierliche Aufzeichnung des EMG-Signals und des durch den Kraftsensor übermittelten Signals sowie einer Videoaufzeichnung durch den Untersucher.

Die MVC-Messung dient außerdem der Normalisierung der 2. elektromyographischen Messung, so dass das Verhalten der Muskulatur in der statischen Kontraktion über 30 Sekunden immer auf die individuelle Leistungsfähigkeit des Probanden an den unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten bezogen werden kann (Konrad, 2011).

2. Submaximale Kontraktion über 30 Sekunden

Um das neurophysiologische Verhalten der Muskulatur in einer statischen Kontraktion zu messen, wurde für den jeweiligen Probanden mit einer Biofeedback-Methode gearbeitet (Abb. 15). Hierzu wurde durch den Untersucher ein zu erreichendes Kraftniveau von 50 % der MVC aus der vorherigen Messung auf dem Monitor angezeigt. Die Probanden wurden dann aufgefordert, unter visueller Kontrolle diese vorgegebene Kraft über mindestens 30 Sekunden in dorsaler Extension und hängenden Armen statisch zu halten. Es erfolgte eine kontinuierliche Aufzeichnung des EMG-Signals und des Videos.

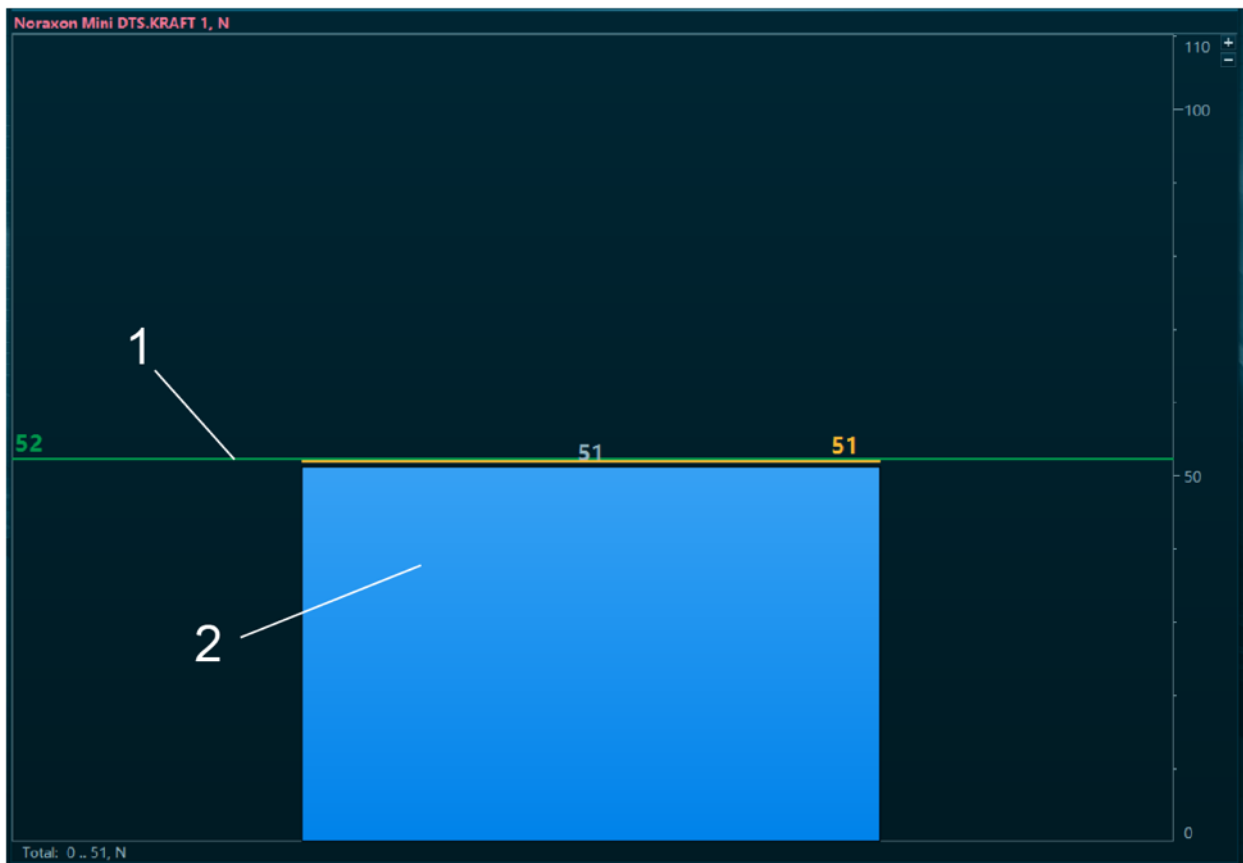


Abb. 15: Screenshot eines beispielhaften Biofeedbacks. Ansicht des Patientenmonitors: (1) durch den Untersucher eingestelltes Kraftniveau aus der vorausgegangenen MVC-Messung, (2) durch den Patienten ausgeführte Kraft in dorsaler Extension der LWS.

3. Flexions-Relaxations-Messung

Zur Messung des in der Literatur gut beschriebenen Flexions-Relaxations-Phänomens (Watson et al., 1997) wurde der Proband aufgefordert, einen aufrechten und möglichst entspannten Stand einzunehmen. Anschließend wurde dieser durch den Untersucher aufgefordert, eine maximale ventrale Flexion durchzuführen und in dieser für 5 Sekunden zu verharren. Auf ein erneutes Kommando sollte der Proband sich wiederaufrichten und einen aufrechten Stand einnehmen. Die Ventralflexion sowie Dorsalextension wurden hierbei ohne Hilfsmittel durchgeführt. Insgesamt wurden zwei aufeinander folgende Durchläufe dieser Übung unter kontinuierlicher EMG- und Videoaufzeichnung vollzogen.

Alle Aufzeichnungen der EMG-Signale wurden in der Software in einer internen Datenbank (Database) gespeichert und nach folgendem Schema benannt:

- „praeOP“ entspricht t_0
- „postOP“ entspricht t_1
- „6W FU“ entspricht t_2
- „12W FU“ entspricht t_3

2.4.1.3 Erhobene Daten über Fragebögen

Die Erfassung erfolgte über sog. Tablet-Computer (Tablets) mit einer eigens hierfür programmierten App der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie am Universitätsklinikum Bonn. Die eingegebenen Daten wurden auf einen lokalen Server der UK-IT übertragen, so dass diese nicht außerhalb des Universitätsklinikums abgefragt werden können. Die identifizierenden Daten (Name, Vorname, Geburtsdatum, Einwilligungserklärung und UKB Patienten-ID) wurden in verschlüsselter Form gespeichert und eine Pseudonymisierungs-ID erzeugt, so dass die Daten in pseudonymisierter Form ausgewertet werden konnten.

Zu den in der Eingangsuntersuchung erfassten Daten gehörten eine ausführliche demographische und sozialmedizinische Anamnese. Neben dem Alter, Geschlecht, Körpergröße und Gewicht wurden auch der Beruf sowie eine Anamnese zu Allergien,

Medikation und Vorerkrankungen erfasst. Ferner wurden auch bereits folgende durchgeführte Therapiemaßnahmen zur Behandlung von CLBP erfasst:

- Akupunktur
- Schmerzmedikation
- Rückenschule/ medizinisches Training
- Physiotherapie
- Massage/ Wärmetherapie
- Elektrotherapie/ TENS
- Einspritzungen im Schmerzgebiet

Um die Wirksamkeit der operativen Intervention durch endoskopische Facettengelenksthermokoagulation und Facettektomie zu überprüfen, wurden die numerische Rangskala (NRS), der Core Outcome Measure Index (COMI) sowie der EQ-5D als primäre Zielparameter erfasst. In diesen Fragebögen waren die Probanden aufgefordert, eine Selbsteinschätzung vorzunehmen.

2.4.1.3.1 Numerische Rangskala

Die numerische Rangskala (NRS) besteht aus einer linearen Skala ohne Maßeinheit. An ihren jeweiligen Enden steht links eine 0 und rechts eine 10. Sie dient der Objektivierung der subjektiven Empfindung des Patienten. Eingesetzt wurde sie in dieser Studie zur Erfassung des Schmerzempfindens für den Rücken und das Bein/ Gesäß. Der Wert 0 reflektiert keinen vorhandenen Schmerz, während der Wert 10 dem stärksten vorstellbaren Schmerz entspricht (Hawker et al., 2011).

Eine weitere modifizierte Form der NRS wurde eingesetzt, um den Gesamtgesundheitszustand einzuschätzen. Hierzu wurden die Enden der Skala mit den Prozentwerten 0 und 100 versehen. 0 % lässt sich als vollkommen erkrankt und 100 % als vollkommen gesund interpretieren. Die Probanden waren aufgefordert, mit dem Finger zwischen den Endpunkten auf einen Wert zu tippen.

2.4.1.3.2 Core Outcome Measure Index

Der Core Outcome Measure Index (COMI) besteht aus 6 Fragen zu Schmerzen, Funktion, symptomsspezifischem Wohlbefinden, Arbeitsfähigkeit, sozialer Interaktion und allgemeiner Zufriedenheit. Um die Fragen zu beantworten, greift er auf die visuelle Analogskala zurück. Es existiert jeweils eine Version zu Nacken- und Rückenschmerzen. Aus den Antworten der Probanden wird ein Index zwischen 0 und 10 errechnet. Je niedriger dieser ausfällt, desto geringer ist die Einschränkung durch Rückenschmerzen zu bewerten (Mannion et al., 2005).

2.4.1.3.3 EQ-5D

Mit dem EQ-5D-Fragebogen lässt sich die gesundheitsbezogene Lebensqualität messen. Er beschreibt den Gesundheitszustand anhand von 5 Dimensionen: Beweglichkeit, die Fähigkeit für sich selbst zu sorgen, alltägliche Tätigkeiten, Schmerzen, Angst bzw. Niedergeschlagenheit. Erfasst werden die Antworten eindimensional von 0 (sehr schlecht) bis 1 (bestmöglicher Gesundheitszustand) (Rabin und de Charro, 2001).

Als weitere sekundäre Zielparameter wurden die medikamentöse Schmerztherapie, unerwünschte Ereignisse und Vorkommen sowie die Patientenzufriedenheit definiert.

2.5 Einverständniserklärung und Versicherung

Zur Durchführung der Studie wurden zwei Einwilligungen eingeholt: eine zur Teilnahme an der Studie und zur Durchführung der Messungen sowie eine weitere zur Datenerhebung und -speicherung mittels App auf den Tablets. Somit konnten die Daten nach Pseudonymisierung erfasst und veröffentlicht werden. Eine weitere Einverständniserklärung wurde für die Nutzung der Abbildungen 6 und 7 sowie 12 und 13 mit dem Beispielprobanden eingeholt.

Bei den eingesetzten Materialien handelt es sich um CE-gekennzeichnete Medizinprodukte, welche bereits auf dem Markt eingeführt wurden. Daher bestand eine generelle Produkthaftpflicht-Versicherung, die für mögliche auf das Produkt zurückzuführende Schädigungen der Probanden aufgekommen wäre.

2.6 Ethikvotum

Zur Durchführung der Studie wurde ein Ethikvotum (316/16) bei der zuständigen Ethikkommission eingeholt. Ferner wurde die Studie nach der Deklaration von Helsinki durchgeführt.

2.7 Auswertung der Daten

In dieser Studie wurden die elektromyographischen Messungen 1 und 2 (s. 2.4.1.2 Versuchsaufbau) sowie die Fragebögen zum Schmerz NRS Rücken und NRS Bein (s. 2.4.1.3 Erhobene Daten und Fragebögen) der Untersuchungszeitpunkte t_0 bis t_3 statistisch ausgewertet.

Die übrigen Zielparameter (NRS Gesamtgesundheitszustand, COMI, EQ-5D) und die Auswertung der 3. elektromyographischen Messung (Flexions-Relaxations-Phänomen) werden in gesonderten Publikationen behandelt.

2.7.1 Auswertung der Oberflächen-Elektromyographie

Der erste Schritt der Datenauswertung der aufgezeichneten EMG-Signale wurde mit der Software MyoResearch 3 (Noraxon Inc., AZ, USA) durchgeführt. In ihr wurden die einzelnen Versuchsdurchläufe aus der internen Datenbank („Database“) aufgerufen und entsprechend der nachfolgenden Methoden ausgewertet. Vor Auswertung der einzelnen Abschnitte wurde das Roh-Signal durch den Untersucher auf einstrahlende EKG-

Artefakte überprüft. Falls erforderlich wurden diese durch die Software herausgefiltert (Abb. 16).

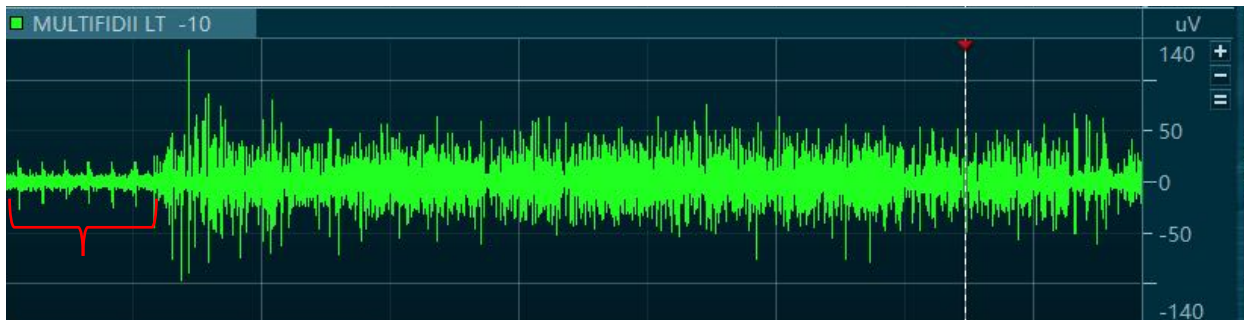


Abb. 16: Roh-EMG-Aufzeichnung mit EKG-Störspitzen im Ruhezustand (rote Klammer).

2.7.1.1 Auswertung der MVC

Zur Auswertung der MVC wurde das aufgezeichnete Interferenzsignal durch die Software in ein sog. RMS-EMG (Root Mean Square) umgewandelt. Dieser Glättungsalgorithmus basiert auf der quadrierten Wurzel, so dass das RMS-EMG die mittlere Leistung des Rohsignals repräsentiert. Diese Transformation gilt als der in der Literatur empfohlene Glättungsalgorithmus (Konrad, 2011). Nach erfolgter Glättung wurde unter visueller Kontrolle durch den Untersucher der Punkt der maximalen Kraftentwicklung mit einem digitalen Marker versehen und eine Analyseperiode von 0,5 Sekunden vor und 0,5 Sekunden nach dem gesetzten Marker erstellt (Abb. 17). Basierend auf dieser Einstellung wurde durch die Software ein Report erstellt (Abb. 18), aus welchem die Amplituden-Mittelwerte in Mikrovolt (μV) für den linken und rechten Anteil des M. multifidus und der Kraftwert in Newton (N) für den Analysezeitraum von 1 Sekunde in das Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel 2016 für Macintosh (Microsoft®, WA, USA) übernommen werden konnten.



Abb. 17: Beispielhafter Screenshot der konvertierten (RMS-EMG) MVC Messung aus MyoResearch 3: (1) Amplitude rechter M. multifidus, (2) Muskelkraft, (3) Amplitude linker M. multifidus, (rote Pfeilspitze) digitaler Marker des Analysezeitraums.



Abb. 18: Beispielhafter Noraxon EMG-Analyse-Report der MVC Messung aus MyoResearch 3: (rote Umrandung) übernommene Werte für die statistische Auswertung.

2.7.1.2 Auswertung der submaximalen Kontraktion über 30 Sekunden

Zur Auswertung des neurophysiologischen Verhaltens der Mm. multifidii in submaximaler statischer Kontraktion wurde die aufgenommene Sequenz durch den Untersucher mit zwei digitalen Markern versehen. Der erste Marker zeigte den Start der Analyseperiode an. Er wurde an die Stelle gesetzt, an der der Proband die 50 % Kraft aus der vorherigen MVC-Messung erreichte. Der zweite Marker zeigte das Ende der Analyseperiode an und wurde 30 Sekunden nach dem ersten platziert (Abb. 19). Basierend auf dem ausgewählten Zeitraum wurde durch die Software ein Ermüdungsbericht (fatigue report) erstellt, in dem das Roh-Signal des EMGs durch eine sog. Fast Fourier Transformation (FFT) hinsichtlich seiner Amplituden- und Frequenzverteilung analysiert wurde. In diesem Report wurde das Verhalten der beiden Parameter als Geradensteigung (lineare Regression) der medianen Frequenz in Hertz pro Perioden (Abb. 20) bzw. der mittleren Amplitude in Mikrovolt pro Perioden (Abb. 21) dargestellt. Die hieraus gewonnenen Parameter für Amplitude und Frequenz wurden ebenfalls in das Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel 2016 für Macintosh (Microsoft®, WA, USA) übernommen.



Abb. 19: Beispielhafter Screenshot einer EMG-Messung der submaximalen Kontraktion aus MyoResearch 3: (1) EMG-Signal rechter M. multifidus, (2) 50 %-ige Kraft aus vorausgegangener MVC-Messung, (3) EMG-Signal linker M. multifidus, (graue vertikale Linien) digitale Marker für den 30-sekündigen Analysezeitraum.

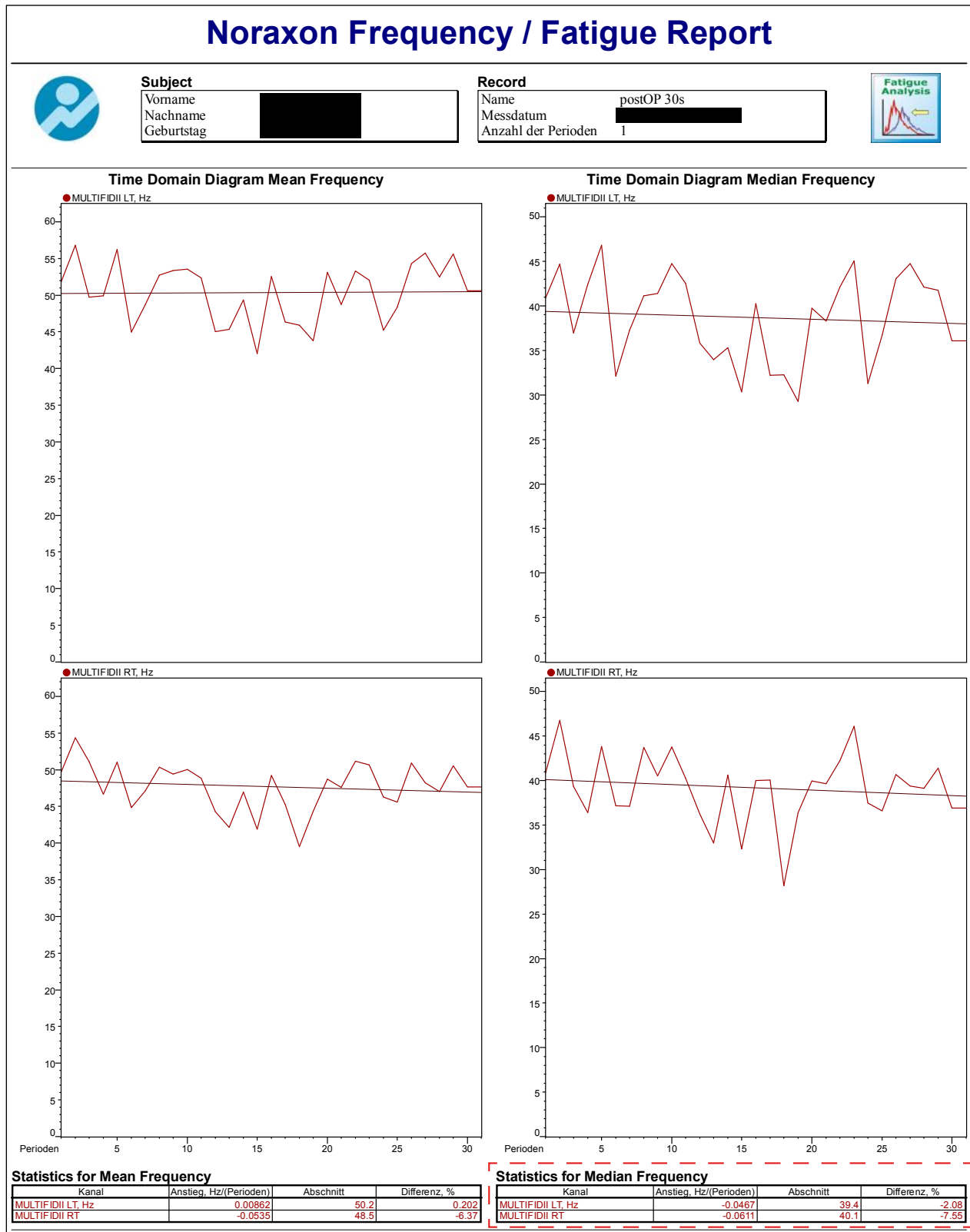


Abb. 20: Erste Seite eines beispielhaften Noraxon Ermüdungsreports der submaximalen 30-sekündigen Kontraktion aus MyoResearch 3: (rote gestrichelte Umrandung) übernommene Werte für die statistische Auswertung.

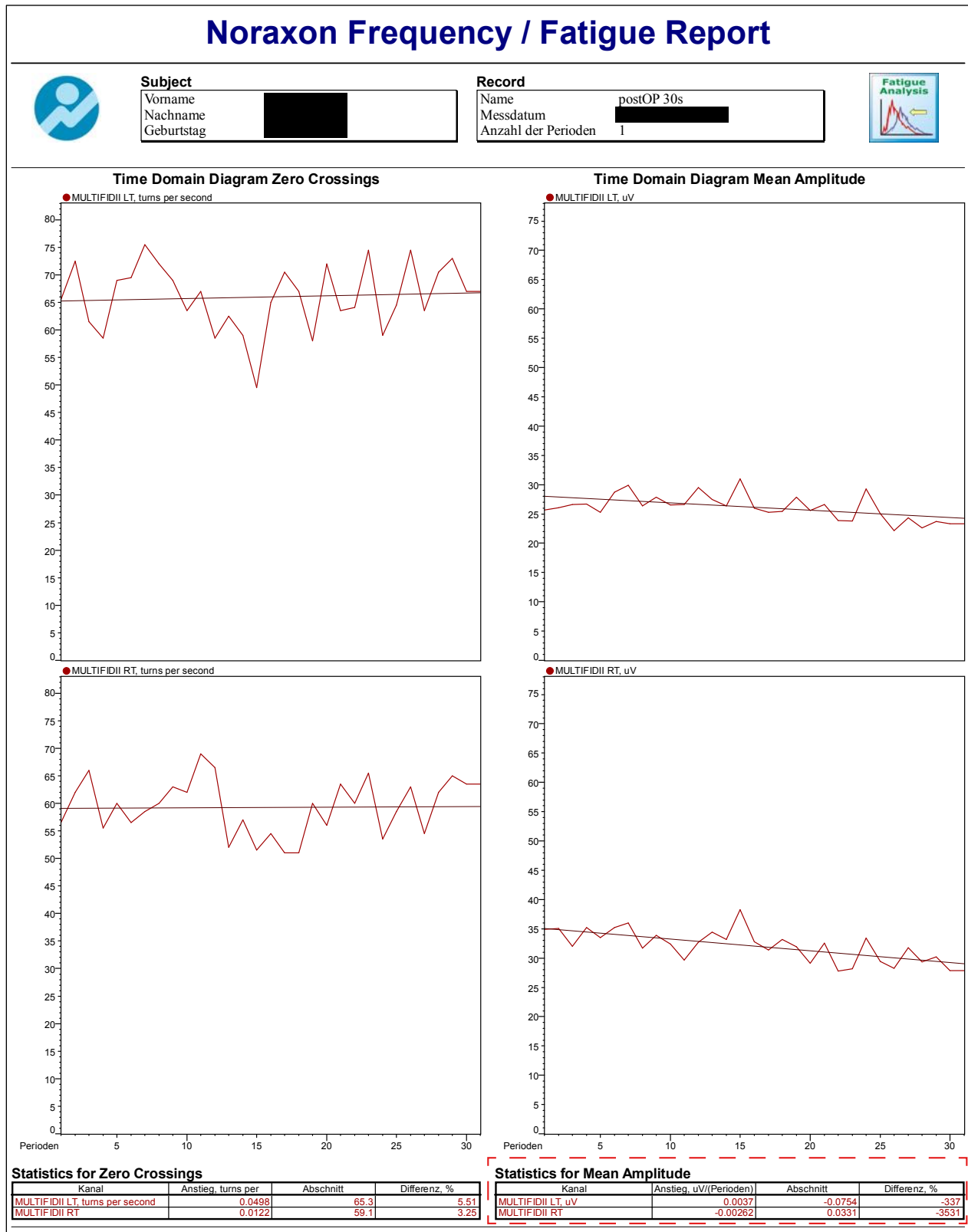


Abb. 21: Zweite Seite eines beispielhaften Noraxon Ermüdungsreports der submaximalen 30-sekündigen Kontraktion aus MyoResearch 3: (rote gestrichelte Umrandung) übernommene Werte für die statistische Auswertung.

2.7.1.3 Zusammenhängende Analyse der Frequenz und Amplitude

Aus der getrennten Analyse der Geradensteigungen der 30-sekündigen submaximalen Kontraktion (s. 2.7.1.2) konnten 4 Kombinationen (Komb.) innerhalb der Periodendauer beobachtet werden:

1. Frequenz steigt, Amplitude steigt
2. Frequenz sinkt, Amplitude steigt
3. Frequenz sinkt, Amplitude sinkt
4. Frequenz steigt, Amplitude sinkt

Diese Kombinationen wurden 1996 durch Luttmann et al. im Zusammenhang mit der elektromyographischen Messung muskulärer Ermüdung beschrieben (Joint Analysis of Spectrum and Amplitude) (Luttmann et al., 1996).

Um die Möglichkeiten und ihre Häufigkeiten im Patientenkollektiv zu erfassen, wurden für die Mm. multifidii eine gemeinsame Kontingenztafel sowie für die linke und rechte Seite des M. multifidus eine getrennte Kontingenztafel erstellt. Diese geben die absoluten und relativen Häufigkeiten der beobachteten Kombinationsmöglichkeiten der Patienten zu den unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten t_0 bis t_3 wieder.

2.7.2 Auswertung der NRS Rücken und NRS Bein

Die erfassten ganzzahligen Werte der Untersuchungszeitpunkte t_0 bis t_3 wurden für die NRS Rücken und NRS Bein der Datenbank (s. 2.4.1.3.1) entnommen und im Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel 2016 für Macintosh (Microsoft®, WA, USA) zur weiteren Verarbeitung erfasst.

2.7.3 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit dem Programm SPSS® Statistics 25.0 (IBM® Corp., NY, USA) für Macintosh. Hierzu wurden die Daten aus der zuvor generierten Tabelle aus Microsoft Excel übertragen und in einem ersten Schritt grafisch durch ein Histogramm und mittels des Shapiro-Wilk-Tests auf eine mögliche Normalverteilung überprüft. Da diese nicht normalverteilt sind, wurde zur statistischen Auswertung als nicht-parametrischer Test der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben mit einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ (95 %-iges Konfidenzintervall) durchgeführt. Die Analyse der Untersuchungszeitpunkte t_1 bis t_3 wurde immer auf die Baseline-Untersuchung t_0 bezogen. Außerdem wurde ein direkter Vergleich zwischen linker und rechter Seite des M. multifidus für alle Untersuchungszeitpunkte durchgeführt. Für die gesamte Studienpopulation und deren Ergebnisse wurde ferner eine deskriptive Statistik erstellt.

3. Ergebnisse

3.1 Zusammensetzung des Patientenkollektivs

Es wurden insgesamt 40 Patienten prospektiv in die Studie eingeschlossen, die an der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie der Universität Bonn mit einer endoskopischen Facettengelenksthermokoagulation und Facettektomie behandelt wurden. Analysiert wurden 31 Patienten. 9 wurden als „lost to follow-up“ gewertet, da diese nur am Untersuchungspunkt t_0 teilgenommen haben und somit keine Vergleichbarkeit mit den weiteren Untersuchungspunkten t_1 bis t_3 existierte. 2 Patienten mussten sich unmittelbar nach Erfassung der Baseline bereits einer weiteren Operation unterziehen (u.a. Spondylodese), 4 Patienten äußerten, kein Interesse an Nachuntersuchungen zu haben und 2 Patienten wünschten bereits am postoperativen Tag, aus der Studie auszusteigen. 1 weiterer Patient konnte trotz ausführlicher Recherche nicht erreicht werden, so dass keine Nachuntersuchungstermine vereinbar waren (Abb. 22).

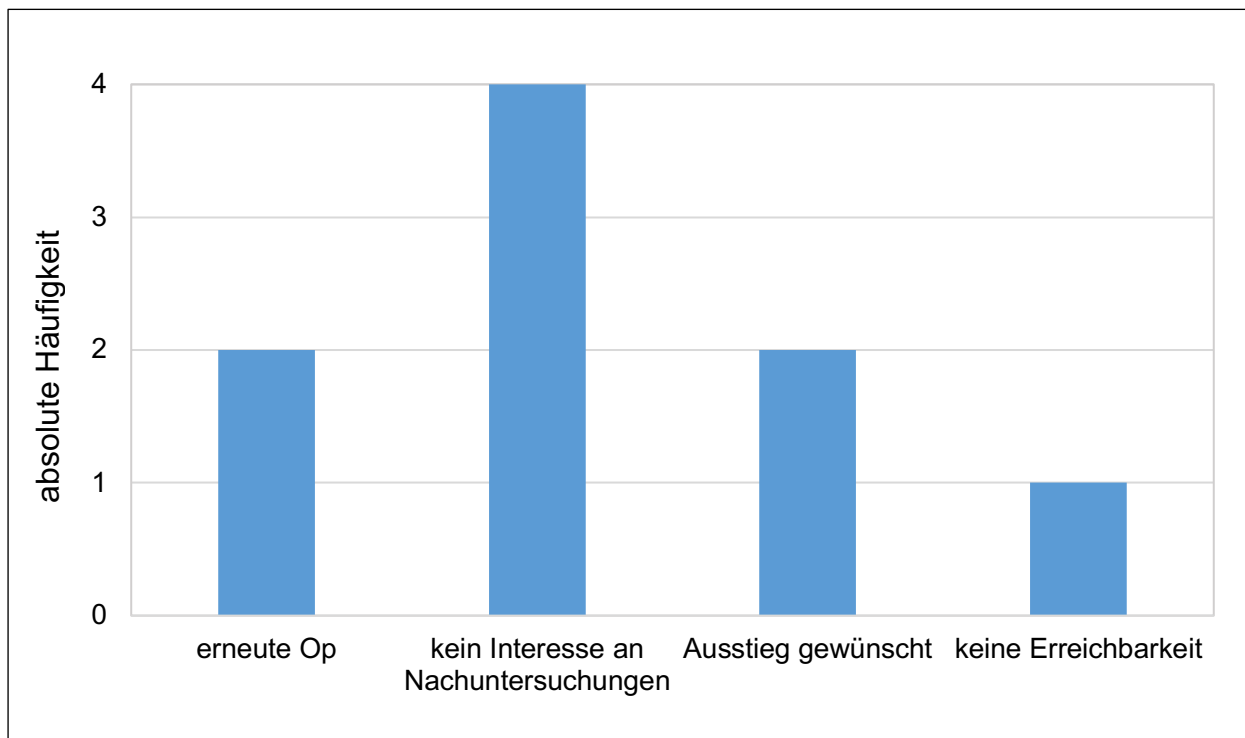


Abb. 22: Gründe für „lost to follow-up“.

3.2 Demographische Daten

In der Gruppe der 31 ausgewerteten Patienten zeigte sich eine ausgewogene Geschlechterverteilung. In ihr waren 15 männliche Patienten (48 %) und 16 weibliche Patienten (52 %) erfasst. Das mittlere Alter betrug $64,9 \pm 12$ Jahre. Ihre durchschnittliche Körpergröße lag bei $169,4 \pm 10,7$ cm und das durchschnittliche Gewicht bei $82,7 \pm 20,6$ kg. Hieraus ergab sich ein durchschnittlicher Body-Mass-Index (BMI) von $28,5 \pm 4,7$ kg/m². Alle Daten werden in Tabelle 3 zusammengefasst.

Tab. 3: Mittelwerte und Standardabweichungen der demographischen Daten.

Geschlecht		Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]
männlich	weiblich				
15	16	$64,9 \pm 12,0$	$169,4 \pm 10,7$	$82,7 \pm 20,6$	$28,5 \pm 4,7$

3.3 Schmerzanamnese

Die Anamnese des Patientenkollektivs ergab zum Zeitpunkt t_0 für 27 Patienten (87 %) eine vorwiegende Schmerzlokalisierung in der LWS. 1 Patient (3 %) äußerte eine Schmerzlokalisierung in der BWS und 3 Patienten (10 %) machten hierzu keine Angaben. Zur Schmerzdauer machte das Kollektiv folgende Angaben: bei 26 Patienten (84 %) bestanden die Schmerzen länger als 1 Jahr. 2 Patienten (6 %) berichteten über eine Dauer von 6 Monaten bis zu 1 Jahr und 3 (10 %) machten hierzu keine Angaben. 5 Patienten (16 %) konnten sich an ein vergangenes Sturzereignis im Zusammenhang mit den Rückenschmerzen erinnern. Dieses lag im Mittel $12,0 \pm 11,0$ Jahre zum Zeitpunkt t_0 zurück. Auf die Frage, welche Beschwerden die Patienten am stärksten belasten, antworteten 22 Patienten (71 %), dass die Schmerzen im Rücken am belastendsten empfunden werden. Für 5 Patienten (16 %) waren dies die Schmerzen im Bein bzw. Gesäß und für 3 Patienten (10 %) eine umschriebene Missempfindung (summiert im Fragebogen unter: Kribbelgefühl, Taubheit oder andere Missempfindung). 1 Patient (3 %) machte hierzu keine Angabe (Abb. 23). Anamnestisch berichteten 8 Patienten (26 %) über links betonte und 13 Patienten (42 %) über rechts betonte Beschwerden. 10 Patienten (32 %) gaben keine Differenz der Seiten an (beidseitig) (Abb. 24). Die Einnahme von Schmerzmedikamenten

zum Anamnesezeitpunkt wurde von 27 Patienten (87 %) bejaht und von 3 Patienten (10 %) verneint. 1 Patient (3 %) machte hierzu keine Angabe.

Der Median der NRS für den Rückenschmerz lag zum Untersuchungszeitpunkt t_0 bei 8 und für die NRS des Beinschmerzes bei 7, wobei 27 Patienten (87 %) sowohl Schmerzen im Rücken als auch in den Beinen empfanden. 4 Patienten (13 %) empfanden nur Schmerzen im Rücken.

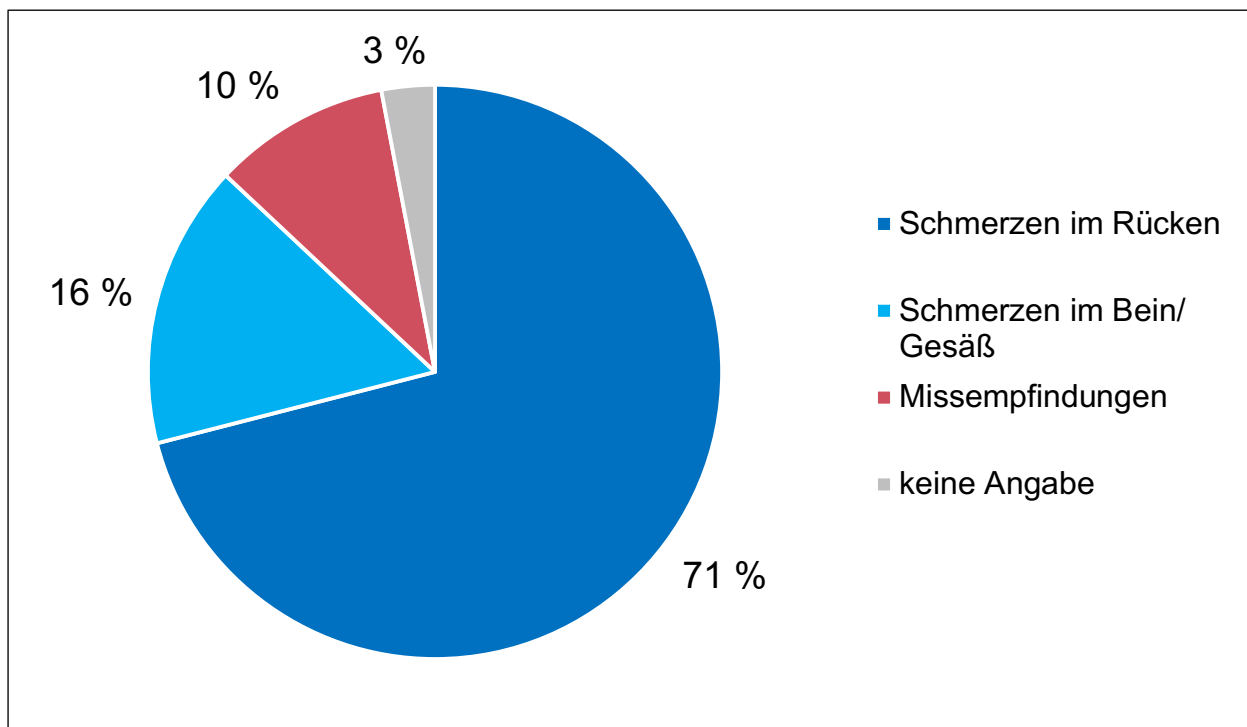


Abb. 23: Verteilung der am belastendsten empfundenen Beschwerden (rel. Häufigkeiten).

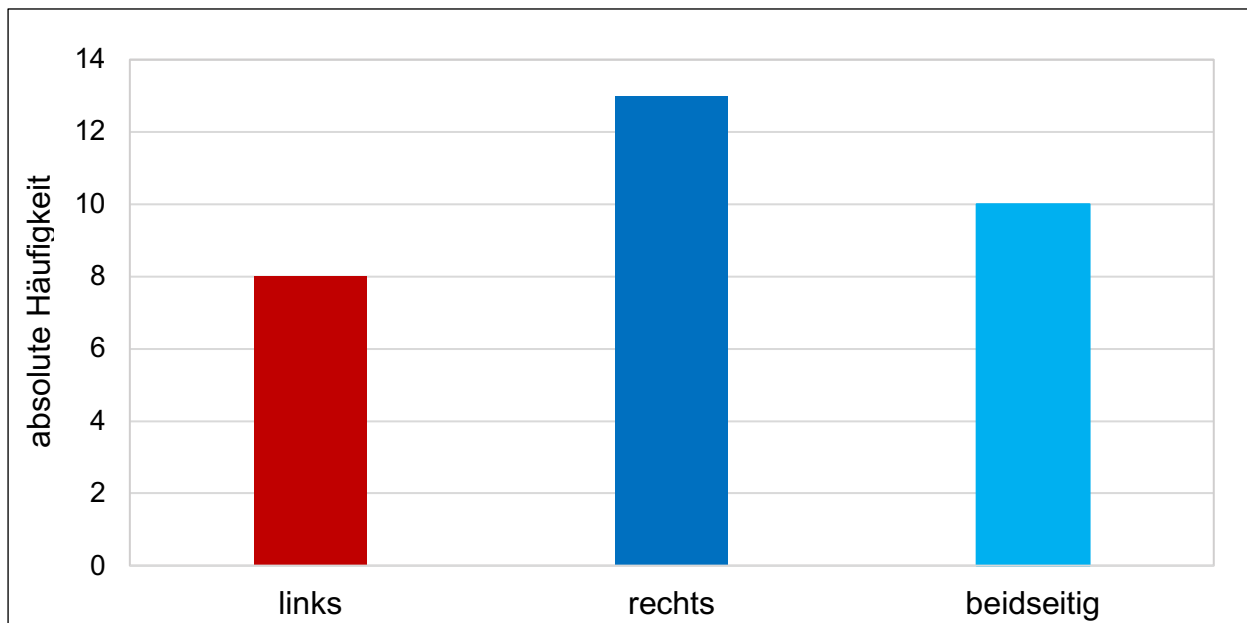


Abb. 24: Seitenbetonung der angegebenen Beschwerden zum Zeitpunkt t_0 (absolute Häufigkeiten).

3.4 Therapeutische Maßnahmen vor der Operation

Zum Zeitpunkt der Eingangsuntersuchung t_0 gaben die 31 Patienten an, durchschnittlich $5,0 \pm 1,7$ verschiedene Behandlungen aus 2.4.1.3 erhalten zu haben. 14 Patienten (45 %) wurden mit Akupunktur und 27 (87 %) mit Schmerzmedikamenten behandelt. 23 Patienten (74 %) erhielten im Vorfeld bereits eine Rückenschule oder medizinisches Training sowie 24 Patienten (77 %) Physiotherapie und 25 Patienten (81 %) Massage oder Wärmetherapie. 15 Patienten (48 %) wurden im Vorfeld durch Elektrotherapie (z.B. TENS) behandelt und 90 % aller Patienten ($n = 28$) erhielten bereits, zusätzlich zum diagnostischen Infiltrationstest, Infiltrationen im Schmerzgebiet. Abbildung 25 fasst die zum Aufnahmezeitpunkt t_0 erfolgten therapeutischen Maßnahmen zusammen.

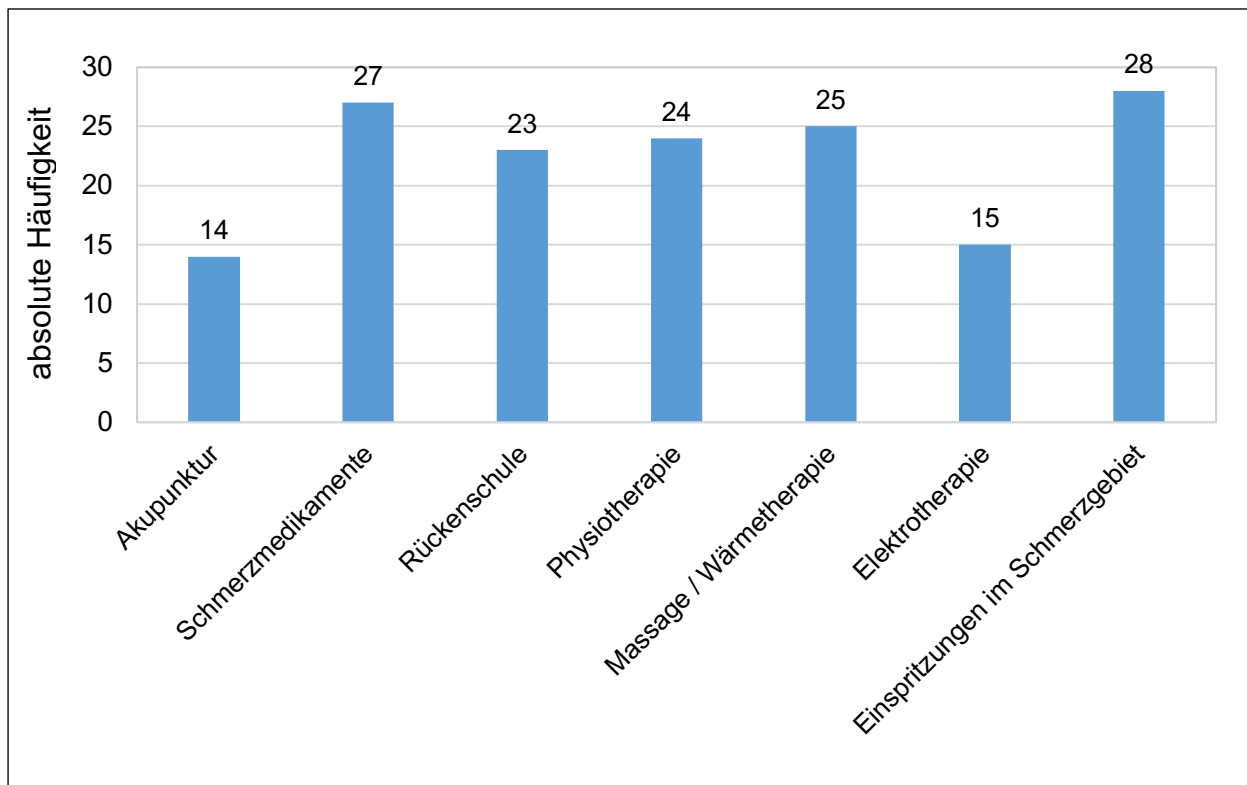


Abb. 25: Absolute Häufigkeiten der erfolgten therapeutischen Maßnahmen vor der endoskopischen Facettengelenksthermokoagulation und Facetectomie. Durchschnittlich wurde jeder Patient mit $5 \pm 1,7$ verschiedenen Behandlungen therapiert.

3.5 Durchgeführte EMG-Messungen

EMG-Messungen wurden für die Untersuchungszeitpunkte t_0 bis t_3 geplant. Anhand der absoluten Zahlen lässt sich erkennen, dass diese im Verlauf der Studie abnehmen. Die Baseline-Untersuchung zum Zeitpunkt t_0 war bei allen Patienten durchführbar ($n = 31$; 100 %). Am postoperativen Tag, Zeitpunkt t_1 , konnten 28 Untersuchungen (90 %) durchgeführt werden. Der größte Unterschied bestand zu den ambulanten Nachuntersuchungszeitpunkten t_2 ($n = 11$; 35 %) und t_3 ($n = 15$; 48 %) (Abb. 26). Eine vollständige Untersuchung der Zeitpunkte t_0 bis t_3 konnte bei lediglich 7 Patienten (23 %) durchgeführt werden.

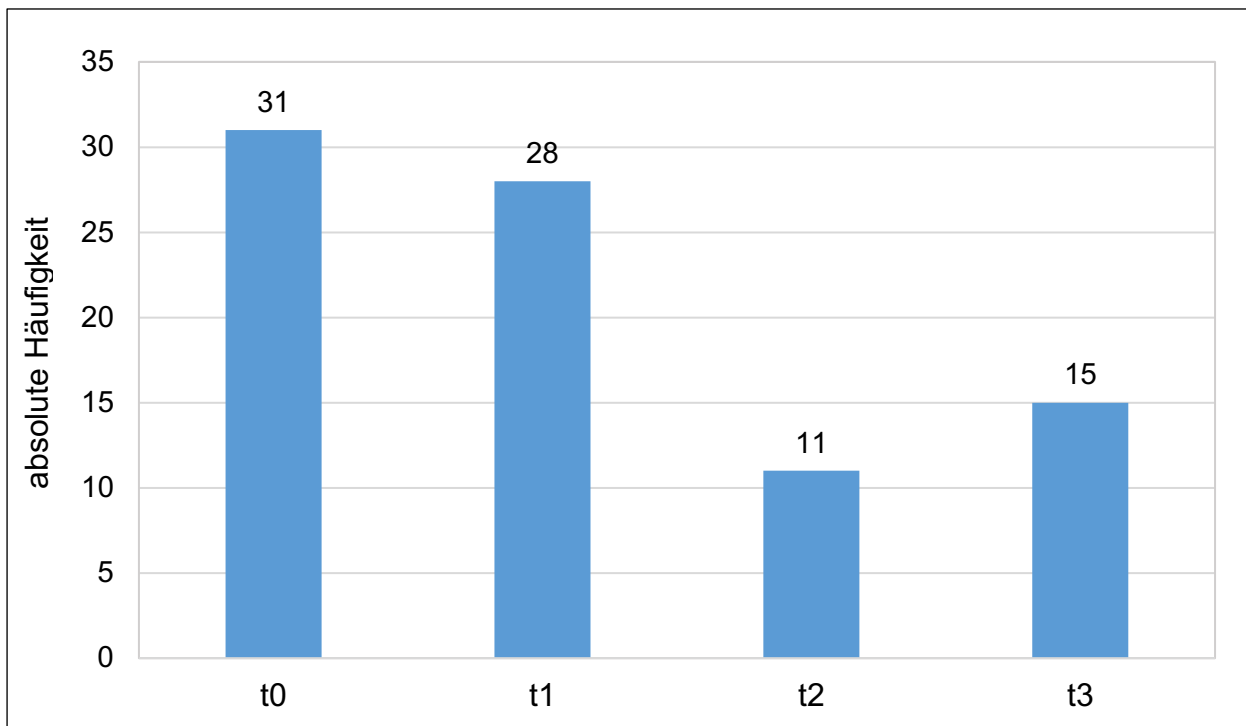


Abb. 26: Absolute Zahlen der durchgeführten EMG-Messungen zu den einzelnen Untersuchungszeitpunkten t_0 bis t_3 .

3.6 Numerische Rangskala (NRS)

3.6.1 NRS Rücken

Die Auswertung der NRS Rücken ergab für den Studienzeitraum eine signifikante Abnahme der Schmerzen der Patienten.

Zum Untersuchungszeitpunkt t_0 lag der Median bei einer Schmerzempfindung von 8. Zum postoperativen Zeitpunkt fiel dieser signifikant ab (Median = 7; $p = 0,024$). Zu den nächsten beiden Zeitpunkten t_2 (Median = 7; $p = 0,009$) und t_3 (Median = 5; $p = 0,001$) konnten weitere signifikante Abnahmen der Schmerzintensität im Patientenkollektiv registriert werden (Abb. 27).

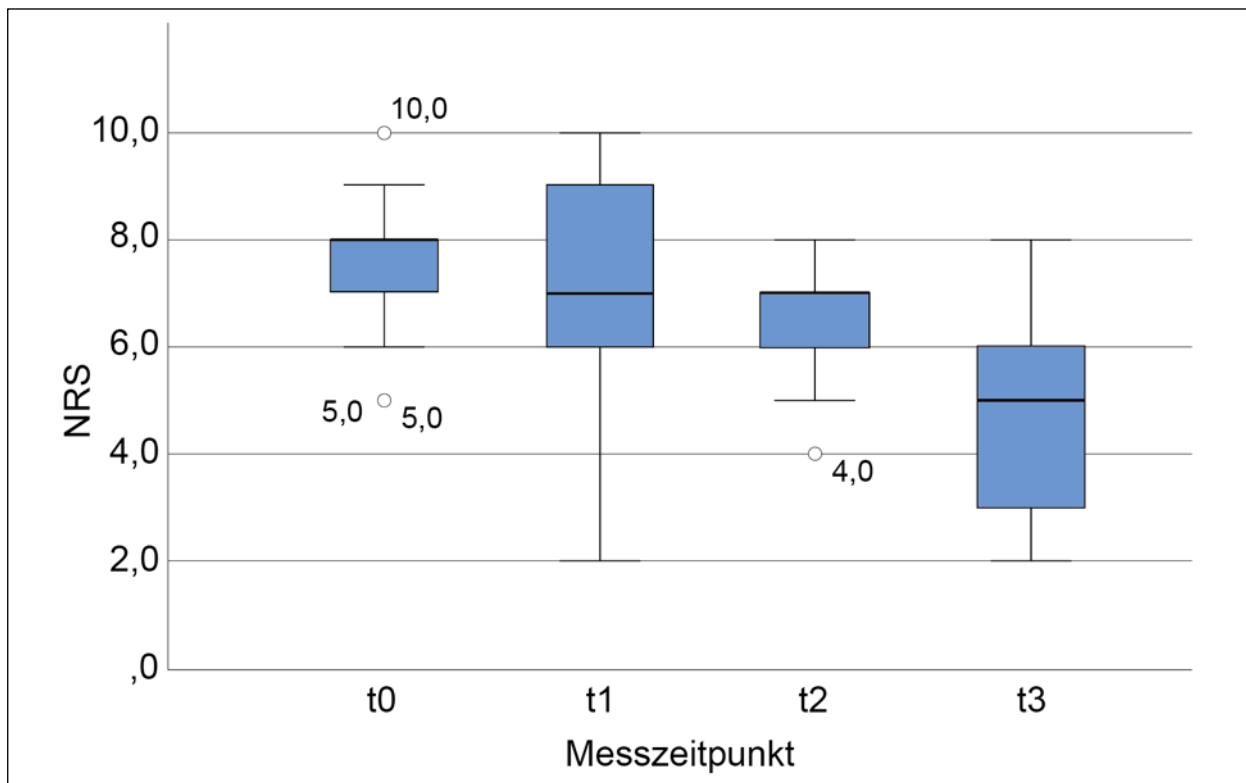


Abb. 27: Box-Whisker-Plots der NRS Rücken zu den unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten.

3.6.2 NRS Bein

Für die Auswertung der NRS Bein konnte im Studienverlauf eine signifikante Abnahme gezeigt werden.

Zum Untersuchungszeitpunkt t_0 lag der Median bei einer Schmerzempfindung von 7. Zum postoperativen Zeitpunkt t_1 konnte keine relevante Änderung registriert werden (Median = 7; $p = 0,443$). Zum nachfolgenden Untersuchungszeitpunkt t_2 fiel diese nicht signifikant ab (Median = 6; $p = 0,381$). Ein signifikanter Abfall der NRS ergab sich erst zum letzten Untersuchungszeitpunkt t_3 (Median = 5; $p = 0,020$) (Abb. 28).

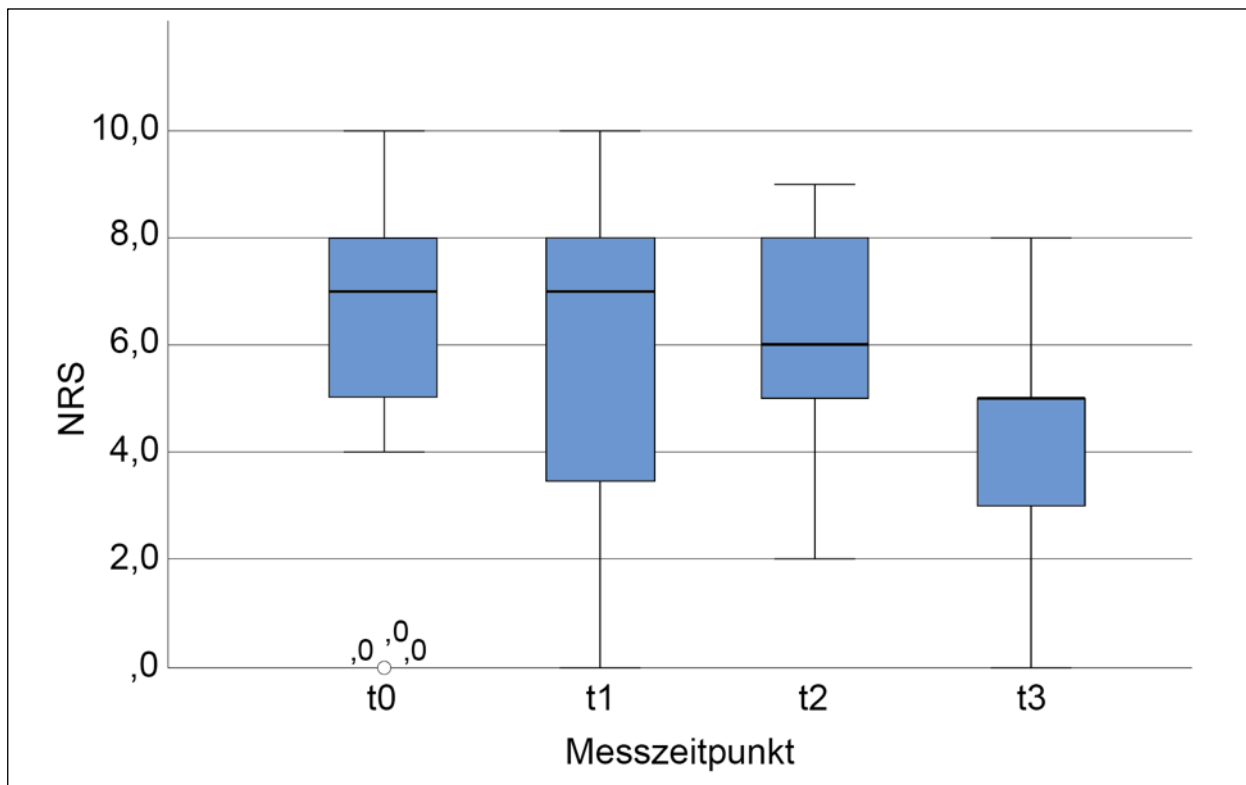


Abb. 28: Box-Whisker-Plots der NRS Bein zu den unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten.

3.7 EMG-Messungen

3.7.1 Maximum voluntary contraction (MVC)

3.7.1.1 Muskelkraft

Die Auswertung der Muskelkraft ergab unter Bildung der Mediane eine Zunahme im Verlauf der Untersuchungszeitpunkte t_0 zu t_3 .

Zum Zeitpunkt t_0 lag der Median bei 80,60 N. Postoperativ t_1 fiel die Kraft signifikant ab (Median = 65,75; $p = 0,003$). Zum Zeitpunkt t_2 konnte wieder ein nicht signifikanter Anstieg verzeichnet werden (Median = 88,20; $p = 0,143$). Im Vergleich zur Eingangsuntersuchung stieg die gemessene Kraft zum Zeitpunkt t_3 signifikant an (Median = 107,00; $p = 0,002$) (Abb. 29).

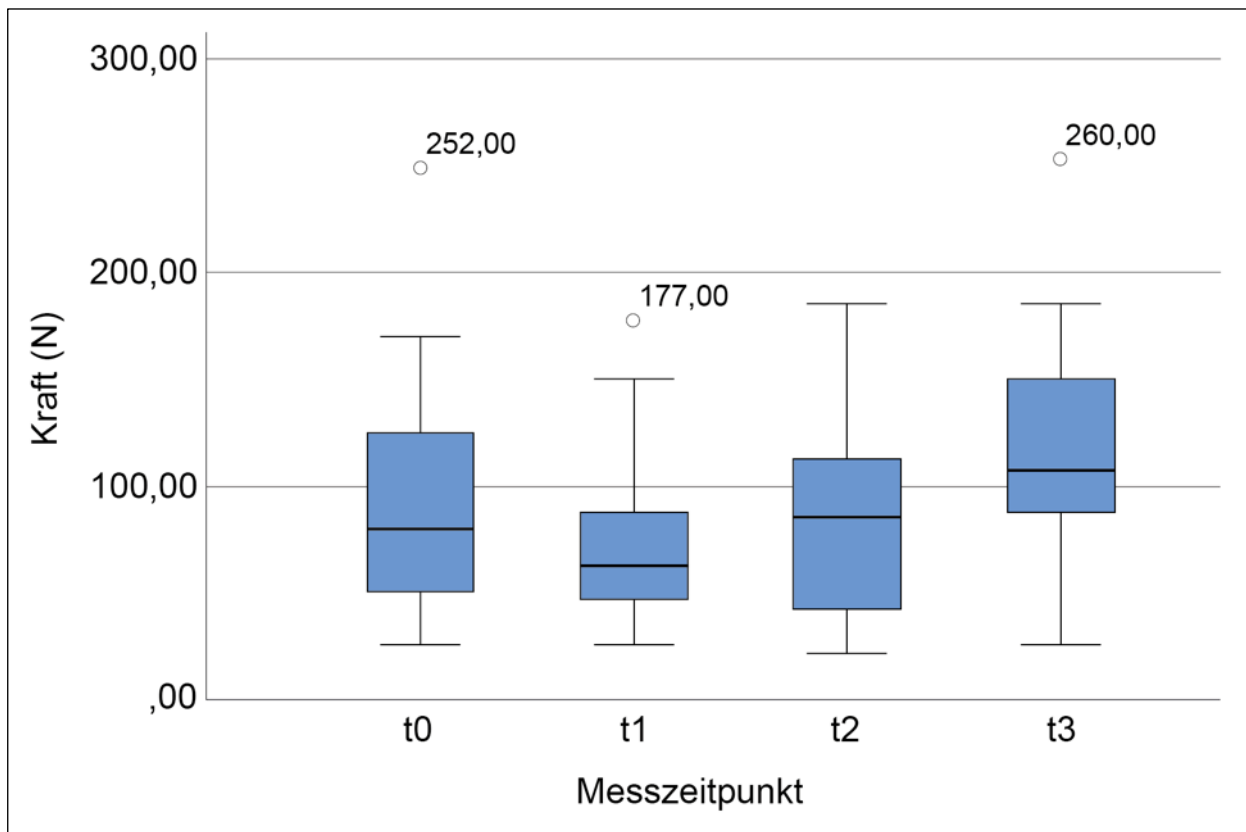


Abb. 29: Box-Whisker-Plots der Muskelkraft des M. erector spinae der LWS unter MVC.

3.7.1.2 Amplituden der Muskelaktionspotentiale

Die Auswertung der Amplitudenmittelwerte wurde für die linke und rechte Seite des M. multifidus unter Bildung der Mediane getrennt vorgenommen.

Für die linke Seite ergab dies eine Zunahme im Verlauf der einzelnen Untersuchungszeitpunkte. Zum Zeitpunkt t_0 lag die mediane Amplitude bei $25,3 \mu\text{V}$. Am postoperativen Zeitpunkt t_1 fiel diese signifikant ab (Median = $14,6$; $p < 0,001$). Zum Zeitpunkt t_2 konnte wieder eine nicht signifikante Zunahme verzeichnet werden (Median = $30,2$; $p = 0,483$). Diese Zunahme setzte sich zum Zeitpunkt t_3 nicht signifikant fort (Median = $32,5$; $p = 0,070$) (Abb. 30).

Für die rechte Seite lag die mediane Amplitude zum Zeitpunkt t_0 bei $21,7 \mu\text{V}$. Am postoperativen Zeitpunkt t_1 fiel diese signifikant ab (Median = $12,7$; $p < 0,001$). Sowohl für den

Untersuchungszeitpunkt t_2 (Median = 34,8; $p = 0,143$) als auch für t_3 (Median = 35,8; $p = 0,266$) konnten nicht signifikante Anstiege verzeichnet werden (Abb. 31).

Es wurde eine annähernd gleiche Amplitude für die linke und rechte Seite des M. multifidus unter MVC registriert. Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen der linken und rechten Seite des M. multifidus zu den unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten gezeigt werden (p -Werte: t_0 : 0,477; t_1 : 0,230; t_2 : 0,465; t_3 : 0,154).

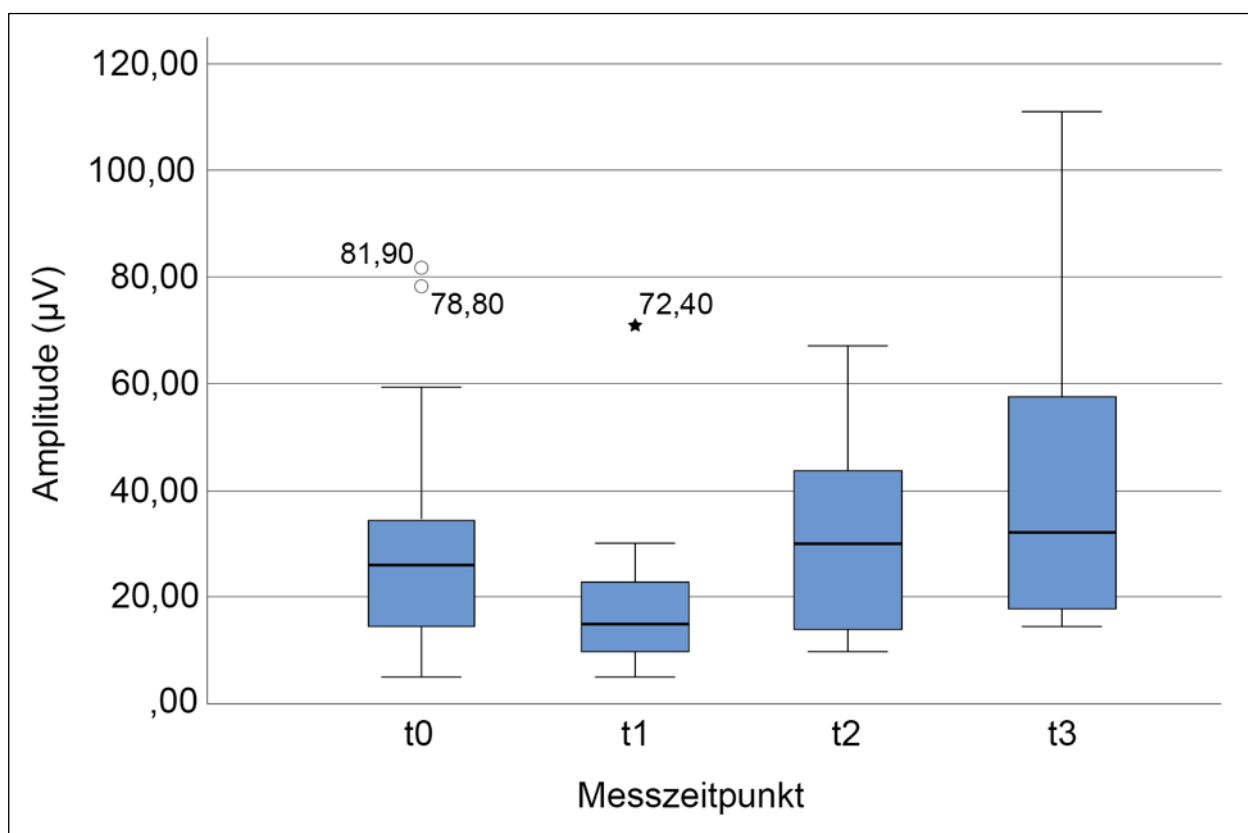


Abb. 30: Box-Whisker-Plots der EMG-Signal-Amplitude des linken M. multifidus der LWS unter MVC.

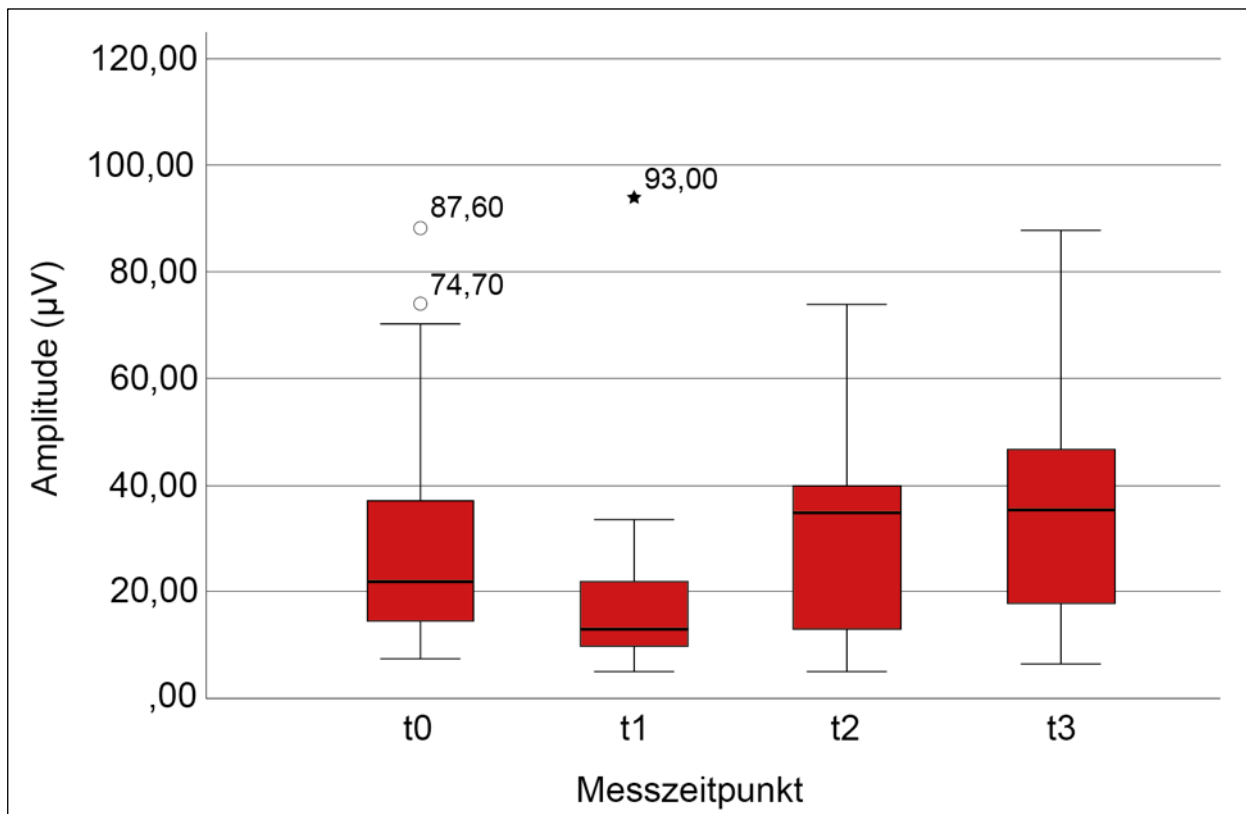


Abb. 31: Box-Whisker-Plots der EMG-Signal-Amplitude des rechten M. multifidus der LWS unter MVC.

3.7.2 Submaximale Kontraktion über 30 Sekunden

3.7.2.1 Frequenzanalyse

Die Auswertung der Frequenzen der EMG-Signale wurde für die linke und rechte Seite des M. multifidus getrennt vorgenommen. Ein negatives Vorzeichen (-) zeigte hierbei den Abfall der Medianfrequenz im Analysezeitraum von 30 s (entspricht „Perioden“) an.

Für die linke Seite ergab die Geradensteigung zum Zeitpunkt der Eingangsuntersuchung t_0 einen medianen Wert von 0,025 Hz/Perioden. Zum Zeitpunkt t_1 sank diese nicht signifikant ab (Median = 0,007; $p = 0,384$). Zum Untersuchungszeitpunkt t_2 zeigte sich ein nicht signifikanter Abfall des Frequenzspektrums (Median = - 0,154; $p = 0,078$). Zum letzten Untersuchungszeitpunkt t_3 stieg diese wieder nicht signifikant an (Median = 0,052; $p = 0,063$) (Abb. 32).

Für die rechte Seite konnte im Verlauf der Studie ein ähnliches Verhalten gezeigt werden. Zum Untersuchungszeitpunkt t_0 zeigte die Frequenzanalyse einen medianen Wert von 0,033 Hz/Perioden. Postoperativ sank diese in der Analysedauer von 30 s signifikant ab (Median = - 0,027; $p = 0,022$). Zu den nächsten Untersuchungszeitpunkten t_2 (Median = 0,034; $p = 0,297$) und t_3 (Median = 0,114; $p = 0,070$) konnten wieder nicht signifikante Anstiege registriert werden (Abb. 33).

Im direkten Vergleich zwischen linker und rechter Seite konnten für die Untersuchungszeitpunkte t_0 und t_1 keine signifikanten Unterschiede jedoch für die folgenden Zeitpunkte t_2 und t_3 signifikante Unterschiede gezeigt werden (p -Werte: t_0 : 0,477; t_1 : 0,082; t_2 : 0,031; t_3 : 0,044).

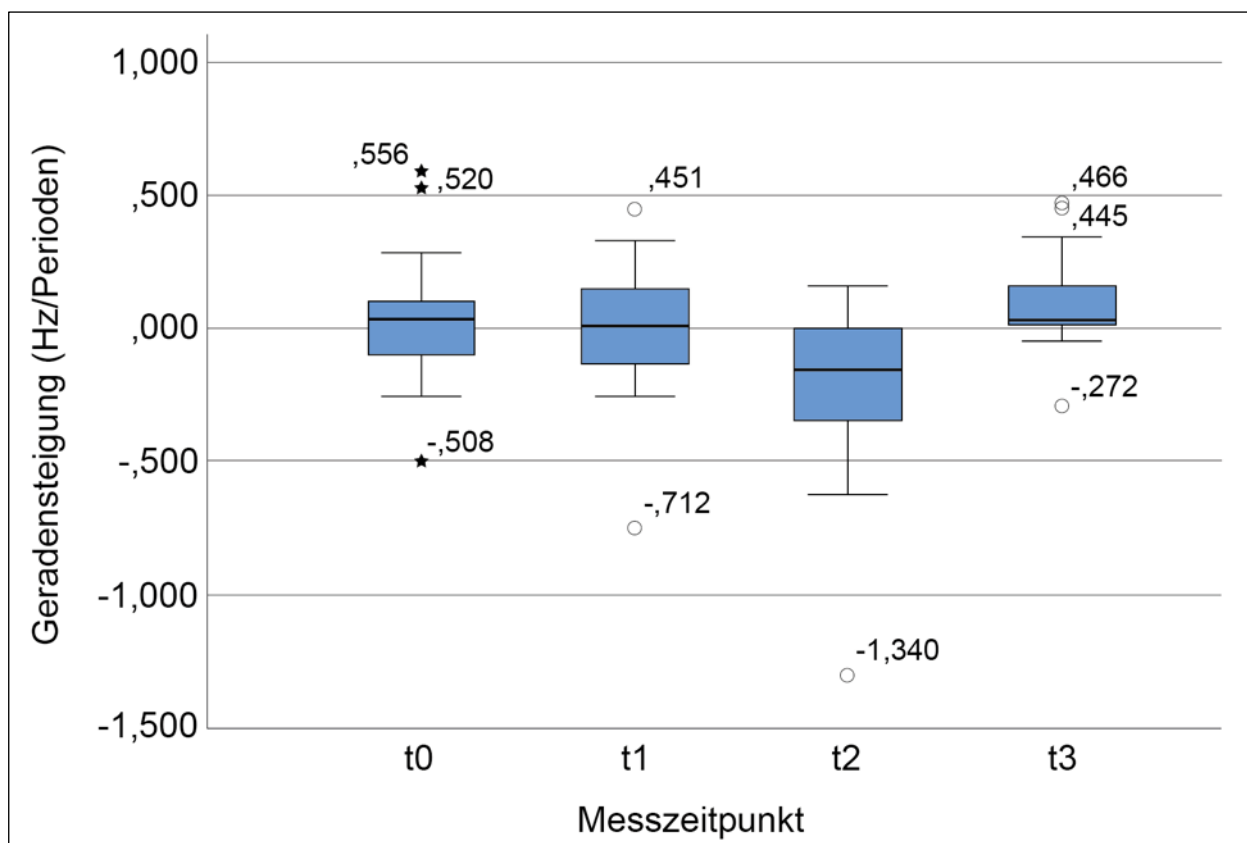


Abb. 32: Box-Whisker-Plots der Geradensteigungen aus der Frequenzanalyse des linken M. multifidus in einer 30-sekündigen submaximalen Kontraktion (50 % der MVC).

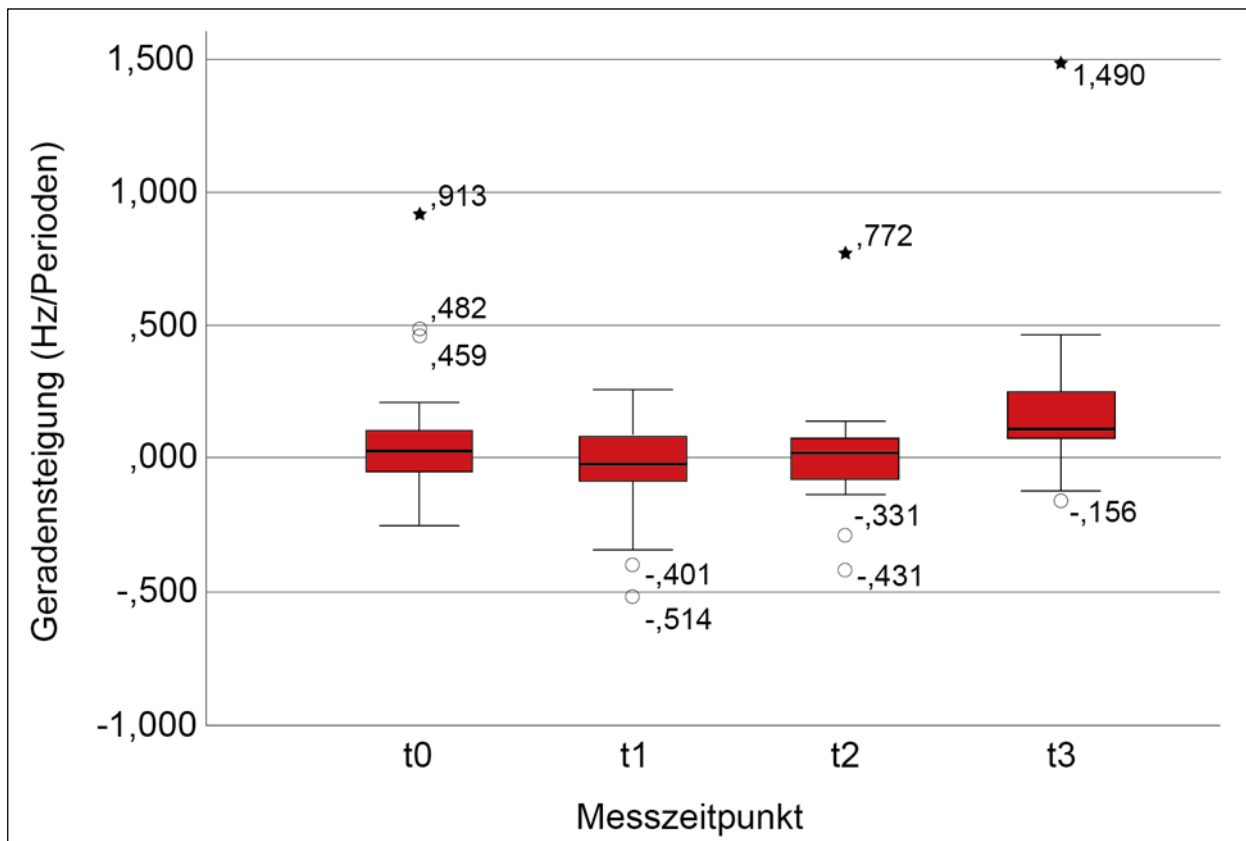


Abb. 33: Box-Whisker-Plots der Geradensteigungen aus der Frequenzanalyse des rechten M. multifidus in einer 30-sekündigen submaximalen Kontraktion (50 % der MVC).

3.7.2.2 Amplitudenanalyse

Für die Amplitudenanalyse der 30-sekündigen submaximalen Kontraktion konnten für die linke und rechte Seite des M. multifidus gegenteilige Beobachtungen gemacht werden. Zum Untersuchungszeitpunkt t_0 lag die mediane Geradensteigung der Amplitude der linken Seite bei $0,0016 \mu\text{V/Perioden}$. Postoperativ (t_1) sank diese nicht signifikant ab (Median = $0,0009$; $p = 0,405$). Zu den folgenden Nachuntersuchungen t_2 (Median = $0,0020$; $p = 0,430$) und t_3 (Median = $0,0021$; $p = 0,128$) konnten nicht signifikante Anstiege registriert werden (Abb. 34).

Die Geradensteigungen der Amplituden der rechten Seite zeigten durchgehend zu allen Untersuchungszeitpunkten einen Abfall. Zum Untersuchungszeitpunkt t_0 lag diese bei $-0,0005 \mu\text{V/Perioden}$. In den folgenden Untersuchungen t_1 (Median = $-0,0008$; $p = 0,213$)

und t_2 (Median = - 0,0010; $p = 0,361$) sank diese nicht signifikant weiter ab. Zum letzten Untersuchungszeitpunkt t_3 stieg sie hingegen wieder nicht signifikant an (Median = - 0,0006; $p = 0,388$) (Abb. 35).

Im direkten Vergleich zwischen linker und rechter Seite konnten für alle Untersuchungszeitpunkte signifikante Unterschiede gezeigt werden (p -Werte: t_0 : < 0,001; t_1 : < 0,001; t_2 : 0,031; t_3 : 0,044).

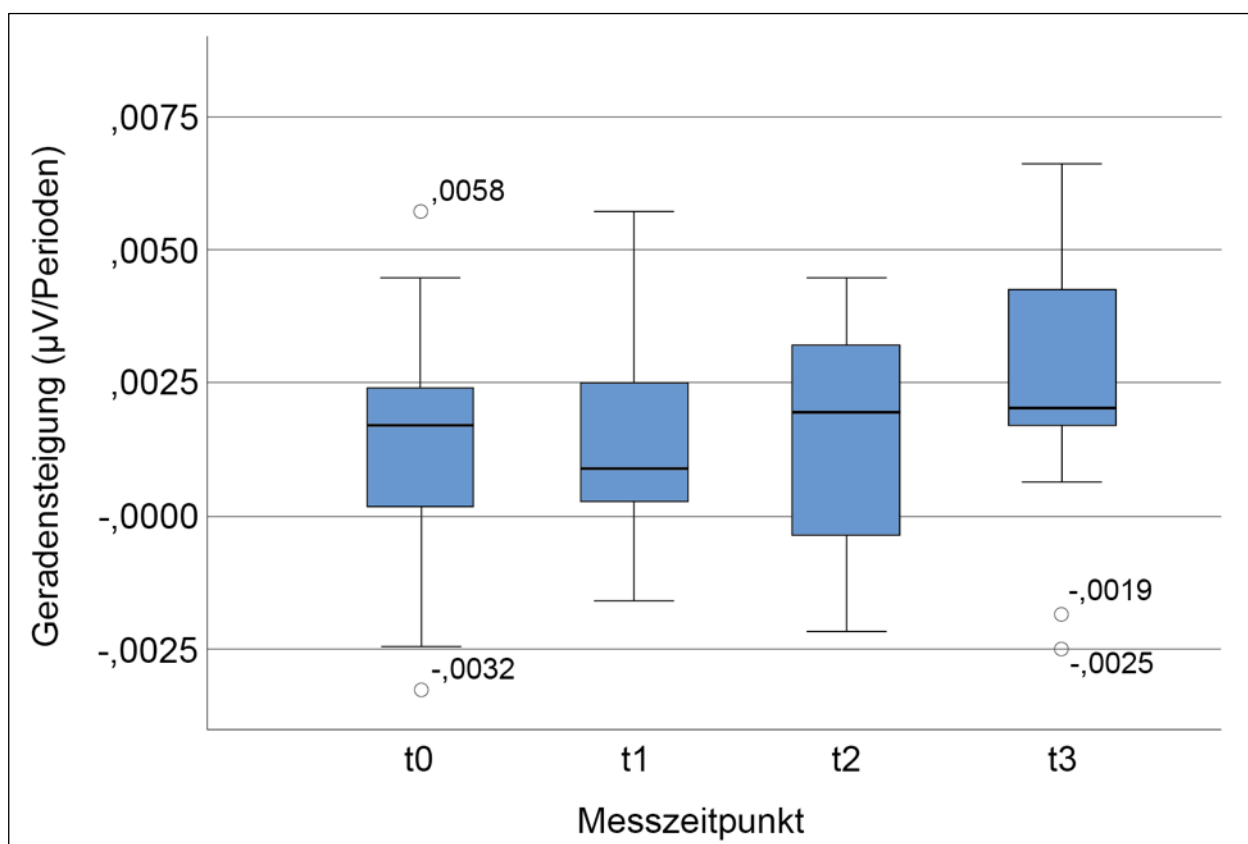


Abb. 34: Box-Whisker-Plots der Geradensteigungen aus der Amplitudenanalyse des linken M. multifidus in einer 30-sekündigen submaximalen Kontraktion (50 % der MVC).

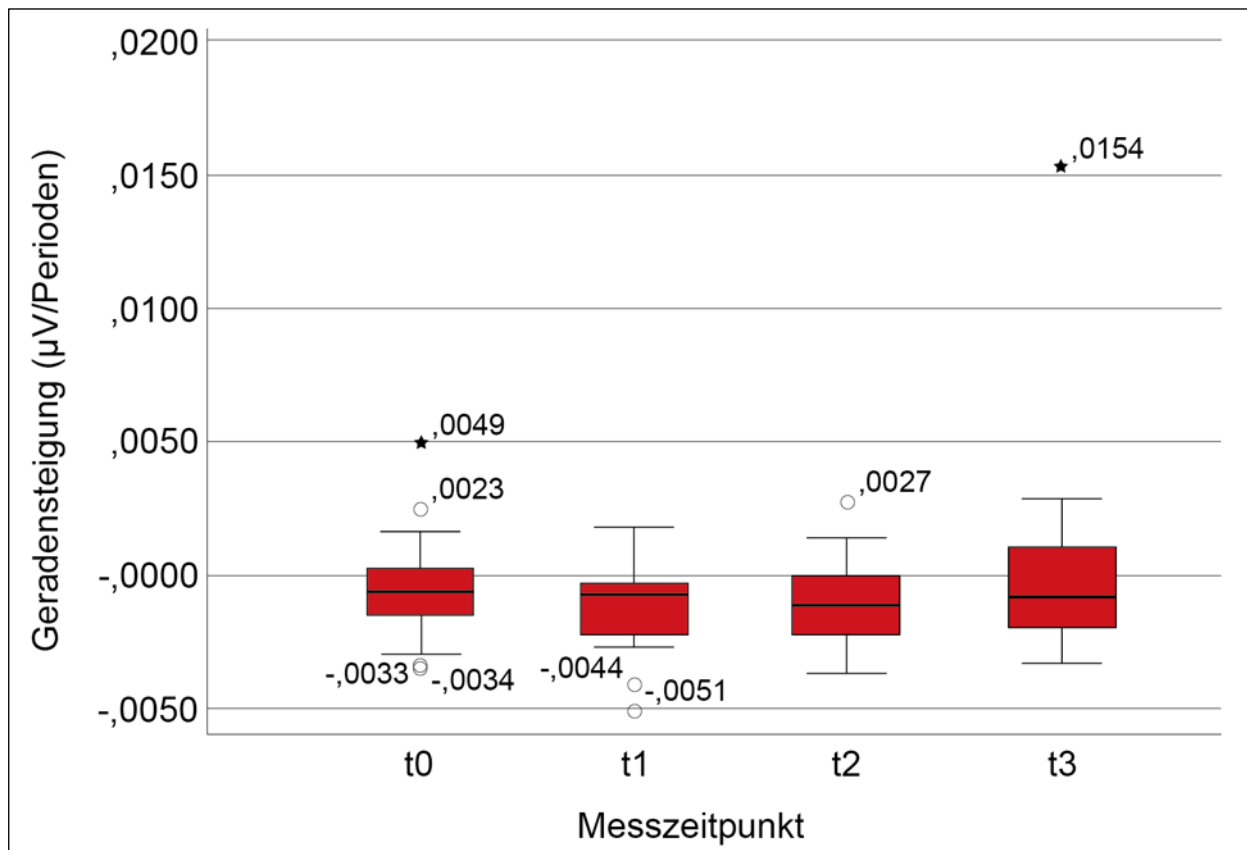


Abb. 35: Box-Whisker-Plots der Geradensteigungen aus der Amplitudenanalyse des rechten M. multifidus in einer 30-sekündigen submaximalen Kontraktion (50 % der MVC).

3.7.2.3 Zusammenhängende Analyse der Frequenz und Amplitude

Die folgenden Tabellen 4, 5 und 6 geben die relativen und absoluten Häufigkeiten aus der getrennten Analyse der Geradensteigungen aus 3.7.2.1 und 3.7.2.2 zu den unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten t_0 bis t_3 und folgenden Kombinationsmöglichkeiten (s. 2.7.1.3) wieder:

1. Frequenz steigt, Amplitude steigt
2. Frequenz sinkt, Amplitude steigt
3. Frequenz sinkt, Amplitude sinkt
4. Frequenz steigt, Amplitude sinkt

Tab. 4: Kontingenztafel der relativen und absoluten Häufigkeiten der Kombinationsmöglichkeiten aus Frequenz- und Amplitudenanalyse der Mm. multifidii der LWS einer 30-sekündigen submaximalen Kontraktion.

Kombination		1	2	3	4	
Zeitpunkt	t ₀	18 (29,0 %)	18 (29,0 %)	8 (13,0 %)	18 (29,0 %)	62 n
	t ₁	13 (23,2 %)	16 (28,6 %)	14 (25,0 %)	13 (23,2 %)	56
	t ₂	5 (22,7 %)	6 (27,3 %)	6 (27,3 %)	5 (22,7 %)	22
	t ₃	16 (53,3 %)	2 (6,7 %)	2 (6,7 %)	10 (33,3 %)	30

Tab. 5: Kontingenztafel der relativen und absoluten Häufigkeiten der Kombinationsmöglichkeiten aus Frequenz- und Amplitudenanalyse des linken M. multifidus der LWS einer 30-sekündigen submaximalen Kontraktion.

Kombination		1	2	3	4	
Zeitpunkt	t ₀	13 (41,9 %)	12 (38,7 %)	2 (6,5 %)	4 (12,9 %)	31 n
	t ₁	13 (46,4 %)	11 (39,3 %)	2 (7,1 %)	2 (7,1 %)	28
	t ₂	2 (18,2 %)	6 (54,5 %)	2 (18,2 %)	1 (9,1 %)	11
	t ₃	12 (80,0 %)	1 (6,7 %)	1 (6,7 %)	1 (6,7 %)	15

Tab. 6: Kontingenztafel der relativen und absoluten Häufigkeiten der Kombinationsmöglichkeiten aus Frequenz- und Amplitudenanalyse des rechten M. multifidus der LWS einer 30-sekündigen submaximalen Kontraktion.

Kombination		1	2	3	4	
Zeitpunkt	t ₀	5 (16,1 %)	6 (19,4 %)	6 (19,4 %)	14 (45,2 %)	31 n
	t ₁	0 (0,0 %)	5 (17,9 %)	12 (42,9 %)	11 (39,3 %)	28
	t ₂	3 (27,3 %)	0 (0,0 %)	4 (36,4 %)	4 (36,4 %)	11
	t ₃	4 (26,7 %)	1 (6,7 %)	1 (6,7 %)	9 (60,0 %)	15

Abbildungen 36, 37 und 38 zeigen die relativen Häufigkeiten des Verhaltens aus Frequenz und Amplitude der 30-sekündigen Analysezeit. Hierbei konnten für die linke und rechte Seite unterschiedliche Verhalten gezeigt werden (Abb. 37 und 38).

In der gemeinsamen Analyse der Mm. multifidii der linken und rechten Seite zeigten sich für die Untersuchungszeitpunkte t₀ bis t₂ keine deutlichen Unterschiede. Alle

Kombinationsmöglichkeiten konnten etwa gleich häufig beobachtet werden. Erst am Untersuchungszeitpunkt t_3 zeigten die meisten Patienten (53,3 %) ein Verhalten nach Komb. 1. Am zweithäufigsten zeigte sich Komb. 4 (33,3 %). Während Komb. 2 und 3 jeweils nur einmal vorhanden waren (entspr. jeweils 6,7 %) (Abb. 36).

Für die linke Seite lag zum Zeitpunkt t_0 ein ausgewogenes Verhältnis zwischen Komb. 1 und 2 vor (41,9 %; 38,7 %), während der kleinere Teil des Patientenkollektivs ein muskuläres Verhalten nach Komb. 3 (6,5 %) und Komb. 4 (12,9 %) zeigte. Ausgehend von dieser Baseline-Erfassung gab es zum postoperativen Zeitpunkt t_1 keine relevante Veränderung (rel. Häufigkeiten der Komb.: 1: 46,4 %; 2: 39,3 %; 3: 7,1 %, 4: 7,1 %). Zum Untersuchungszeitpunkt t_2 zeigten 54,5 % aller Patienten ein Verhalten nach Komb. 2 (rel. Häufigkeiten der Komb.: 1: 18,2 %; 2: 54,5 %; 3: 18,2 %; 3: 9,1 %). Am letzten Untersuchungszeitpunkt konnte für 80,0 % der Patienten ein Anstieg von Frequenz und Amplitude (Komb. 1) für die linke Seite des M. multifidus gezeigt werden (rel. Häufigkeiten der Komb.: 1: 80,0 %; 2: 6,7 %; 3: 6,7 %; 4: 6,7 %).

Für die rechte Seite des M. multifidus zeigte die Mehrzahl der Patienten in der Studie ein gemeinsames Verhalten aus Frequenz und Amplitude nach Kombination 4. Zum Untersuchungszeitpunkt t_0 lag die Mehrzahl bei dieser (rel. Häufigkeiten der Komb.: 1: 16,4 %; 2: 19,4 %; 3: 19,4 %; 4: 45,2 %). Ausgehend hiervon zeigten die meisten Patienten am Zeitpunkt t_1 ein gleichzeitiges Absinken von Frequenz und Amplitude (Komb. 3) (rel. Häufigkeiten der Komb.: 1: 0,0 %; 2: 17,9 %; 3: 42,9 %; 4: 39,3 %). Zum Untersuchungszeitpunkt t_2 zeigte sich ein überwiegendes Verhalten nach Komb. 3 und 4 (rel. Häufigkeiten der Komb.: 1: 26,7 %; 2: 0,0 %; 3: 36,4 %; 4: 36,4 %). Für den letzten Untersuchungszeitpunkt ergab sich ein Trend der rechten Seite des M. multifidus zu einem Anstieg der Frequenz bei gleichzeitigem Abfall der Amplitude (Komb. 4) (rel. Häufigkeiten: 1: 26,7 %; 2: 6,7 %, %; 3: 6,7 %; 4: 60,0 %).

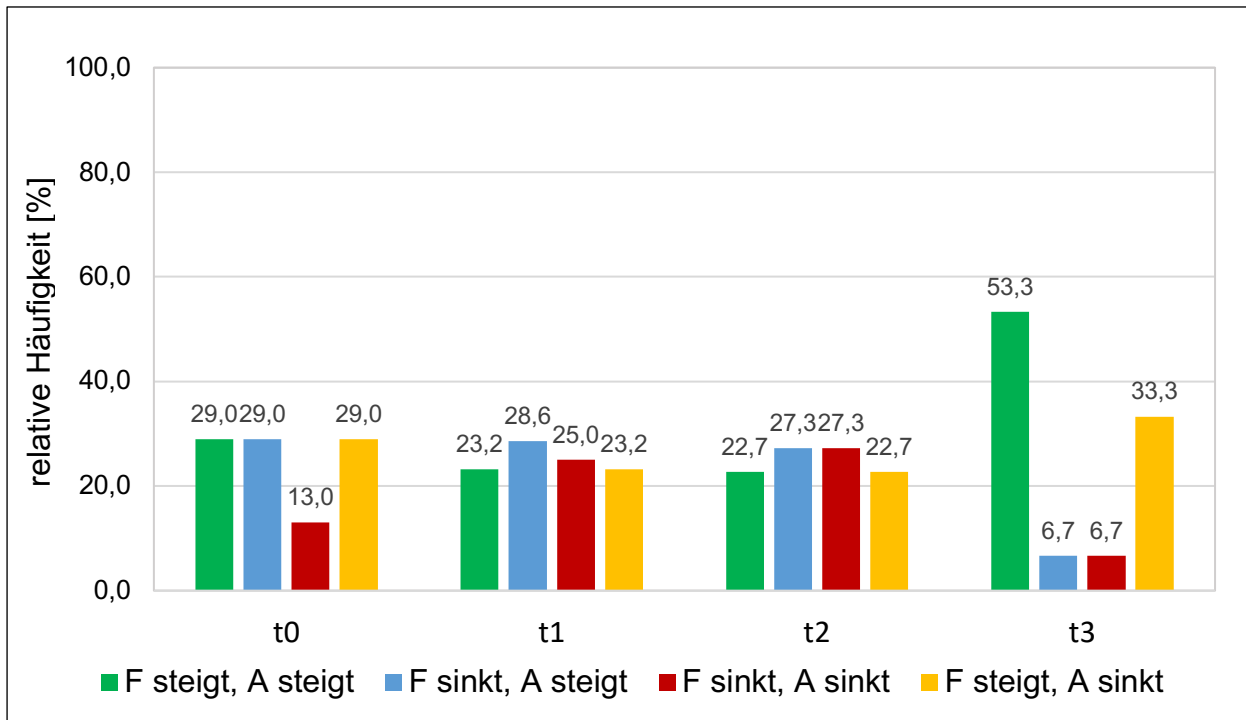


Abb. 36: Relative Häufigkeiten der Kombinationen aus Frequenz und Amplitude zu den unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten der Mm. multifidii (n = t₀: 62; t₁: 56; t₂: 22; t₃: 30): (F) Frequenz, (A) Amplitude.

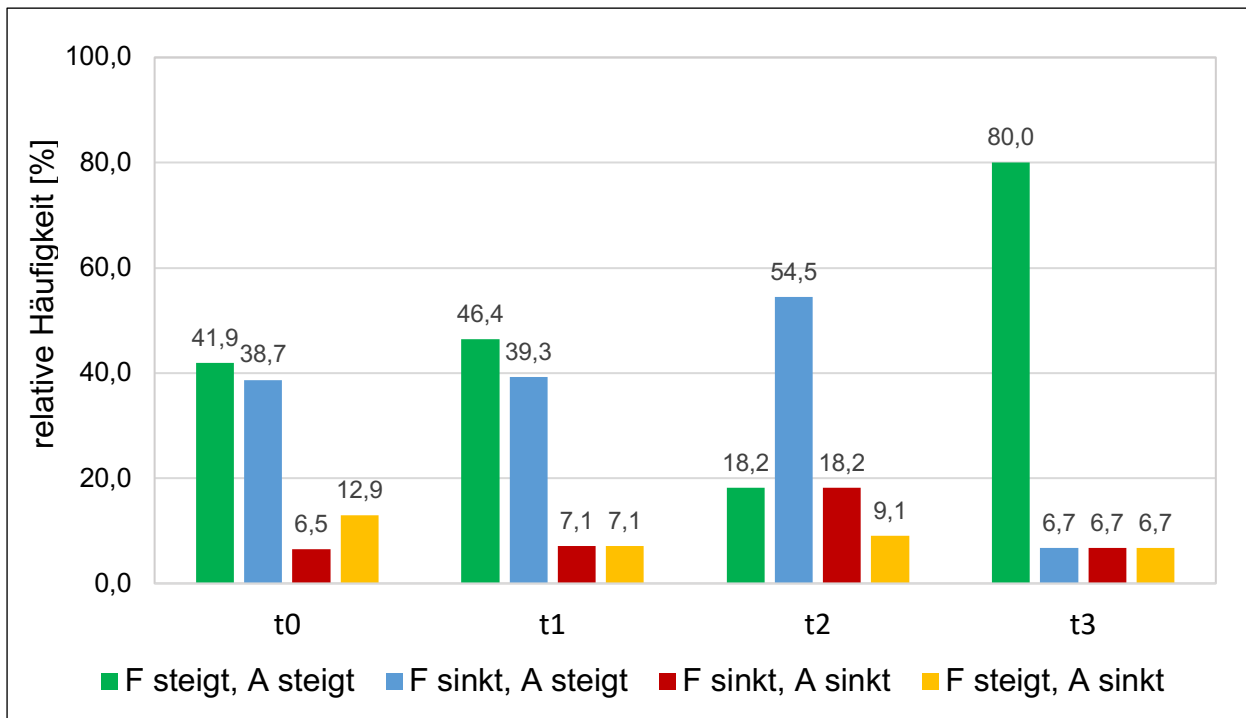


Abb. 37: Relative Häufigkeiten der Kombinationen aus Frequenz und Amplitude zu den unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten der linken Seite des M. multifidus (n = t₀: 31; t₁: 28; t₂: 11; t₃: 15): (F) Frequenz, (A) Amplitude.

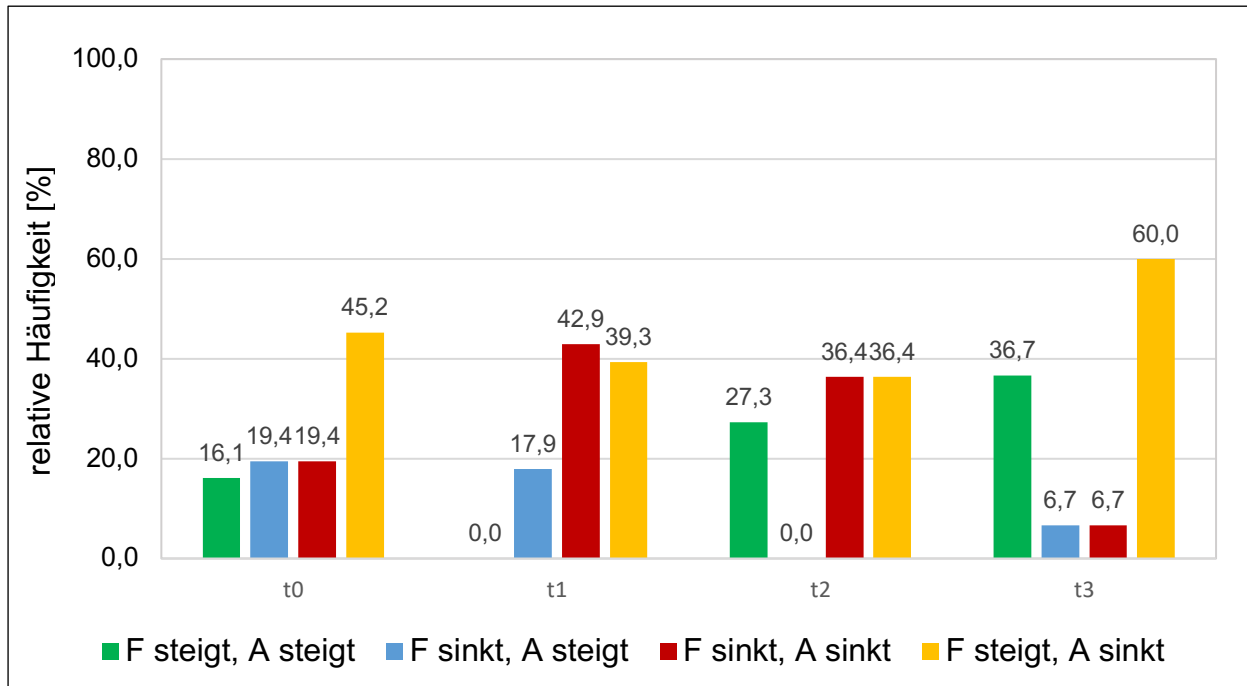


Abb. 38: Relative Häufigkeiten der Kombinationen aus Frequenz und Amplitude zu den unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten der rechten Seite des M. multifidus (n = t₀: 31; t₁: 28; t₂: 11; t₃: 15): (F) Frequenz, (A) Amplitude.

4. Diskussion

4.1 Studienpopulation

In dieser prospektiven klinischen Kohortenstudie wurden die klinischen Ergebnisse nach endoskopischer Facettengelenksthermokoagulation und Facettektomie aufgearbeitet. Im Verlauf sollte zu den unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten t_0 bis t_3 gezeigt werden, ob es Unterschiede hinsichtlich der subjektiv empfundenen Schmerzen bzw. in dem neurophysiologischen Verhalten der Mm. multifidii der LWS nach erfolgter Intervention gibt. Die Ergebnisse der Schmerzempfindung wurden mittels der NRS ausgewertet. Für die Auswertung des neurophysiologischen Verhaltens wurde eine Oberflächenelektromyographie durchgeführt.

Insgesamt wurden 40 Patienten in die Studie eingeschlossen. Von diesen wurden 31 Patienten ausgewertet und 9 als „lost to follow-up“ gewertet (s. 3.1). Das durchschnittliche Alter der Patienten lag bei $64,9 \pm 12,0$ Jahren. Laut der Gesundheitsberichterstattung des Bundes von 2015 befand sich das Prävalenzmaximum für chronische Rückenschmerzen in der Gruppe der über 60-jährigen Patienten, wobei Frauen häufiger als Männer betroffen waren (Robert-Koch-Institut, 2015). Die Studienpopulation spiegelt dies hinsichtlich des Alters wider. Außerdem konnte in ihr eine leichte Asymmetrie in der Verteilung der Geschlechter mit 52 % zugunsten der weiblichen Patienten verzeichnet werden. Eine zugrundeliegende Facettengelenksarthrose als Nozigenator spielt in 15 bis 45 % aller CLBP Fälle eine entscheidende Rolle und ist bereits bei 36 % aller Erwachsenen unter 45 Jahren, bei 67 % aller Erwachsenen zwischen 45 und 64 Jahren und bei 89 % aller Erwachsenen über 65 Jahren nachweisbar (Cohen und Raja, 2007). Neben der Assoziation mit dem Alter ist v.a. der BMI ein entscheidender Risikofaktor für die Entwicklung von CLBP und einer Facettengelenksarthrose (Mann und Singh, 2019). Der BMI beschreibt die Relation der Körpergröße zum Körpergewicht und lässt Rückschlüsse auf den Ernährungszustand der untersuchten Patienten zu. Laut WHO spricht ein Wert größer 25 kg/m^2 für eine Präadipositas und ein Wert größer 30 kg/m^2 für eine Adipositas bzw. für ein extremes Übergewicht (WHO, 2017). Suri et al. konnten zeigen, dass das Risiko zur Entwicklung einer Facettengelenksarthrose dreifach erhöht ist, wenn der BMI zwischen 25

und 30 kg/m^2 liegt (Suri et al., 2010). Als wichtigste Ursache wird in diesem Zusammenhang die Zunahme der mechanischen Ansprüche an das Achsenskelett bzw. die Muskulatur genannt (Gellhorn et al., 2013). Der erfasste BMI der Studienpopulation lag bei $28,5 \pm 4,7 \text{ kg/m}^2$ und somit genau in dieser Risikogruppe.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass sowohl das Alter als auch der BMI zwei wesentliche Risikofaktoren darstellen, eine Facettengelenksarthrose und CLBP zu entwickeln. Diese werden in der Studienpopulation abgebildet.

4.2 Absolute Zahlen der durchgeführten Messungen

Wie unter 3.5 beschrieben, nimmt die Zahl der durchgeführten Messungen vom Untersuchungszeitpunkt t_0 zum Untersuchungszeitpunkt t_2 ab, um schließlich noch einmal anzusteigen. Von 31 ausgewerteten Patienten war es bereits am postoperativen Tag nur 28 von ihnen möglich, an der Untersuchung t_1 teilzunehmen. Alle berichteten über zu starke Schmerzen im Operationsgebiet bzw. in der LWS, so dass sie sich eine erneute Messung, insbesondere der Muskelkraft, nicht zutrauten. Zu den nachfolgenden Untersuchungszeitpunkten konnten nur 11 Messungen (t_1 : 35 %) und 15 Messungen (t_2 : 48 %) durchgeführt werden. Lediglich 7 Patienten (23 %) nahmen an allen verabredeten Studienterminen teil.

Die deutliche Abnahme der Messungen zu den letzten beiden ambulant durchgeführten Terminen und die Tatsache, dass nur 23 % aller Patienten vollständig erfasst werden konnten, kann ein Hinweis darauf sein, dass weitere Faktoren Einfluss auf die Messungen haben. Denkbar ist, dass die signifikante Abnahme der empfundenen Schmerzen und die gleichzeitige mögliche Zunahme der gesundheitsbezogenen Lebensqualität nach der therapeutischen Intervention für die Patienten einen Arztbesuch „nicht mehr notwendig“ erscheinen lassen, da diese auch primär die Indikation hierfür darstellten. 3 Patienten (10 %) waren außerdem der Meinung, dass die Intervention nicht geholfen habe. Diese Tatsache lässt einen Studienausstieg und eine frühzeitige Beendigung der ambulanten Kontrollen wahrscheinlich werden.

In einer von Peek et al. durchgeführten Studie konnte gezeigt werden, dass CLBP-Patienten sich hinsichtlich ihrer Adhärenz deutlich schlechter verhalten als die Kontrollgruppe. So konnten lediglich 15 % der untersuchten CLBP-Patienten die Angaben und Aufforderungen der Untersucher (Ärzte und Physiotherapeuten) nach ihrem klinischen Aufenthalt reproduzieren (Peek et al., 2018).

Im Zusammenhang der durchgeführten Messungen ist außerdem zu berücksichtigen, dass es sich bei den Untersuchungszeitpunkten t_2 und t_3 um ambulante Kontrollen handelte, bei denen die Patienten gesonderte Termine mit der Klinik vereinbaren mussten und eine eigenständige Anreise erforderlich war. Dies könnte dazu geführt haben, dass diese aus privaten oder beruflichen Gründen nicht wahrgenommen werden konnten.

4.3 Oberflächenelektromyographie

4.3.1 Versuchsaufbau

Um die im Operationsgebiet befindlichen Mm. multifidii in ihrer Funktion zu testen und diese möglichst gut abzubilden, wurde sich für eine sitzende Testposition in einem Fitnessgerät zur isolierten Rückenstreckung entschieden (2.4.1.2). Unter Ausschaltung der glutealen Muskulatur kann die Rückenstreckung nur durch den M. erector spinae (1.2.4.1.1) synergistisch ausgeführt werden (Konrad, 2011) und so dessen Hauptfunktion in einer isometrischen Kontraktion möglichst gut abgebildet werden (Schünke et al., 2014).

Durch die sorgfältige Palpation der anatomischen Landmarken durch den Untersucher und die Vermessung mittels Lineals lässt sich die exakte Elektrodenposition zur Messung dieser ermitteln (2.4.1.1) und auch durch andere Untersucher reproduzieren. Insbesondere für die Untersuchungszeitpunkte t_0 , t_2 und t_3 konnte so sichergestellt werden, dass die EMG-Ableitebedingungen trotz zweier verschiedener Untersucher sichergestellt waren. Interindividuell mussten die Elektrodenpositionen aufgrund der vorausgegangenen Operation und der damit verbundenen Wunden und Fäden für den Untersuchungszeitpunkt t_1 ggf. angepasst werden (2.4.1.1.1), so dass hier eine Variation im Vergleich zu

den anderen Untersuchungszeitpunkten vorliegen konnte. Um diese Messungengenauigkeit zu umgehen, wurden in erster Linie die Klebeauflagen der Elektroden zugeschnitten, um die Messelektrode möglichst nah an der vorgesehenen Position zu platzieren und gleichzeitig sicher zu stellen, dass keine erneute Verletzung des Patienten durch bspw. Zug an den Operationsfäden und Wunden entstehen konnte. Dennoch ließ sich dies nicht in allen Messungen ausführen.

Die Untersuchungszeitpunkte wurden, wie unter 2.3 beschrieben, festgelegt, um die neuromuskulären Veränderungen im zeitlichen Verlauf nach durchgeführter Intervention und die Wirksamkeit der Intervention abzubilden. Laut einer von Del Vecchio et al. durchgeführten Studie können in gesunden Probanden bereits nach 4 Wochen intensivem Krafttraining elektromyographisch messbare Veränderungen nachgewiesen werden (Del Vecchio et al., 2019). Dennoch konnten Hides et al. 1996 zeigen, dass insbesondere das muskuläre Aktivitätsniveau, mit dem langfristig zu rechnen ist, frühestens 10 Wochen nach Therapiebeginn erreicht ist (Hides et al., 1996). Somit bilden die Untersuchungszeitpunkte t_2 und t_3 die zu erwartenden Veränderungen der Muskelaktivität nach erfolgter Intervention repräsentativ ab.

Die Versuchsdurchführung wurde, wie unter 2.4.1.2 beschrieben, in zwei Abschnitte gegliedert. Die Messung der maximal willkürlichen Kontraktion diente in einem ersten Schritt dazu, die maximale Kontraktionskraft des M. erector spinae abzubilden. Da das EMG-Signal einer hohen interindividuellen Variabilität unterliegt, wurde die Messung der MVC in einem zweiten Schritt dazu genutzt, die folgende 30-sekündige submaximale Kontraktion und deren Aufzeichnung zu normalisieren (Konrad, 2011). Dadurch konnte die individuelle Maximalleistung des Probanden auf das vorgegebene 50-%-Niveau kalibriert werden und mittels Biofeedbacks dem Patienten als Vorgabe dienen. Die Methode der MVC-Normalisierung wird in der Literatur häufig diskutiert und ist nicht unumstritten. So konnten Sodeberg und Knutson 2000 zeigen, dass die MVC bei ungeübten Personen um bis zu 20–40 % unterhalb der möglichen Leistungsgrenze liegen kann (Sodeberg und Knutson, 2000). Dies könnte insbesondere in einer erkrankten bzw. schmerzgeplagten Studienpopulation ein Problem darstellen. Ihr wichtigster Vorteil liegt allerdings in der individuellen Reskalierung der zeitlich abhängigen Leistungsfähigkeit des einzelnen Probanden und lässt so den Vergleich zwischen Individuen zu (Konrad, 2011).

Betrachtet man das EMG-Signal als solches, zählen zu den häufigsten Störfaktoren neben dem physiologischen Cross Talk durch benachbarte Muskelgruppen auch die individuelle Dicke und Größe des subkutanen Fettgewebes (Nordander et al., 2003). Hieraus resultiert ein sog. Tiefpassfilter, der das Signal abschwächt (Konrad, 2011). Da der Körperfettanteil mit dem BMI korreliert und somit auch mit der Dicke des subkutanen Fettgewebes (Stavig et al., 1984), könnte dieser Störfaktor bei der ausgewerteten Studienpopulation mit einem durchschnittlichen BMI von $28,5 \pm 4,7 \text{ kg/m}^2$ eine entscheidende Rolle bei der Messung des EMG-Signals gespielt haben. Diese Abschwächung des elektromyographischen Signals könnte zusätzlich durch die Infiltration der Mm. multifidii mit Fettgewebe verstärkt worden sein. Yanik et al. stellten in einer radiologischen Studie heraus, dass diese Infiltration und der damit verbundene strukturelle Umbau der Muskulatur in Patienten mit CLBP bis zu 50 % der Muskelmasse betragen kann (Yanik et al., 2013). Auch das vorausgegangene Operationstrauma sowie die damit verbundene Hämatom- und Narbenbildung kann das EMG-Signal wirksam abgeschwächt haben (s. 1.4.3.2). Dennoch ist die Oberflächenelektromyographie gut geeignet, um einen globalen Eindruck der Muskulatur zu erlangen und einen großen Anteil der motorischen Einheiten abzubilden (Daube und Rubin, 2009).

Zuletzt sollte auch die individuelle Motivation der Patienten zur Teilnahme an einer wissenschaftlichen Studie betrachtet werden. Die Durchführung der vorgegebenen Übungen könnte durch diese beeinflusst worden sein. Letztlich fand die Teilnahme freiwillig und unentgeltlich statt. Gleichzeitig wurden die Versuche durch zwei verschiedene Untersucher durchgeführt, so dass auch deren unterschiedliche Motivation möglicherweise zu berücksichtigen ist.

Die aufgeführten Punkte sind in der Auswertung und Begutachtung der Messwerte und Ergebnisse zu berücksichtigen.

4.3.2 MVC

Die Zunahme der Maximalkraft im Verlauf der Studie vom Untersuchungszeitpunkt t_0 zum Untersuchungszeitpunkt t_3 entspricht dem zu erwartenden Ergebnis (s. Abb. 29).

Ausgehend von der präoperativen (t_0) Maximalkraft konnte zum Untersuchungszeitpunkt t_1 nach erfolgter Intervention ein Abfall registriert werden. Dieser kann sowohl auf die postoperativ bestehenden Schmerzen (s. Abb. 27 und 28) als auch auf das durch die Intervention gesetzte neurogene Trauma zurückgeführt werden. Der erfasste Schmerzzustand der Patienten zeigte keinen signifikanten Abfall am postoperativen Tag. Somit lässt sich konstatieren, dass sich die bestehende Schmerzsymptomatik hemmend auf die Durchführung einer maximal willkürlichen Kontraktion auswirkt (De Sousa et al., 2019). Das durch die Intervention gesetzte neurogene Trauma des R. dorsalis unterbricht die Innervation der Muskulatur, so dass deren Ansteuerbarkeit durch die Motoneurone des Rückenmarks unterbrochen wird. Ohne eintreffende Aktionspotentiale kann die Muskulatur im intervenierten Areal nicht kontrahieren (Aumüller et al., 2014). Dieser partielle Ausfall könnte sich ebenfalls im Abfall der Maximalkraft bemerkbar machen. Die neurogene Schädigung zeigt sich auch in der registrierten EMG-Amplitude. Sowohl auf der linken als auch auf der rechten Seite (s. Abb. 30 und 31) wurde ein signifikanter Abfall registriert, der die verkleinerten motorischen Einheiten durch das neurogene Trauma repräsentiert (Bischoff und Schulte-Mattler, 2016).

Zu den folgenden zwei Untersuchungszeitpunkten t_2 und t_3 konnten sowohl für die Maximalkraft als auch für die Amplitude Anstiege verzeichnet werden (s. Abb. 29, 30 und 31). Hierbei zeigte sich, dass das Niveau am Untersuchungszeitpunkt t_2 in etwa der präoperativen Situation entsprach. Somit scheinen ca. 6 Wochen postoperative Nachbehandlung (z.B. durch Physiotherapie, Schmerztherapie, gezieltes Krafttraining etc.) nach erfolgter Intervention erforderlich zu sein, um neben der gewünschten Schmerzfreiheit auch das muskuläre Niveau wiederherzustellen. Der signifikante Anstieg der Maximalkraft zum letzten Untersuchungszeitpunkt t_3 lässt sich sowohl auf die gesunkenen Schmerzen als auch auf eine neuromuskuläre Regeneration zurückführen. Im Rahmen von Remodeling-Prozessen sprießen Axonkollaterale aus den nicht denervierten Nervenenden aus und innervieren die Muskulatur erneut (Krarup et al., 2016). Diese Regeneration nach dem operativen Trauma ist u.a. von der Beschaffenheit der verbliebenen Schwannzellen und der neuronalen Aktivität am peripheren Axon abhängig. Verschlechtert wird sie hingegen durch bspw. das Alter und die vorausgegangene mögliche Schädigung durch CLBP (Gibson und Ma, 2011; Poplawski et al., 2018). Die Vergrößerung der motorischen Einheit

spiegelt sich auch in deren Amplitudenvergrößerung im EMG-Signal wider (Bischoff und Mattler, 2016). Außerdem kann der innervierte Muskel durch gezieltes Training hypertrophieren und so sein Kraftniveau steigern (Benninghoff et al., 2014).

In diesem Kontext sollte bedacht werden, dass die gemessene Maximalkraft aus den einzelnen Anteilen des M. erector spinae (s. Tab.1) synergistisch ausgeführt wird und nicht nur aus den Mm. multifidii der LWS. Somit könnte insbesondere auch die signifikante Abnahme der empfundenen Schmerzen (s. 3.6) sich positiv auf die Durchführung der MVC-Übung ausgewirkt und die Motivation der Teilnehmer zur Erbringung einer maximalen Leistung gesteigert haben (De Sousa et al., 2019).

4.3.3 30-sekündige submaximale Kontraktion

In der ausgewerteten 30-sekündigen submaximalen Kontraktion konnten verschiedene Ergebnisse beobachtet werden. Zum einen zeigten sich unterschiedliche Ergebnisse für das Verhalten der Geradensteigungen von Frequenz und Amplitude. Außerdem konnten in der getrennten Auswertung der linken und rechten Seite der Mm. multifidii verschiedene Ergebnisse beobachtet werden.

Wie aus den Abbildungen 32 und 33 hervorgeht, zeigte die Geradensteigung der Frequenz im Verlauf der Untersuchungszeitpunkte von t_0 zu t_3 einen Anstieg. Diese repräsentiert das erhöhte Entladungsverhalten der Nerven und kann ein Hinweis auf das umschriebene Remodeling (s.o.; Krarup et al., 2016; Poplawski et al., 2018) sein. Die vergrößerte motorische Einheit kann nach erfolgter Regeneration mit mehr Nervenenden die Muskulatur ansteuern, so dass unter der gestiegenen Kraftanforderung auch deren Entladungsrate steigt (Adrian und Bronk, 1929). Für die linke Seite konnte zudem am Untersuchungszeitpunkt t_2 ein sinkendes Verhalten der Frequenz unter submaximaler Belastung sowie für die rechte Seite zum Untersuchungszeitpunkt t_1 gezeigt werden. Auf der rechten Seite lässt sich dies möglicherweise auf die Intervention und das damit verbundene neurogene Trauma zurückführen, da diese unmittelbar nachfolgend beobachtet werden konnte (Bischoff und Schulte-Mattler, 2016). Auf der linken Seite kann dies ein Hinweis auf die muskuläre Ermüdung sein, wenn man den gleichzeitigen Anstieg der

Amplitude mit in die Beobachtung einbezieht (s. Abb. 32 und 34) (Luttmann et al., 1996). Diese Beobachtung am Untersuchungszeitpunkt t_2 kann auch die tagesabhängige Zuverlässigkeit der individuellen Leistungsfähigkeit des Probanden widerspiegeln (Brandt et al., 2017).

Betrachtet man die Amplitudenanalyse isoliert, so zeigt sich für die linke Seite der Mm. multifidii an allen Untersuchungszeitpunkten ein Anstieg (s. Abb. 34). Dieser spiegelt einen ähnlichen Verlauf wider, wie das Verhalten der Amplitude in der vorausgegangenen MVC-Messung, das für eine vergrößerte motorische Einheit spricht (s.o.). Auffällig ist der für die rechte Seite gleichzeitig registrierte Abfall der Amplitude zu allen Untersuchungszeitpunkten (s. Abb. 35). Eine sinkende Amplitude spricht gegen eine vergrößerte bzw. für eine verkleinerte motorische Einheit (Danneels et al., 2002). Diese Beobachtung steht somit im Widerspruch zu der vorausgegangenen MVC-Analyse, in der in der Maximalkontraktion eine steigende Amplitude verzeichnet wurde und macht die gemeinsame Analyse des Frequenz- und Amplitudenspektrums erforderlich.

Die von Luttmann et al. 1996 beschriebenen Kombinationsmöglichkeiten von Frequenz und Amplitude (s. 2.7.1.3) wurden alle in unterschiedlicher Häufigkeit beobachtet (Luttmann et al. 1996). Betrachtet man die linke und rechte Seite gemeinsam, so fällt auf, dass vom Untersuchungszeitpunkt t_0 bis zum Untersuchungszeitpunkt t_2 keine wesentlichen Veränderungen im neuromuskulären Verhalten der Mm. multifidii vorhanden sind und alle Kombinationen etwa gleich häufig auftreten (s. Abb. 36). Erst zum letzten Untersuchungszeitpunkt t_3 zeigten 53,3 % aller Probanden in der submaximalen Kontraktion eine steigende Frequenz und Amplitude. Diese Kombination spricht bei gleichzeitig zunehmender Kraft bzw. Kraftanforderung für die Vergrößerung der motorischen Einheiten und einer möglichen erwünschten Hypertrophie der Muskulatur (De Luca und Hostage, 2010). Bei 33,3 % aller Probanden zeigte sich eine sinkende Amplitude bei gleichzeitig steigender Frequenz. Dies könnte ein Hinweis darauf sein, dass die Muskulatur bei diesen Probanden noch nicht ausreichend regeneriert sein kann. Die sinkende Amplitude zeigt an, dass die motorische Einheit in ihrer Größe verkleinert ist und keine weiteren Einheiten rekrutiert werden können. Um die Kraftanforderung der vorgegebenen 50 % erreichen zu können, erhöht sich nun die Entladungsrate dieser, so dass die Frequenz im 30-sekündigen Analysezeitraum steigt (Danneels et al., 2002; De Luca und Hostage, 2010). Luttmann et al.

gehen in ihrer 1996 publizierten „Joint analysis of spectra and amplitudes (JASA)“ davon aus, dass dies auch einen Erholungszustand der Muskulatur repräsentieren kann (Luttmann et al., 1996). In diesem Fall könnte die vorausgegangene MVC bei einigen Probanden bereits eine mögliche Überlastung dargestellt haben. Betrachtet man die Mm. multifidii differenziert, so fällt auf, dass v.a. die rechten Anteile dieser zum letzten Untersuchungszeitpunkt t_3 hierfür verantwortlich sind (s. Abb. 38). Im Gegensatz dazu zeigt sich auf der linken Seite v.a. ein neurophysiologisches Verhalten mit steigender Frequenz und Amplitude (s. Abb. 37). Nur wenige Studienteilnehmer (6,7 %) zeigten im Verlauf der Untersuchungszeitpunkte Anzeichen kleinerer motorischer Einheiten mit sinkender Frequenz und sinkender Amplitude. Diese können eine Muskelatrophie zur Folge haben (Cifrek et al., 2009). Ein weiterer kleiner Anteil (6,7 %) zeigte ebenfalls Anzeichen einer muskulären Ermüdung mit sinkender Frequenz und steigender Amplitude (Konrad, 2011).

Aus den erhobenen Anamnesedaten geht hervor, dass die Mehrzahl aller Patienten rechts ($n = 13$) oder beidseitig ($n = 10$) betonte Schmerzen empfindet (s. Abb. 24). Russo et al. stellten heraus, dass Schmerzen in einem Gelenk ebenfalls die nervale Ansteuerbarkeit der Muskulatur reduzieren, die das betroffene Gelenk stabilisiert (Russo et al., 2018). Dieser als „Arthrogene Inhibition“ bezeichnete Mechanismus wird zusätzlich durch bspw. Schwellungen und Entzündungen begünstigt (Rice und McNair, 2010) und kann zu einer Muskelatrophie in Folge des CLBP führen (D’Hooge et al., 2013). Auch eine ungleiche Aktivierung der Muskulatur in Anwesenheit von CLBP wurde nachgewiesen (Mannion et al., 1997; Roy et al., 1989, 1997). Im Gesunden natürlich vorkommende Seitenasymmetrien der Mm. multifidii sind u.a. auf die Händigkeit, das Alter und den Trainingszustand zurückzuführen. Die hieraus resultierenden Dysbalancen werden während isometrischer Kontraktion durch die synergistische Aktivierung von Muskelketten, wie dem M. erector spinae, ausgeglichen (Fortin et al. 2013; Renkawitz et al., 2007). In Anwesenheit von Schmerzen hingegen wird die Last auf die gesunde Seite umverteilt (Oddsson und De Luca, 2003), so dass Seitenasymmetrien insbesondere durch CLBP nachweislich stärker ausgeprägt sind. Hides et al. konnten die verhältnismäßig kleinere Seite der Mm. multifidii in direkten Zusammenhang mit den ipsilateral berichteten Schmerzen bringen (Hides et al., 2008). Das muskuläre Ungleichgewicht wurde gleichzeitig als Risikofaktor für die Entstehung von chronischen Rückenschmerzen beschrieben (Chandler et al., 1998; Marks

et al., 1988). Diese möglicherweise vorausgegangene gestörte Innervation und neuromuskuläre Aktivierung der Mm. multifidii (Renkawitz et al., 2007), insbesondere der in dieser Studie häufiger betroffenen rechten Seite, stellt eine Erklärung für die unterschiedlichen elektromyographischen Ergebnisse in der 30-sekündigen submaximalen Kontraktion dar.

Letztendlich sollte auch der ausgewählte Analysezeitraum hinterfragt werden. Einer Expertenmeinung nach sollte die durchgeführte Spektralanalyse der Frequenz und Amplitude auf einen Zeitraum von mindestens 60 Sekunden verlängert werden. Bereits im Vorfeld zur Planung des Versuchsaufbaus und während der ersten Patientenmessungen wurde deutlich, dass dies nicht haltbar ist und die Patienten nach etwa 40 Sekunden die Übung schmerzbedingt oder wegen Erschöpfung abbrechen mussten. Somit wurde eine Analyse von 30 Sekunden festgelegt.

4.4 Numerische Rangskala (NRS)

Die NRS wurde in der vorliegenden Studie genutzt, um den schmerztherapeutischen Erfolg der endoskopischen Facettengelenksthermokoagulation und Facettektomie zu überprüfen. Die NRS ist ein probates Instrument zur eigenanamnestischen Überprüfung der Schmerzen des Patienten. Ihr Nachteil liegt in der eindimensionalen Abbildung der Schmerzen. Insbesondere für Patienten mit chronischen Schmerzen empfehlen einige Autoren die Anwendung von Erfassungssystemen, die die multifaktorielle Genese von Schmerzen in mehreren Dimensionen abbilden. Aufgrund ihrer einfachen Handhabung ist die NRS dennoch fest in den klinischen Alltag implementiert (Hawker et al., 2011).

Die Abnahme der Schmerzen im Verlauf der Untersuchungszeitpunkte t_0 bis t_3 nach erfolgter Intervention entspricht dem erwarteten Ergebnis. Sowohl für die anamnestisch erfassten Rücken- als auch für die Beinschmerzen konnten zum letzten Untersuchungszeitpunkt signifikante Abnahmen nach erfolgter Intervention gezeigt werden (s. Abb. 27 und 28). Die Mehrzahl der erfassten Patienten (71 %) empfanden die Rückenschmerzen als die belastendsten Beschwerden (s. Abb. 23). Hierbei konnte eine Abnahme von einer medianen VAS von 8 auf 5 zum Untersuchungszeitpunkt t_3 gezeigt werden. Dies

entspricht einer relativen Abnahme von 37,5 %. Beinschmerzen hingegen wurden nur von 16 % der Studienteilnehmer als am belastendsten empfunden. Für diese zeigt die Abnahme von einer medianen VAS von 7 auf 5 zum letzten Untersuchungszeitpunkt t_3 eine relative Abnahme von 28,6 %. Diese beiden Verbesserungen entsprechen der im Studienplan festgelegten Zielgröße und bestätigen die Wirksamkeit der endoskopischen Facettengelenksthermokoagulation und Facettektomie als schmerztherapeutische Intervention.

Die Tatsache, dass die Schmerzen im Rücken auch nach 12 Wochen noch vorhanden sind, kann ein Hinweis darauf sein, dass es sich bei der ausgewählten Studienpopulation um ein besonders krankes Patientenkollektiv handelt, deren Schmerzen multifaktoriellen Gründen unterliegen. Wie unter 1.3.1 beschrieben, finden sich neben der vorausgegangenen Facettengelenksarthrose zusätzlich häufig Degenerationen der Bandscheibe (Fujiwara et al., 2000) sowie chronisch inflammatorische Prozesse, die eine mechanische Instabilität und somit die Ausbildung eines CLBP fördern (Igarashi et al., 2004). Ferner spielen auch psychische Faktoren bei chronischen Schmerzpatienten eine entscheidende Rolle. So kommt bspw. dem Katastrophisieren von Patienten mit chronischen Schmerzen eine große Bedeutung zu (Sullivan et al., 1995). Smeets et al. konnten zeigen, dass sich insbesondere eine Reduktion des Katastrophisierens positiv auf die Schmerzempfindung und Behandlung von Patienten mit CLBP auswirkt (Smeets et al., 2006). Auch die Ausbildung eines Schmerzgedächtnisses zählt zu den bekannten Problemen, die Schmerzen nachweislich persistieren lassen (Eccleston und Crombez, 1999). Patienten können sich trotz erfolgreicher Schmerzintervention weiterhin in einer Art Circulus vitiosus befinden, der wiederum deren körperliche Inaktivität und damit die Persistenz der Schmerzen aggraviert (Kong et al., 2016). Im Rahmen der beschriebenen Remodeling-Prozesse (s.o.) regenerieren i.d.R. auch die sensorischen Nervenfasern. Die wiederkehrende Propriozeption im Operationsgebiet ist mit deren Neubildung assoziiert (Poplawski et al., 2018).

Unter Berücksichtigung dieser Tatsachen sollte trotz nachweislichem schmerztherapeutischem Interventionserfolg weiterhin ein multimodales Therapiekonzept angewendet werden, um die chronischen Schmerzen nachhaltig zu therapieren (Deutsche Rentenversicherung, 2017). Dieses stützt sich i.d.R. auf die ambulanten Therapieangebote, wie

bspw. Physiotherapie, Krafttraining und Schmerztherapie, und kann sich ebenfalls positiv auf die Adhärenz von CLBP-Patienten auswirken (Peek et al., 2018).

Eine Auswertung der unter 2.3 genannten folgenden Follow-up Zeitpunkte könnte dahingehend weitere Erkenntnisse bringen.

4.5 Schlussfolgerungen

Die endoskopische Facettengelenksthermokoagulation und Facettektomie stellt eine schmerztherapeutische Option für CLBP-Patienten mit degenerativer Facettengelenksthrose dar, wenn vorangegangene konservative Therapieversuche versagen (Walter et al., 2018). Um die Wirksamkeit der Intervention zu überprüfen, wurden sowohl eine elektromyographische Messung der Mm. multifidii im Operationsgebiet mit einer Kraftmessung des M. erector spinae kombiniert sowie eine ausführliche Schmerzanamnese der eingeschlossenen Studienpatienten durchgeführt. Elektromyographische Messungen der Mm. multifidii, als wichtigste Stabilisatoren der LWS, wurden bereits vielfach bei CLBP-Patienten durchgeführt. Im Aufbau der vorausgegangenen Studien wurde jedoch kein vergleichbarer Versuchsaufbau gefunden, der in einem longitudinalen Studiendesign den Verlauf und die neuromuskulären Veränderungen abbildet. Vielmehr verglichen diese i.d.R. ein gesundes mit einem erkrankten Probandenkollektiv an meist nur einem Untersuchungszeitpunkt (u.a. Cifrek et al., 2009; Danneels et al., 2002; Neblett et al., 2013).

Bei der Interpretation und Bewertung der erhobenen Daten der repräsentativen Studienpopulation (s. 3.2 und 4.1) sollte der geschilderte Hintergrund beachtet werden.

Im Folgenden werden die Fragestellungen aus 1.5 beantwortet.

zu 1.:

Wie verhält sich das Kraftniveau des M. erector spinae nach operativer Intervention?

Zum postoperativen Zeitpunkt t_2 zeigt sich ein erwarteter Abfall in der Maximalkraft des M. erector spinae sowie ein Abfall in der EMG-Signalamplitude der linken und rechten Seite der Mm. multifidii der LWS. Dieser Abfall kann auf das neurogene Operationstrauma und die unterbrochene nervale Ansteuerbarkeit der Mm. multifidii zurückgeführt werden, so dass sich deren partieller Ausfall auf die Gesamtkraft auswirkt (s. Abb. 29).

Im Verlauf des Untersuchungszeitraumes t_0 bis t_3 kann die Maximalkraft signifikant ($p = 0,002$) um 33 % gesteigert werden. Der unter steigender Kraftanforderung registrierte EMG-Amplitudenanstieg bestätigt die vergrößerte motorische Einheit und somit die erfolgreiche neuromuskuläre Regeneration im Verlauf von 12 Wochen nach erfolgter Intervention (s. Abb. 30 und 31).

zu 2.:

Wie verhalten sich die Mm. multifidii bei maximalen und submaximalen isometrischen Kontraktionen in der Oberflächenelektromyographie nach operativer Intervention?

Wie aus den Abbildungen 30 und 31 hervorgeht, zeigen die Mm. multifidii unter maximal willkürlicher Kontraktionskraft im Verlauf der Untersuchungszeitpunkte t_0 zu t_3 einen Anstieg in der EMG-Signalamplitude. Dieser repräsentiert die Vergrößerung der registrierten motorischen Einheiten durch erfolgreiche Remodeling-Prozesse der Muskulatur. Bestätigt wird dies durch die gesteigerte Maximalkraft.

In der submaximalen 30-sekündigen Kontraktion kann dieser Amplitudenanstieg nur für die linke Seite der Mm. multifidii beobachtet werden. Auf der rechten Seite fällt diese kontinuierlich zu allen Untersuchungszeitpunkten innerhalb von 30 Sekunden ab. Zur genaueren Betrachtung erfolgte eine gleichzeitige Frequenzanalyse. Diese konnte für beide Seiten im Verlauf der Studie einen Anstieg innerhalb der 30-sekündigen Analysephase zeigen. Bei der gemeinsamen Analyse von Amplitude und Frequenz fiel

dahingehend auf, dass sich linke und rechte Seite unterschiedlich in Bezug auf eine anhaltende Kontraktion über 30 Sekunden verhalten. Die linke Seite zeigte v.a. ein neuromuskuläres Verhalten mit steigender Amplitude und Frequenz, welches für eine vergrößerte motorische Einheit spricht (s. Abb. 37). Die rechte Seite hingegen zeigte dies nur für 36,7 % aller Fälle. In 60 % erfolgte ein Abfall der Amplitude bei gleichzeitigem Anstieg der Frequenz in der 30-sekündigen Kontraktionsphase (s. Abb. 38). Denkbar in diesem Zusammenhang ist, dass die Muskulatur auf der rechten Seite aus der vorge-schalteten maximalen Kontraktion bereits Ermüdungserscheinungen zeigt, so dass die noch intakten motorischen Einheiten eine höhere Aktionspotentialfrequenz nutzen, um die erforderliche Kraft zu entfalten. Dieser Zustand tritt im gesunden Probanden nicht auf und kann ein Hinweis auf die vorausgegangene chronische Schädigung und neuromuskuläre Inhibition durch die Facettengelenksarthrose darstellen. Auch die muskuläre Dysbalance und Seitenasymmetrie und die mit ihnen verbundene Inhibition der betroffenen Seite der Muskulatur stellt eine mögliche Erklärung für die unterschiedlichen elektromyographischen Ergebnisse der linken und rechten Seite der Mm. multifidii dar (Hides et al., 2008; Oddsson und De Luca, 2003).

zu 3.:

Bestehen signifikante Unterschiede in der Schmerzintensität nach operativer Intervention?

Sowohl für den empfundenen Rücken- als auch Beinschmerz konnten im Verlauf der Untersuchungszeitpunkte t_0 bis t_3 signifikante Abnahmen nach der Intervention gezeigt werden (s. Abb. 27 und 28). Diese lagen, wie im Studienplan festgelegt, bei ≥ 2 . Für den Rückenschmerz konnte eine Abnahme von einer medianen NRS von 8 auf 5 ($p = 0,001$) und für den Beinschmerz von einer medianen NRS von 7 auf 5 ($p = 0,020$) registriert werden. Die Wirksamkeit der endoskopischen Facettengelenksthermokoagulation und Facettektomie als schmerztherapeutische Intervention bei persistierenden chronischen Rückenschmerzen scheint demnach erwiesen.

Kritisch sollte der restliche Schmerz sowohl im Rücken als auch in den Beinen mit einer medianen NRS von 5 betrachtet werden. Vor dem Hintergrund einer multifaktoriellen Schmerzgenese müssen weitere Faktoren betrachtet werden, da bei chronischen Schmerzpatienten auch andere somatische (z.B. Degeneration der Bandscheibe) und psychische Faktoren (z.B. Katastrophisieren) eine Rolle spielen könnten. Denkbar ist, dass die Regeneration noch nicht nach 12 Wochen nach erfolgter Intervention abgeschlossen ist. Da sich insbesondere die ambulante Nachbehandlung auf multimodale Therapiekonzepte (Physiotherapie, Krafttraining, Schmerztherapie etc.) stützt und CLBP-Patienten sich bezüglich ihrer Adhärenz häufig deutlich schlechter als andere Patienten verhalten (Peek et al., 2018), kann erst eine Auswertung der weiteren Follow-up Zeitpunkte (s. 2.3) eine Aussage zum Langzeiterfolg der Intervention treffen.

5. Zusammenfassung

Chronische Rückenschmerzen treten zu etwa 70 % in der Lendenwirbelsäule auf. Die Entstehung dieser ist oft multifaktoriell. In bis zu 40 % ist die Ursache der Schmerzentstehung in der Degeneration der Facettengelenke zu finden. In der vorliegenden prospektiven klinischen Studie wurde mithilfe der Oberflächenelektromyographie und standardisierter klinischer Fragebögen die Wirksamkeit der endoskopischen Facettengelenksthermokoagulation und Facettektomie und das neuromuskuläre Outcome der Mm. multifidii im Operationsgebiet überprüft.

In die Studie wurden 40 Patienten eingeschlossen. Mithilfe des hier angewandten Versuchsaufbaus wurden die Ergebnisse des Kraftsensors sowie die EMG-Signale der Mm. multifidii entsprechend der Fragestellung für die unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkte präoperativ (t_0), postoperativ (t_1), 6 Wochen postoperativ (t_2) und 12 Wochen postoperativ (t_3) ausgewertet. Durch die Normalisierung der EMG-Signale ist eine vergleichende Betrachtung der Untersuchungszeitpunkte unter Berücksichtigung der individuellen Leistungsfähigkeit der Patienten möglich. Gleichzeitig wurde anhand der Numerischen Ratingskala (NRS) das Schmerzniveau erfasst.

Nach operativer Intervention konnte gezeigt werden, dass die Maximalkraft der Mm. multifidii abfällt (t_1) und sich nach 6 Wochen postinterventionell wieder auf dem Ausgangsniveau befindet. Nach 12 Wochen konnte diese um 33 % im Vergleich zum präoperativen Status gesteigert werden. Der gleichzeitig registrierte Anstieg der Signalamplitude zeigt eine erfolgreiche muskuläre Regeneration an. In der getrennten Betrachtung der rechten und linken Seite sowie der Amplitude und Frequenz des EMG-Signals unter submaximalen Kontraktionen zeigte sich, dass die Regeneration v.a. auf die linke Seite zurückzuführen ist und das gestiegene Kraftniveau aus der synergistischen Bewegung der rechten und linken Seite kommt. Die rechte Seite hingegen zeigte aufgrund der aufgezeichneten EMG-Signale keine ausreichende Regeneration. Dies kann auf die vorausgegangene chronische Schädigung der überwiegend betroffenen Seite und der damit verbundenen neuromuskulären Inhibition zurückzuführen sein.

Anhand der ergänzenden Erhebung der NRS konnte sowohl für den Rücken- als auch Beinschmerz eine signifikante Abnahme im Rahmen der Untersuchungszeitpunkte gezeigt werden. Dennoch bleibt ein Restschmerzniveau am letzten Untersuchungszeitpunkt vorhanden. Eine längerfristige Auswertung weiterer Follow-ups könnte dahingehend weitere Erkenntnisse bringen.

Die Wirksamkeit der endoskopischen Facettengelenksthermoablation und Facettektomie als schmerztherapeutische Intervention scheint demnach erwiesen.

6. Anhang

Tabellen zur Messdatenübersicht

Tab. 7: Messdatenübersicht zur EMG-Messung: Maximum voluntary contraction.

Maximum voluntary contraction (MVC)								
Kraft (N)								
t	n	Median	Min.	Max.	1. Quartil	2. Quartil	IQA	p
0	31	80,60	21,00	252,00	45,20	123,00	77,80	
1	28	65,75	22,80	177,00	46,93	98,08	51,15	0,003
2	11	88,20	19,00	183,00	42,80	120,00	77,20	0,143
3	15	107,00	31,50	260,00	77,40	166,00	88,60	0,002
Amplitude links (μV)								
t	n	Median	Min.	Max.	1. Quartil	2. Quartil	IQA	p
0	31	25,3	4,7	81,9	13,1	35,6	22,5	
1	28	14,6	3,7	72,4	8,8	23,1	14,3	< 0,001
2	11	30,2	8,2	67,0	12,0	52,3	40,3	0,483
3	15	32,5	13,3	110,0	14,0	37,3	23,3	0,070
Amplitude rechts (μV)								
t	n	Median	Min.	Max.	1. Quartil	2. Quartil	IQA	p
0	31	21,7	7,6	87,6	14,0	37,3	23,3	
1	28	12,7	4,8	93,0	9,0	21,8	12,8	< 0,001
2	11	34,8	5,6	73,4	10,4	39,6	29,2	0,143
3	15	35,8	7,6	87,3	18,2	50,6	32,4	0,266
Vergleich der Amplituden der linken und rechten Seite								
t	0	1	2	3				
p	0,477	0,230	0,465	0,154				

Tab. 8: Messdatenübersicht zur EMG-Messung: Submaximale Kontraktion.

Geradensteigungen: Submaximale Kontraktion								
Frequenz links (Hz/Perioden)								
t	n	Median	Min.	Max.	1. Quartil	2. Quartil	IQA	p
0	31	0,025	0,508	0,556	- 0,070	0,082	0,153	
1	28	0,007	- 0,712	0,451	- 0,087	0,126	0,213	0,384
2	11	- 0,154	- 1,340	0,143	- 0,405	0,005	0,410	0,078
3	15	0,052	- 0,272	0,466	0,021	0,168	0,189	0,063
Frequenz rechts (Hz/Perioden)								
t	n	Median	Min.	Max.	1. Quartil	2. Quartil	IQA	p
0	31	0,033	- 0,253	0,913	- 0,068	0,121	0,189	
1	28	- 0,027	- 0,514	0,244	- 0,110	0,082	0,192	0,022
2	11	0,0344	- 0,431	0,772	- 0,135	0,088	0,223	0,297
3	15	0,114	- 0,156	1,490	0,053	0,230	0,177	0,070
Amplitude links (μ V/Perioden)								
t	n	Median	Min.	Max.	1. Quartil	2. Quartil	IQA	p
0	31	0,0016	- 0,0032	0,5770	0,0002	0,0024	0,0022	
1	28	0,0009	- 0,0015	0,0057	0,0003	0,0026	0,0023	0,405
2	11	0,0020	- 0,0022	0,0044	- 0,0010	0,0033	0,0043	0,430
3	15	0,0021	- 0,0025	0,0065	0,0016	0,0041	0,0025	0,128
Amplitude rechts (μ V/Perioden)								
t	n	Median	Min.	Max.	1. Quartil	2. Quartil	IQA	p
0	31	- 0,0005	- 0,0034	0,4850	- 0,0013	0,0002	0,0015	
1	28	- 0,0008	- 0,0051	0,0016	- 0,0019	- 0,0002	0,0017	0,213
2	11	- 0,0010	- 0,0035	0,0027	- 0,0021	0,0001	0,0020	0,361
3	15	- 0,0006	- 0,0031	0,0154	- 0,0018	0,0010	0,0028	0,388
Vergleich der Geradensteigungen der linken und rechten Seite								
	t	0	1	2	3			
Frequenz	p	0,477	0,082	0,031	0,031			
Amplitude	p	< 0,001	< 0,001	0,031	0,044			

Tab. 9: Messdatenübersicht zur NRS.

Numerische Rangskala (NRS)								
NRS Rücken								
t	n	Median	Min.	Max.	1. Quartil	2. Quartil	IQA	p
0	31	8,00	5,00	10,00	7,00	8,00	1,00	
1	28	7,00	2,00	10,00	6,00	9,00	3,00	0,024
2	11	7,00	4,00	8,00	5,75	7,25	1,50	0,009
3	15	5,00	2,00	8,00	2,75	6,25	4,00	0,001
NRS Bein								
t	n	Median	Min.	Max.	1. Quartil	2. Quartil	IQA	p
0	31	7,00	0,00	9,00	5,00	8,00	3,00	
1	28	7,00	0,00	10,00	4,00	8,00	4,00	0,443
2	11	6,00	2,00	9,00	4,75	8,00	3,25	0,381
3	15	5,00	0,00	8,00	2,50	5,25	2,75	0,020

7. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Schematische Skizze eines Lendenwirbelkörpers in dorso-lateraler Ansicht (A) und cranialer Ansicht (B)	14
Abb. 2: Schematische Skizze der Facettengelenksinnervation in lateraler Ansicht	16
Abb. 3: Anatomische Präparation des rechten M. multifidus in der LWS.....	19
Abb. 4: Schematischer Querschnitt durch die lumbale Wirbelsäule 1.....	20
Abb. 5: Schematischer Querschnitt durch die lumbale Wirbelsäule 2.....	23
Abb. 6: A.-p.-Projektion der lumbalen Wirbelsäule. Korrekte Positionierung des Trokars (T).....	27
Abb. 7: Intraoperativer Blick während der Thermokoagulation (A) und nach erfolgreicher Denervation (B)	28
Abb. 8: Schematische Darstellung eines Aktionspotentials (rot) am Nerv und Skelettmuskel	31
Abb. 9: Depolarisation der Zellmembran (A) und Modell eines wandernden Dipols auf der Muskelfasermembran (B)	32
Abb. 10: Standard-Amplitudenparameter auf Grundlage des korrigierten EMG-Signals	34
Abb. 11: Projektion der Oberflächenelektroden auf die anatomische Präparation des M. multifidus der LWS	40
Abb. 12: Platzierung der Oberflächenelektroden am Probanden über den Mm. multifidii und angeschlossene Wireless-Sensoren	41
Abb. 13: Beispielproband in sitzender Position im Fitnessgerät zur isolierten Rückenstreckung.....	43
Abb. 14: Der im Zugseil eingespannte Kraftmesssensor (SML-500, Interface® Inc., AZ, USA) konvertiert die Zugkräfte in die zu messende Muskelkraft in Newton	44
Abb. 15: Screenshot eines beispielhaften Biofeedbacks	45
Abb. 16: Roh-EMG-Aufzeichnung mit EKG-Störspitzen im Ruhezustand	50
Abb. 17: Beispielhafter Screenshot der konvertierten (RMS-EMG) MVC Messung aus MyoResearch 3	51
Abb. 18: Beispielhafter Noraxon EMG-Analyse-Report der MVC Messung aus MyoResearch 3	52

Abb. 19: Beispielhafter Screenshot einer EMG-Messung der submaximalen Kontraktion aus MyoResearch 3.....	54
Abb. 20: Erste Seite eines beispielhaften Noraxon Ermüdungsreports der submaximalen 30-sekündigen Kontraktion aus MyoResearch 3	55
Abb. 21: Zweite Seite eines beispielhaften Noraxon Ermüdungsreports der submaximalen 30-sekündigen Kontraktion aus MyoResearch 3	56
Abb. 22: Gründe für „lost to follow-up“	59
Abb. 23: Verteilung der am belastendsten empfundenen Beschwerden (rel. Häufigkeiten)	61
Abb. 24: Seitenbetonung der angegebenen Beschwerden zum Zeitpunkt t_0	62
Abb. 25: Absolute Häufigkeiten der erfolgten therapeutischen Maßnahmen vor der endoskopischen Facettengelenkthermokoagulation und Facettektomie.....	63
Abb. 26: Absolute Zahlen der durchgeführten EMG-Messungen zu den einzelnen Untersuchungszeitpunkten t_0 bis t_3	64
Abb. 27: Box-Whisker-Plots der NRS Rücken zu den unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten	65
Abb. 28: Box-Whisker-Plots der NRS Bein zu den unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten	66
Abb. 29: Box-Whisker-Plots der Muskelkraft des M. erector spinae der LWS unter MVC	67
Abb. 30: Box-Whisker-Plots der EMG-Signal-Amplitude des linken M. multifidus der LWS unter MVC	68
Abb. 31: Box-Whisker-Plots der EMG-Signal-Amplitude des rechten M. multifidus der LWS unter MVC.....	69
Abb. 32: Box-Whisker-Plots der Geradensteigungen aus der Frequenzanalyse des linken M. multifidus in einer 30-sekündigen submaximalen Kontraktion (50 % der MVC).....	70
Abb. 33: Box-Whisker-Plots der Geradensteigungen aus der Frequenzanalyse des rechten M. multifidus in einer 30-sekündigen submaximalen Kontraktion (50 % der MVC)	71
Abb. 34: Box-Whisker-Plots der Geradensteigungen aus der Amplitudenanalyse des linken M. multifidus in einer 30-sekündigen submaximalen Kontraktion (50 % der MVC)	72

- Abb. 35:** Box-Whisker-Plots der Geradensteigungen aus der Amplitudenanalyse des rechten M. multifidus in einer 30-sekündigen submaximalen Kontraktion (50 % der MVC)73
- Abb. 36:** Relative Häufigkeiten der Kombinationen aus Frequenz und Amplitude zu den unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten der Mm. multifidii76
- Abb. 37:** Relative Häufigkeiten der Kombinationen aus Frequenz und Amplitude zu den unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten der linken Seite des M. multifidus.....76
- Abb. 38:** Relative Häufigkeiten der Kombinationen aus Frequenz und Amplitude zu den unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten der rechten Seite des M. multifidus77

8. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Systematische Übersicht über die Systeme des M. erector spinae	17
Tab. 2: Übersicht über die Beobachtungstermine und ihre erhobenen Inhalte	39
Tab. 3: Mittelwerte und Standardabweichungen der demographischen Daten	60
Tab. 4: Kontingenztafel der relativen und absoluten Häufigkeiten der Kombinationsmöglichkeiten aus Frequenz- und Amplitudenanalyse der Mm. multifidii der LWS einer 30-sekündigen submaximalen Kontraktion	74
Tab. 5: Kontingenztafel der relativen und absoluten Häufigkeiten der Kombinationsmöglichkeiten aus Frequenz- und Amplitudenanalyse des linken M. multifidus der LWS einer 30-sekündigen submaximalen Kontraktion.....	74
Tab. 6: Kontingenztafel der relativen und absoluten Häufigkeiten der Kombinationsmöglichkeiten aus Frequenz- und Amplitudenanalyse des rechten M. multifidus der LWS einer 30-sekündigen submaximalen Kontraktion.....	74
Tab. 7: Messdatenübersicht zur EMG-Messung: Maximum voluntary contraction.....	95
Tab. 8: Messdatenübersicht zur EMG-Messung: Submaximale Kontraktion.....	96
Tab. 9: Messdatenübersicht zur NRS	97

9. Literaturverzeichnis

Adrian ED, Bronk DW. The discharge of impulses in motor nerve fibres. Part II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions. *J Physiol* 1929; 67: 119-151

Arbeitsmedizinische S2k-Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin (DGAUM) und der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (GfA), 2013: Oberflächenelektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft. https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/002-016l_S2k_Oberflächen_Elektromyographie_2013-03-abgelaufen.pdf (Zugriffsdatum: 04.03.2019)

Aumüller G, Aust G, Engele J, Kirsch J, Maio G, Mayerhofer A, Mense S, Reißig D, Salvetter J, Schmidt W, Schmitz F, Schulte E, Spaniel-Borowski K, Wennemuth G, Wolff W, Wurzinger LJ, Zilch H. *Duale Reihe Anatomie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2014

Benninghoff A, Drenckhahn D, Waschke J. *Taschenatlas der Anatomie*. München: Elsevier, Urban & Fischer, 2014

Beresford ZM, Kendall RW, Willick SE. Lumbar facet syndromes. *Curr Sports Med Rep* 2010; 9: 50-56

Bernard TN, Kirkaldy-Willis WH. Recognizing specific characteristics of nonspecific low-back pain. *Clin Orthop Relat Res* 1987; 217: 266-280

Binder DS, Nampiaparampil DE. The provocative lumbar facet joint. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2009; 2: 15-24

Bischoff C, Schulte-Mattler WJ. *Das EMG-Buch: EMG und periphere Neurologie in Frage und Antwort*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2016

Boswell MV, Colson JD, Sehgal N, Dunbar EE, Epter R. A systematic review of therapeutic facet joint interventions in chronic spinal pain. *Pain Physician* 2007; 10: 229-253

Brandt M, Andersen LL, Samani A, Jakobsen MD, Madeleine P. Inter-day reliability of surface electromyography recordings of the lumbar part of erector spinae longissimus and trapezius descendens during box lifting. *BMC Musculoskelet Disord* 2017; 18: 519

Casser HR, Seddigh S, Rauschmann M. Acute Lumbar Back Pain. *Dtsch Arztebl Int* 2016; 113: 223-234

Chandler J, Ellenbecker T, Roetert P. Sport-specific muscle strength imbalances in tennis. *J Strength Cond Res* 1998; 4: 7-10

Chenot JF, Greitemann B, Kladny B, Petzke F, Pfingsten M, Schorr SG. Non-Specific Low Back Pain. *Dtsch Arztebl Int* 2017; 114: 883-890

Cifrek M, Medved V, Tonkovic S, Ostojic S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clin Biomech* 2009; 24: 327-340

Cohen SP, Raja SN. Pathogenesis, diagnosis and treatment of lumbar zygapophysial (facet) joint pain. *Anesthesiology* 2007; 106: 591-614

Dahm KT, Brurberg KG, Jamtvedt G, Hagen KB. Advice to rest in bed versus advice to stay active for acute low-back pain and sciatica. *Cochrane Database Syst Rev* 2010; CD007612

Danneels L, Coorevits P, Cools A et al. Differences in electromyographic activity in multifidus muscle and the iliocostalis lumborum between healthy subjects and patients with subacute and chronic low back pain. *Eur Spine J* 2002; 11: 13-19

Daube JR, Rubin DI. Needle electromyography. *Muscle Nerve* 2009; 39: 244

De Luca CJ, Hostage EC. Relationship between firing rate and recruitment threshold of motoneurons in voluntary isometric contractions. *J Neurophysiol* 2010; 104: 1034-1046

Del Vecchio A, Casolo A, Negro F, Scorcelletti M, Bazzucchi I, Enoka R, et al. The increase in muscle force after 4 weeks of strength training is mediated by adaptations in motor unit recruitment and rate coding. *J Physiol* 2019; 597: 1873-1887

De Sousa CS, de Jesus FLA, Machado MB, et al. Lower limb muscle strength in patients with low back pain: a systematic review and meta-analysis. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2019; 19: 69-78

Deutsche Rentenversicherung Bund (DRV-Bund). Reha-Bericht Update 2016. Die medizinische und berufliche Rehabilitation der Rentenversicherung im Licht der Statistik. Berlin: DRV-Bund 2016

Deutsche Rentenversicherung, 2017: Leitlinien für die sozialmedizinische Begutachtung: Beurteilung der Rehabilitationsbedürftigkeit von Menschen mit muskuloskelettalen Erkrankungen. https://www.deutsche-rentenversicherung.de/Allgemein/de/Inhalt/3_Infos_fuer_Experten/01_sozialmedizin_forschung/downloads/sozmed/begutachtung/leitlinien_rehabeduerftigkeit_stuetz_bewegungsapparat_langfassung_pdf?__blob=publicationFile&v=5 (Zugriffsdatum 01.02.2019)

D'Hooge R, Hodges P, Tsao H, Hall L, Macdonald D, Danneels L. Altered trunk muscle coordination during rapid trunk flexion in people in remission of current low back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 2013; 23: 173-181

Dreyfuss P, Dreyer S. Contemporary concepts in spine care: lumbar zygapophysial (facet) joint injections. *Spine J* 1995; 20: 2040-2047

Dreyfuss P, Schwarzer AC, Lau P, Bogduk N. Specificity of lumbar medial branch and L5 dorsal ramus blocks. A computed tomography study. *Spine J* 1997; 22: 895-902

Eccleston C, Crombez G. Pain demands attention: a cognitive-affective model of the interruptive function of pain. *Psychol Bull* 1999; 123: 356-366

Finta R, Nagy E, Bender T. The effect of diaphragm training on lumbar stabilizer muscles: a new concept for improving segmental stability in the case of low back pain. *J Pain Res* 2018; 11: 3031-3045

Fortin M, Yuan Y, Battié MC. Factors associated with paraspinal muscle asymmetry in size and composition in a general population sample of men. *Phys Ther* 2013; 93: 1540-1550

Fujiwara A, Lim TH, An HS, Tanaka N, Jeon CH, Andersson GB, et al. The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine. *Spine J* 2000; 25: 3036-3044

Gellhorn AC, Katz JN, Suri P. Osteoarthritis of the spine: the facet joints. *Nat Rev Rheumatol* 2013; 9: 216-224

Gibson DA, Ma L. Developmental regulation of axon branching in the vertebrate nervous system. *Development*. 2011; 138: 183-195

Hayden JA, van Tulder MW, Malmivaara A, Koes BW: Exercise therapy for treatment of non-specific low back pain. *Cochrane Database Syst Rev* 2005; CD000335

Hestbaek L, Leboeuf-Yde C, Manniche C. Low back pain: what is the long-term course? A review of studies of general patient populations. *Eur Spine J* 2003; 12:149-165

Hides J, Gilmore C, Stanton W, Bohlscheid E. Multifidus size and symmetry among chronic LBP and healthy asymptomatic subjects. *Man Ther* 2008; 13: 43-49

Hides J, Richardson C, Jull G. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine J* 1996; 21: 2763-2769

Hoffmann C, Scholz M, Kandziora F. Indications for surgical correction of degenerative spondylolisthesis. *Z Orthop Unfall* 2016; 154: 85-99

Hawker GA, Mian S, Kendzerska T, French M. Measures of adult pain: Visual Analog Scale for Pain (VAS Pain), Numeric Rating Scale for Pain (NRS Pain), McGill Pain Questionnaire (MPQ), Short-Form McGill Pain Questionnaire (SF-MPQ), Chronic Pain Grade Scale (CPGS), Short Form-36 Bodily Pain Scale (SF-36 BPS), and Measure of Intermittent and Constant Osteoarthritis Pain (ICOAP). *Arthritis Care Res* 2011; 11: 240-252

Igarashi A, Kikuchi S, Konno S, Olmarker K. Inflammatory cytokines released from facet joint tissue in degenerative lumbar spine disorders. *Spine J* 2004; 29: 2091-2095

Jeong SY, Kim JS, Choi WS, Hur JW, Ryu KS. The effectiveness of endoscopic radiofrequency denervation of medial branch for treatment of chronic low back pain. *J Korean Neurosurg Soc* 2014; 56: 338-343

Jerosch J. *The facet-syndrome*. OUP 2014; 2: 64-72

Kalichman L, Carmeli E, Been E. The association between imaging parameters of the paraspinal muscles, spinal degeneration and low back pain. *Biomed Res Int* 2017; 2017: 1-14

Kapetanakis S, Gkantsinikoudis N, Papathanasiou JV, Charitoudis G, Thomaidis T. Percutaneous endoscopic ventral facetectomy: An innovative substitute of open decompression surgery for lateral recess stenosis surgical treatment?. *J Craniovertebr Junction Spine* 2018; 9: 188-195

Kazamel M, Warren PP. History of electromyography and nerve conduction studies: A tribute to the founding fathers. *J Clin Neurosci* 2017; 43: 54-60

Krarup C, Boeckstyns M, Ibsen A, Moldovan M, Archibald S. Remodeling of motor units after nerve regeneration studied by quantitative electromyography. *Clin Neurophysiol* 2016; 127: 1675-1682

Kurtz A, Pape HC, Silbernagl S. *Physiologie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2014: 92-156

Kong YS, Park S, Kweon MG, Park JW. Change in trunk muscle activities with prone bridge exercise in patients with chronic low back pain. *J Phys Ther Sci* 2016; 28: 264-268

Konrad P. *EMG-Fibel: Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie*. Köln: Velamed GmbH, 2011

Luttmann A, Jäger M, Sökeland J, Laurig W. Electromyographical study on surgeons in urology. II. Determination of muscular fatigue. *Ergonomics* 1996; 39: 298-313

Manchikanti L, Pampati S, Cash KA. Making sense of the accuracy of diagnostic lumbar facet joint nerve blocks: an assessment of the implications of 50 % relief, 80 % relief, single block, or controlled diagnostic blocks. *Pain Physician* 2010; 13: 133-143

Mann SJ, Singh P, 2019: Lumbar Facet Arthropathy. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538228> (Zugriffsdatum: 09.04.2019)

Mannion AF, Connolly B, Wood K, Dolan P. The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *J. Rehabil Res Dev* 1997; 34: 427-439

Mannion AF, Elfering A, Staerke R, Junge A, Grob D, Semmer NK et al. Outcome assessment in low back pain: how low can you go? *Eur Spine J* 2005; 14: 1014-1026

Marks MR, Haas S, Wiesel SW. Low back pain in the competitive tennis player. *Clinics in sports medicine* 1988; 2: 277-287

McCormack HM, Horne DJ, Sheather S. Clinical applications of visual analogue scales: a critical review. *Psychol Med* 1988; 18: 1007-1019

McLain Rf, Pickar JG. Mechanoreceptor endings in human thoracic and lumbar facet joints. *Spine J* 1998; 23: 168-173

Nationale Versorgungsleitlinie Nicht-spezifischer Kreuzschmerz, 2017: NVL Nicht-spezifischer Kreuzschmerz. <http://www.leitlinien.de/mdb/downloads/nvl/kreuzschmerz/kreuzschmerz-2aufl-vers1-lang.pdf> (Zugriffsdatum: 11.11.2018)

Neblett R, Brede E, Mayer TG, Gatchel RJ. What is the best surface EMG measure of lumbar flexion-relaxation for distinguishing chronic low back pain patients from pain-free controls? *Clin J Pain* 2013; 29: 334-340

Niethard FU, Pfeil J. *Duale Reihe Orthopädie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2005

Niethard FU, Weber M, Heller KD. *Orthopädie compact, Alles für Station und Facharztprüfung*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2005: 31-35

Nordander C, Willner J, Hansson G-A, Larsson B, Unge J, Granquist L, Skerfving S. Influence of the subcutaneous fat layer, as measured by ultrasound, skinfold calipers and BMI, on the EMG amplitude. *Eur J Appl Physiol* 2003; 89: 514-519

Oddsson LI, De Luca CJ. Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. *J Appl Physiol* 2003; 94: 1410-1420

O'Sullivan PB. Lumbar segmental „instability“: clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Man Ther* 2000; 5: 2-12

Peek K, Carey M, Mackenzie L, Sanson-Fisher R. Patient adherence to an exercise program for chronic low back pain measured by patient-report, physiotherapist-perception and observational data. *Physiother Theory Pract* 2018: 1-10

Poplawski G, Ishikawa T, Brifault C, Lee-Kubli C, Regestam R, Henry KW, Shiga Y, Kwon H, Ohtori S, Gonias SL, Campana WM. Schwann cells regulate sensory neuron gene expression before and after peripheral nerve injury. *Glia*. 2018; 66: 1577-1590

Rabin R, de Charro F. EQ-5D: a measure of health status from the EuroQol Group. *Ann Med* 2001; 33: 337-343

Renkawitz T, Boluki D, Linhardt O, Grifka J. Neuromuscular imbalances of the lower back in tennis players - the effects of a back-exercise program. *Sportverlet Sportschad* 2007; 21: 23-28

Rice DA, McNair PJ. Quadriceps arthrogenic muscle inhibition: neural mechanisms and treatment perspectives. *Semin Arthritis Rheum* 2010; 40: 250-266

Robert-Koch-Institut, 2015: Gesundheit in Deutschland. Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Gemeinsam getragen von RKI und Destatis. <http://www.gbe-bund.de/pdf/GESBER2015.pdf> (Zugriffsdatum: 11.11.2018)

Roy SH, De Luca CJ, Casavant DA. Lumbar muscle fatigue and chronic low back pain. *Spine* 1989; 14: 998-1001

Roy SH, De Luca CJ, Emley M, Oddsson LI, Buijs RJ, Levins JA, Newcombe DS, Jabre JF. Classification of back muscle impairment based on the surface electromyographic signal. *J Rehabil Res Dev* 1997; 34: 405-414

Russo M, Deckers K, Eldabe S, Kiesel K, Gilligan C, Viececi J, Crosby P. Muscle control and non-specific chronic low back pain. *Neuromodulation* 2018; 21: 1-9

Sackett DL, Rosenberg WMC, Gray JAM, Haynes RB, Richardson WS. Evidence based medicine: what it is and what it isn't. *BMJ* 1996; 312: 71

Sairyo K, Chikawa T, Nagamachi A. State-of-the-art transforaminal percutaneous endoscopic lumbar surgery under local anesthesia: Discectomy, foraminoplasty, and ventral facetectomy. *J Orthop Sci* 2018; 23: 229-236

Schmidt RF, Lang F. *Physiologie des Menschen*. Heidelberg: Springer-Verlag GmbH, 2007: 72-78

Schmidt CO, Raspe H, Pflingsten M, Hasenbring M, Basler HD, Eich W, Kohlmann T. Back pain in the german adult population: prevalence, severity and sociodemographic correlates in a multiregional survey. *Spine J* 2007; 32: 2005-2011

Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K. *Prometheus Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2014

Smeets RJ, Vlaeyen JW, Kester AD, Knottnerus JA. Reduction of pain catastrophizing mediates the outcome of both physical and cognitive-behavioral treatment in chronic low back pain. *J Pain* 2006; 4: 262-271

Snidvongs S, Taylor RS, Ahmad A, et al. Facet-joint injections for non-specific low back pain: A feasibility RCT. *Health Technol Assess* 2017; 21: 1-130

Sodeberg GL, Knutson LM. A Guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Phys Ther* 2000; 80: 485-498

Stavig GR, Leonard AR, Igra A, Felten P. Indices of relative body weight and ideal weight charts. *J Chronic Dis* 1984; 37: 255-262

Sullivan MJ, Bishop RJ, Pivik J. The pain catastrophizing scale: development and validation. *Psychol Assess* 1995; 7: 524-532

Suri P, Katz JN, Rainville J, Kalichman L, Guermazi A, Hunter DJ. Vascular disease is associated with facet joint osteoarthritis. *Osteoarthr Cartil* 2010; 18: 1127-1132

Trepel M. Neuroanatomie, Struktur und Funktion. München: Elsevier GmbH, 2015

Ulfig N. Kurzlehrbuch Embryologie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2009: 63-65

Valentin S, Zsoldos RR. Surface electromyography in animal biomechanics: A systematic review. *J Electromyogr Kinesiol* 2015; 28: 167-183

Walter SG, Schildberg F, Rommelspacher Y. Endoscopic Sacrolumbar Facet Joint Denervation in Osteoarthritic and Degenerated Zygapophyseal Joints. *Arthrosc Tech* 2018; 7: 1275-1279

Watson PJ, Booker CK, Main CJ, et al. Surface electromyography in the identification of chronic low back pain patients: the development of the flexion relaxation ratio. *Clin Biomech* 1997; 12: 165-171

Wetzke M, Happle C, Giesel FL, Zechmann, CM. Basics Bildgebende Verfahren. München: Elsevier GmbH, 2015

World Health Organization, 2017: BMI classification. <http://www.euro.who.int/en/health-topics/disease-prevention/nutrition/a-healthy-lifestyle/body-mass-index-bmi> (Zugriffdatum: 08.04.2019)

Yanik B, Keyik B, Conkbayir I. Fatty degeneration of multifidus muscle in patients with chronic low back pain and in asymptomatic volunteers: quantification with chemical shift magnetic resonance imaging. *Skeletal Radiol* 2013; 42: 771-778

Zierz S, Jerusalem F. Referenz-Reihe Neurologie: Muskelerkrankungen. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2003: 80-86

10. Danksagung

Bedanken möchte ich mich bei meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. Robert Pflugmacher, der mich während meiner Promotionszeit begleitet und unterstützt hat.

Ich bedanke mich vor allem bei meinem Betreuer, Herrn Dr. med. Yorck Rommelspacher, für seine unkomplizierte Art und sein stets offenes Ohr. Durch ihn und seine vielen konkreten Anregungen wurde die Fertigstellung der Arbeit in dieser Form ganz entscheidend ermöglicht.

Außerdem bedanke ich mich bei meiner Kommilitonin Luisa Greiffenberg sowie Herrn Sebastian Hebel und Dr. med. Tom Jansen für die gute Zusammenarbeit und Unterstützung während der Durchführung der Studie.

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. D. C. Wirtz, Direktor der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie der Universitätsklinik Bonn, bin ich für die unkomplizierte Übernahme meiner Doktorarbeit dankbar, ebenso den Mitarbeitern der Universitätsklinik Bonn, insbesondere denen des Teams der Wirbelsäulenorthopädie, für die kollegiale und angenehme Zusammenarbeit.

Frau Prof. Dr. med. Natalija Novak danke ich für die Erstellung des Zweitgutachtens zu dieser Arbeit.

Ein großer Dank gilt meinen Freunden und meiner Familie, die mir während der Promotions- und Studienzeit stets den Rücken freigehalten haben. Hier sind insbesondere Sofia Weber, Anna Weber, David zur Hausen, Dorothee und Michael Färber, Moritz Färber, Felix Färber, Julia Brachthäuser, Maximiliane Färber, Moritz Weber, Carlotta Böhme und Jan Meyer zu erwähnen. Pascal Badziong danke ich für das Korrekturlesen der Dissertation.

Schließlich möchte ich mich bei meiner Frau Friederike Weber, meinen beiden Kindern Fritz und Caspar sowie meinen Eltern Brigitte und Markus Weber bedanken, die mich in jeder Phase meiner beruflichen Ausbildung gefördert, motiviert und unterstützt haben.