

Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie St. Marien- und  
St. Anastiftkrankenhaus Ludwigshafen am Rhein, Lehrkrankenhaus der  
Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Medizinische Fakultät Mannheim  
Chefarzt: Prof. Dr. med. J. Stöve

**Einfluss der Radiofrequenzablation der lumbalen Facettengelenke auf die Ausprägung  
der Entwicklung einer Sarkopenie der autochthonen Rückenmuskulatur**

*Influence of radiofrequency facet joint ablation on the development of sarcopenia in the  
lumbar trunk*

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des medizinischen Doktorgrades  
der  
Medizinischen Fakultät Mannheim  
der Ruprecht-Karls-Universität  
zu  
Heidelberg

vorgelegt von  
Michael André Bata

aus  
Henstedt-Ulzburg  
2020

Dekan: Prof. Dr. med. Sergij Goerd  
Referent: Prof. Dr. med. Johannes Stöve

# INHALTSVERZEICHNIS

Seite

<b>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>1</b>
<b>1 EINLEITUNG .....</b>	<b>2</b>
1.1 Epidemiologie des Rückenschmerzes .....	2
1.2 Anatomie der Lendenwirbelsäule .....	2
1.3 Rolle und Diagnostik der Facettengelenkarthrose .....	5
1.4 Ablation der Facettengelenke .....	7
1.5 Magnetresonanztomographie .....	10
1.6 Sarkopenie .....	11
1.7 Ziel der Arbeit .....	12
<b>2 MATERIAL UND METHODEN .....</b>	<b>14</b>
2.1 Patientenkollektiv .....	14
2.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien .....	14
2.1.2 Rekrutierung der Fallgruppe .....	16
2.1.3 Rekrutierung der Kontrollgruppe .....	17
2.1.4 Charakteristiken der Fallgruppe .....	18
2.1.5 Charakteristiken der Kontrollgruppe .....	19
2.2 Ethikvotum .....	20
2.3 Messung und Auswertung der MRT-Aufnahmen .....	20
2.3.1 Messung der Muskelgruppen .....	21
2.3.2 Messung des Studienobjekts „Multifidus Dreieck“ .....	22
2.3.3 Auswertung .....	23
2.4 Verfahren der Diagnostik und Ablation .....	24
<b>3 ERGEBNISSE .....</b>	<b>26</b>
3.1 Rohe Messwerte .....	26
3.2 Deskription der Werte .....	27

3.2.1	Muskelquerschnittsfläche – A.....	27
3.2.2	Durchschnittliche Signalintensität – SI .....	28
<b>3.3</b>	<b>Schätzung der Differenzen innerhalb und zwischen den Gruppen.....</b>	<b>28</b>
3.3.1	Muskelquerschnittsfläche - A .....	29
3.3.2	Durchschnittliche Signalintensität – SI .....	31
<b>3.4</b>	<b>Bewertung der Ergebnisse gegenüber der Nullhypothese .....</b>	<b>33</b>
<b>4</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>34</b>
<b>4.1</b>	<b>Interpretation der Messdaten .....</b>	<b>34</b>
4.1.1	Die Querschnittsfläche .....	34
4.1.2	Die Signalintensität.....	38
4.1.3	Aussage bezüglich der Nullhypothese .....	42
<b>4.2</b>	<b>Kritische Beurteilung des Multifidus Dreiecks.....</b>	<b>45</b>
<b>4.3</b>	<b>Begriff der Sarkopenie.....</b>	<b>51</b>
<b>4.4</b>	<b>Qualität des Patientenguts .....</b>	<b>52</b>
<b>4.5</b>	<b>Mögliche Fehlerquellen in der Methodik.....</b>	<b>55</b>
4.5.1	Studiendesign.....	55
4.5.2	Rekrutierungsablauf .....	57
4.5.3	Messung .....	58
4.5.4	Auswertung .....	59
<b>4.6</b>	<b>Ausblick .....</b>	<b>60</b>
<b>5</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>63</b>
<b>6</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS.....</b>	<b>65</b>
<b>7</b>	<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>69</b>
<b>8</b>	<b>TABELLENVERZEICHNIS .....</b>	<b>70</b>
<b>9</b>	<b>TABELLARISCHER ANHANG .....</b>	<b>71</b>

**10 LEBENSLAUF .....90**

**11 DANKSAGUNG .....91**

## ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

A – Are (Fläche)

ARM – autochthone Rückenmuskulatur

AU – arbiträre Einheit (arbitrary unit), Einheit der Signalintensität

avg – average (Durchschnitt)

CSA – cross sectional area

$\Delta$  – griech. Delta = Differenz

ICL – iliocostalis lumborum

L I – linke Seite, 1. Messung

L3/L4/L5, S1 – Lendenwirbelkörper 3/4/5, Sakralwirbelkörper 1

LT – longissimus thoracis

LWS – Lendenwirbelsäule

M. – Musculus

max – maximal

MF – multifidus

MFD – Multifidus Dreieck

min – minimal

Mm. – Musculi (plural)

mm – Millimeter

MBB – medial branch block

MRT – Magnetresonanztomographie

P – Patient

pAVK – periphere arterielle Verschlusskrankheit

PM – psoas major

po oder post – postinterventionell

pr oder prä – präinterventionell

R I – rechte Seite, 1. Messung

RCT – randomized controlled trial

RFA – Radiofrequenzablation

sd – standard deviation (Standardabweichung)

SI – Signalintensität

s.o. / s.u. – siehe oben / siehe unten

U – Umfang

# **1 EINLEITUNG**

## **1.1 Epidemiologie des Rückenschmerzes**

Nicht nur für das Individuum, auch für die Gesellschaft haben Rückenschmerzen eine bedeutende Relevanz. Im klinischen Alltag vieler ärztlicher Fachdisziplinen sind sie allgegenwärtig. Aus Sicht eines Orthopäden klagt jeder zweite Patient über „Rückenschmerz“. Bei Allgemeinärzten ist es jeder Vierte (Ludwig and Krämer, 2002). Auch in der Forschung wird er in vielen Arbeiten thematisiert.

Studien belegen, dass in Deutschland eine Lebenszeitprävalenz für Rückenschmerz von 74 bis 85% vorherrscht (Schmidt et al., 2007). Das heißt, dass gerade einmal jeder fünfte Deutsche von Rückenschmerzen in seinem Leben verschont bleibt. Die Deutsche Rückenschmerzstudie von 2003/2006 zeigt außerdem, dass die Stichtagprävalenz in Deutschland in manchen Gebieten zwischen 32% und 49% liegt. Andere Studien geben durchschnittlich Werte um die 38% an (Hüppe et al., 2007). Man kann also sicher davon ausgehen, dass rund ein Drittel der Deutschen täglich Rückenschmerzen verspürt. Seine Relevanz spiegelt sich als eine der häufigsten Ursachen für Frühberentung in Deutschland wider und wird als diese nur von psychischen und Verhaltensstörungen übertroffen (Deutsche Rentenversicherung Bund, 2014). Ungesunde Lebensstile, wie zum Beispiel monotone Belastungen und seltene sportliche Betätigung, begünstigen diese Entwicklung in modernen Gesellschaften. Allerdings gibt es von Land zu Land auch unterschiedliche Prävalenzen. Deutschland hat im internationalen Vergleich ein eher erhöhtes Auftreten von Rückenschmerz. Im Gegensatz dazu liegt die Prävalenz beispielsweise in Großbritannien bei etwa 15% (Raspe et al., 2004). Die genauen Gründe hierfür sind nicht sicher geklärt. Die Tragweite wird allerdings besonders bei Betrachtung der volkswirtschaftlichen Belastung durch Rückenschmerz deutlich. Als häufigster Grund für die bescheinigte Arbeitsunfähigkeit entstehen jährlich geschätzt bis zu 20 Milliarden Euro Schaden durch Arbeitskraftausfall (70%) und direkte Kosten im Gesundheitssystem (30%). Keine andere Krankheit erzeugt derart hohe Kosten und kann deshalb als teuerste Erkrankung Deutschlands bezeichnet werden (Bata, 2007).

## **1.2 Anatomie der Lendenwirbelsäule**

Funktionell lässt sich die Lendenwirbelsäule in Bewegungssegmente einteilen. Im Zusammenspiel ergeben diese so ein stützendes und doch bewegliches Gerüst.

Nach der Definition von Junghans zählen zu einem Bewegungssegment unter anderem zwei halbe benachbarte Wirbelkörper und alle dazwischen liegenden Strukturen (van den Berg, 2011). Der skelettale Anteil besteht dabei aus dem Wirbelkörper (*Corpus vertebrae*) und seinem Wirbelbogen (*Arcus vertebrae*). Auf Höhe der Lendenwirbelsäule finden sich als wichtige Strukturen an Letzterem nach dorsal der *Processus spinosus* und jeweils paarweise nach cranial der *Processus articularis superior*, sowie der *Processus mamillaris*, nach kaudal der *Processus articularis inferior* und nach lateral der *Processus transversus*.

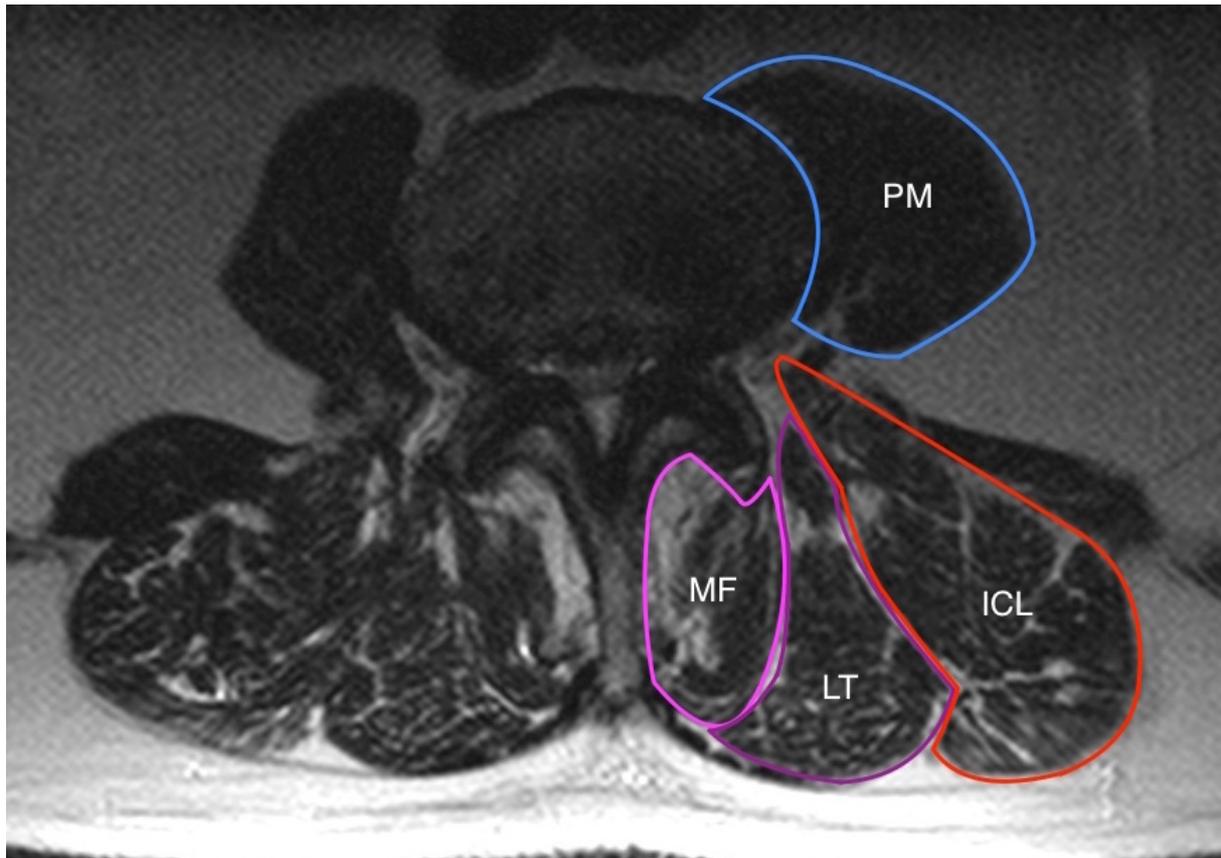
Die beiden *Processus mamillares* dienen als Ansatzpunkt für die tiefen lateralen Anteile der *Musculi multifidi*. Während die *Processus articulares* jeweils mit dem Gegenstück eines benachbarten Wirbelkörpers über eigene Gelenkflächen die Facettengelenke (Synonyme: Wirbelbogengelenke, *Articulationes zygapophysiales*, *Articulationes intervertebrales*) darstellen. Die Gelenkfläche hat dabei etwa eine Breite von ca. 9,6-16,3 mm und eine Höhe von ca. 10,2-18,4 mm. Die Ausrichtung des Gelenkspalts ist auf Höhe der Lendenwirbelsäule eher sagittal mit einer C-förmigen Konfiguration, wobei sie noch um 30-60° in der Schräge abkippen kann. Generell kann es aber zu deutlichen Variationen inter- als auch intraindividuell kommen (Artner and Klessinger, 2015).

Die Gelenke sind nicht nur für die Beweglichkeit des Bewegungssegmentes verantwortlich, sondern bilden auch die posteriore Verbindung von diesem. Die anteriore Verbindung wird durch die Bandscheibe hergestellt (Jerosch and Heisel, 2005).

Neben den knöchernen Anteilen, zählen auch Gewebe wie der Bandapparat der Wirbelsäule und die autochthone Rückenmuskulatur zu einem Bewegungssegment der Wirbelsäule.

Die autochthone Muskulatur setzt sich auf Höhe der Lendenwirbelsäule aus mehreren Einzelmuskeln zusammen. Von medial nach lateral sind dies, wie in Abbildung 1 zu sehen, die *Musculi multifidi* (MF), der *Musculus longissimus thoracis* (LT) und der *Musculus iliocostalis lumborum* (ICL).

In ventraler räumlicher Nähe findet sich außerdem der *M. Psoas major* (PM). Er gehört jedoch nicht zur autochthonen Muskulatur.

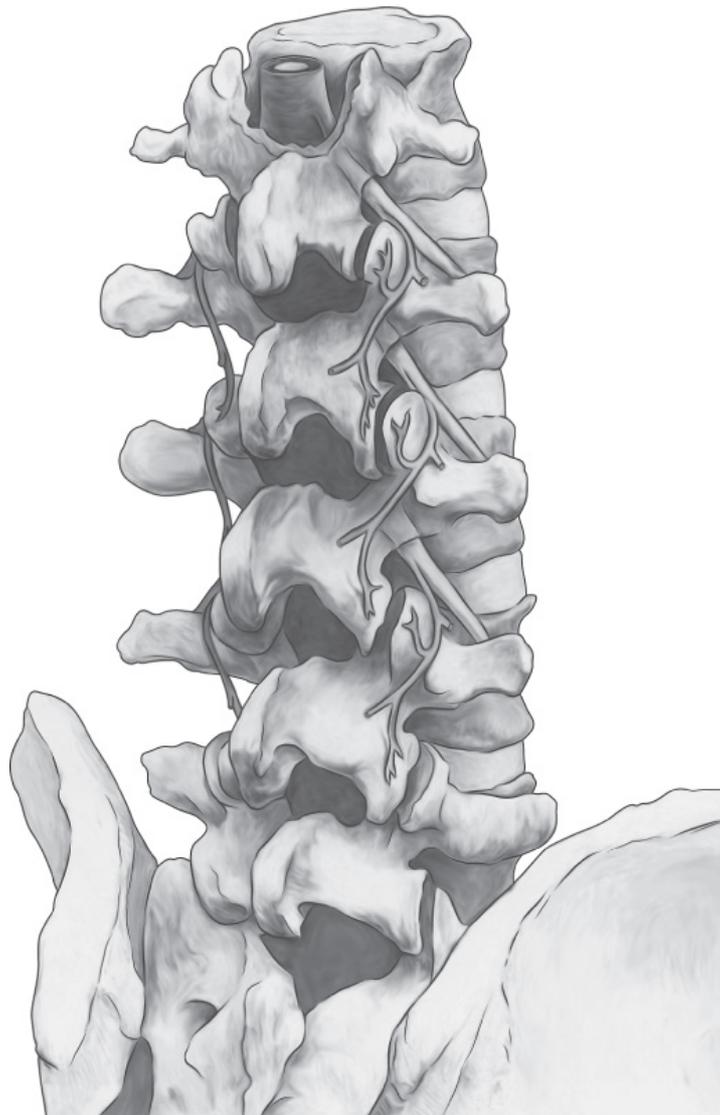


**Abbildung 1 – Autochthone Rückenmuskulatur**

Legende: PM = M. Psoas major; MF = Mm. Multifidi; LT = M. Longissimus thoracis; ICL = M. Iliocostalis lumborum

Die drei im Bild markierten Rückenmuskeln (MF, LT und ICL) verlaufen posterolateral der Wirbelsäule und werden von den Rami dorsales der Spinalnerven innerviert. Diese versorgen auch die Gelenkkapsel der Facettengelenke, genauer gesagt ihre medialen Äste. Sie sind unter anderem für die Nozizeption in diesen zuständig und daher Ziel bei der Ablation, oder auch Denervierung, der Gelenke. Besonders ist hierbei, dass die Innervation nicht immer streng auf Höhe eines Wirbelsegmentes verbleibt. Die Muskulatur zieht natürlicherweise über mehrere Segmente und bezieht daher ihre Innervation aus mehreren Nervenwurzeln.

Aber auch die Facettengelenke werden von mehreren Nervenwurzeln innerviert. Heutzutage geht man von zumindest zwei verschiedenen aus (Artner and Klessinger, 2015). Zum einen die Spinalnervenwurzel auf ipsisegmentaler Höhe und zum anderen die kranial gelegene Spinalnervenwurzel (siehe Abbildung 2). Nicht auszuschließen ist aber auch, dass eine Innervation durch die Spinalnervenwurzel kaudal des betroffenen Segmentes erfolgt. Für eine effektive Denervierung werden daher meist die beiden medialen Äste der Rami posteriores der benachbarten Spinalnerven mit ablatiert.



© Elsevier, Inc. 2008 Slipman et al. Interventional Spine: an algorithmic approach.

**Abbildung 2 – Innervation der lumbalen Facettengelenke nach (Slipman et al., 2007)**

### **1.3 Rolle und Diagnostik der Facettengelenkarthrose**

In Abschnitt 1.1 wird die demografische Relevanz des Rückenschmerzes aufgezeigt. Als logische Konsequenz ist er damit Gegenstand vieler Forschungsarbeiten weltweit. Wobei sich die Vielfalt der Autorenschaft ebenso verzweigt wie die untersuchten Ursachen.

Die Facettengelenkarthrose gilt als klassischer Vertreter für die Ursachen degenerativ bedingter chronischer Rückenschmerzen. In den USA zum Beispiel begründet sie mit etwa 31% einen Großteil aller lumbalen Rückenbeschwerden (Manchikanti et al., 2004). Generell variieren die Prävalenzangaben aber zwischen 15 und 52% der

Patienten mit chronisch lumbalem Rückenschmerz (Binder and Nampiaparampil, 2009). Dennoch geht man von einer signifikanten Anzahl betroffener Patienten aus. Daher gibt es bereits viele gut erforschte Aspekte der Facettengelenkarthrose. Langfristige Auswirkungen etablierter Behandlungsmethoden lassen jedoch noch Fragen offen. Ein Beispiel dieser Methoden ist die Radiofrequenzablation, welche auch Thema dieser Arbeit ist.

Symptomatisch wird die Facettengelenkarthrose durch bewegungsabhängige chronische Rückenschmerzen, welche durch den oft beidseitigen (ca. 70% aller Fälle) Verschleiß der Gelenkflächen bedingt werden und großen Leidensdruck bei Betroffenen auslösen (Artner and Klessinger, 2015).

Als Diagnostikum hat sich die Gelenkinfiltration oder der selektive Block der medialen Äste, also der nozizeptiven Efferenz (siehe Abschnitt 1.2) etabliert. Letztere Methode wird auch als „Medial Branch Block“ (MBB) bezeichnet.

Bei der Gelenksinfiltration wird der Patient in entlordorsierter Bauchlage, beispielsweise durch Polsterung, gelagert. Das vermutlich betroffene Facettengelenk wird mittels Bildgebung, beispielsweise Sonografie oder Fluoroskopie, dargestellt. Unter sterilen Bedingungen wird anschließend transkutan von dorsolateral mit einer Kanüle der Gelenkspalt des Facettengelenks aufgesucht. In diesen können daraufhin 1-1,5 ml Lokalanästhetikum injiziert werden. Bei entsprechender Bildgebung kann der Injektionsflüssigkeit etwas Kontrastmittel hinzugefügt werden, um die Wahrscheinlichkeit für eine erfolgreiche Injektion zu steigern (Artner and Klessinger, 2015). Dabei sollte die Injektionsmenge aber nicht relevant erhöht werden, da sonst das Fassungsvermögen der Gelenkkapsel erschöpft werden und diese rupturieren kann (Van Zundert et al., 2012). In der Literatur ist man sich uneins, ob dies zu vermeiden oder zu vernachlässigen ist. Unter anderem, da eine Ruptur die Diffusion in umliegendes Gewebe ermöglicht und so ähnlich dem MBB wirkt (Jerosch and Heisel, 2005). Heutzutage wird aber trotzdem eher davon abgeraten es zur Ruptur kommen zu lassen (Artner and Klessinger, 2015).

Beim MBB wird ebenfalls steril von dorsolateral transkutan punktiert. Der Bildwandler projiziert dabei allerdings in 20° Schräglage. Dadurch werden die Pedikelbasis, der Processus articularis superior und der Processus transversus deutlicher sichtbar. Die Injektionsnadel wird nun kontrolliert positioniert, sodass ihre Spitze beim kranialen Übergang des Processus transversus in den Processus articularis superior zu liegen kommt. An dieser Stelle werden nun etwa 0,5 ml Lokalanästhetikum appliziert (Artner

and Klessinger, 2015). Aufgrund der in Abschnitt 1.2 beschriebenen Innervation der Facettengelenke muss dasselbe Verfahren zumindest beim kranial benachbarten Wirbelsegment wiederholt werden, um eine Betäubung der Nozizeption des betroffenen Facettengelenks zu gewährleisten.

Das Verfahren des MBB gilt heutzutage als sicherer und valider. Es wird daher oft gegenüber der Gelenkinjektion bevorzugt verwendet (Van Zundert et al., 2012). Allerdings muss man ergänzen, dass es mittlerweile auch Studien gibt, welche zeigen, dass die Erfolgsrate bei Verwendung von Ultraschall oder Palpation anstatt der Fluoroskopie ähnlich hoch liegt (Wu et al., 2016). Dabei wirkt das Lokalanästhetikum eher flächig als punktgenau. Den diagnostischen Effekt erzeugt es dabei jedoch genauso gut (Boswell et al., 2015). Es gibt also auch strahlungsfreie Methoden zur Diagnostik, was im Interesse des Patienten ist (Usunier et al., 2018; Wu et al., 2016). Wurden andere mögliche Ursachen, zum Beispiel postoperative Verwachsungen oder eine Nervenwurzelkompression, zuvor ausgeschlossen und berichtet der Patient nach diesen diagnostischen Verfahren über ein deutliches Nachlassen der Rückenschmerzen, so kann davon ausgegangen werden, dass eine symptomatische Facettengelenkarthrose vorliegt. Von einer ausschlaggebenden Schmerzreduktion ist auszugehen, wenn subjektiv mindestens eine Reduktion um 50% für die Dauer der Lokalanästhesie verspürt wird (Jerosch and Heisel, 2005). Therapeutische Maßnahmen können nun eingeleitet werden.

#### **1.4 Ablation der Facettengelenke**

Neben allgemein geläufigen physikalischen, physiotherapeutischen und medikamentösen Maßnahmen zur Therapie des chronischen Rückenschmerzes stellt bei diagnostizierter Facettengelenkarthrose die Ablation der betroffenen Gelenke eine interventionelle Behandlungsoption dar. Hierfür existieren mehrere Alternativen. Außer der Thermoablation (Radiofrequenzablation durch lokale Applikation besonders hoher Temperaturen mittels Elektroden (Shealy, 1975)), der Kryoablation (Ablation durch lokale Applikation besonders niedriger Temperaturen (Wolter et al., 2011)) und der chemischen Ablation (Injektion von z.B. Alkohol (Joo et al., 2013), Phenol (Hickey and Tregonning, 1977) oder Glukose-Lösung 40% (Steinhaus, 2004)) gibt es die Möglichkeit der chirurgischen Denervierung (Rhizotomie, (Jerosch and Heisel, 2005)). Es handelt sich hierbei um perkutane minimal-invasive Verfahren. Lediglich die Rhizotomie stellt eine echte Operation am Rücken dar. Bei ihr wird nach einem Hautschnitt der Weg bis zum Wirbelgelenk offen exploriert und der mediale Ast des

Ramus dorsalis mittels Diathermie unterbrochen. Sie nutzt also auch erhöhte Temperaturen, ist generell aber stärker traumatisierend als die restlichen Eingriffe.

Die Radiofrequenzablation stellt aufgrund ihrer einfachen Verfügbarkeit und Patientensicherheit die heutzutage gängigste Methode dar. Auch zählt sie in der untersuchenden Klinik seit Jahren zur etablierten Praxis. Daher wurde sie als Methode für diese Forschungsarbeit ausgewählt.

Für ihre Durchführung wird ein Radiofrequenzgenerator benötigt. Dieser überträgt seine Reize über eine Elektrode. Diese wird von dorsolateral appliziert. Dafür werden zunächst bei dem Patienten in Bauchlage die für die Ablation wichtigen anatomischen Landmarken mithilfe von Fluoroskopie aufgesucht und auf der Haut markiert. Zu diesen zählt der Processus transversus und dessen Umschlagkante zum Processus articularis superior. Anschließend wird die Elektrode etwa auf Höhe des lateralen Randes des Processus transversus aufgesetzt und unter Bildwandlerkontrolle schräg dorsal in Richtung der genannten Umschlagkante vorgeschoben. Bei Knochenkontakt ist die Elektrodenspitze auf ihrer Höhe, also zwischen dem Processus articularis superior und dem Processus transversus, zu liegen gekommen (Jerosch and Heisel, 2005).

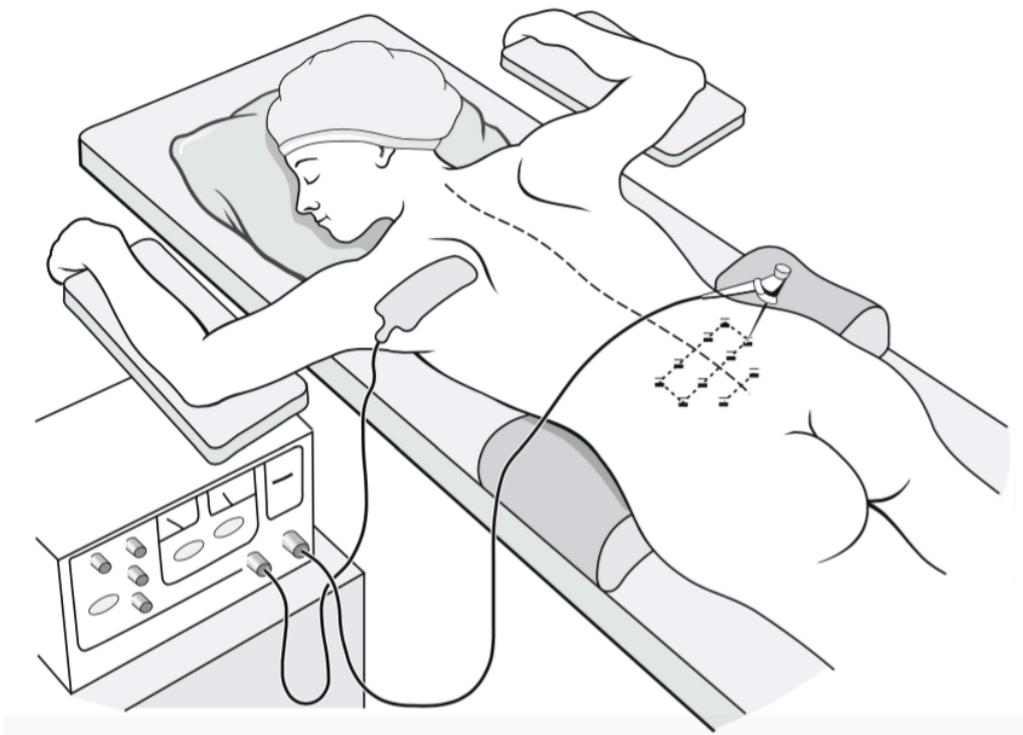


Abbildung 3 – Radiofrequenzablation bei einem liegenden Patienten nach (Jerosch and Heisel, 2005)

Um ihre korrekte Lage zu überprüfen, wird diese mit der Bildgebung abgeglichen. Zur weiteren Lagekontrolle erfolgt die Applikation eines schwachen Testreizes. Sollte die Elektrodenspitze zu nah an der vorderen Wurzel des Spinalnerven zu liegen gekommen sein, löst sie nun in den, von dieser Vorderwurzel versorgten, Muskeln ein Zucken aus. In diesem Fall sollte die Elektrode leicht zurückgezogen werden, bis die Zuckungen verschwinden. Bleiben diese bereits beim ersten Mal aus, ist von einer korrekten Lage auszugehen. So sollten Schäden an der Vorderwurzel verhindert werden.

Bei der Lage der Elektrode ist des Weiteren darauf zu achten, dass sie möglichst parallel und nicht rechtwinklig oder steil an den zu ablatierenden medialen Ästen anliegt. Auf diese Weise ist ein möglichst langes Nervenstück von der Ablation betroffen, was zu besseren Langzeitergebnissen führt (Masala et al., 2012). Vor der anschließenden Ablation sollte noch eine Lokalanästhesie erfolgen. Nach dieser wird die Ablation durchgeführt. Aktuellen Empfehlungen zufolge sollte sie mit einer Temperatur von 80-85°C, für die Dauer von 90 Sekunden und mithilfe einer 16-G-Elektrode stattfinden (Artner and Klessinger, 2015).

Nach diesem Schritt können nun weitere Nerven ablatiert werden. Wie in Abschnitt 1.2 beschrieben, sollten zur vollständigen Denervierung eines Facettengelenks neben den ipsisegmentalen medialen Ästen auch die kranial benachbarten medialen Äste behandelt werden. Aufgrund der eventuellen Mitbeteiligung empfiehlt es sich auch, die kaudal benachbarten Segmente mit einzuschließen. Im Großteil der Fälle ist das Facettensyndrom außerdem bilateral vertreten. Dies legt daher nahe, zusätzlich auch die kontralaterale Seite zu denervieren.

Seit sie 1975 von Shealy eingeführt wurde, herrschten kontroverse Meinungen über die Erfolgsraten der Radiofrequenzablation der Facettengelenke (Shealy, 1975). Teilweise wurden widersprüchliche Ergebnisse in Studien ermittelt (Niemisto et al., 2003). Heutzutage erreicht sie jedoch bei korrekter Verfahrensweise in Diagnostik und Behandlung eine deutliche Schmerzreduktion von bis zu 80% bei 60% der Patienten für mindestens ein Jahr oder von 50% bei 70% der Patienten für bis zu zwei Jahre (Dreyfuss et al., 2000). Sie erfüllt so eine Evidenz Grad II mit einer Empfehlung Grad IB oder IC (Datta et al., 2009).

Neben dem erläuterten Behandlungsschema gibt es auch die Möglichkeit die Ablation mit 42°C für 120 Sekunden durchzuführen. Die niedrigere Temperatur mag vielleicht als schonender Faktor wirken, allerdings sind die Ergebnisse bei einer

Schmerzreduktion für knapp 4 Monate bei etwa 58% der Patienten als weniger effektiv einzustufen als die Ergebnisse des Standardschemas (Mikeladze et al., 2003).

Als einzige Nebenwirkungen dieser Behandlungstechnik sind bisher nur Hämatome, leichte Hautverbrennungen und Infektionen der Punktionsstellen beschrieben (Jerosch and Heisel, 2005). Da diese aber selten und in milder Form auftraten, sind sie nicht als gravierendes Gegengewicht zum Nutzen der Behandlung zu sehen. Wie sich die Radiofrequenzablation allerdings auf die umgebende, segmentstabilisierende autochthone Muskulatur auswirkt, wurde bis heute nicht ausreichend erforscht. Überhaupt haben sich nur wenige Publikationen dieser Fragestellung bisher gewidmet. So gibt es beispielsweise Hinweise darauf, dass als Folge die Wirbelscheibendegeneration zunimmt, die autochthone Rückenmuskulatur und das Facettengelenk selber jedoch keinen Schaden nehmen (Smuck et al., 2013). Allerdings basieren auch diese Hinweise auf ausbaubaren Methoden, bei denen beispielsweise notwendige Kontrollgruppen fehlen. Dies macht auch weiterhin eine intensivere Erforschung notwendig.

## **1.5 Magnetresonanztomographie**

Die Morphologie der autochthonen Rückenmuskulatur kann gut mit der Magnetresonanztomographie (MRT) evaluiert werden. Verglichen mit der Computertomographie können beim MRT der stärkere Kontrast und die höhere Auflösung ohne Strahlenbelastung für die Darstellung von Weichteilgewebe besser genutzt werden.

Ursächlich für die Schärfe in der Weichteildarstellung ist das Funktionsprinzip des MRT. Dieses basiert auf der Anregung von Wasserstoffatomen, welche ubiquitär im menschlichen Körper verteilt sind, anhand eines Magnetfeldes. Erzeugt wird dieses von Spulen, welche um den zu untersuchenden Patienten angeordnet sind. Wasserstoffatome rotieren natürlicherweise um eine eigene Achse. Man bezeichnet dies als Spin (Beyer, 2003). Durch das erzeugte Magnetfeld wird der Spin aller Wasserstoffatome im Körper eines Patienten nach den Feldlinien von selbigem ausgerichtet. Lässt man nun einen Hochfrequenzimpuls senkrecht zur Ausrichtung des Magnetfeldes einstrahlen, so gerät der Spin jedes Wasserstoffatoms in ein Schlingern. Mit Nachlassen des Impulses richten sich die schlingernenden Spins erneut nach den Feldlinien aus. Dabei wird Energie frei. Diese wird auf Detektoren, die ebenfalls den Patienten umgeben, gemessen und in einen Signalintensitätswert umgerechnet (Reiser et al., 2011). Da Wasserstoffatome in Weichteilgewebe unterschiedlich stark

verteilt sind und auch die Wärmeleitfähigkeit des Gewebes eine Rolle spielt, ergeben sich so verschiedene Signalintensitäten. Diese lassen Gewebe unterschiedlich hell auf Aufnahmen erscheinen.

Zusätzlich kann man MRT Untersuchungen verfeinern, indem man ein Fenster an Signalintensitäten vordefiniert. So lassen sich Schwerpunkte für untersuchtes Gewebe und ein Fokus auf bestimmte Fragestellungen setzen.

Außerdem ist es möglich unterschiedliche sogenannte Wichtungen zu fahren. Damit wird eine Untersuchungssequenz mit veränderten Systemparametern, zum Beispiel die Pulsrepetitionszeit TR oder die Echozeit TE, bezeichnet (Beyer, 2003). Zu den bekanntesten Wichtungen zählen die T1-Wichtung und die T2-Wichtung. Bei beiden wird anhand der sogenannten Relaxationszeit unterschieden und der Fokus auf verschiedene Gewebetypen gelegt. In der T1-Wichtung werden besonders fettreiche Gewebe, wie z.B. Knochenmark, hell („hyperintens“) und damit besser kontrastiert dargestellt. Wasser bzw. Flüssigkeiten erscheinen eher dunkel („hypointens“). Im Gegensatz dazu werden bei der T2-Wichtung eher stationäre Flüssigkeitsansammlungen, wie Ödeme oder Liquor, hyperintens dargestellt (Reiser et al., 2011).

Für die Auswertung in dieser Forschungsarbeit wurden T2-gewichtete Aufnahmen verwendet, da diese Bestandteile des diagnostischen Standards der Bildgebung bei Rückenbeschwerden sind.

## **1.6 Sarkopenie**

Bereits im Titel dieser Arbeit wird die Sarkopenie erwähnt. Sie zählt auch zu den wesentlichen Messobjekten dieses Projekts. Ihre klare Definition ist daher von zentraler Bedeutung, gestaltet sich jedoch vielschichtiger, als es zunächst scheint.

Der Pschyrembel definiert die Sarkopenie als „Abnahme der Muskelmasse im Alter bei gleichzeitiger Zunahme der Fettmasse, verbunden mit steigendem Sturzrisiko“ (de Gruyter, 2014). Auch in diesem Nachschlagewerk scheint es zunächst klar zu sein, um was es sich bei der Sarkopenie handelt. Nämlich um den natürlichen Verfall von Muskulatur im menschlichen Körper. Was der Pschyrembel hier allerdings etwas simpel formuliert, sind die definierenden Kriterien. Zwar handelt es sich bei der „Muskelmasse“ und „Fettmasse“ um die verbreitetsten Parameter, kommt man aber zu der praktischen Messung, so werden viele Ungenauigkeiten deutlich. In der wissenschaftlichen Welt entstehen immer wieder Diskussionen und Unstimmigkeiten über die Interpretation des Begriffes Sarkopenie (Cruz-Jentoft et al., 2010).

Gegenstand dieser sind vor allem zwei Aspekte. Erstens, welche Kriterien von der Definition überhaupt eingeschlossen werden sollten. Und zweitens, mit welchen Werten diese genau zu messen sind.

Seit der Begriff 1988 zum ersten Mal geprägt wurde, ist er daher vielseitig verwendet worden (Rosenberg, 1997). Der Schwerpunkt lag dabei abwechselnd bei der verringerten Masse, dem Funktionsverlust und der schwindenden Kraft der Muskulatur (Bijlsma et al., 2012). Diverse Publikationen haben seitdem versucht Ansätze zu entwickeln, welche klarere Strukturen schaffen sollten. So wurde vor einigen Jahren beispielsweise der Begriff der „Dynapenie“ vorgeschlagen (Clark and Manini, 2008). Er sollte über die Muskelschwäche gemessen werden und als Differenzierung zur Sarkopenie dienen, welche wiederum als reine Abnahme der Muskelmasse definiert werden sollte. Allerdings hat sich dieser Vorschlag damals und seither nicht etablieren können. Es herrscht also weiterhin kein fester Konsens über die genaue Definition. Wie der Pschyrembel jedoch suggeriert, hat eine gewisse Formulierung verbreitet Akzeptanz erlangt. An dieser klinisch und wissenschaftlich populärsten Version orientiert sich daher auch die in dieser Arbeit gewählte Definition. Hierbei wird der Fokus auf die Muskelfläche und die Signalintensität festgelegt. Dadurch wird gleichzeitig die Frage bezüglich der zu messenden Parameter beantwortet, welche die Sarkopenie quantifizierbar machen.

## **1.7 Ziel der Arbeit**

Ziel dieser Arbeit ist es, in Form einer retrospektiven Studie zu untersuchen, ob es durch die Radiofrequenzablation der neuralen Versorgung eines Facettengelenkes zu relevanten Folgen in der mitinnervierten autochthonen Rückenmuskulatur kommt.

Dafür werden ihre Querschnittsfläche und ihre Signalintensität miteinander verglichen. Dies geschieht basierend auf in der Vergangenheit bereits angefertigten MRT-Aufnahmen von vor und (mit zeitlichem Abstand) nach der genannten Intervention. Gleiches wird zur Kontrolle bei den mituntersuchten Musculi psoas majores ermittelt. Eine Abnahme der Querschnittsfläche wird hier als Atrophie interpretiert. Die Signalintensität in der T2-Wichtung wird als Grad für die Verfettung gewertet. Eine Steigerung eben dieser wird daher als Hinweis auf eine zunehmende Degeneration, einer möglichen Sarkopenie, der Muskulatur gedeutet. Diese kann gegebenenfalls auch iatrogen getriggert sein. Da sich für den Begriff der Sarkopenie in der Literatur keine eindeutige Definition finden lässt (siehe Abschnitt 1.6), schafft dies aktuell eine gewisse Problematik und Raum für Diskussionen. Für diese Arbeit wurden allerdings

die beiden Kriterien der Minderung der Querschnittsfläche und der fettigen Degeneration als wesentliche Bestandteile der Sarkopenie definiert.

Zusätzlich wird eine Methode zur standardisierten Untersuchung der Signalintensität der autochthonen Rückenmuskulatur erprobt. Bei dieser wird auf denselben MRT-Aufnahmen zwischen fest definierten anatomischen Strukturen eine reproduzierbare Fläche, im folgenden als „Multifidus Dreieck“ bezeichnet, ausgemessen. Diese schließt hauptsächlich die Musculi multifidi ein, die so als Repräsentanten der autochthonen Rückenmuskulatur fungieren. Auf diese Weise ist es retrospektiv möglich, kontrolliert die Fettinfiltration der Muskulatur, als Ausdruck der Degeneration, eines definierten Segmentes zu verfolgen.

Als Vergleichskollektiv für die Fallgruppe (n=6) wird eine Kontrollgruppe (n=8) von Patienten mit Rückenschmerzen gewählt, die jedoch noch nie einen Eingriff am Rücken, einschließlich einer Radiofrequenzablation, erhalten haben.

Anhand dieser Methodik soll ermittelt werden, wie groß der nachhaltige Nutzen der Behandlung der Facettengelenkarthrose ist.

In der Literatur gibt es nur wenige oder unzureichende Hinweise darauf, dass dieser Fragestellung jemals nachgegangen wurde. Daher handelt es sich, nach Kenntnisstand des Autors, um die erste Forschungsarbeit, welche mit Hilfe der angewandten Methodik diese Fragestellung untersucht.

Hierfür wurde folgende Nullhypothese formuliert:

„Die Radiofrequenzablation der Facettengelenke verursacht, im Vergleich zum Vergleichskollektiv, keine vermehrte Sarkopenie.“

## 2 MATERIAL UND METHODEN

### 2.1 Patientenkollektiv

#### 2.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Für die Studie wurden zunächst anhand der entsprechenden Krankenakten retrospektiv 118 Patienten der Klinik für Orthopädie am St. Marienkrankenhaus Ludwigshafen (70 Patienten der Fallgruppe, 48 Patienten der Kontrollgruppe) erfasst. Der Zeitraum für die Vorauswahl lag zwischen Januar 2011 und Dezember 2014. Um einen Vergleichsstandard zu setzen, wurden folgende Ein- und Ausschlusskriterien definiert (siehe Tabellen 1 und 2).

<b><i>Einschlusskriterien</i></b>	<b><i>Ausschlusskriterien</i></b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Single surgeon</li> <li>▪ RFA im Bereich L3/4 bis L5/S1 beidseits</li> <li>▪ Patienten von 1/11 bis 12/14</li> <li>▪ Testinfiltration mit positivem Ergebnis vorausgegangen</li> <li>▪ Beidseitige lumbale Spondylarthrose L3/4 bis L5/S1</li> <li>▪ Jeweils eine MRT-Aufnahme der lumbalen Wirbelsäule prä- und post-interventionell mit einem zeitlichen Abstand von mindestens einem Jahr</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Tod</li> <li>▪ Operation des Rückens im Verlauf</li> <li>▪ Wiederholte RFA im Verlauf</li> <li>▪ RFA außerhalb von L3/4 bis L5/S1</li> <li>▪ Osteoporotische Wirbelkörperfraktur</li> <li>▪ Morbus Bechterew</li> <li>▪ Skoliose</li> <li>▪ pAVK</li> <li>▪ systemisch neurologische Erkrankungen (z.B. Morbus Parkinson)</li> <li>▪ Karzinom</li> <li>▪ Chemotherapie</li> <li>▪ Fehlendes Einverständnis des Patienten</li> </ul>

Tabelle 1 – Kriterien der Fallgruppe

In die Fallgruppe wurden Patienten aufgenommen, welche eine positiv diagnostizierte lumbale Spondylarthrose in den Wirbelsegmenten L3/4 bis L5/S1 vorwiesen und sich aufgrund dieser im Bereich genannter Ebenen beidseits haben denervieren lassen. Als positives Ergebnis der Testinfiltration wurde eine subjektive Schmerzlinderung um mindestens 50% für die Dauer der Lokalanästhesie (ca. 4 Stunden) definiert. Weiter wurden nur Patienten ausgewählt, welche ausschließlich vom selben behandelnden Arzt denerviert wurden („single surgeon“).

Im Hinblick auf den retrospektiven Charakter der Studie wurde ebenfalls vorausgesetzt, dass die Patienten bereits im Besitz einer prä- als auch einer post-interventionellen MRT-Aufnahme der LWS waren. Zwischen beiden Aufnahmen sollten mindestens 12 Monate liegen.

Für den Ausschluss wurden hauptsächlich Kriterien definiert, die einen Einfluss auf die untersuchte Rückenmuskulatur nahelegen. Dies betrifft die pAVK (als systemische vaskuläre Erkrankung), den Morbus Bechterew (als rheumatologische Erkrankung der Wirbelsäule), Skoliosen und Frakturen (als starke skelettale Fehlbildungen oder Traumen) und systemische neurologische Erkrankungen, z.B. den Morbus Parkinson. Trotz fraglicher Beteiligung an letzterem Kriterium, wurde Diabetes mellitus zunächst nicht als Ausschlusskriterium formuliert. Außerdem wurden alle Patienten ausgeschlossen, welche bis Ende des Untersuchungszeitraumes weitere Eingriffe, beispielsweise eine erneute RFA, eine RFA außerhalb der definierten lumbalen Wirbelsegmente oder eine Operation im Bereich des Rückens, erhalten haben. Auch systemisch schädliche Einflussfaktoren wie ein Karzinom, eine Chemotherapie oder der Tod wurden als studienuntauglich erachtet.

<b>Einschlusskriterien</b>	<b>Ausschlusskriterien</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Lumbale Rückenbeschwerden</li> <li>▪ Patient der Rückensprechstunde vom 1/11 bis 12/14</li> <li>▪ Jeweils eine MRT-Aufnahme der lumbalen Wirbelsäule mit einem zeitlichen Abstand von mindestens einem Jahr</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Tod</li> <li>▪ Operation des Rückens im Verlauf</li> <li>▪ RFA im Verlauf</li> <li>▪ Osteoporotische Wirbelkörperfraktur</li> <li>▪ Morbus Bechterew</li> <li>▪ Skoliose</li> <li>▪ pAVK</li> <li>▪ systemisch neurologische Erkrankungen (z.B. Morbus Parkinson, außer Diabetes mellitus)</li> <li>▪ Karzinom</li> <li>▪ Chemotherapie</li> <li>▪ Fehlendes Einverständnis des Patienten</li> </ul>

Tabelle 2 – Kriterien der Kontrollgruppe

In die Kontrollgruppe wurden Patienten mit chronischen Rückenbeschwerden aufgenommen, die keines der Ausschlusskriterien erfüllten. Sie wurden aus der Wirbelsäulen-Sprechstunde des Studienkrankenhauses rekrutiert. Auch hier wurden keine neuen Aufnahmen angefertigt, weswegen auch dieses Kollektiv bereits zwei MRT-Aufnahmen der lumbalen Wirbelsäule im Abstand von mindestens 12 Monaten besitzen musste.

Die Ausschlusskriterien für die Kontrollgruppe entsprachen denen der Fallgruppe, bis auf die Tatsache, dass bereits eine RFA im Verlauf zum Ausschluss führte.

### 2.1.2 Rekrutierung der Fallgruppe

Die Patienten der Fallgruppe wurden aus den internen Aufzeichnungen der Klinik für Orthopädie des St. Marienkrankenhauses Ludwigshafen über stattgefundene Radiofrequenz-Facettengelenksdenervierungen seit Januar 2011 ausgewählt. Dabei wurden die Patientendaten im krankenhauseigenen Informationssystem „ORBIS

NICE“ der „Agfa HealthCare GmbH“ (Deutschland) überprüft und die in Abschnitt 2.1.1 aufgezählten Ein- und Ausschlusskriterien angewandt.

Alle potenziellen Patienten, welche die gegebenen Kriterien erfüllten, wurden auf einer Liste aufgeführt und mit einer eigenen Zahlenkennung versehen (Pseudonymisierung).

Anschließend wurden sie auf schriftlichem Weg in Form eines Informationsblattes, einer Datenschutzerklärung und einer Einverständniserklärung kontaktiert. Bei fehlender Rückmeldung wurden die Patienten zu einem späteren Zeitpunkt vom Autor noch einmal telefonisch kontaktiert. In diesen Gesprächen wurden nochmals die Ein- und Ausschlusskriterien besprochen, Fragen der Patienten beantwortet und bei beidseitigem Einverständnis das weitere Vorgehen zur Teilnahme besprochen.

Hierzu gehörte auch das Zusenden fehlender MRT-Aufnahmen und unterschriebener Einverständniserklärung vonseiten der Patienten.

Nach Anwendung dieser Methodik und Kriterien entstand die verwendete Fallgruppe von lediglich 6 Patienten. Hauptproblematik zur Rekrutierung einer höheren Teilnehmerzahl war oftmals eine nicht existente zweite MRT-Aufnahme, das strikte Anwenden der Ausschlusskriterien und vor allem auch mangelnde Bereitschaft seitens der kontaktierten Patienten.

### 2.1.3 Rekrutierung der Kontrollgruppe

Die Patienten der Kontrollgruppe wurden aus den internen Aufzeichnungen der Klinik für Orthopädie des St. Marienkrankenhauses Ludwigshafen über stattgehabte Termine der Wirbelsäulen-Sprechstunde seit Januar 2011 ausgewählt. Dabei wurden die Patientendaten im krankenhauseigenen Informationssystem „ORBIS NICE“ der „Agfa HealthCare GmbH“ (Deutschland) überprüft und die in Abschnitt 2.1.1 aufgezählten Ein- und Ausschlusskriterien angewandt.

Alle potenziellen Patienten, welche die gegebenen Kriterien erfüllten, wurden auf einer Liste aufgeführt und mit einer eigenen Zahlenkennung versehen (Pseudonymisierung).

Anschließend wurden die Patienten telefonisch kontaktiert. In diesen Gesprächen wurden die Ein- und Ausschlusskriterien besprochen, Fragen der Patienten beantwortet und bei beidseitigem Einverständnis das weitere Vorgehen zur Teilnahme besprochen.

Zu diesem gehörte auch das Zusenden eines Informationsblattes, einer Datenschutzerklärung und einer Einverständniserklärung. Vonseiten der Patienten

gehörte das Zusenden von fehlenden MRT-Aufnahmen und der unterschriebenen Einverständniserklärung dazu.

Bei fehlender Rückmeldung wurden die Patienten erneut telefonisch kontaktiert.

Nach Anwendung dieser Methodik und Kriterien entstand die verwendete Kontrollgruppe von 8 Patienten. Hauptproblematik zur Rekrutierung einer höheren Teilnehmerzahl war, genau wie bei der Fallgruppe, oftmals eine nicht existente zweite MRT-Aufnahme, das strikte Anwenden der Ausschlusskriterien und eine mangelnde Bereitschaft seitens der kontaktierten Patienten.

#### 2.1.4 Charakteristiken der Fallgruppe

In das Kollektiv der Fallgruppe konnten insgesamt 6 Patienten eingeschlossen werden (siehe Abschnitt 2.1.2.). Sie alle erfüllten die Einschlusskriterien und keines der Ausschlusskriterien (siehe Abschnitt 2.1.1.). Die Gruppe bestand aus drei Frauen (50%) und drei Männern (50%). Nach Geschlecht war das Kollektiv also ausgewogen. Das Durchschnittsalter betrug 65,2 Jahre mit einer Spannweite von 47 bis 83 Jahren.

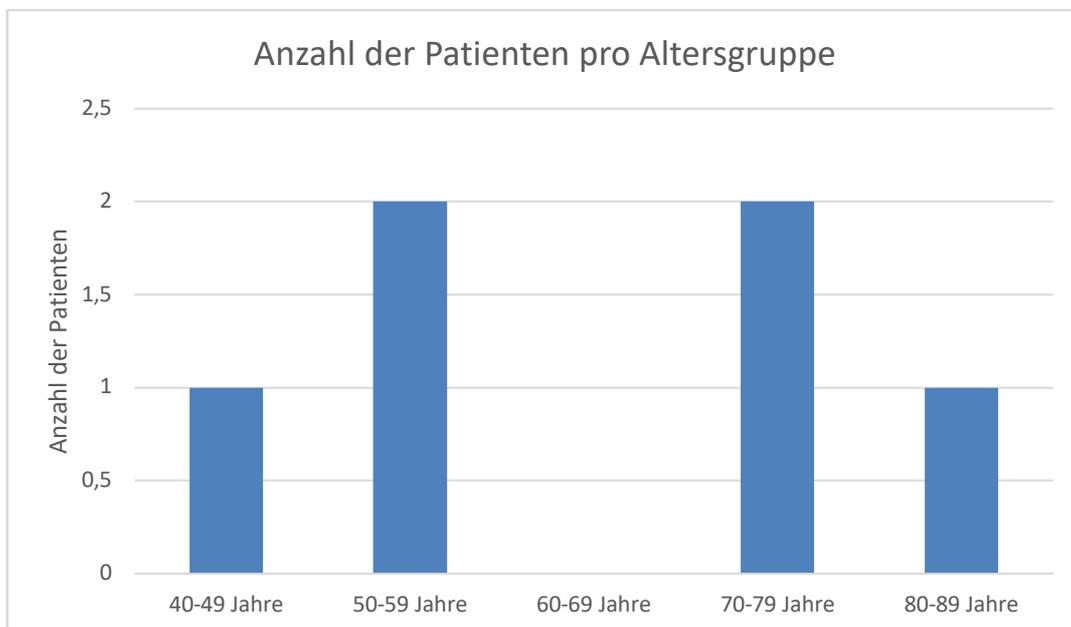


Abbildung 4 - Altersverteilung der Fallgruppe

Als Magnetresonanztomographen wurden im Rahmen der prä- und postinterventionellen Diagnostik folgende Geräte verwendet:

MRT-Gerät	Feldstärke	Anzahl der Aufnahmen
Siemens Aera	1,5 Tesla	2
Siemens Espree	1,5 Tesla	2
Siemens Harmony	1,0 Tesla	8

Tabelle 3 – MRT-Geräte der Fallgruppe

Auch wenn verschiedene Geräte zum Einsatz kamen, ist zu bemerken, dass bei jedem Patienten dasselbe Gerät für die prä- als auch die postinterventionelle Aufnahme verwendet wurde. Es sollte daher zu keiner Verfälschung der Messdaten aufgrund von Unterschieden bei der Bildgebung kommen.

Standard der hauseigenen Radiologie stellt der „Siemens Harmony“ dar. Daher ist er das häufigste Gerät in dieser Studie.

#### 2.1.5 Charakteristiken der Kontrollgruppe

In das Kollektiv der Kontrollgruppe wurden insgesamt 8 Patienten eingeschlossen. Sie alle erfüllten die Einschlusskriterien und keines der Ausschlusskriterien (siehe Abschnitt 2.1.1.). Die Gruppe bestand aus drei Frauen (37,5%) und fünf Männern (62,5%).

Das Durchschnittsalter betrug 54,3 Jahre mit einer Spannweite von 35 bis 74 Jahren.

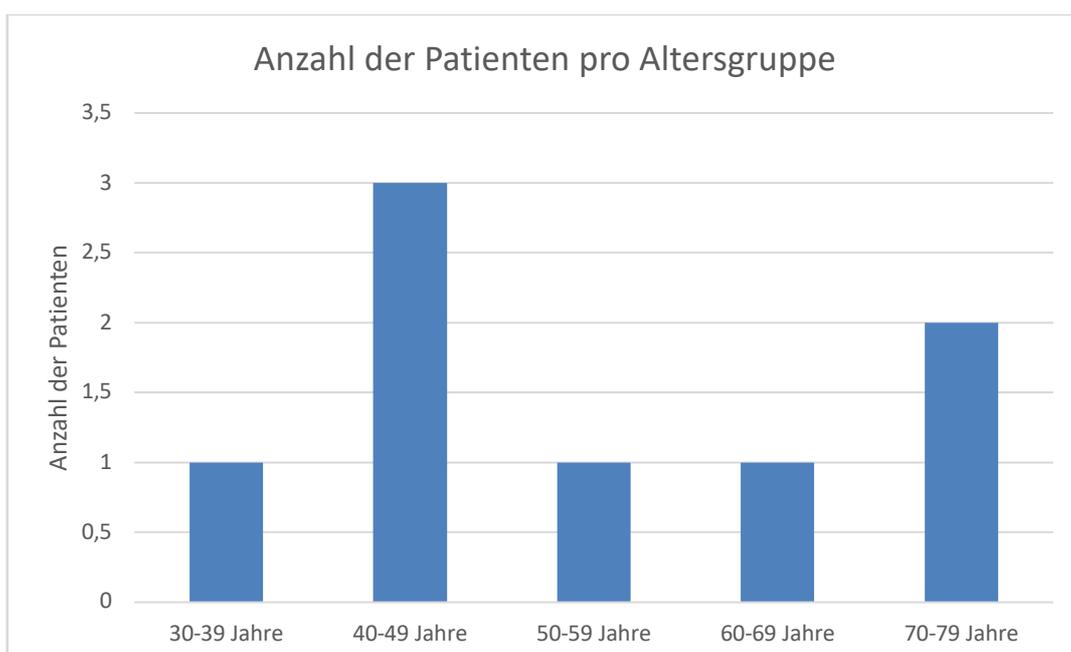


Abbildung 5 - Altersverteilung der Kontrollgruppe

Als Magnetresonanztomographen wurden im Rahmen der prä- und postinterventionellen Diagnostik folgende Geräte verwendet:

<b>MRT-Gerät</b>	<b>Feldstärke</b>	<b>Anzahl der Aufnahmen</b>
<b>Siemens Harmony</b>	1,0 Tesla	11
<b>Siemens Magnetom Expert</b>	1,0 Tesla	2
<b>Siemens Symphony</b>	1,5 Tesla	1
<b>Siemens Verio</b>	3,0 Tesla	2

Tabelle 4 - MRT-Geräte der Kontrollgruppe

Auch wenn verschiedene Geräte zum Einsatz kamen, ist zu bemerken, dass bei 5 von 8 (62,5%) Patienten dasselbe Gerät für die prä- als auch die postinterventionelle Aufnahme verwendet wurde. Bei 2 von 8 (25%) Patienten wurden zwar zwei verschiedene MRT-Geräte verwendet, die Feldstärke blieb aber gleich. Und nur in 1 von 8 (12,5%) Fällen wurden zwei verschiedene MRT-Geräte mit unterschiedlichen Feldstärken verwendet. Der Unterschied lag hier bei 0,5 Tesla.

Verfälschungen der Messdaten, aufgrund dieser Unterschiede bei der Bildgebung, können jedoch nicht ausgeschlossen werden und müssen stattdessen sogar angenommen werden.

Standard der hauseigenen Radiologie stellt der „Siemens Harmony“ dar. Daher ist er das häufigste Gerät in dieser Studie.

## 2.2 Ethikvotum

Für die vorliegende Forschungsarbeit wurde am 06.02.2014 ein Ethikantrag bei der Medizinischen Ethik-Kommission II der Medizinischen Fakultät Mannheim der Universität Heidelberg gestellt.

Dieser wurde am 06.03.2014 als Votum mit dem Zeichen 2014-808R-MA unter dem Vorsitz von Prof. Dr. med. Jens-Peter Striebel positiv bestätigt und angenommen.

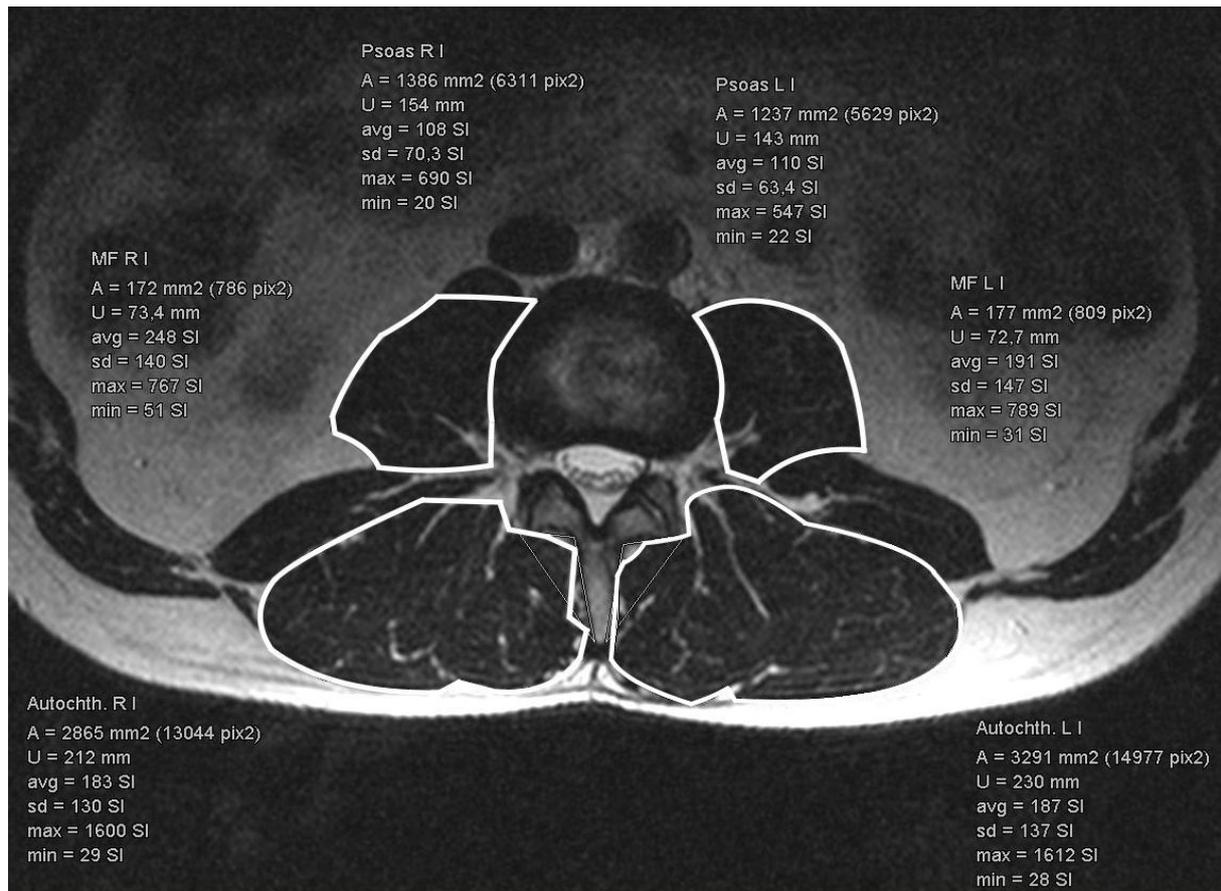
## 2.3 Messung und Auswertung der MRT-Aufnahmen

Die Messungen innerhalb der MRT-Aufnahmen erfolgten, nach Einweisung durch die hauseigene Radiologie, durch den Autor. Hierfür wurde das „IMPAX EE“-Programm (Client Version R20 XII SU) der „Agfa HealthCare GmbH“ (Deutschland) verwendet. Befundungsmonitor war das Model „MDNG-2121“ des Herstellers „Barco“.

Für die Messung wurde jeweils in T2-Wichtung der sagittalen Ebene und in T2-Wichtung der axialen Ausrichtung die Schnittebene mit dem größten Bandscheibenanteil im Fach zwischen den Wirbelkörpern L3 und L4 ausgewählt. Als einzige im untersuchten Bereich, stellt sie zuverlässig eine Ebene dar, welche die Zygapophysialgelenke auf derselben Höhe bzw. transversalen Ebene parallel auf das betroffene Bandscheibenfach projiziert. Außerdem weisen die tiefergelegenen Segmente oft einen degenerativen Slip der Wirbelkörper gegeneinander auf. Auch Pseudospondylolisthesis genannt, verursacht dieses Wirbelgleiten einen störenden Einfluss auf die Rückenmuskulatur und kann somit Messwerte und Ergebnisse verfälschen. Das Bandscheibenfach L3/L4 erfüllt damit am besten die Kriterien für die Methodik dieser Forschungsarbeit.

### 2.3.1 Messung der Muskelgruppen

In der in Abschnitt 2.3 erläuterten Schnittebene wurden mithilfe der Erstellung einer sogenannten „Region of Interest“ die untersuchten Strukturen bzw. Gewebe markiert. Bei diesen handelt es sich jeweils beidseits um den M. Psoas major (*Psoas*), der als Muskelstandard definiert wurde, und die gesamte autochthone Rückenmuskulatur (*ARM*). Dabei wurden manuell Markierungen entlang des äußeren Umfangs genannter Strukturen gesetzt, welche automatisch verbunden wurden und so die gesamte Fläche der Muskulatur umfassten. Das oben benannte Auswertungsprogramm erstellte selbstständig eine Auflistung von 6 Parametern für diese neu entstandene „Region of Interest“ (siehe Abbildung 6). Dabei handelt es sich um die *Fläche* der Region in mm<sup>2</sup>, den *Umfang* der Region in mm, die durchschnittliche Signalintensität (*avg SI*), die Standardabweichung der Signalintensität (*sd SI*) und die maximale (*max SI*) und minimale Signalintensität (*min SI*).



**Abbildung 6 - Messung des Musculus Psoas major und der autochthonen Rückenmuskulatur auf Höhe L3/L4**

Legende: Psoas = Psoas major; MF = Multifidus Dreieck; Autochth. = autochthone Rückenmuskulatur; R = Rechts; L = Links; I = 1. Messung; A = Are (Fläche); U = Umfang; avg = average; sd = standard deviation; max. = maximale SI; min = minimale SI; SI = Signalintensität

### 2.3.2 Messung des Studienobjekts „Multifidus Dreieck“

Als zusätzliche Messung wurde die Erstellung eines standardisierten Dreiecks zur Erfassung des M. Multifidus eingeführt. Diese fand in derselben Schnittebene, wie in Abschnitt 2.3 erläutert, statt.

Hierfür wurden die folgenden anatomischen Strukturen als Norm-Eckpunkte des Dreiecks (*MFD*) definiert:

- Erstens, der am dorsolateralsten gelegene Aspekt des Facettengelenks.
- Zweitens, der am dorsolateralsten gelegene Punkt des Processus spinosus.
- Und drittens, die Begrenzung/der Übergang zwischen dem Processus Spinosus und der Lamina.

Siehe Abbildung 7.



Abbildung 7 – „Multifidus Dreieck“ auf Höhe L3/4

Legende: A = Are (Fläche); U = Umfang; avg = average; sd = standard deviation; max. = maximale SI; min = minimale SI; SI = Signalintensität

Auf diese Weise soll eine reproduzierbare Standardfläche geschaffen werden, die zuverlässig die Musculi multifidi einschließt. Auch diese Fläche wird als „Region of Interest“ mit Hilfe des in Abschnitt 2.3.1 benannten Auswertungsprogramms erstellt, durch welches man dieselben Parameter, wie ebenfalls bereits in Abschnitt 2.3.1 aufgezählt, erhält.

### 2.3.3 Auswertung

Die Messungen wurden jeweils unabhängig voneinander vom selben Untersucher drei Mal pro MRT-Aufnahme durchgeführt. Anschließend wurden die Ergebnisse tabellarisch festgehalten. Aufgrund des Studiendesigns und der letztendlich geringen Fallzahlen in den jeweiligen Gruppen (siehe Abschnitt 2.1) ist eine zunächst deskriptive statistische Auswertung mit anschließender Regressionsanalyse erfolgt.

Hierfür wurde die Hilfe der professionellen Diplom-Statistikerin Frau Hiltrud Niggemann (Jena) in Anspruch genommen.

Aus den ermittelten Messwerten wurde zur deskriptiven Analyse ein Mittelwert, eine Standardabweichung, ein Median, sowie die Minimal- und Maximalwerte errechnet. Es wurde dabei jeweils nach Parameter (Querschnittsfläche, Signalintensität), Muskelgruppe (M. Psoas Major, Multifidus Dreieck, Autochthone Rückenmuskulatur), Kohorte (Kontrolle, RFA) und Zeitpunkt (prä, post) getrennt.

So wurden für jede Gruppe Werte ermittelt, welche für den Vergleich zwischen prä- und postinterventionellen Aufnahmen verwendet wurden.

Die Schätzung der Differenzen, 95%-Konfidenzintervalle und p-Werte erfolgte mittels einer zweifaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholungen, wobei die Einflussgrößen Zeit, Gruppe und die Interaktion Zeit x Gruppe untersucht wurden. Somit wurden Abhängigkeiten zwischen den Beobachtungen aufgrund der Mehrfachmessung von Patienten (2 Seiten, Mehrfachmessung pro Seite) zu mehreren Zeitpunkten bei dieser Analyse berücksichtigt. Um zwei Gruppen bezüglich Häufigkeiten zu vergleichen, wurde der exakte Test nach Fisher verwendet. Das Ergebnis der statistischen Analyse wurde als signifikant gewertet, falls der p-Wert unter 0,05 lag. Aufgrund der geringen Fallzahlen wurden Ergebnisse mit p-Werten zwischen 0,05 und 0,10 als schwach signifikant angesehen.

Bei der Auswertung lag der Schwerpunkt auf den sarkopenie-definierenden Parametern Querschnittsfläche und Signalintensität. Letztere steigt in der untersuchten T2-Wichtung unter anderem mit dem eingeschlossenen Anteil an Flüssigkeit oder Fettgewebe. Diese nimmt besonders bei einer Verfettung des Muskelgewebes zu. Misst man also erhöhte Signalintensitäten, so kann man auf eine gesteigerte Fettinfiltration der Muskulatur schließen. Diese ist wiederum mit einer fettigen Degeneration vereinbar.

Ebenso ist eine Abnahme der Querschnittsfläche der Muskulatur als Degeneration einzuschätzen.

## **2.4 Verfahren der Diagnostik und Ablation**

Die Diagnostik der Facettengelenkarthrose wurde anhand einer klinischen Untersuchung des Patienten gestellt. Das heißt durch Anamneseerhebung, Palpation der Gelenke und Abgleichung mit MRT-Aufnahmen. Bei Letzteren wurden dabei auch die Kriterien der Fujiwara-Klassifikation angewandt, um das Ausmaß und die Wahrscheinlichkeit einer Facettengelenkarthrose zu beurteilen (Fujiwara et al., 1999).

Letztendlich erfolgte zur Bestätigung der arthrogenen Beschwerdesymptomatik eine Testinfiltration mittels eines MBB der Indexsegmente durch 3 ml Lokalanästhetikum. Bei positivem Ergebnis erfolgte die Radiofrequenzablation mithilfe des „Electrothermal Spinesystem S20“, welches ursprünglich von der „Smith & Nephew GmbH“ (Deutschland), folgend von „NeuroTherm“ (USA), dann „St. Jude Medical“ (USA) und jetzt von „Abbott Laboratories“ (USA) Unterstützung fand. Unter fluoroskopischer Kontrolle wurde stets beidseitig auf den drei Etagen zwischen den Wirbelsegmenten L2/L3-L5/S1 für jeweils 90 Sekunden mit einer Temperatur zwischen 80-85°C denerviert.

### 3 ERGEBNISSE

#### 3.1 Rohe Messwerte

Die Messungen der Fall- und Kontrollkohorte wurden nach dem in Abschnitt 2.3 erläuterten Prozedere durchgeführt und finden sich im tabellarischen Anhang (siehe 9). In der folgenden Abbildung werden als Exempel zur Übersicht die Parameter Signalintensität und Querschnittsfläche für die autochthone Rückenmuskulatur zusammengefasst. Dabei wurden jeweils die Messergebnisse nach Fall-/Kontrollgruppe und prä-/postinterventioneller Messung farblich getrennt. Da jeder Patient jeweils dreimal auf beiden Seiten ausgemessen wurde, ergeben sich so je nach Gruppe 36 (Fallgruppe = 6 Patienten x 2 Seiten x 3 Messungen) bzw. 48 (Kontrollgruppe = 8 Patienten x 2 Seiten x 3 Messungen) abgebildete Messpunkte.

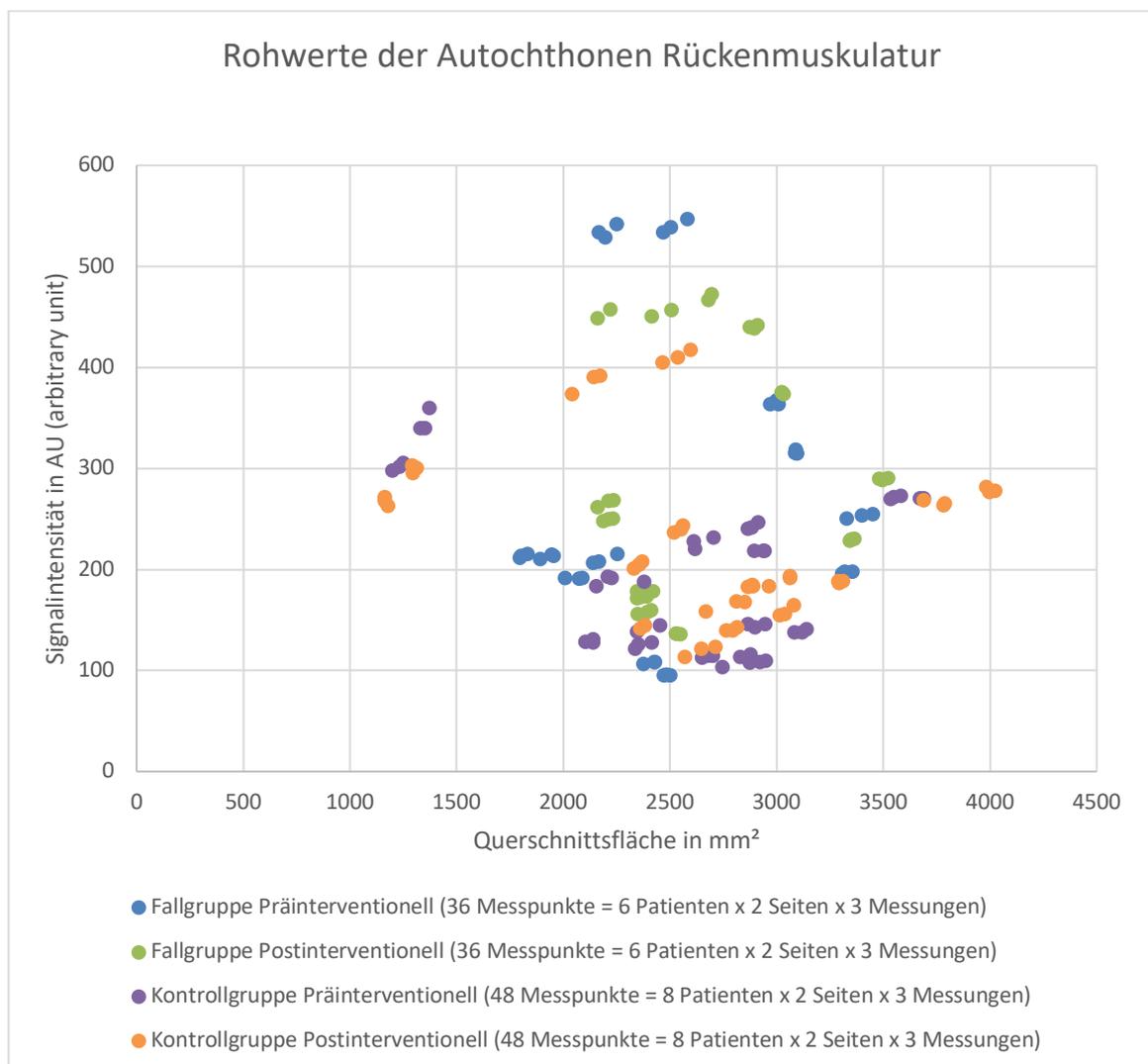


Abbildung 8 - Rohwerte der Autochthonen Rückenmuskulatur

### 3.2 Deskription der Werte

Für jede gemessene Muskelgruppe erfolgt zunächst eine Deskription der erhobenen Werte getrennt für die beiden Gruppen (Kontrolle und RFA) und getrennt für die Zeitpunkte prä und post. Die Deskription erfolgt durch Angabe von Mittelwert (Mw), Standardabweichung (Sd), Median sowie Minimum und Maximum.

Beschrieben werden alle Messungen der linken und rechten Seite. Da an jeder Seite dreimal gemessen wurde, sind es also pro Patient sechs Messungen (drei links, drei rechts). Bei den Kontrollen (acht Patienten) sind es somit pro Zeitpunkt 48 Messwerte und bei der RFA-Gruppe (sechs Patienten) 36 Messwerte. Dazu ist zu erwähnen, dass absichtlich auf eine Unterscheidung der Seiten verzichtet wurde. Dies geschah aufgrund der Tatsache, dass es für die Fragestellung dieser Arbeit keine direkte Relevanz hatte. Sie befasst sich mit der generellen Auswirkung auf die Muskulatur, nicht auf die Seitenunterschiede. Zusätzlich spielten diese bei der Behandlung ebenfalls keine Rolle. Es ist daher nicht notwendig, nach ihnen zu trennen.

Gemäß der Vorgehensweise dieser Arbeit erfolgte außerdem jeweils eine Deskription für die Querschnittsfläche und die durchschnittliche Signalintensität.

#### 3.2.1 Muskelquerschnittsfläche – A

**Tabelle 5 - Deskription - Psoas Major – Querschnittsfläche in mm<sup>2</sup> (A)**

		n	Mittelwert	Sd	Median	Min-Max
Kontrolle	prä	48	1450	434	1413	777-2060
	post	48	1344	414	1339	741-2014
RFA	prä	36	1167	247	1189	733-1546
	post	36	1229	329	1118	705-1766

(n = Anzahl Messpunkte = Anzahl Patienten x 2 Seiten x 3 Messungen)

**Tabelle 6 - Deskription - Multifidus Dreieck - Querschnittsfläche in mm<sup>2</sup> (A)**

		n	Mittelwert	Sd	Median	Min-Max
Kontrolle	prä	48	178,8	57,2	154,0	102,0-280,0
	post	48	165,6	51,2	160,0	82,5-280,0
RFA	prä	36	158,6	36,5	155,5	93,5-238,0
	post	36	162,3	36,1	157,5	119,0-285,0

(n = Anzahl Messpunkte = Anzahl Patienten x 2 Seiten x 3 Messungen)

**Tabelle 7 - Deskription - Autochthone Rückenmuskulatur - Querschnittsfläche in mm<sup>2</sup> (A)**

		n	Mittelwert	Sd	Median	Min-Max
Kontrolle	prä	48	2611	655	2724	1199-3688
	post	48	2663	731	2691	1163-4025
RFA	prä	36	2534	529	2450	1795-3450
	post	36	2645	436	2465	2159-3522

(n = Anzahl Messpunkte = Anzahl Patienten x 2 Seiten x 3 Messungen)

### 3.2.2 Durchschnittliche Signalintensität – SI

**Tabelle 8 - Deskription - Psoas Major – Durchschnittliche Signalintensität (SI)**

		n	Mittelwert	Sd	Median	Min-Max
Kontrolle	prä	48	77,0	27,1	77,3	27,6-140,0
	post	48	97,4	21,0	98,2	61,4-140,0
RFA	prä	36	99,2	51,0	80,4	43,5-219,0
	post	36	96,7	28,3	86,8	61,1-185,0

(n = Anzahl Messpunkte = Anzahl Patienten x 2 Seiten x 3 Messungen)

**Tabelle 9 - Deskription - Multifidus Dreieck - Durchschnittliche Signalintensität (SI)**

		n	Mittelwert	Sd	Median	Min-Max
Kontrolle	prä	48	318,5	173,5	288,0	99,0-794,0
	post	48	352,8	168,3	301,5	128,0-747,0
RFA	prä	36	445,2	183,8	411,5	183,0-828,0
	post	36	409,4	131,0	387,5	196,0-665,0

(n = Anzahl Messpunkte = Anzahl Patienten x 2 Seiten x 3 Messungen)

**Tabelle 10 - Deskription - Autochthone Rückenmuskulatur - Durchschnittliche Signalintensität (SI)**

		n	Mittelwert	Sd	Median	Min-Max
Kontrolle	prä	48	192,9	75,2	165,0	104,0-360,0
	post	48	227,9	83,8	197,5	114,0-418,0
RFA	prä	36	270,1	141,2	214,5	95,5-547,0
	post	36	284,7	117,0	256,5	136,0-473,0

(n = Anzahl Messpunkte = Anzahl Patienten x 2 Seiten x 3 Messungen)

### 3.3 Schätzung der Differenzen innerhalb und zwischen den Gruppen

In Abschnitt 3.2 wurden unter anderem die Mittelwerte jeder Gruppe prä- und postinterventionell errechnet. Mit diesen können nun die geschätzten mittleren

Unterschiede  $\Delta$  und Veränderungen zunächst innerhalb (post – prä) und anschließend zwischen ( $\Delta$ RFA -  $\Delta$ Kontrolle) den Kollektiven ermittelt werden.

In den ersten beiden Zeilen zeigen positive Differenzen jeweils eine Zunahme des Wertes und negative Differenzen somit eine Abnahme. In der dritten Zeile bedeuten positive Werte, dass die RFA Gruppe eine stärkere positive Veränderung erfahren hat, als die Kontrollgruppe. Negative Werte schließen somit auf das Gegenteil.

In den Klammern hinter den Werten befindet sich das jeweils errechnete 95% Konfidenzintervall. Und in der letzten Spalte findet sich der dazugehörige p-Wert. Dieser spiegelt einen signifikanten Unterschied bei Werten  $< 0,05$  wider.

Auch hier wurde jeweils nach Muskelquerschnittsfläche und Signalintensität unterschieden.

### 3.3.1 Muskelquerschnittsfläche - A

**Tabelle 11 - geschätzte Differenzen (post vs prä) - Psoas Major - Querschnittsfläche in mm<sup>2</sup> (A)**

	Differenz post - prä	95%- Konfidenzinterv all	Prozent %	p-Wert
$\Delta$ Kontrolle	-106,0	(-278,7 – 66,7)	-7,31	0,229
$\Delta$ RFA	61,9	(-39,7 – 163,5)	+5,30	0,232
$\Delta$ RFA - $\Delta$ Kontrolle	167,9	(-32,4 – 368,3)		0,100

**Tabelle 12 - geschätzte Differenzen (post vs prä) - Multifidus Dreieck - Querschnittsfläche in mm<sup>2</sup> (A)**

	Differenz post - prä	95%- Konfidenzinterv all	Prozent %	p-Wert
$\Delta$ Kontrolle	-13,2	(-29,1 – 2,7)	-7,38	0,103
$\Delta$ RFA	3,7	(-4,2 – 11,5)	+2,33	0,361
$\Delta$ RFA - $\Delta$ Kontrolle	16,9	(-0,9 – 34,6)		0,062

**Tabelle 13 - geschätzte Differenzen (post vs prä) - Autochthone Rückenmuskulatur - Querschnittsfläche in mm<sup>2</sup> (A)**

	Differenz post - prä	95%- Konfidenzinterv all	Prozent %	p-Wert
$\Delta$ Kontrolle	51,5	(-161,5 – 264,5)	+1,97	0,636
$\Delta$ RFA	111,5	(-7,2 – 230,2)	+4,40	0,066
$\Delta$ RFA - $\Delta$ Kontrolle	60,0	(-183,8 – 303,9)		0,630

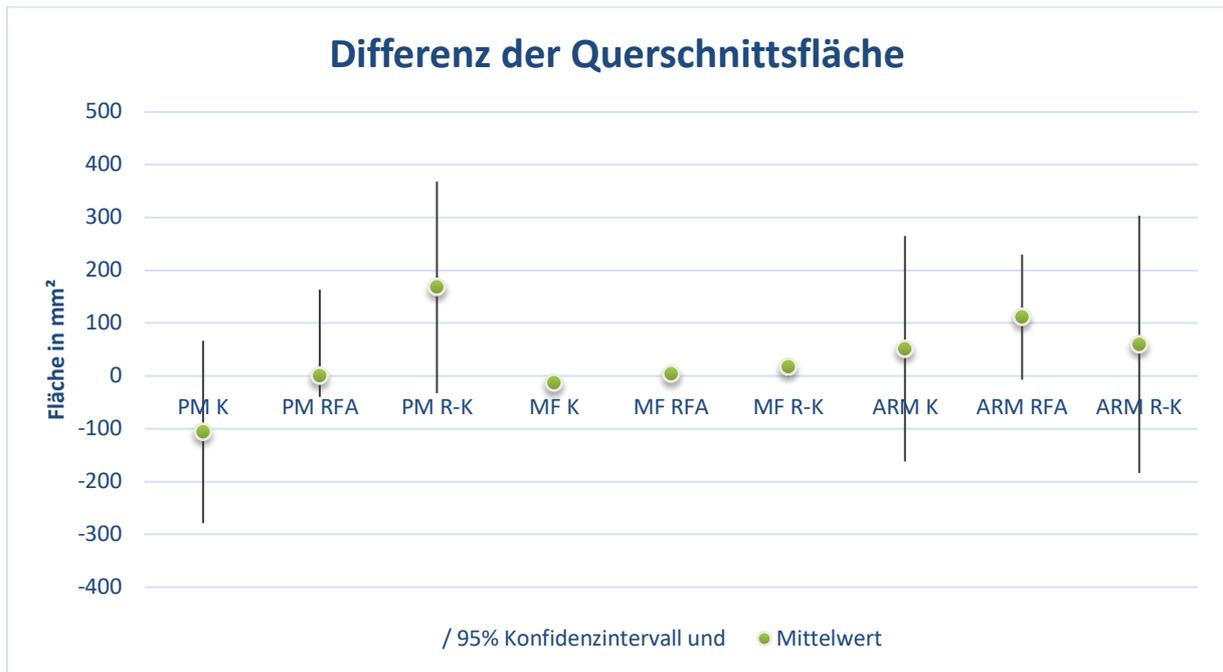


Abbildung 9 - Differenz der Querschnittsfläche

Legende: PM = Psoas Major; MF = Multifidus Dreieck; ARM = autochthone Rückenmuskulatur; K = Kontrollgruppe; RFA = RFA-Gruppe; R-K = RFA-Gruppe – Kontrollgruppe

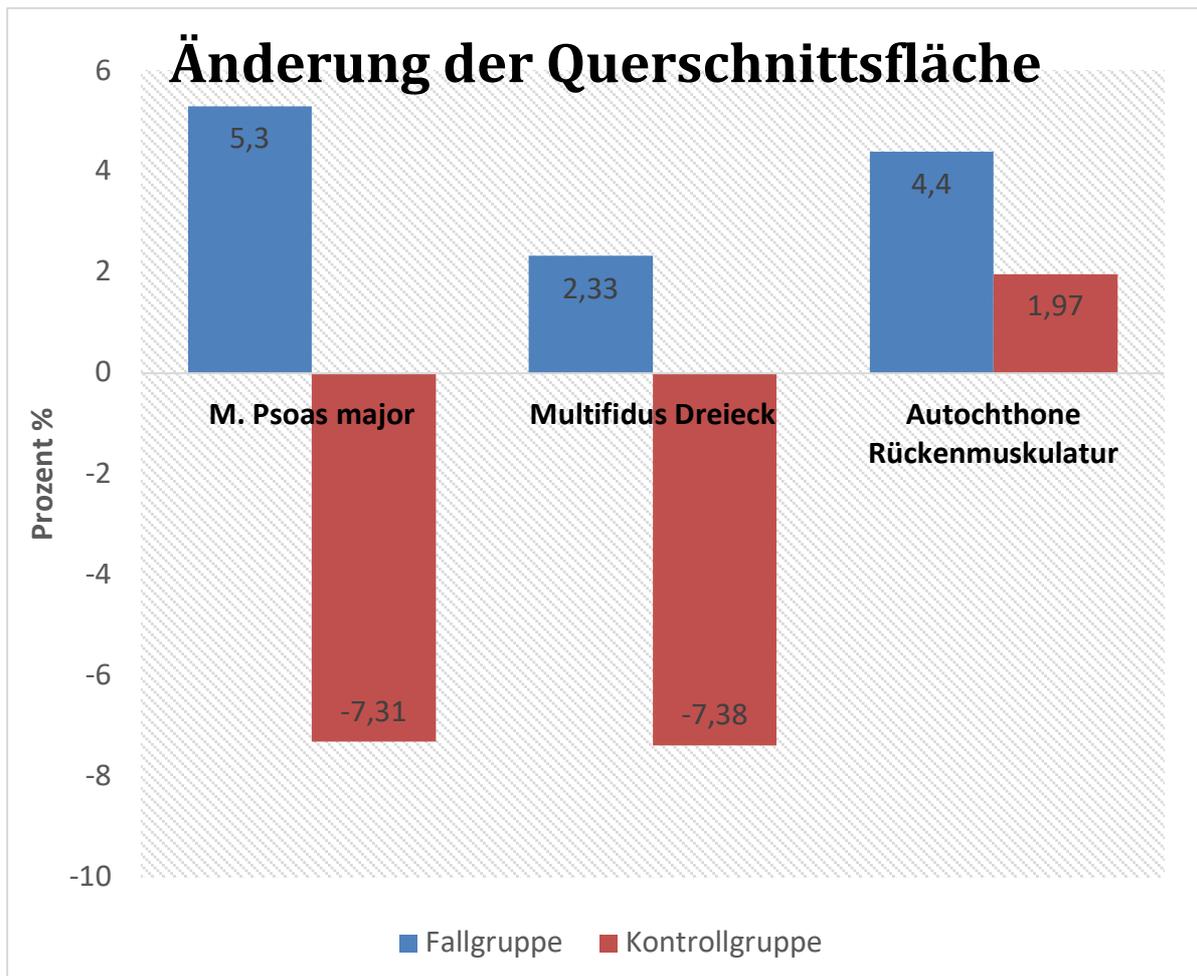


Abbildung 10 - Prozentuale Veränderung der Fläche

## 3.3.2 Durchschnittliche Signalintensität – SI

Tabelle 14 - geschätzte Differenzen (post vs prä) - Psoas Major – durchschnittliche Signalintensität (SI)

	Differenz post - prä	95%- Konfidenzinter vall	Prozent %	p-Wert
ΔKontrolle	20,4	(-0,1 – 40,8)	+26,49	0,051
ΔRFA	-2,5	(-28,9 – 23,8)	-2,52	0,850
ΔRFA - ΔKontrolle	-22,9	(-56,3 – 10,4)		0,178

Tabelle 15 - geschätzte Differenzen (post vs prä) - Multifidus Dreieck - durchschnittliche Signalintensität (SI)

	Differenz post - prä	95%- Konfidenzinter vall	Prozent %	p-Wert
ΔKontrolle	34,3	(-66,4 – 134,9)	+10,77	0,504
ΔRFA	-35,7	(-120,6 – 49,1)	-8,02	0,409
ΔRFA - ΔKontrolle	-70,0	(-201,7 – 61,6)		0,297

Tabelle 16 - geschätzte Differenzen (post vs prä) - Autochthone Rückenmuskulatur - durchschnittliche Signalintensität (SI)

	Differenz post - prä	95%- Konfidenzinterv all	Prozent %	p-Wert
ΔKontrolle	35,0	(-19,1 – 89,2)	+18,14	0,205
ΔRFA	14,6	(-27,5 – 56,7)	+5,41	0,497
ΔRFA - ΔKontrolle	-20,4	(-89,0 – 48,2)		0,559

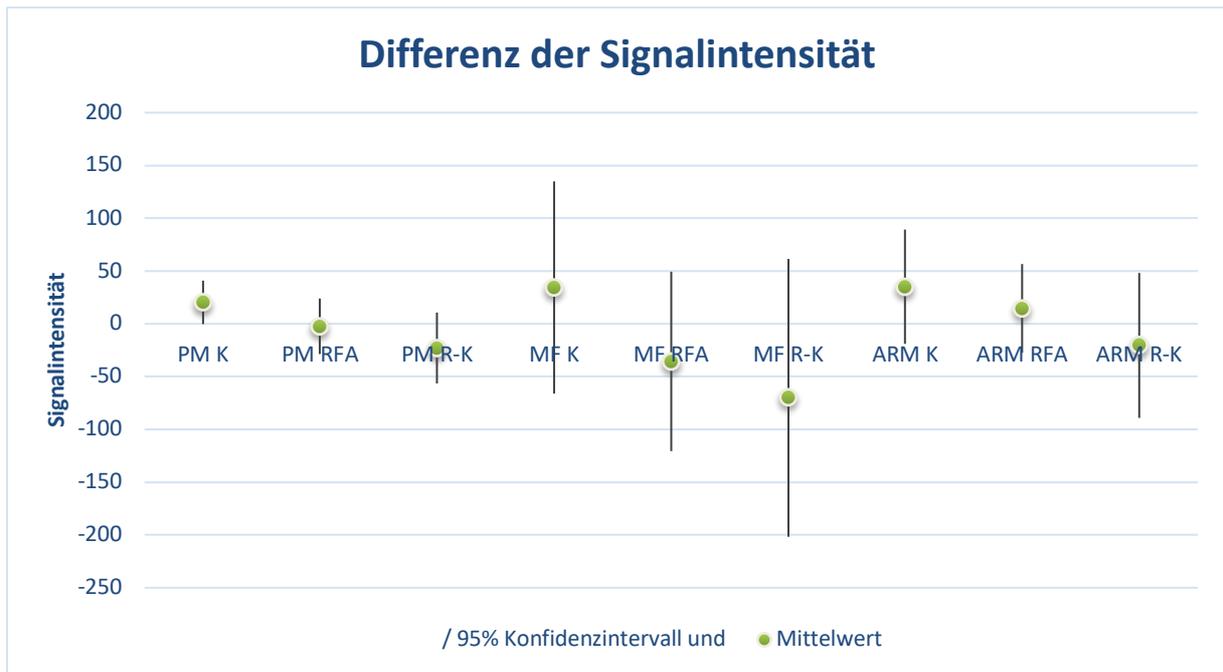


Abbildung 11 - Differenz der Signalintensität

Legende: PM = Psoas Major; MF = Multifidus Dreieck; ARM = autochthone Rückenmuskulatur; K = Kontrollgruppe; RFA = RFA-Gruppe; R-K = RFA-Gruppe – Kontrollgruppe

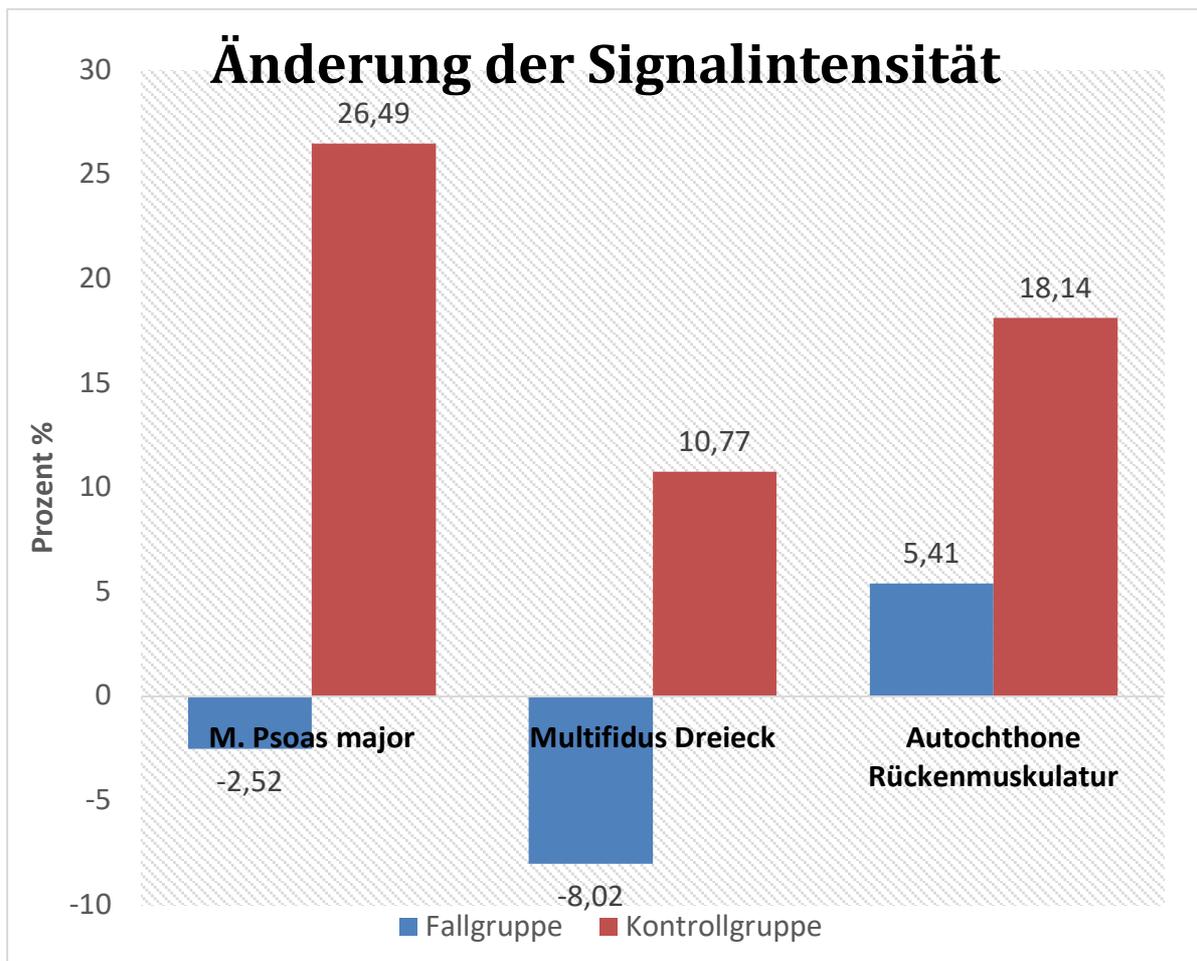


Abbildung 12 - Prozentuale Veränderung der Signalintensität

### 3.4 Bewertung der Ergebnisse gegenüber der Nullhypothese

Auf den ersten Blick scheint die Fallgruppe einen weniger sarkopenen Verlauf zu nehmen. Tatsächlich erweist sich jedoch keine der gemessenen Differenzen als statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ). So lässt sich also keine relevante Veränderung der Muskelgruppen beider Kohorten zwischen den Messzeitpunkten zeigen. Eine Aussage bezüglich einer negativen (schädigenden) oder positiven (protektiven) Einflussnahme der RFA auf die beobachtete Muskulatur lässt sich damit nicht statistisch auf dem 5%-Signifikanzniveau gestützt treffen. Allerdings gibt es mehrere p-Werte, die knapp über 0,05 liegen. Diese schwach signifikanten Ergebnisse lassen vermuten, dass Unterschiede vorhanden sind, die allein wegen der extrem geringen Fallzahlen nicht auf dem 5%-Signifikanzniveau abgesichert werden können. Diese Vermutung lässt sich teilweise durch Fishers exakten Test stützen. Einige der schwach signifikanten p-Werte (0,051, 0,066 und 0,062) zeigten sich in diesem Verfahren als signifikant.

Da die statistische Aufarbeitung in dieser Arbeit sowohl als deskriptive Auswertung als auch durch eine Varianzanalyse umgesetzt wurde, lassen sich die Ergebnisse aber im Schein dieser beiden Analysewerkzeuge interpretieren. Die Ergebnisse der deskriptiven Statistik weisen dabei eine Tendenz der Werte auf, in welcher die Fallgruppe zunächst weniger sarkopen erscheint. Die p-Werte der Varianzanalyse sollten diese Tendenz im besten Falle bestätigen. Dies wäre zum Beispiel durch Signifikanzen, also p-Werte  $< 0,05$ , möglich. Da dies jedoch nicht der Fall ist, können die ermittelten deskriptiven Tendenzen zwar diskutiert werden. Jedoch muss deutlich sein, dass sie statistisch nicht belegt werden konnten.

Deskriptiv betrachtet ist daher bei der Fallgruppe eine Minderung des Muskelquerschnitts, als auch eine Zunahme der Verfettung (wie eigentlich bei fehlender Innervation der Indexmuskulatur zu erwarten wäre) im Vergleich mit der Kontrollgruppe und -muskulatur nicht zu beobachten. Da jedoch kein Ergebnis als signifikant angesehen werden konnte, kann die Nullhypothese dennoch nicht abgelehnt werden.

Die ausführlichere Erläuterung folgt in Abschnitt 4.1.

## 4 DISKUSSION

### 4.1 Interpretation der Messdaten

Die in Abschnitt 3.3 aufgeführten Tabellen zeigen die Ergebnisse zum Vergleich der beiden Zeitpunkte. Die Tabelle enthält die geschätzten mittleren Unterschiede zwischen prä- und postinterventioneller Messung (Differenz post - prä). Die Schätzung erfolgt anhand der Daten, die in der darüberstehenden Tabelle beschrieben werden. Ist die geschätzte Differenz positiv (negativ), dann bedeutet dies, dass die Messungen, z.B. die Fläche vom M. Psoas Major, von prä nach post im Mittel größer (kleiner) geworden sind.

In der ersten Zeile der Tabelle steht die geschätzte Differenz der Kontrollen. In der zweiten Zeile steht die der RFA-Patienten. Für die Differenzen wird außerdem ein 95%-Konfidenzintervall sowie eine Umrechnung in Prozente angegeben. Des Weiteren wird getestet, ob die Differenz gleich null ist. Ist der p-Wert kleiner als das gewählte Signifikanzniveau ( $<0,05$ ), hat es von prä nach post eine signifikante Veränderung gegeben. Die Differenz ist dann signifikant von null verschieden.

In der dritten Zeile steht der geschätzte Unterschied zwischen der Fall- und Kontrollgruppe hinsichtlich der Veränderung von prä- nach postinterventionell. Wenn die mittlere Veränderung in beiden Gruppen gleich ist, dann resultiert hier ein Wert von null. Resultiert beim Vergleich ein positiver Wert, dann ist die prä-post Veränderung in der RFA-Gruppe größer als in der Kontrollgruppe. Dies ist z.B. der Fall, wenn es bei den Kontrollen einen Rückgang gibt und bei den RFA-Patienten kein Rückgang zu erkennen ist oder wenn die Messwerte dort angestiegen sind. Auch für diese Differenz wird ein statistischer Test gerechnet. Ist der p-Wert kleiner als das gewählte Signifikanzniveau ( $<0,05$ ), dann unterscheiden sich Fall- und Kontrollgruppe signifikant hinsichtlich der Veränderung von prä- nach postinterventionell.

#### 4.1.1 Die Querschnittsfläche

Bei der Interpretation der Veränderung in der Querschnittsfläche wird zwischen Fall- und Kontrollgruppe verglichen. Das Augenmerk liegt dabei besonders bei den beiden gemessenen Flächen des M. Psoas major und der autochthonen Rückenmuskulatur. Dabei gilt der M. Psoas major als Standardmessung beider Kollektive. Er fungiert als Richtwert bezüglich der „normalen“ Entwicklung eines Skelettmuskels im Messzeitraum, unbeeinflusst von der Radiofrequenzablation. Im Idealfall sollte sich

wenig bis gar keine Veränderung, zwischen der prä- und der postinterventionellen Aufnahme, zeigen. Wie jeder Muskel, wird jedoch auch der M. Psoas major mit dem Alter sarkopen (Sions et al., 2017). Da die follow-up Zeit bei unseren Messungen allerdings zwischen 12 und 36 Monaten lag, ist nicht von einer rapiden Alterung der Muskulatur auszugehen. Ob jedoch der vorhandene Rückenschmerz aller Patienten einen Einfluss auf die Muskulatur hat, ist in der Wissenschaft umstritten. Auf der einen Seite gibt es Ergebnisse, die eine vermehrte Sarkopenie bei Rückenschmerzen nachgewiesen haben (Kamaz et al., 2007). Auf der anderen Seite gibt es mehrere Arbeiten, die aufzeigen, dass der M. Psoas major von Rückenschmerzen nicht negativ beeinflusst wird (Danneels et al., 2000; Sions et al., 2017). In unseren Messungen zeigte sich hier eine Gesamtveränderung der Querschnittsfläche von ca. -7,31% in der Kontrollgruppe und ca. +5,3% in der Fallgruppe. Da gerade die Kontrollgruppe auch aus dem Grund existiert, einen unbeeinflussten Verlauf darzustellen, sollte der M. Psoas major der Kontrollgruppe also richtungsweisender für diese Art der Entwicklung gelten, als der der Fallgruppe. Dazu passt, dass 6 von 8 Patienten, also 75%, der Kontrollgruppe insgesamt eine negative Tendenz ihrer Psoas-Muskelfläche aufzeigen, während dies bei keinem Patienten der Fallgruppe der Fall war. Dieser Unterschied ist signifikant ( $p = 0,0097$  mit Fishers exaktem Test). Die Tendenz eines komplett unbeeinflussten Muskels entwickelt sich also scheinbar, im Hinblick auf die Muskelfläche, eher in Richtung der Sarkopenie (Sions et al., 2017). Ob die Sarkopenie allerdings durch die Rückenschmerzen und die damit verbundene Minderbewegung getriggert wird oder andersherum, z.B. durch Verminderung der muskulären Führung und Stabilisation, ist weiterhin unklar.

Allerdings muss man hier anmerken, dass die errechneten p-Werte der Varianzanalyse keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen prä- und postinterventionellen Messungen, als auch zwischen den Kohorten selber darstellen konnten. Dies lässt sich daran ablesen, dass kein p-Wert unter dem Signifikanzniveau von 0,05 liegt. Allerdings ergeben sich signifikante Unterschiede, wenn man die Häufigkeiten der Patienten mit negativer Tendenz zwischen Fall- und Kontrollgruppe vergleicht.

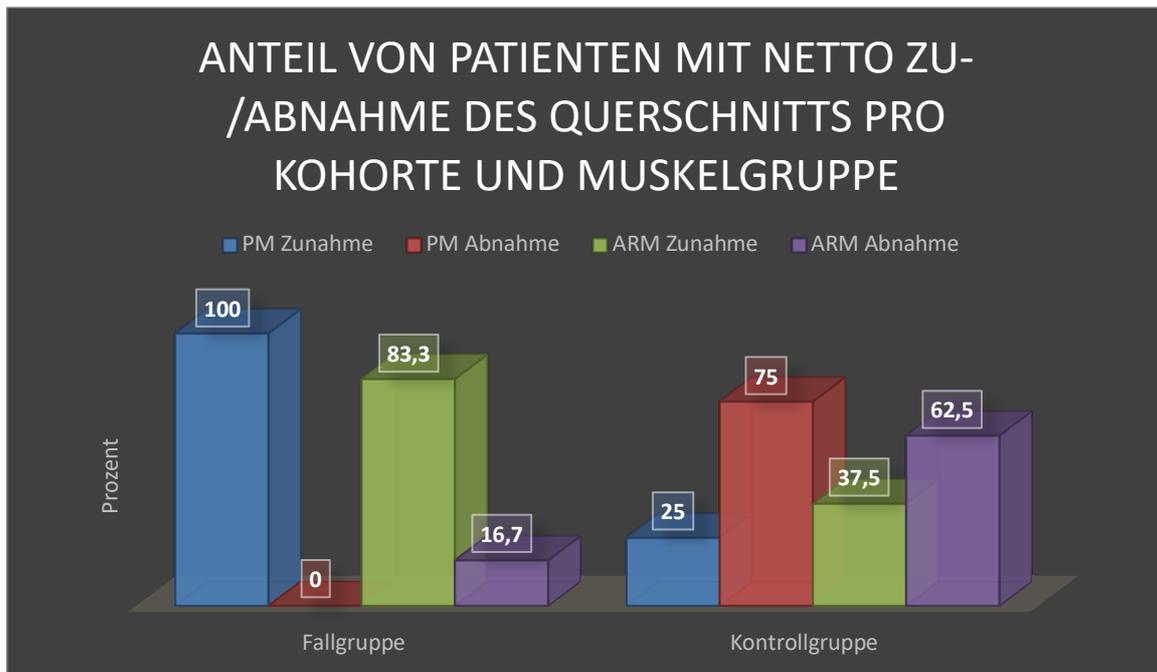
Deskriptiv gesehen lässt sich also ein deutlicherer Verlauf in Richtung der Sarkopenie in der Kontrollgruppe als in der Fallgruppe vermuten. Aufgrund der p-Werte besteht jedoch kein statistischer Nachweis für diese Veränderungen des M. Psoas major in

beiden Kohorten. Ursache und Umgang mit dieser Problematik werden im weiteren Verlauf noch diskutiert.

Die Frage, der man sich nun zuwenden muss, ist, ob die autochthone Rückenmuskulatur sich ähnlich verhalten hat, wie die eben besprochene Vergleichsmuskulatur (Psoas).

Tatsächlich zeigt sie in der deskriptiven Auswertung bei der Kontrollgruppe eine Gesamtveränderung der Fläche von +1,97% und bei der Fallgruppe von +4,4%. Genau wie beim M. Psoas major suggeriert die autochthone Rückenmuskulatur der Fallgruppe also eine Zunahme in ihrer Muskelfläche. Diese ist weniger deutlich als beim Psoas, jedoch immer noch größer, als die Zunahme bei der Kontrollgruppe. Bei dieser ist der Gesamtwert zwar knapp positiv, man muss aber beachten, dass nur 3 von 8 Patienten, also 37,5%, eine positive Tendenz gezeigt haben. Diese war jedoch so groß, dass die restlichen 62,5% der Kontrollgruppe mit ihren negativen Tendenzen „überstimmt“ wurden. Dabei war der extremste positive Wert, mit gemittelt +28,49% von Patient 77, deutlich höher als der extremste negative Wert, von gemittelt -14,6% von Patient 118. Widergespiegelt wird dies auch durch das weit gestreute Konfidenzintervall der prä-post Differenzen, welches zwischen -161,5 und +264,5 mm<sup>2</sup> lag. Die Streuung ist sehr groß und der positive Wert übertrifft den negativen um fast 100 mm<sup>2</sup>. Unterstützt von der gesamten prä-post Differenz der Kontrollgruppe von +51,5 mm<sup>2</sup>, scheint die grobe Tendenz der Querschnittsfläche also positiv. Sie ist tatsächlich aber sehr unscharf und könnte stattdessen sogar als neutrale Entwicklung gedeutet werden. Diese Unschärfe wird auch am p-Wert von 0,636 deutlich. Er ist klar über dem Signifikanzniveau (<0,05) und kann damit das ermittelte Ergebnis statistisch nicht signifikant bestätigen.

In der Fallgruppe zeigten dafür 5 von 6 Patienten, also 83,3%, die positive Tendenz. Dabei war der einzige negative Wert mit gemittelt -2,66% von Patient 60 nicht gerade groß und hatte daher auch keinen starken Einfluss auf die positiven Werte mit einem Mittel von +7,174% und einem Extremwert von +18% von Patient 65. Die generelle Tendenz scheint mit einer geschätzten Differenz von 111,5 mm<sup>2</sup> hier also positiv und die Streuung übersichtlicher. Doch auch hier herrscht bei näherer Betrachtung eine Unschärfe. Das Konfidenzintervall von -7,2 bis 230,2 mm<sup>2</sup> zeigt eine breite Streuung. Der p-Wert von 0,06 weist in eine ähnliche Richtung. Wenngleich dieses Ergebnis nur schwach signifikant ist, deutet es auf eine Veränderung hin.



**Abbildung 13 - Anteil von Patienten mit Zu-/Abnahme des Querschnitts pro Kohorte und Muskelgruppe**

Legende: PM = M. Psoas major; ARM = autochthone Rückenmuskulatur

Allein die Mehrheiten betrachtet, zeigt sich folgendes Bild: In der Fallgruppe konnte bei allen Patienten (100%) für den M. Psoas major und bei 5 von 6 Patienten (83,3%) bei der autochthonen Rückenmuskulatur eine Zunahme des Muskelquerschnitts beobachtet werden. Bei der Kontrollgruppe zeigten 2 von 8 Patienten (25%) beim M. Psoas major und 3 von 8 Patienten (37,5%) bei der autochthonen Rückenmuskulatur eine positive Tendenz. Der Unterschied bezüglich des M. Psoas major ist signifikant ( $p = 0,0097$  mit Fishers exaktem Test). Bezüglich der autochthonen Rückenmuskulatur ergibt sich hingegen ein  $p = 0,1375$ . Man ist also versucht zu folgern, dass sich die autochthone Rückenmuskulatur ähnlich der Vergleichsmuskulatur, also dem M. Psoas major, entwickelt. Sie zeigt dabei in der Kontrollgruppe eine verminderte Tendenz zur Vergrößerung der Muskelfläche. Während diese in der Fallgruppe generell deutlich ausgeprägt scheint. Wobei bei ihr auch der Anteil der Psoas-Muskulatur den der autochthonen Rückenmuskulatur zu übertreffen scheint. Passend hierzu suggerieren die geschätzten Differenzen zwischen den Kohorten von  $167,9 \text{ mm}^2$  (Psoas) und  $60,0 \text{ mm}^2$  (ARM) den gleichen Schluss (siehe Abschnitt 3.3). Sie stehen dafür, dass die RFA-Gruppe, rein deskriptiv betrachtet, eine vermeintlich positivere Entwicklung durchgemacht hat, als die Kontrollgruppe.

Allerdings muss man für die statistisch korrekte Auswertung den p-Wert berücksichtigen. Nicht alle Ergebnisse sind signifikant. Nur einige der Häufigkeiten lassen sich beim Vergleich mit Fishers exaktem Test als signifikant nachweisen. Die

schwach signifikanten p-Werte (0,062, 0,066) sollten daher auch so behandelt werden. Und zwar nicht nur wegen ihrer numerischen Nähe zum Signifikanzniveau (0,05), sondern auch weil die dazugehörenden Differenzen (Effektmaße) eine Größenordnung annehmen, die klinisch relevant ist. Die Mehrheit der p-Werte zeigte jedoch keine Signifikanz. Dies bedeutet aber nicht, dass dadurch das Gegenteil bewiesen wäre. Die p-Werte dienen mit ihrem Signifikanzniveau als Grundlage dafür, die formulierte Nullhypothese abzulehnen. Dies würde in diesem Falle eine statistisch abgesicherte Veränderung bedeuten und kann jedoch, wie bereits erläutert, nicht erfolgen. Da durch die formulierte Nullhypothese lediglich auf eine signifikante Veränderung hin getestet wurde, kann nicht automatisch vom Gegenteil (einer bestätigten „nicht-Veränderung“) ausgegangen werden.

Auf die Querschnittsfläche bezogen, stellten sich zusammenfassend in der deskriptiven Auswertung eine deutlichere Zunahme beider Muskelgruppen (M. Psoas major + autochthone Rückenmuskulatur) der Fallgruppe, im Vergleich zur Kontrollgruppe, dar. Bei mangelnder statistischer Signifikanz können diese Unterschiede jedoch nicht nachgewiesen werden. Weder in der Psoas-Muskulatur, noch in der autochthonen Muskulatur war dies möglich. Als Fehlerquelle lässt sich hier am ehesten die deutlich zu niedrige Patientenzahl beider Kohorten anbringen.

**Bezogen auf unsere Definition ist also weder ein Muskelwachstum noch eine Abnahme in Richtung der Sarkopenie als Folge der Radiofrequenzablation, auf dem 5%-Signifikanzniveau nachweisbar. Es verbleibt lediglich die rein deskriptiv beschriebene Tendenz, dass die Fallgruppe einen weniger sarkopenen Verlauf als die Kontrollgruppe genommen zu haben scheint. Dies wird durch die p-Werte, die teilweise nur knapp über 0,05 liegen, bestätigt.**

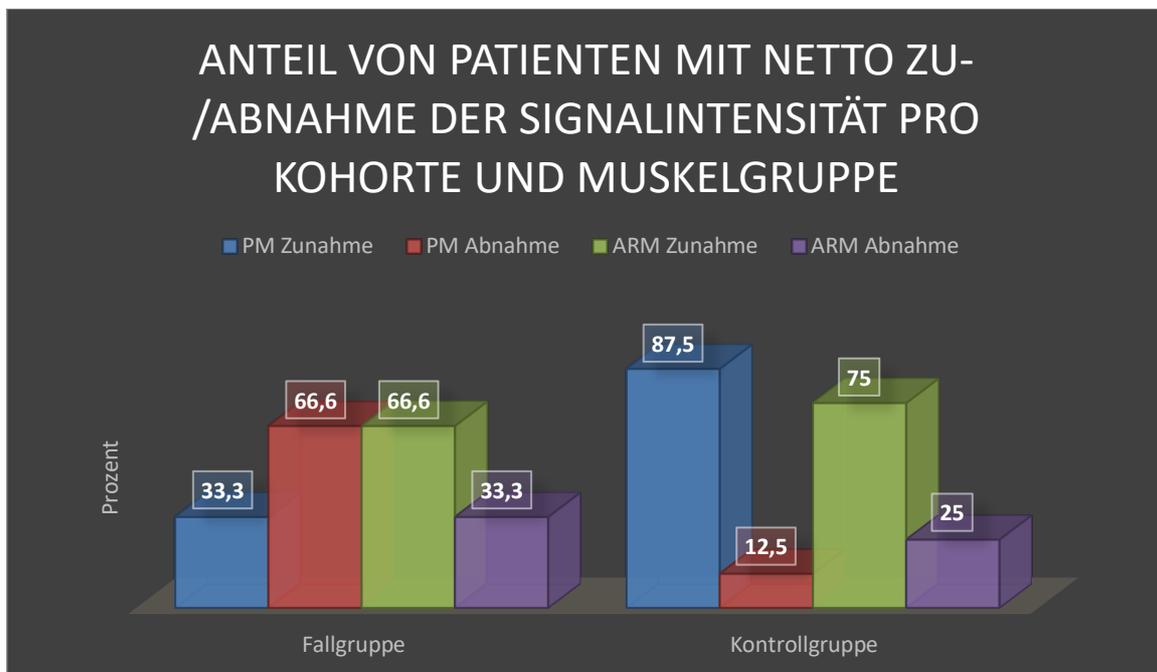
Beim Multifidus Dreieck kam es ebenfalls zu Auffälligkeiten in der Fläche. Diese werden jedoch in der kritischen Auseinandersetzung in Abschnitt 4.2 besprochen.

#### 4.1.2 Die Signalintensität

Die Signalintensität wird in dieser Arbeit als Gradmesser der Verfettung verwendet. Es werden zunächst die zwei gemessenen Bereiche des M. Psoas major und der autochthonen Rückenmuskulatur betrachtet.

Der erste Blick gilt dabei den Gesamtwerten der beiden Kollektive, vor allem dem der Psoasmuskulatur. Diese fungiert, wie bereits in Abschnitt 4.1.1 erklärt wurde, als Standardmessung und Beispiel für eine durch Radiofrequenzablation unbeeinflusste Muskelgruppe der Lendenwirbelsäule. Auch wenn sie wie jede Muskulatur altert, kann

man bei ihr von einem stabilen Zustand während des Untersuchungszeitraums ausgehen (Sions et al., 2017). Bei ihr zeigte die Fallgruppe eine geschätzte Differenz von prä- zu postinterventionell von ca. -2,52% (-2,5 SI) und die Kontrollgruppe von ca. +26,49% (+20,4 SI). Dies sind recht deutliche Unterschiede. Dazu passen auch die folgenden Werte der Häufigkeiten (Abbildung 14).



**Abbildung 14 - Anteil von Patienten mit Zu-/Abnahme der Signalintensität pro Kohorte und Muskelgruppe**

Legende: PM = M. Psoas major; ARM = autochthone Rückenmuskulatur

Erkennbar ist, dass in der Fallgruppe 2 von 6 Patienten, also ca. 33,3%, und in der Kontrollgruppe 7 von 8 Patienten, also 87,5%, positive Entwicklungen in der Veränderung der Signalintensität zeigten. Dieser Unterschied ist schwach signifikant ( $p = 0,0909$  mit Fishers exaktem Test). Allerdings muss man gerade in der Kontrollgruppe bemerken, dass der Gesamtwert des Kollektivs, insbesondere durch die zwei Extremwerte von +75,51% (Patient 103) und +233,73% (Patient 118), stark erhöht wird. Ohne diese beiden Werte wäre der Mittelwert aber dennoch positiv und damit immer noch über dem der Fallgruppe. Letzterer könnte sogar durch seinen eigenen Extremwert von +64,04% (Patient 66) noch deutlich in eine weniger negative Richtung beeinflusst worden sein. Es ist auch anzunehmen, dass er eher negativ geprägt ist, da zwei Drittel der Fallgruppe negative Entwicklungen gezeigt haben. In diesem Fall scheint sich hier aber trotzdem, genau wie bei der Querschnittsfläche in Abschnitt 4.1.1, zunächst zu bestätigen, dass die komplett unbeeinflusste Muskulatur (M. Psoas major) in ihrer Tendenz über die Zeit eher zur Erhöhung der Signalintensität

neigt. Damit tendiert sie auch gleichzeitig zu einer erhöhten Fettanreicherung und im Endeffekt zur Entwicklung einer Sarkopenie. Dieser Effekt zeigt sich scheinbar erneut am deutlichsten bei der Psoas-Muskulatur der Kontrollgruppe, welche von allen untersuchten Muskeln die geringste Beeinflussung erfahren hat. Hierzu würde die geschätzte Differenz zwischen den Kohorten von -22,9 SI passen, welche eine stärkere Veränderung aufseiten der Kontrollgruppe suggeriert. Doch auch hier darf man nicht nur auf die deskriptiven Werte schauen. Ein Blick auf den p-Wert verrät, dass die bisher genannten Werte statistisch nicht fundiert sind. Denn keiner der hier errechneten p-Werte (siehe Tabelle 14) liegt unterhalb des Signifikanzniveaus ( $<0,05$ ). Faktisch muss man also von nicht abgesicherten Differenzen ausgehen, welche daher in der Auswertung der Nullhypothese auch nicht zur Ablehnung dieser beitragen können. Es verbleiben daher, genau wie bei der Querschnittsfläche, nur die deskriptiven Werte als Tendenzen.

Bei der autochthonen Rückenmuskulatur manifestiert sich nämlich ein ähnlicher Trend. In Gesamtwerten zeigte die Fallgruppe eine geschätzte Differenz von +5,41% (+14,6 SI) und die Kontrollgruppe von +18,14% (+35,0 SI). Diese Werte liegen etwas näher beieinander als die der Psoas-Muskulatur. Dazu passend trifft dies auch auf die Mehrheitswerte zu. In der Fallgruppe zeigten insgesamt 4 von 6 Patienten, also ca. 66,6%, eine positive Tendenz in der Veränderung der Signalintensität. Bei der Kontrollgruppe waren es 6 von 8 Patienten, also 75%. Beide Kollektive zeigen also mutmaßlich eine Tendenz zur Sarkopenie. Wobei diese in der Kontrollgruppe erneut stärker ausgebildet zu sein scheint, als in der Fallgruppe. Untermauert würde diese Tatsache durch die Differenz von -20,4 SI zwischen den Kohorten. Allerdings gilt auch hier zum wiederholten Male, dass die mangelnde Signifikanz dieser Differenzen jegliche Veränderung nicht bestätigen kann. Die p-Werte für die Differenz innerhalb der Kohorten (0,205 und 0,497), sowie zwischen den Kohorten (0,559) liegen jeweils oberhalb der geforderten Grenze von 0,05. Statistisch gesehen lassen sich die gemessenen Veränderungen in der autochthonen Rückenmuskulatur also wieder nicht auf dem 5%-Signifikanzniveau absichern.

Interessant ist es nun, einen Blick darauf zu werfen, wie sich die autochthone Muskulatur im Vergleich zur eigenen Psoasmuskulatur entwickelt hat. In der Kontrollgruppe stehen einander +26,49% (M. Psoas major) und +18,14% (ARM) bei den Gesamtwerten gegenüber. Auf den ersten Blick sieht man bis auf die grobe Tendenz hier keinen Zusammenhang. Bedenkt man die Extremwerte (vor allem von

Patient 118) und vergleicht zusätzlich die erläuterten Mehrheitswerte von 87,5% (M. Psoas major) und 75% (ARM), so scheint ein Zusammenhang schon deutlicher. In beiden Fällen wirkt es, als ob die autochthone Rückenmuskulatur zwar deutlich, aber weniger stark als die Psoas-Muskulatur, eine Signalerhöhung entwickelt. Deskriptiv betrachtet hat sich die autochthone Rückenmuskulatur der Kontrollgruppe also weniger stark als ihre unbeeinflusste Vergleichsmuskulatur, insgesamt aber trotzdem sarkopen entwickelt. Bedenkt man aber, dass es sich bei beiden Differenzen um statistisch nicht signifikante Veränderungen ( $p > 0,05$ ) handelt, so wird deutlich, dass diese statistisch nicht bestätigt werden konnten. Lediglich der schwachsignifikante p-Wert von 0,051, lässt sich mittels Fishers exaktem Test als signifikant bezeichnen. Die dennoch resultierende mangelnde statistische Bestätigung wird sich aber letztlich in der noch folgenden Diskussion und vor allem dem Umgang mit der Nullhypothese niederschlagen.

Ein schneller Blick auf die Fallgruppe offenbart ein anderes Bild. Bei ihr zeigten sich die Differenzen von -2,52% (M. Psoas major) und +5,41% (autochthone Rückenmuskulatur). Beide weisen entgegengesetzte Entwicklungen auf. Die Psoas-Muskulatur verliert etwas an Signalintensität, während die autochthone Rückenmuskulatur etwas dazugewinnt. Passend dazu widersprechen sich auch die Mehrheitswerte von nur 33,3% Zunahmen im M. Psoas major und 66,6% Zunahmen in der autochthonen Rückenmuskulatur. Deskriptiv betrachtet zeichnet sich hier also ein gegensätzliches Bild zur Kontrollgruppe. Der M. Psoas major nimmt einen weniger sarkopenen Verlauf, als die autochthone Rückenmuskulatur. Letztere weist zwar eine positive Differenz aus, jedoch nur in einem geringen Maß von 5,41%. Ebenso ist das Maß der negativen Differenz der Psoasmuskulatur (-2,52%) als gering einzustufen. Insgesamt trennen die beiden Werte also nur wenige Prozente (7,93%). Ein Unterschied in der Veränderung der Signalintensität und damit auch der Sarkopenie ist zwar erkennbar, doch eher gering. Doch auch hier muss erneut deutlich gemacht werden, dass die p-Werte das Signifikanzniveau nicht unterschritten haben und damit kein statistisch signifikanter Nachweis für diese Veränderungen und Unterschiede ermittelt werden konnte.

Vergleicht man nun beide Kohorten deskriptiv miteinander, so wirkt die Fallgruppe, wie schon bei der Querschnittsfläche, auf den ersten Blick wie das Kollektiv, welches weniger Neigung zur Entwicklung einer Sarkopenie in der autochthonen Rückenmuskulatur hatte. Sowohl bei den geschätzten Differenzen als auch bei den

Mehrheitswerten lag der Wert für die Signalintensität bei beiden Kollektiven im positiven Bereich und lässt daher auf eine milde Verfettung schließen. Die Kontrollgruppe hatte dabei vermeintlich stets die höheren Werte und damit definitionsgemäß auch die höhere Neigung zur Entwicklung einer Sarkopenie. Da wir aber aufgrund der mangelnden Signifikanz dieser Differenzen in beiden Kohorten von keinen statistisch bestätigten Veränderungen ausgehen müssen, **kann man als Fazit ziehen, dass sich für die autochthone Rückenmuskulatur beider Kohorten, im Hinblick auf ihre Verfettung, keine signifikante Veränderung statistisch nachweisen ließ. Rein deskriptiv lassen sich jedoch Tendenzen erkennen, wenn auch nicht statistisch belegen, dass die Fallgruppe einen weniger sarkopenen Verlauf als die Kontrollgruppe erfahren hat.**

Beim Multifidus Dreieck kam es auch zu Auffälligkeiten in der Signalintensität. Diese werden jedoch in der kritischen Auseinandersetzung in Abschnitt 4.2 besprochen.

#### 4.1.3 Aussage bezüglich der Nullhypothese

In Abschnitt 1.6 wurde folgende Nullhypothese aufgestellt:

„Die Radiofrequenzablation der Facettengelenke verursacht, im Vergleich zum Vergleichskollektiv, keine vermehrte Sarkopenie.“

Im Bezug auf die bereits stattgefundenene Diskussion der Ergebnisse in Abschnitten 4.1.1 und 4.1.2 lassen sich daher folgende Aussagen formulieren:

Im Vergleich zur Kontrollgruppe zeigten Patienten, die eine einmalige Radiofrequenzablation der Facettengelenke erhalten haben, rein deskriptiv betrachtet eine verminderte Tendenz zur Verfettung, sowie zur Abnahme der Muskelquerschnittsfläche der untersuchten Muskulatur. Dies beschreibt nach unserer Definition einen weniger sarkopenen Verlauf, als die Kontrollgruppe.

Da eine Varianzanalyse durchgeführt wurde, konnten auch p-Werte mit einem definierten Signifikanzniveau ( $<0,05$ ) ermittelt werden. Diese dienen, bei Erreichen dieses Signifikanzniveaus, allgemein als Grundlage zur Ablehnung einer Nullhypothese. Jedoch erfüllte in dieser Arbeit kein einziger p-Wert dieses Kriterium. Damit können die beschriebenen Veränderungen statistisch nicht nachgewiesen und die Nullhypothese damit auch nicht fundiert widerlegt werden.

**Die Nullhypothese kann daher bei mangelnder Signifikanz nicht abgelehnt werden.**

Ein Ablehnen hätte bedeutet, dass ein Unterschied zwischen beiden Gruppen angenommen wird. Dies ist jedoch nicht der Fall.

Dass die Nullhypothese nicht widerlegt werden konnte, bedeutet im Umkehrschluss aber auch nicht, dass damit das Gegenteil bewiesen ist. Hierauf wurde nicht geprüft. Damit kann die Nullhypothese auch nicht als gültig erklärt werden.

Ursache für diese mangelnden Signifikanzen ist am ehesten die geringe Patientenzahl, die verwendet wurde. Die genauen Gründe hierfür werden in den Abschnitten 2.1, 4.4 und 4.5 dargelegt. Durch sie ist es schlicht möglich, dass keine ausreichende kritische Masse erreicht werden konnte, welche nötig wäre, um die statistische Relevanz belegen zu können. Dies könnte demnach auch zu einem Beta-Fehler geführt haben. Ein Beta-Fehler bedeutet, dass die Nullhypothese fälschlicherweise nicht abgelehnt wird, obwohl es in Realität einen Unterschied gibt. Dieser wäre, wie gesagt, zum Beispiel aufgrund der geringen Fallzahlen und daraus resultierend ausbleibenden Signifikanzen schlicht nicht absicherbar. Hinweis hierfür sind einige der ermittelten p-Werte, die nur knapp über dem Signifikanzniveau liegen.

Dies lässt für die Realität demnach zwei Möglichkeiten zu.

Erstens: Es gibt in Wahrheit keinen Unterschied. Die deskriptiven Tendenzen irren sich. Und die Nullhypothese wird zurecht nicht abgelehnt.

Oder zweitens: Es gibt in Wahrheit einen Unterschied. Die deskriptiven Tendenzen haben recht. Und die Nullhypothese wird zu Unrecht nicht abgelehnt (Beta-Fehler).

Wenngleich die dieser Arbeit zugrunde liegenden Daten keine eindeutige Entscheidung ermöglichen, ist aufgrund einiger p-Werte, die nur wenig größer als 0,05 sind, und der berechneten Differenzen, die klinisch relevant sind, anzunehmen, dass Unterschiede vorhanden sind, die nur aufgrund des geringen Stichprobenumfangs nicht auf dem 5%-Signifikanzniveau nachweisbar sind.

Zusammengenommen mit der hier verwendeten Definition der Sarkopenie (Verringerung der Muskelfläche sowie zunehmende Verfettung), ergibt sich aber ein zusammenfassender Schluss: Deskriptiv betrachtet zeigen sich Tendenzen, dass eine Radiofrequenzablation nicht zu einer vermehrten Sarkopenie führt.

Diese Ergebnisse sind vergleichbar mit denen von Smuck et al (Smuck et al., 2013). Allerdings wurde dort bei der autochthonen Rückenmuskulatur nach Radiofrequenzablation ausschließlich die „Cross-section area“ (CSA), also die Querschnittsfläche, vermessen. Diese zeigte, ähnlich wie bei uns, postinterventionell keine Einbußen. Demnach zeigte sich die Radiofrequenzablation dort als

schadensneutral, also als, im Gegensatz zu keiner Intervention, keinen zusätzlichen Schaden verursachend.

In dieser Arbeit ergibt sich allerdings darüber hinaus die These, dass die Radiofrequenzablation nicht nur schadensneutral ist, sondern ihr sogar ein protektiver Effekt zugeschrieben werden kann. Teilweise wirkten die Verlaufsergebnisse der Fallgruppe nämlich positiver als die der Kontrollgruppe. Wenn auch ohne statistische Signifikanz und zumindest die in dieser Studie untersuchte Muskulatur betreffend.

Ursachen hierfür können nur aus reiner Vermutung heraus formuliert werden und wurden statistisch nicht bestätigt. Beispielsweise könnte es sein, dass den Patienten aufgrund der ausbleibenden Schmerzen, bei erfolgreicher Radiofrequenzablation, eine signifikante Steigerung ihrer körperlichen Aktivität, insbesondere der Rückenmuskulatur, möglich war. Ob Rückenschmerz an sich eine Auswirkung auf die Entwicklung einer Sarkopenie, sowohl vom M. Psoas major als auch der autochthonen Rückenmuskulatur hat, ist bis heute nicht ausreichend geklärt. Es gibt Arbeiten, die dies belegen und solche, die widersprechen. Sions et al. und Kamaz et al. haben bei chronischen Rückenschmerzpatienten unter anderem eine kleinere Querschnittsfläche der autochthonen Rückenmuskeln ermitteln können (Kamaz et al., 2007; Sions et al., 2017). Danneels et al. hingegen haben bei Selbigen keinen Unterschied zur Kontrollgruppe gefunden (Danneels et al., 2000). Ein gezieltes Training der Rückenmuskulatur gehört jedoch heutzutage zu nahezu jedem konservativen Behandlungsansatz von Rückenschmerzen. Wenn der Patient weniger Schmerzen empfindet, so ist es ihm sicherlich auch möglich mehr und intensiver diesem nachzugehen. So würde der Muskel in seiner Gesamtheit gestärkt werden und sich entgegengesetzt einer Sarkopenie entwickeln.

Eine andere Theorie zum verminderten Schmerzempfinden lässt sich vom Alter der Patienten ableiten. Man vermutet, dass ältere Menschen Schmerz als weniger stark empfinden als jüngere (Robert Koch-Institut, 2012). Da die Fallgruppe im Durchschnitt um ca. 10 Jahre älter war als die Kontrollgruppe, könnte sich der erhoffte schmerzlindernde Effekt, der in dieser Arbeit hauptsächlich der Denervierung zugeschrieben wird, auch aus dieser Diskrepanz ergeben. Dem sollte allerdings eine natürlich gegebene deutlichere Tendenz zur Entwicklung einer Sarkopenie im Alter entgegenwirken, sodass das ältere Patientenkollektiv eigentlich von Natur aus, die deutlichere Sarkopenieentwicklung zeigen müsste. Die genauen Ausmaße dieser beiden Einflüsse lassen sich aber für die beobachteten Kollektive nicht genau

bezziffern. Sollte die Schmerzlinderung jedoch der einzige Grund für eine verringerte Sarkopenie sein, dann müssten Rückenschmerzpatienten unter medikamentöser Analgesie gleiche Tendenzen zeigen. Hierfür gibt es aktuell jedoch keine Daten. In Studien hat sich bisher lediglich gezeigt, dass das Alter positiv mit dem generellen Outcome der RFA korreliert und damit ein relevanter Einflussfaktor ist (van Tilburg et al., 2016).

Ein weiterer Aspekt der Fragestellung dieser Arbeit galt dem destruktiven Charakter der Radiofrequenzablation. Die Muskulatur nimmt anscheinend keinen langfristigen direkten Schaden. Auch scheint der Ramus dorsomedialis, welcher vermuteter Weise die autochthone Muskulatur versorgt, nicht essentiell für die Verhinderung einer Sarkopenie zu sein. Generell geht man davon aus, dass er ablatiert wurde und somit die segmentale Innervation der Muskulatur unterbrochen ist. Da es aber, wie besprochen, scheinbar nicht zu einer zusätzlichen Sarkopenieausbildung kam, kann dies folglich bedeuten, dass er entweder gar keine Rolle hierfür spielt oder sein Ausfall kompensiert wird. Dies könnte zum Beispiel aufgrund von zusätzlicher Innervation, wie etwa durch noch ausgedehntere multisegmentale Innervation als bisher angenommen (siehe Abschnitt 1.2), erfolgen. Darüber hinaus verbleibt auch die Möglichkeit, dass die Radiofrequenzablation über einen weiteren, bislang unbekanntem Effekt funktioniert, ohne dass dabei per se eine Neurodestruktion stattfinden muss. So könnte zum Beispiel über eine Aktivierung der schmerzafferenzhemmenden Neurone im Spinalganglion oder auf Rückenmarksebene nachgedacht werden.

#### **4.2 Kritische Beurteilung des Multifidus Dreiecks**

Die Entwicklung des Multifidus Dreiecks ist eine der Hauptzielgrößen dieser Arbeit. Um es kritisch beurteilen zu können, muss man sich zunächst noch einmal seine beabsichtigte Aufgabe aufzeigen. Bisher existieren noch nicht viele radiologische Untersuchungsmethoden für die autochthone Rückenmuskulatur. Allerdings werden vor allem für andere Muskelgruppen, wie zum Beispiel die Rotatorenmanschette, den M. Psoas Major oder die Glutealmuskulatur, andere Modelle bereits verwendet. So gibt es etwa die weitverbreitete Goutallier-Einteilung oder auch Ansätze wie die Quartil-Klassifikation. Bei beiden wird die gesamte Muskelgruppe je nach prozentualer Fettinfiltration in 5 Grade eingeteilt, um sich so einen Eindruck über ihren Zustand zu machen (Engelken et al., 2013; Goutallier et al., 1994). Sie finden aber wie gesagt nicht im Bereich der Rückenmuskulatur Anwendung und erfordern das detaillierte Ausmessen des gesamten Muskulaturquerschnitts.

In Abschnitten 1.6 und 2.3.2 wurde dargelegt, dass ein Augenmerk dieser Arbeit darauf liegt, ein standardisiertes, klinisch einfach durchzuführendes und verlässliches Werkzeug zu finden. Dieses sollte dazu dienen, die autochthone Muskulatur auf ihre Signalintensität und damit auf ihren Grad der Verfettung hin zu untersuchen. Und zwar indem ein fest definiertes, repräsentatives Areal dieser Muskulatur, speziell der darin enthaltenen Mm. Multifidii, mithilfe einer „Region of Interest“ radiologisch ausgemessen wird. So wäre ein stellvertretender Wert für die Signalintensität, und damit Verfettung, der gesamten autochthonen Rückenmuskulatur entstanden. Man könnte so entweder den generellen Zustand der Muskulatur numerisch beurteilen oder als Verlaufsparemeter verwenden, um beispielsweise den Erfolg einer Therapie, sei sie interventionell, wie die RFA oder konservativ, wie Krankengymnastik, nachzuvollziehen. Dafür müssten die Signalintensitätswerte des Multifidus Dreiecks es dem Untersucher ermöglichen einen möglichst direkten Rückschluss auf die autochthone Rückenmuskulatur zu ziehen. Hierfür gibt es zwei Möglichkeiten. Entweder man kann durch den gemessenen Wert des Dreiecks direkt, bzw. unmittelbar auf den entsprechenden Wert der restlichen Rückenmuskulatur schließen. Sie hätte dann also idealerweise den exakt gleich hohen Wert. (Wenn z.B. Signalintensität von MF=50, dann ist auch immer die Signalintensität von ARM=50.) Oder man kann jedes Mal in einem indirekten, aber festen Verhältnis vom Dreieck auf die Werte der Rückenmuskulatur schließen, also in derselben Relation, bzw. Ratio. (Wenn z.B. Signalintensität von MF=50, dann entspricht die Signalintensität von ARM immer dem Doppelten. Also  $ARM=50 \times 2=100$ ). Auf eine dieser beiden Arten hätte der Einzelwert des Multifidus Dreiecks für sich schon eine Bedeutung. Sollten diese aber nicht vorhanden sein, verbleibt die Funktion als Verlaufsparemeter. Hierfür sollten sich die beiden Werte im Laufe der Zeit identisch verhalten, also sowohl in der Tendenz, als auch im Verhältnis. (Wenn z.B. Signalintensität von MF=50 an Zeitpunkt 1 und  $MF'=150$  an Zeitpunkt 2, dann muss sich die fiktive Signalintensität von  $ARM=40$  an Zeitpunkt 1 ebenfalls bis zum Zeitpunkt 2 verdreifacht haben auf  $ARM'=120$ .)

Welche Eigenschaft ergibt sich also aus den Werten dieser Studie?

Für die folgende Auseinandersetzung ist eine Trennung zwischen Fall- und Kontrollgruppe nicht relevant. Sie wird daher aufgehoben und jeder Patient einzeln mit seiner Kennung aufgeführt. Ebenso ist es nicht nötig zwischen den prä- und postinterventionellen Werten zu unterscheiden. Außer man untersucht auf die

Eigenschaft als Verlaufsparemeter. Dort wird dieses Kriterium in die Rechnung eingebaut.

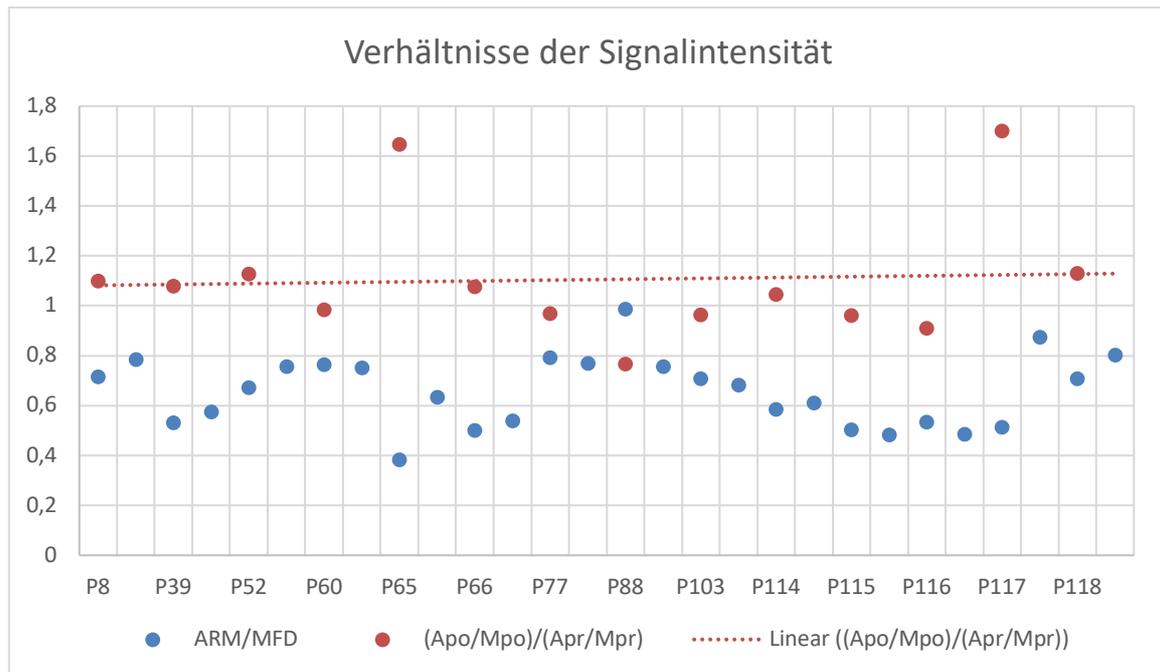
Beginnend mit der Signalintensität, vergleicht man am besten den entsprechenden Wert der autochthonen Rückenmuskulatur (ARM oder A) mit dem des Multifidus Dreiecks (MFD oder M) aus derselben Messung. Bei den angewandten Werten handelt es sich um die gemittelten Ergebnisse aus den drei Einzelmessungen. Diese entstammen jeweils ausschließlich derselben MRT-Untersuchung. Prä- und postinterventionelle Aufnahmen gelten daher, außer bei der Verlaufsrechnung (s.u.), als unabhängig voneinander. Wenn man also das Messergebnis der ARM durch das des MFD teilt, sollte man bei idealerweise gleichem Wert das Ergebnis  $ARM/MFD = 1$  erhalten. Mit dieser Formel errechnet man die direkte Äquivalenz. Also, ob die Messergebnisse exakt gleich oder doch verschieden sind. Je stärker die Abweichung von der 1, desto ungleicher die Werte. Bei positiven Werten war der Wert der ARM größer, bei negativen Werten hingegen der Wert des MFD. Es wird aber auch gleichzeitig das Verhältnis zueinander geprüft. Sollte zum Beispiel auf diese Weise bei jedem Patienten dasselbe Verhältnis errechnet werden, könnte man so eine feste Ratio daraus schlussfolgern.

Um die Bedeutung als Verlaufswert rechnerisch zu überprüfen, ist eine etwas aufwendigere Rechnung notwendig. Hier setzt man die eben erläuterten direkten Verhältnisse von beiden Muskelgruppen wiederum in ein Verhältnis zueinander. Genauer gesagt möchte man erfahren, welchen Anteil das postinterventionelle (po) Verhältnis am präinterventionellen (pr) Verhältnis hat. Es kommt daher zu der Formel:  $(Apo/Mpo) / (Apr/Mpr)$ . Auch in dieser Rechnung sollte idealerweise  $(Apo/Mpo) / (Apr/Mpr) = 1$  herauskommen. Die 1 würde zeigen, dass kein Unterschied zwischen beiden Verhältnissen besteht. In diesem Fall wäre dann zu beiden Zeitpunkten (prä- und postinterventionell) das Verhältnis zwischen ARM und MFD gleich und damit konstant. Dies ist eine eklatante Voraussetzung für die Funktion als Verlaufsparemeter. Auf diese Weise testet man also, ob beide Verhältnisse sich gleich entwickeln und überprüft gleichzeitig die Funktion als Verlaufsparemeter. Je größer die Abweichung, desto ungleicher sind sich beide Verhältnisse. Sollten sie sich ungleich sein, ist es eigentlich nicht relevant in welche Richtung (positiv=postinterventionelles Verhältnis größer, negativ=präinterventionelles Verhältnis größer). Für die Frage, ob es sich als Verlaufsparemeter eignet, zählt nämlich nur ein bei allen Patienten konstanter Wert von 1.

**Tabelle 17 - Multifidus Dreieck Berechnung der Signalintensität**

<b>Patient</b>		<b>ARM</b>	<b>MFD</b>	<b>ARM/MFD</b>	<b>(Apo/Mpo)/(Apr/Mpr)</b>
P8	pr	1075	1503,33	0,715	1,099
	po	918,33	1168,33	0,786	
P39	pr	402	755,67	0,532	1,080
	po	352	612,67	0,575	
P52	pr	450,67	670,67	0,672	1,127
	po	520	686,67	0,757	
P60	pr	682	892,67	0,764	0,985
	po	815,33	1083,67	0,752	
P65	pr	427,33	1112	0,384	1,647
	po	516	815,33	0,633	
P66	pr	204,2	407,67	0,501	1,076
	po	294,67	546,67	0,539	
P77	pr	271,33	342,33	0,793	0,970
	po	355,33	462,33	0,769	
P88	pr	239,67	242,67	0,988	0,766
	po	264	349	0,756	
P103	pr	416,67	589,33	0,707	0,964
	po	796,67	1169,33	0,681	
P114	pr	542,67	929	0,584	1,047
	po	545,33	892	0,611	
P115	pr	284	564	0,504	0,961
	po	299,67	619	0,484	
P116	pr	648,67	1217	0,533	0,909
	po	567,67	1171,33	0,485	
P117	pr	462,33	900,33	0,514	1,702
	po	372,33	426	0,874	
P118	pr	220,33	310,67	0,709	1,131
	po	445	555	0,802	

P=Patient; pr= präinterventionell; po=postinterventionell; A/ARM= autochthone Rückenmuskulatur; M/MFD= Multifidus Dreieck



Legende: P=Patient; pr= präinterventionell; po=postinterventionell; A/ARM= autochthone Rückenmuskulatur; M/MFD= Multifidus Dreieck

**Abbildung 15 - Verhältnisse der Signalintensität**

Leider ergibt sich keine klar erkennbare Funktion durch die Signalintensitätswerte.

Keines der eben erläuterten idealen Ergebnisse wurde erzielt. Weder herrscht durchgehend eine konstante direkte Äquivalenz ( $ARM/MFD \neq 1$ , blau), noch herrscht eine Äquivalenz im Verhältnis  $((Apo/Mpo) / (Apr/Mpr) \neq 1$ , rot).

Da keine direkte Äquivalenz existiert, kann man nicht einfach den Messwert des MFD mit dem der ARM gleichsetzen. Es folgt also  $MFD \neq ARM$ . Ebenso wenig herrscht ein konstant gleiches Verhältnis bei den  $ARM/MFD$ -Werten (blau). Wäre es etwa bei allen gleich (z.B. 0,75), hätte man vom MFD-Wert auf den ARM-Wert durch eine Verhältnisrechnung schließen können (z.B. „MFD-Wert“ x 0,75 = „ARM-Wert“). Dies ist aber ebenfalls nicht der Fall. Der Einzelwert hat damit keine brauchbare Relevanz für sich allein.

Gleiches gilt für die Bedeutung als Verlaufsparemeter. Die roten Punkte in Abbildung 15 zeigen zwar eine Streuung im Bereich der 1, welche wie erklärt, die einzig relevante Marke in diesem Fall ist. Sie beinhaltet aber zum einen sowohl nach oben (Patienten 65 + 117) als auch unten (Patient 88) zu starke Schwankungen und ist zum anderen auch im linearen Mittel (rote Linie) ungleich 1. Wäre das lineare Mittel doch gleich 1, hätte man auch trotz der Ausreißer noch zumindest durch Messung der MFD-Werte zu zwei Zeitpunkten auf die gleichzeitige Entwicklung der ARM-Werte schließen können, also eine Verlaufsmessung durchführen können.

Da die Werte jedoch keine einheitliche Tendenz und kein einheitliches Verhältnis aufzeigen und teilweise doch sehr deutlich auseinanderliegen, lässt sich daraus schlussfolgern, dass der Messung des MFD weder eine Relevanz in Form eines Einzelwerts noch als Verlaufsparemeter gegeben ist.

Dies bestätigt auch der Eindruck der Gesamtwerte der Signalintensität beider Kollektive, die hier jetzt als zwei einfache Beispielgruppen, ohne Fall- oder Kontrollfunktion, fungieren (siehe Abschnitt 3.3.2). Der Übersicht halber werden die Bezeichnungen aber folgend beibehalten. Betrachtet man die Mittelwerte der gesamten Kontrollgruppe, könnte man zunächst den Eindruck erhalten, dass das Multifidus Dreieck sehr wohl repräsentative Werte für die autochthone Rückenmuskulatur bereitstellt. Immerhin zeigte letztere eine geschätzte Differenz von +35 SI (ca.+18,14%,  $p=0,205$ ) und das Dreieck von +34,3 SI (ca. +10,77%,  $p=0,504$ ). Es herrscht also eine Differenz von etwa 0,7 SI, jedoch auch ca. 7,37%. Dies liegt sehr nah beieinander. Allerdings zeigt der Vergleich mit den Ergebnissen der Fallgruppe, wie unzuverlässig diese Annahme ist. Dort zeigte die Rückenmuskulatur eine Veränderung von ca. +14,6 SI (ca. +5,41%,  $p=0,497$ ), das Dreieck währenddessen von -35,7 SI (ca. -8,02%,  $p=0,409$ ). Hier liegt die Tendenz nicht nur in verschiedenen Richtungen, die Differenz liegt außerdem bei 50,3 SI und ca. 13,43%. Beides spricht nicht für repräsentative Werte. Zusätzlich sollte man bedenken, dass alle genannten p-Werte oberhalb des Signifikanzniveaus von 0,05 liegen. Daraus folgt, dass statistisch keine signifikanten Veränderungen in der Signalintensität nachgewiesen werden konnten. Dies entspricht zwar auch dem Ergebnis der ARM (siehe Abschnitt 4.4.2), ein legitimer Zusammenhang lässt sich daraus aber nicht ableiten. In besonderer Hinsicht keiner, der es ermöglicht das Multifidus Dreieck in irgendeiner Form als Messinstrument zu verwenden.

Die Fläche des Dreiecks wurde ebenfalls dokumentiert. Sie variiert mit jeder Messung leicht, allerdings sollte dies nur in kleinen Umfängen geschehen. Ein zu starkes Abweichen stünde für Messungenauigkeiten oder Inkompatibilitäten der MRT-Aufnahmen. Denn wenn die Dreiecke zwischen den Aufnahmen unterschiedlich große Flächen umfassen, kann man nicht mehr davon ausgehen, dass sie denselben Bereich abdecken. Dadurch wären die Messungen verfälscht und unbrauchbar. Um die Genauigkeit besser bewerten zu können, lohnt es sich die bereits errechneten Mittelwerte beider Kollektive für die Veränderung von prä- zu postinterventionellen Messwerten zu verwenden (siehe Abschnitt 3.3.1). Die Fallgruppe zeigt dabei eine

Veränderung und damit Unschärfe von  $+3,7 \text{ mm}^2$  (ca.  $+2,33\%$ ,  $p=0,361$ ), die Kontrollgruppe von  $-13,2 \text{ mm}^2$  (ca.  $-7,38\%$ ,  $p=0,103$ ). Nach Patientenzahl gewichtet, gibt das einen Mittelwert von ca.  $-3,22\%$ . Eine Veränderung der Querschnittsfläche im Bereich von  $3\%$  führt eher nicht zu groben Beeinträchtigungen der Messungen. Die p-Werte, welche erneut keine signifikanten Veränderungen aufzeigen können, geben einen passenden Hinweis für diese Vermutung. Messfehler trotzdem zu minimieren, wie zum Beispiel bei den Einzelwerten durch Mehrfachmessungen zuvor geschehen, sollte jedoch stets eine anzustrebende Vorkehrung sein.

Allgemein hat sich das Multifidus Dreieck also nicht als Werkzeug zur Untersuchung der autochthonen Muskulatur bewährt, weder zur Einzelwertmessung noch als Verlaufsparemeter. Auch, wenn die Messgenauigkeit am Beispiel der Fläche keine groben Mängel vermuten lässt, sind die Messergebnisse der Signalintensität leider nicht stichhaltig genug, um eine Bedeutung aufzuzeigen, welche Rückschlüsse auf die autochthone Rückenmuskulatur zulässt. Die Gründe hierfür sind vermutlich vielfältig. Einerseits könnte der definierte Bereich schuld sein. Oder aber unterschiedliche MRT-Aufnahmen und andere Messgenauigkeiten in diesen. Jedoch wurden durch die Dreifachmessung, statistische Mittelung mit Berücksichtigung von Messfehlern und Ausmessung durch einen einzigen Untersucher bereits viele Vorkehrungen gegen störende Einflüsse bei der Messung getroffen.

Als Konsequenz kann das Multifidus Dreieck in Zukunft dennoch eher nicht als standardisiertes Messinstrument verwendet werden.

### 4.3 Begriff der Sarkopenie

Als Bestandteil unserer Nullhypothese spielt die Sarkopenie in dieser Arbeit eine zentrale Rolle. In der Einleitung wird daher auch eine Definition angesprochen (siehe Abschnitt 1.6). Dabei stellt dies, wie dort erörtert wurde, bereits ein bekanntes Problem dar. In der Literatur herrscht keine Einigkeit über eine feste Definition, geschweige denn über die sie definierenden Parameter und zu messenden Größen, welche die Sarkopenie quantifizierbar machen sollen.

Der Pschyrembel definiert die Sarkopenie zwar als „Abnahme der Muskelmasse im Alter bei gleichzeitiger Zunahme der Fettmasse, verbunden mit steigendem Sturzrisiko“ (de Gruyter, 2014). Dies repräsentiert allerdings keinen festen Konsens innerhalb der wissenschaftlichen Welt und deklariert auch nicht die zu messenden Werte. In Anbetracht dieser Formulierung und unseren eigenen passenden Annahmen jedoch, wurde **für diese Arbeit eine Definition entwickelt, welche die Sarkopenie**

**als verringerte Muskelfläche und vermehrte Fettinfiltration benennt.** Diese beiden Parameter wurden daher auch als Messwerte zur Quantifizierung der Sarkopenie bestimmt, ohne dass dabei ein Anspruch auf absolute und unbestrittene Gültigkeit erhoben wird. In diesem Punkt bleibt daher eine gewisse Angreifbarkeit der Nullhypothese bestehen.

#### **4.4 Qualität des Patientenguts**

Die in Abschnitt 2.1.1 tabellarisch aufgeführten Ein- und Ausschlusskriterien beinhalten bereits wichtige Kriterien und Eigenschaften, die bei Patienten eindeutig gewünscht oder eben nicht gewünscht waren. So wurden für beide Kollektive ausschließlich Patienten mit bestehenden Rückenbeschwerden ausgewählt und absichtlich auf eine „rein gesunde“ bzw. rüchenschmerzfreie Kontrollgruppe verzichtet. Auf diese Weise wurde eine Vergleichbarkeit bezüglich des Rückenschmerzes geschaffen. Man kann so also direkt gegenüberstellen, wie sich die Muskulatur vermutlich entwickelt hätte, wenn keine Intervention stattgefunden hätte. Genau aus diesem Grund war es ebenso absolut notwendig, dass in beiden Gruppen keine anderen Eingriffe am Rücken, beziehungsweise der Wirbelsäule selber, stattgefunden haben. Dies galt auch unabhängig davon, ob es sich dabei um richtige Operationen oder auch nur um kleinere Interventionen, wie etwa zusätzliche Radiofrequenzablationen, handelte. Diese hätten sonst eine signifikante Quelle für potenzielle Veränderungen an der untersuchten autochthonen Muskulatur dargestellt. Ob dieser Einfluss positiv oder negativ gewesen wäre, hätte zusätzlich noch variieren können, weshalb es am sichersten war, sie von vornherein auszuschließen.

Dieselbe Rationale wurde auch in Bezug auf Pathologien oder Geschehnisse angewandt, welche direkte mechanische Auswirkungen auf die Wirbelsäule haben, wie beispielsweise Wirbelkörperfrakturen oder der Morbus Bechterew.

Einen weiteren unerwünschten Einfluss stellten außerdem systemische Erkrankungen und Einflüsse dar. Als erstere gelten beispielsweise neurologische Krankheiten (Morbus Parkinson, Multiple Sklerose, Myasthenia gravis etc.), vaskuläre Erkrankungen (z.B. pAVK) oder Malignome jeglicher Art. Ein Vertreter iatrogener systemischer Einflüsse ist zum Beispiel eine Chemotherapie.

Wie verhält es sich aber mit Kriterien, die nicht in Abschnitt 2.1.1 aufgeführt wurden? Viele weitere Faktoren nehmen Einfluss auf Aktivität, Gesundheit und Muskulatur. So wurde beispielsweise explizit der Diabetes mellitus nicht als Ausschlusskriterium festgelegt. Auch wenn bekannt ist, dass er als weltweit häufigste Ursache für periphere

Neuropathien gilt (Said, 2013), wäre unter diesem Kriterium der Einschluss mancher Patienten nicht möglich gewesen. Dies hätte zu noch kleineren Gruppen geführt. Es ist allerdings auch nicht gesichert, dass der Diabetes tatsächlich dieselben schädlichen Auswirkungen auf die dorsalen Äste einer Spinalwurzel wie auf die besser erforschten peripheren Nerven der Extremitäten hat. Er qualifiziert sich damit nicht als sicherer Störfaktor.

Nur als ein Beispiel fungierend, steht der Diabetes mellitus aber an dieser Stelle für weitere Komorbiditäten, welche in den Ausschlusskriterien nicht berücksichtigt wurden und daher das Patientengut methodisch vulnerabel machen.

Diese sind aber nicht die einzigen Gründe für die Angreifbarkeit. Ein weiterer Faktor ist die Diversität der beiden Kollektive. Sie eröffnet die Möglichkeit für Störgrößen die Ergebnisse zu beeinflussen und so falsche Schlüsse zu suggerieren. Es gibt verschiedene Wege, um dieses Risiko zu verkleinern. Gibt es eine Fall- und eine Kontrollgruppe, wie bei dieser Arbeit, kann man zum Beispiel Patienten der beiden Gruppen miteinander „matchen“. Bekannt ist dieses Prinzip unter anderem aus dem methodisch ähnlichen Studiendesign einer Fall-Kontroll-Studie. Beim Matching sollten die Patienten in möglichst vielen Eigenschaften gleich sein. Zum Beispiel beim Alter, den Vorerkrankungen, dem Stadium oder der Dauer der Erkrankung. Optimalerweise unterscheiden sie sich tatsächlich nur in der zu untersuchenden Eigenschaft. Letzteres ist ein anzustrebender, jedoch eher utopischer Zustand. Auch bei dieser Arbeit war dies nicht perfekt umsetzbar. Beziehungsweise leider real noch schwieriger umzusetzen, als es ohnehin schon beabsichtigt war. Aufgrund des retrospektiven Studiendesigns und der sehr restriktiven Ein- und Ausschlusskriterien, konnte nur eine sehr geringe Menge an Patienten die Vorauswahl aus dem krankenhausinternen Verzeichnis „überstehen“ und zur Teilnahme angefragt werden. Viele verfügten beispielsweise über keine zweite MRT-Aufnahme. Von diesen wenigen Patienten ließ sich erneut nur eine sehr geringe Zahl zur Teilnahme überzeugen. Ursächlich war am ehesten der mangelnde Vorteil oder Gewinn, den man als Teilnehmer gehabt hätte. So wurden zum Beispiel keine monetären oder Sachentschädigungen angeboten. Als Resultat konnten nur die bekannten 6 Patienten für die Fallgruppe und 8 Patienten für die Kontrollstudie gewonnen werden.

In beiden Gruppen leiden alle Patienten an chronischen Rückenschmerzen, weswegen sie sich in Behandlung befanden. Während bei der Fallgruppe aber aufgrund der Diagnostik und Indikationsstellung ein begründeter Verdacht für die

Ursache dieser Schmerzen, nämlich die Facettengelenkarthrose, besteht, gab es für die Symptomatik des Kontrollkollektivs nicht immer eine eindeutige Ursache. Und selbst wenn, war dies meist nicht die Facettengelenkarthrose. Es liegt daher nahe, dass eine andere Grunderkrankung besteht. Wiederum haben alle Patienten, auch die der Fallgruppe, im Verlauf ein zweites MRT erhalten. Dies spricht für eine Persistenz oder ein Rückkehren der Rückenschmerzen und stellt damit, insbesondere auch bei der Fallgruppe, eine eindeutige oder gemeinsame Ursache für diese in Zweifel. Auf jeden Fall lässt sich so nicht selbstverständlich der Schluss ziehen, dass für alle Patienten beider Kohorten dieselben Bedingungen und potenziellen zukünftigen Entwicklungen gelten. Besonders an dieser Stelle kann also, zusammen mit den bereits zuvor aufgeführten Tatsachen, von einer möglichen Verzerrung der Ergebnisse durch einen Selektionsbias ausgegangen werden. Durch ein fehlendes „Matching“ bestehen außerdem weitere Komorbiditäten, die teilweise nur einseitig existieren. Dies lässt dasselbe Fazit, wie eben bei den Grunderkrankungen zu. Nämlich, dass es durch mangelnde Vergleichbarkeit zu Fehlinterpretationen der Daten kommen kann.

Ein weiterer Punkt ist die unterschiedliche Altersstruktur der beiden Kollektive.

Während bei der Fallgruppe der Durchschnitt bei 65,17 Jahren liegt und die Altersspanne von 47 bis 83 Jahren reicht, liegt der Durchschnitt der Kontrollgruppe bei 54,25 Jahren und die Altersspanne von 35 bis 74 Jahren. Letztere ist durchschnittlich also fast 11 Jahre jünger.

Alter kann einen Einfluss auf die Eigenschaft der Muskeln und Aktivität im Lebensstil haben, ebenso auch auf die Schmerzwahrnehmung (Bressler et al., 1999). Gerade Letztere spielt eine wesentliche Rolle bei der Behandlungsabsicht der Radiofrequenzablation der Facettengelenke. Dieser Punkt wurde jedoch bereits bei der Interpretation der Messdaten in Abschnitt 4.1 ausführlicher behandelt. Wichtig ist es hier jedoch erneut auf die Diversität beider Gruppen in ihrer Altersstruktur hinzuweisen. Sie verbleibt als Unterscheidungsmerkmal zwischen beiden Kollektiven existent und eröffnet so die Möglichkeit für einen Bias, bzw. andere Confounder, welche die Ergebnisse verzerren.

Ein relevanter Angriffspunkt dieser Arbeit bleibt daher, dass die Vergleichskollektive nicht vollständig homogen in ihren Eigenschaften, also „gematched“, sind. Auf diese Weise kann man Differenzen in den Resultaten nicht unbestreitbar auf den einen untersuchten Unterschied, in diesem Falle die Intervention in Form der Radiofrequenzablation, festlegen oder zurückführen. Durch die recht strengen Ein-

und Ausschlusskriterien wurde versucht umzusetzen, dass möglichst wenige Störfaktoren Einzug in das Patientengut finden und die Patienten sich in vielen Eigenschaften ähnlich sind. Unter anderem aus diesem Grund kam es zu dem Ausschluss einer Großzahl der ursprünglichen 118 Patienten. So entstand jedoch auch eine Situation, in der man von einem relevanten Risiko eines entstandenen Bias oder nicht aufgefallener Confounder ausgehen muss. Es herrschen also bei Weitem keine perfekten Zustände in der Qualität der beiden Kollektive, was letztlich auch die Glaubwürdigkeit der Ergebnisse beeinträchtigt. Sie wurden jedoch als ausreichend erachtet, um sie für diese Arbeit verwerten zu können. Maßgeblich hierfür war die Tatsache, dass eine Tendenz, bzw. Ausgangsbasis, für folgende Projekte geschaffen werden sollte, welche dann mit präziserer Methodik die Fragestellung detaillierter und fundierter beantworten können.

#### **4.5 Mögliche Fehlerquellen in der Methodik**

Die kritische Fehlersuche bezüglich der Methodik lässt sich in folgende Überbegriffe strukturieren: Studiendesign, Rekrutierungsablauf, Messung und Auswertung.

##### **4.5.1 Studiendesign**

Mit der Wahl eines Studiendesigns kann man sich bereits auf gewisse Anfälligkeiten festlegen. Als „Goldstandard“ zur Belegung einer Kausalität, beziehungsweise dem Nutzen einer Methode, gilt bekanntermaßen die randomisierte kontrollierte Studie (englisch: randomized controlled trial, RCT). Mit ihren Eigenschaften der Randomisierung, Kontrollgruppe und prospektiver Auslegung erfüllt sie heutzutage die höchste eingeschätzte wissenschaftliche Evidenz (Weiß, 2010).

Ziel all dieser Attribute ist es verfälschende Einflüsse zu verhindern. Um diesem Grad an Evidenz möglichst nah zu kommen, versucht diese Forschungsarbeit, soweit dies umsetzbar war, sich den Eigenschaften einer RCT anzugleichen. Dies gelang jedoch nur sehr eingeschränkt.

Zunächst handelt es sich hier um eine retrospektive Untersuchung. Die meisten Eingriffe und Untersuchungen, also die vorangegangene Diagnostik (RFA und MRT-Aufnahmen), erfolgten bevor die Idee für diese Studie entstand und wurden nicht mit der Intention zur Teilnahme an dieser durchgeführt. Einerseits bringt dies den Vorteil mit sich, dass keine Einflussnahme bzw. Bias im Sinne der Studie erfolgte, sei sie unbewusst oder bewusst. Andererseits führte das retrospektive Studiendesign aber auch dazu, dass man auf die bereits vorhandenen Daten, Techniken und Materialien

beschränkt war. Man konnte keine Neuen hinzufügen oder Vorhandene beeinflussen, beziehungsweise anpassen. So kam es z.B. auch zu der nicht optimalen Streuung von 12 bis 36 Monaten in der Follow-Up Zeit unserer prä- und postinterventionell verglichenen MRT-Untersuchungen. Auch war man darauf angewiesen, dass diese korrekt durchgeführt wurden, ohne dies selbst überwachen zu können. Neben diesen Problematiken, konnte jedoch auch aufgrund des retrospektiven Designs die „Randomisierung“, als nächste Eigenschaft einer RCT, in dieser Arbeit nicht durchgeführt werden. Den Aspekt der „Kontrolle“ konnte man zwar umsetzen, indem das gesamte Patientenkollektiv streng nach ‚Intervention‘ und ‚nicht erfolgter Intervention‘ getrennt wurde, jedoch liegt bei einer retrospektiven Studie genau diese bereits in der Vergangenheit. Die Einteilung, ob ein Patient in die Kontroll- oder Fallgruppe kommt, oblag also nicht mehr den Studienleitern.

Generell wurden die Eigenschaften einer RCT also nur dürftig erfüllt. Jedoch ist dies für eine retrospektive Arbeit wenig verwunderlich. Ihr Evidenzgrad ist daher schon von vornherein eingeschränkt.

Insgesamt wäre es rückblickend also besser gewesen die Studie prospektiv, vielleicht sogar als RCT, zu designen. So hätte man methodisch einwandfreiere Daten gewonnen und viele Kritikpunkte umgehen können. Man hätte die Kohorten von vornherein nach eigenen Vorgaben gestalten und nur die Patienten aufnehmen können, die tatsächlich ins Konzept passen. Die Kohorten wären so homogener und damit auch vergleichbarer gewesen. Im Idealfall hätte man den Patienten noch einen Anreiz zur Teilnahme, z.B. als zusätzliche MRT Kontrolluntersuchung oder auch finanziell, schaffen können. Somit wäre es wahrscheinlich zu einer höheren Teilnahmequote und damit letztlich auch zu höheren Patientenzahlen gekommen. Generell hätte man, prospektiv arbeitend, die Studie solange weiterführen können, bis eine relevante Patientenzahl erreicht wäre. Diese hätte man beispielsweise durch eine vorher berechnete Fallzahlplanung definieren können. Ebenso hätte man so die Kontrollgruppe viel zielgerichteter mit Patienten der Fallgruppe matchen können und wäre nicht auf die in der Datenbank vorhandenen Patienten beschränkt gewesen.

Zusätzlich hätten auf diese Weise auch alle Untersuchungen im selben MRT Gerät erstellt werden können. Dies hätte ebenfalls eine bessere Vergleichbarkeit geschaffen. All dies sind qualitative Abstriche, die man mit dem Design einer retrospektiven Studie eingegangen ist und die man bei Beginn des Projektes noch angemessener hätte berücksichtigen sollen.

Ein retrospektiver Rahmen war für diese Studie dennoch eine praktische und ressourcensparende Alternative zum prospektiven Konzept. Vor allem, da durch sie zunächst ein orientierendes Ergebnis geliefert wurde, welches folgenden prospektiven Projekten den Weg ebnen soll. Aus diesem Grund wurde das Konzept, trotz aller Mängel, auch beibehalten.

#### 4.5.2 Rekrutierungsablauf

Der nächste Punkt in der kritischen Auseinandersetzung ist der Rekrutierungsablauf. Wie bereits erläutert, wurden die Patienten einzig aus der Patientenkartei des Informationssystems eines Krankenhauses rekrutiert. Dabei wurden die Patienten lediglich auf die Einhaltung der, wenn auch recht streng formulierten, Ein- und Ausschlusskriterien geprüft. Bei Zustimmung des Patienten erfolgte direkt der Einschluss. Dabei wurden keine weiteren Bedingungen geprüft. Seien es weitere Erkrankungen, aus denen man eventuelle Confounder oder andere Variablen hätte ableiten können oder weitere Eigenschaften, um das System des „Matching“ (siehe Abschnitt 4.4) auszuführen. Letzteres hätte, wie bereits erläutert, zu einer Erhöhung der Vergleichbarkeit und damit der Evidenz geführt. Bei Anwendung wäre es allerdings vermutlich zu einer noch geringeren Patientenzahl in den Kollektiven gekommen, da nicht immer ein passender Matchingpartner gefunden werden kann und die Kontrollgruppe zusätzlich der niedrigeren Anzahl der Fallgruppe hätte angepasst werden müssen. Dieser Punkt wurde jedoch bereits in Abschnitt 4.4 ausführlicher behandelt.

Als problematischster Aspekt der Rekrutierung stellte sich allerdings das Erreichen relevanter Patientenzahlen dar. Hauptproblem waren zunächst die strengen Ein- und Ausschlusskriterien, die bereits in der Vorauswahl zu einer deutlichen Dezimierung der möglichen Patienten führte. Auch im weiteren Prozess stellten sich diese als oft problematische Aspekte dar. Führend war hier vor allem die dringende Voraussetzung zweier MRT-Aufnahmen im Abstand von mindestens einem Jahr. Viele Patienten verfügten schlicht über keine zweite MRT-Aufnahme. Zusätzlich spielte auch eine mangelnde Bereitschaft der Patienten an der Studie teilzunehmen eine relevante Rolle. Ihnen wurde weder eine finanzielle Entschädigung noch ein Therapievorteil geboten. Da die Patienten so keinen Gewinn oder Vorteil durch eine Teilnahme hatten, lehnte viele diese auch ab.

All diese Schwierigkeiten führten zu den sehr geringen Fallzahlen in dieser Arbeit. Dies ist im Grunde ein bekanntes Problem retrospektiver Studienmodelle. Es wurde bei der

Entwicklung dieser Studie jedoch augenscheinlich unterschätzt. Bei zukünftigen prospektiv durchgeführten Projekten sollten vielleicht den Patienten mehr Anreize zur Teilnahme geboten werden. So ließe sich zumindest die Bereitschaft für diese und damit auch die endgültigen Patientenzahlen steigern.

Die harten Ein- und Ausschlusskriterien wurden jedoch im Verlauf bewusst nicht gelockert, da so zumindest die Qualität des Patientenguts erhalten werden sollte. Rückblickend hätte man allerdings Patienten aus noch mehr Kalenderjahren in die Vorauswahl integrieren können, um so die Chance auf mehr Teilnehmer zu steigern.

#### 4.5.3 Messung

Als nächster Hauptpunkt in der kritischen Analyse präsentiert sich nun die Messung. Sie erfolgte nach Einweisung eines erfahrenen Radiologen und an einer radiologischen „working station“. Dort konnte mithilfe einer offiziellen, für solch einen Zweck entwickelten, radiologischen Software (siehe Abschnitt 2.3) gearbeitet werden. Jede einzelne Messung erfolgte durch den Doktoranden. Ein Bias durch unterschiedliche Erhebungstechniken oder –personen wird damit ausgeschlossen. Geht man jedoch von natürlich bestehenden systematischen und zufälligen Fehlern bei der Durchführung aus, kann vermutet werden, dass eine gewisse Unschärfe in den Messungen vorgekommen sein muss. Sorgfältige Arbeit, eine steile Lernkurve und vor allem die Berücksichtigung bei Anfertigung der Statistik sollten die Auswirkungen auf die Ergebnisse jedoch geringhalten. Diese Tatsache bleibt dennoch anfechtbar. Ein weiterer Aspekt, der begutachtet werden muss, ist das Messverfahren an sich. Es gibt zahlreiche Ansätze wie man Muskulatur radiographisch auswerten kann. Die Klassifikationen oder Techniken setzen dabei meist auf ein Erfassen der gesamten Muskulatur in Querschnittsebene und eine anschließende Auswertung. Als Beispiel für ein solches etabliertes Verfahren steht das Goutallier-Verfahren, bei welchem dann nach Stufen entschieden wird, etwa wie viel Prozent der Muskelmasse von Fett durchsetzt ist (Goutallier et al., 1994). Es gibt mittlerweile auch gleichwertige neue Vorschläge, nach denen der Querschnitt zuvor geviertelt werden sollte (Engelken et al., 2013). Wie die meisten Klassifikationen beziehen sie sich jedoch nicht auf die autochthone Rückenmuskulatur. Zwar wurden sie bei Erstellung des Messverfahrens für diese Arbeit in die Überlegungen einbezogen, dennoch wurde entschieden die Querschnittsflächen als ganze Einheit auszuwerten. Dies entspricht am ehesten der Fragestellung dieser Arbeit und außerdem der aktuell am häufigsten angewandten Methode in wissenschaftlichen Veröffentlichungen (Arbanas et al., 2013; Hu et al.,

2011; Min et al., 2009). Es ist also davon auszugehen, dass auch ohne Anwendung einer Klassifikation, die Messmethode dem aktuellen wissenschaftlichen Standard entspricht.

#### 4.5.4 Auswertung

Als letzter Punkt verbleibt die Auswertung. Aufgrund des Studiendesigns und der geringen Patientenzahl wurde zusammen mit professioneller statistischer Beratung (Diplom Statistikerin Frau Hiltrud Niggemann, Jena) für die Anfertigung der Statistik ein deskriptives Vorgehen mit folgender Varianzanalyse gewählt. Hierbei wird in Form von Schätzverfahren versucht aus den vorhandenen Daten eine Tendenz, nicht aber valide statistische Zusammenhänge, zu ergründen. Dennoch gibt es selbstverständlich noch exaktere und evidentere statistische Verfahren, die jedoch ein anderes Studiendesign und größere Patientenzahlen benötigen. Dieser Kritikpunkt bleibt daher bestehen. Darüber hinaus muss die mangelnde Signifikanz, welche sich in der Auswertung ergeben hat, diskutiert werden. Wie bereits in Abschnitt 4.1. besprochen wurde, ergaben sich diese vermutlich aus den Studienmängeln, vor allem aber aus der geringen Patientenzahl. Hinweis für Letzteres könnten beispielsweise mehrere p-Werte von knapp über 0,05 (dem Signifikanzniveau) sowie Effektgrößen in einer Größenordnung, die klinisch relevant ist, sein. Die Bewertung führte aber trotzdem nicht zur Ablehnung der Nullhypothese. Dies hätte wiederum einen signifikanten Unterschied zwischen beiden Kohorten bedeutet, ist aber, wie gesagt, nur eingeschränkt der Fall. Es gibt daher keinen abgesicherten Nachweis für einen Unterschied zwischen beiden Gruppen. Wie in Abschnitt 4.1. ebenfalls besprochen wurde, muss aber kritisch hinterfragt werden, ob der Unterschied tatsächlich nicht existiert oder an dieser Stelle aufgrund der mangelnden Patientenzahl einfach nicht aufgezeigt werden konnte. Dies wäre zum Beispiel als Beta-Fehler denkbar, also der methodisch richtigen, aber real falschen, ausbleibenden Ablehnung der Nullhypothese.

Diese Variante spiegelt aber nur eine der beiden Möglichkeiten wider, wie das Ergebnis auszulegen ist.

Die andere besteht daraus, dass es in Wahrheit keinen Unterschied gibt und die ermittelten, statistisch nicht signifikanten Tendenzen falsch sind. In diesem Fall wird die Nullhypothese aber zurecht nicht abgelehnt.

Die geringen Fallzahlen, die dieser Arbeit zugrunde liegen, verbleiben als großer Kritikpunkt an der Auswertung dieser Arbeit.

## 4.6 Ausblick

Mit einer nicht widerlegten Nullhypothese hat diese Arbeit ihre eigene Fragestellung nicht klar beantworten können. Es wurden Tendenzen aus der deskriptiven Analyse ermittelt. Diese konnten allerdings statistisch nicht abgesichert werden. Laut ihnen scheint die Radiofrequenzablation der Facettengelenke die Muskulatur im Bereich der Lendenwirbelsäule nicht negativ zu beeinflussen. Dadurch kann man scheinbar als Behandler davon ausgehen, dem Patienten auf diese Weise keinen zusätzlichen Schaden zuzufügen. Dies steht auch im Einklang mit den wenigen Arbeiten, die sich bisher in ähnlicher Weise dieser Thematik gewidmet haben, z.B. Smuck et al (Smuck et al., 2013). Jedoch muss man berechtigterweise, aufgrund der diskutierten methodischen Schwächen und allem voran der mangelnden bewiesenen Signifikanz dieser Ergebnisse, Zweifel bezüglich der Aussagekraft dieses Resultates hegen. Als tatsächliche Aussage dieser Arbeit kommen nämlich nur zwei Möglichkeiten in Betracht. Entweder die Tendenzen stimmen und konnten, z.B. aufgrund von niedrigen Patientenzahlen, nicht nachgewiesen werden (Beta Fehler). Oder die Tendenzen suggerieren fälschlicherweise einen Zusammenhang, den es in Wahrheit gar nicht gibt. In diesem Falle wäre das Resultat dieser Arbeit, die Nullhypothese nicht abzulehnen, nicht nur methodisch, sondern auch inhaltlich richtig. Welche Version tatsächlich stimmt, lässt sich in dieser Arbeit nicht mehr bestimmen. Jedoch haben beide dieselbe Konsequenz. Nämlich, dass es unabdingbar ist größere Studien zu dieser Fragestellung in Zukunft durchzuführen. Beispielsweise bietet sich hier die Form einer prospektiven randomisierten kontrollierten Studie (RCT) an. Als Lehre aus dieser Arbeit, ist dafür ebenso ein größeres Patientengut anzuraten.

Besonderer Fokus sollte bei den Studien dann auch den Ursachen für das beobachtete Phänomen der nicht-signifikant befundenen Differenzen zwischen den Patientengruppen gelten. Lässt es sich signifikant reproduzieren? Ist es wirklich der Radiofrequenzablation oder vielleicht eher einem Placeboeffekt, beispielsweise durch gesteigerte Muskelaktivität, zuzuschreiben? Vielleicht auch beides? Über die Wirksamkeit der Denervierung gibt es leider weiterhin keine eindeutige Datenlage, sondern vielmehr geteilte Meinungen. Teilweise werden deutliche Erfolge der Radiofrequenzablation veröffentlicht, teilweise liegt diese mit dem Placebo gleichauf (Maas et al., 2015; Van Zundert et al., 2012). Eventuell muss aber auch der neurodestruktive Charakter der RFA komplett überdacht und andere Wirkmechanismen, wie etwa die Stimulierung oder Hemmung von zusätzlichen

nozizeptionsmodulierenden Systemen (z.B. den WDR-Neuronen in Spinalganglien), in Betracht gezogen werden.

Am wichtigsten für ein erfolgreiches Ergebnis scheinen aber prognoserelevante Faktoren zu sein, von denen viele schon bekannt und teilweise durch die hauseigene Arbeitsgruppe der Verfasser dieser Arbeit erforscht wurden. Beispielsweise haben besonders psychologische Faktoren, wie etwa das Vorliegen einer Depression oder Angstsymptomatik, eine starke Korrelation zu einem negativen Outcome der Denervierung aufgezeigt (Klatt, 2014). Für eine erfolgreiche Therapie in der klinischen Praxis ist also viel mehr zu beachten, als nur die richtige Diagnosestellung und anschließend korrekte Durchführung der Therapie. Auch die Folgebehandlung scheint von Relevanz zu sein. In der Realität verlassen Patienten nach der Behandlung meist mit therapeutischen Empfehlungen das Krankenhaus in die ambulante Weiterbehandlung. Eine längerfristige, prospektive follow-up Begleitung der Patienten in Form einer Studie, könnte jedoch hilfreich sein, um zu ergründen, welche Veränderungen tatsächlich im Leben eines Patienten nach einer RFA stattfinden und wie diese mit der Ausbildung einer Sarkopenie zusammenhängen, also beispielsweise vermehrte sportliche Aktivität oder Therapie durch weitere Fachdisziplinen (z.B. Psychiater). Hierbei sollte dann auch auf eine strukturierte und gleichmäßige Nachuntersuchung aller Patienten geachtet werden (z.B. 12, 24 und 48 Monate nach Therapie).

Ebenso kann ein Studienmodell erfolgen, bei dem noch mehr Wert auf die Charakteristika der Fall- und Kontrollgruppe gelegt wird. So würde es Sinn ergeben junge mit alten Menschen zu vergleichen, um zu ergründen, ob eine Gruppe mehr profitiert als die andere. Oder auch Mehretagen-Denervierungen mit Einzeletagen-Denervierungen zu vergleichen, da es hierfür auch noch keine stichhaltigen Daten gibt. Bis diese Zusammenhänge nicht geklärt sind, bleiben also bezüglich der Radiofrequenzablation weiterhin so einige Fragen offen. Hierzu muss bemerkt werden, dass sie als etablierte und häufig angewandte Methode zur Symptomlinderung vieler Patienten mit Rückenschmerzen bis zum Jahr 2013 noch täglich in Anwendung war und so eine gute Grundlage für größere Patientenkollektive bot. Seither wird sie jedoch von den deutschen Krankenkassen nur noch im stationären Rahmen bezahlt. Die Therapiezahlen haben dadurch natürlicherweise abgenommen und machen es so für die Zukunft noch schwerer ausreichend große Patientenkollektive zu generieren. Die

zukünftige Forschung wird sich also zwangsläufig mit dieser Problematik auseinandersetzen müssen.

Abschließend erwies sich das Multifidus Dreieck leider nicht als verlässlicher Weg zur standardisierten und einfachen Untersuchung der autochthonen Rückenmuskulatur. Um für die Zukunft ein zuverlässiges Werkzeug zu haben, braucht es daher eine neue Idee, welche sich von bisher existierenden Methoden abhebt. Dafür muss sie in der Praxis leicht anwendbar sein und sich vorher in einem Testlauf als zuverlässig erweisen.

## 5 ZUSAMMENFASSUNG

### Fragestellung:

Die Radiofrequenzablation (RFA) hat sich mit deutlicher Evidenz seit den 70er-Jahren zur routinemäßigen Behandlung von Facettengelenkssyndromen der lumbalen Wirbelsäule etabliert. Ihr nachhaltiger Effekt sowie mögliche Langzeitkomplikationen finden dabei aber nur selten Erwähnung. Es soll nun untersucht werden, ob Patienten postinterventionell nach Radiofrequenzablation signifikante Änderungen der Querschnittsfläche der lumbalen Muskulatur, als auch der Muskelverfettung im therapierten Bereich im Verlauf entwickelt haben.

### Methodik:

Retrospektiv konnten über einen Zeitraum von drei Jahren sechs Patienten aus dem eigenen Kollektiv mit stattgehabter RFA identifiziert werden, die sowohl präinterventionell als auch postinterventionell im Verlauf einer MRT der LWS zugeführt wurden (RFA Gruppe). Dabei wurden auf Höhe des axialen Bandscheibenschnitts L3/4 in T2 Wichtung die Fläche und Signalintensität (SI) der Mm. Psoas majores (PM), der autochthonen Rückenmuskulatur (ARM), als auch eines neu definierten Dreiecks zur Erfassung der Mm. Multifidi (MF) dreimal erfasst, gemittelt und miteinander verglichen. Die Höhe der SI wurde dabei dem Grad der Verfettung gleichgesetzt. Der PM diene als Referenzmuskulatur.

Aus dem gleichen Zeitraum konnte aus dem Kollektiv eine Kontrollgruppe mit n=8 rekrutiert werden, die ebenfalls im Verlauf zwei MRT Untersuchungen der LWS zugeführt wurden, jedoch ohne stattgehabte RFA oder OP der LWS. Die Follow-up-Zeit lag in beiden Gruppen weit gestreut zwischen 12 und 36 Monaten.

### Ergebnis:

In der RFA Gruppe (n=6) zeigen 83,3% der Patienten die Tendenz einer durchschnittlichen Zunahme der Muskelfläche: Vergrößerung der ARM (um 4,4%, p=0,066), des PM (um 5,3%, p=0,232) und der MF (um 2,33%, p=0,361). Die SI nimmt bei 66% der Fälle, als Korrelat der Muskelverfettung, in der ARM zu (allgemein 5,41%, p=0,497). Währenddessen sie im PM (um -2,52%., p=0,85) und bei den MF (um -8,02%, p=0,409) sinkt.

In der Kontrollgruppe (n=8) kann bei 75% der Patienten eine Flächenreduktion des PM (um -7,31%, p=0,229) und der MF (um -7,38%, p=0,103) beobachtet werden. Die ARM zeigt eine Tendenz zur durchschnittlichen Zunahme der Muskelfläche (um 1,97%, p=0,636). Ein deutlicher Anstieg kann für die Signalintensität des PM (um 26,49%, p=0,051) und in 88% der Fälle beschrieben werden. Auch die MF (um 10,77%, p=0,504) in 62% der Fälle und die ARM (um 18,14%, p=0,205) in 75% der Fälle lassen eine zunehmende Verfettung erkennen.

Keine der Differenzen erweist sich jedoch als statistisch signifikant (p<0,05). Jegliche Ergebnisse können daher statistisch nicht gesichert werden. Damit kann auch keine Veränderung der Muskelgruppen beider Kohorten zwischen den Messzeitpunkten aufgezeigt werden. Rein deskriptiv hat sich die Muskulatur der Fallgruppe weniger sarkopen entwickelt, als die der Kontrollgruppe. Es kann daher höchstens die unbewiesene Tendenz, einer positiven Einflussnahme der RFA auf die beobachtete Muskulatur interpretiert werden.

#### Schlussfolgerung:

Aufgrund mangelnder Nachweisbarkeit lassen sich keine signifikanten Unterschiede in der beobachteten Muskulatur feststellen. Grund hierfür sind am ehesten die zu kleinen Kollektive. Möglich ist daher auch ein Beta-Fehler. Denn rein deskriptiv betrachtet, zeigt sich der Trend, dass die RFA keine schädigende Wirkung auf die lumbale Muskulatur zu haben scheint. Eventuell hat sie sogar einen protektiven Effekt. Beides kann jedoch statistisch nicht belegt werden. Eine Minderung des Muskelquerschnitts, als auch eine Zunahme der Verfettung, wie eigentlich bei fehlender Innervation der Indexmuskulatur zu erwarten wäre, lässt sich im Vergleich mit der Kontrollgruppe und -muskulatur nicht beobachten. Neben der bekannten Schmerzlinderung, sind bezüglich der RFA bereits viele Kurz- und Langzeitfolgen erforscht. Auch sind die prognostischen Faktoren immer besser bekannt. Als relevanter Einfluss und zur Optimierung der Therapie, muss der neurodestruktive Charakter der RFA der lumbalen Facettengelenke allerdings erneut vorsichtig infrage gestellt werden. Um die Tendenz der Aussage abzusichern, sind jedoch weitere Studien mit größerer Fallzahl und methodisch besserer Signifikanz vonnöten.

## 6 LITERATURVERZEICHNIS

Arbanas, J., Pavlovic, I., Marijancic, V., Vlahovic, H., Starcevic-Klasan, G., Peharec, S., Bajek, S., Miletic, D. and Malnar, D. (2013). MRI features of the psoas major muscle in patients with low back pain. *Eur. Spine J.* 22, 1965–1971.

Artner, J. and Klessinger, S. (2015). Interventionen an Facettengelenken. *Radiologe* 55, 840–846.

Bata, E. (2007). Lumbale Schmerzsyndrome aus neurochirurgischer Sicht. Med. Dissertation. Universität Hamburg.

van den Berg, F. (2011). *Angewandte Physiologie 1: Das Bindegewebe des Bewegungsapparates verstehen und beeinflussen* (Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG).

Beyer, H.-K. (2003). *MRT der Gelenke und der Wirbelsäule* (Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag).

Bijlsma, A.Y., Meskers, C.G.M., Westendorp, R.G.J. and Maier, A.B. (2012). Chronology of age-related disease definitions: osteoporosis and sarcopenia. *Ageing Res. Rev.* 11, 320–324.

Binder, D.S. and Nampiaparampil, D.E. (2009). The provocative lumbar facet joint. *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.* 2, 15–24.

Boswell, M. V, Manchikanti, L., Kaye, A.D., Bakshi, S., Gharibo, C.G., Gupta, S., Jha, S.S., Nampiaparampil, D.E., Simopoulos, T.T. and Hirsch, J.A. (2015). A Best-Evidence Systematic Appraisal of the Diagnostic Accuracy and Utility of Facet (Zygapophysial) Joint Injections in Chronic Spinal Pain. *Pain Physician* 18, E497-533.

Bressler, H.B., Keyes, W.J., Rochon, P.A. and Badley, E. (1999). The prevalence of low back pain in the elderly. A systematic review of the literature. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 24, 1813–1819.

Clark, B.C. and Manini, T.M. (2008). Sarcopenia != Dynapenia. *Journals Gerontol. Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* 63, 829–834.

Cruz-Jentoft, A.J., Baeyens, J.P., Bauer, J.M., Boirie, Y., Cederholm, T., Landi, F., Martin, F.C., Michel, J.-P., Rolland, Y., Schneider, S.M., et al. (2010). Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age Ageing* 39, 412–423.

Danneels, L.A., Vanderstraeten, G.G., Cambier, D.C., Witvrouw, E.E. and De Cuyper, H.J. (2000). CT imaging of trunk muscles in chronic low back pain patients and healthy control subjects. *Eur. Spine J.* 9, 266–272.

Datta, S., Lee, M., Falco, F.J.E., Bryce, D.A. and Hayek, S.M. (2009). Systematic assessment of diagnostic accuracy and therapeutic utility of lumbar facet joint interventions. *Pain Physician* 12, 437–460.

Deutsche Rentenversicherung Bund (2014). Rentenzugänge wegen verminderter Erwerbsfähigkeit in der Gesetzlichen Rentenversicherung im Laufe des Berichtsjahres (Anzahl und je 100.000 aktiv Versicherte). Gliederungsmerkmale: Jahre, Region, Zugangsalter, Geschlecht, 1. Diagnose (ICD-10) (Berlin: Deutsche Rentenversicherung Bund).

Dreyfuss, P., Halbrook, B., Pauza, K., Joshi, A., McLarty, J. and Bogduk, N. (2000). Efficacy and validity of radiofrequency neurotomy for chronic lumbar zygapophysial joint pain. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 25, 1270–1277.

Engelken, F., Wassilew, G.I., Köhlitz, T., Brockhaus, S., Hamm, B., Perka, C. and Diederichs, U.G. (2013). Assessment of Fatty Degeneration of the Gluteal Muscles in Patients With THA Using MRI: Reliability and Accuracy of the Goutallier and Quartile Classification Systems. *J. Arthroplasty*. 29(1), 149-153.

Fujiwara, A., Tamai, K., Yamato, M., An, H.S., Yoshida, H., Saotome, K. and Kurihashi, A. (1999). The relationship between facet joint osteoarthritis and disc degeneration of the lumbar spine: an MRI study. *Eur. Spine J.* 8, 396–401.

Goutallier, D., Postel, J.M., Bernageau, J., Lavau, L. and Voisin, M.C. (1994). Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 78–83.

de Gruyter, W. (2014). *Pschyrembel Klinisches Wörterbuch* (Berlin: Walter de Gruyter GmbH).

Hickey, R.F. and Tregonning, G.D. (1977). Denervation of spinal facet joints for treatment of chronic low back pain. *N. Z. Med. J.* 85, 96–99.

Hu, Z.-J., He, J., Zhao, F.-D., Fang, X.-Q., Zhou, L.-N. and Fan, S.-W. (2011). An assessment of the intra- and inter-reliability of the lumbar paraspinal muscle parameters using CT scan and magnetic resonance imaging. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 36, E868-74.

Hüppe, A., Müller, K. and Raspe, H. (2007). Is the occurrence of back pain in Germany decreasing? Two regional postal surveys a decade apart. *Eur. J. Public Health* 17, 318–322.

Jerosch, J. and Heisel, J. (2005). *Das lumbale Facettensyndrom* (Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag).

Joo, Y.-C., Park, J.-Y. and Kim, K.-H. (2013). Comparison of alcohol ablation with repeated thermal radiofrequency ablation in medial branch neurotomy for the treatment of recurrent thoracolumbar facet joint pain. *J. Anesth.* 27, 390–395.

Kamaz, M., Kireşi, D., Oğuz, H., Emlik, D. and Levendoğlu, F. (2007). CT measurement of trunk muscle areas in patients with chronic low back pain. *Diagn. Interv. Radiol.* 13, 144–148.

Klatt, M. (2014). Schmerzchronifizierung und Deafferenzierungsschmerz – Wenig beachtete Einflussfaktoren auf das Ergebnis der Radiofrequenzablation lumbaler

Facettengelenke. Med. Dissertation. Universität Heidelberg, Fakultät Mannheim.

Ludwig, J. and Krämer, J. (2002). Kreuzschmerz. *Orthopade* 31, 337–343.

Maas, E.T., Ostelo, R.W., Niemisto, L., Jousimaa, J., Hurri, H., Malmivaara, A. and van Tulder, M.W. (2015). Radiofrequency denervation for chronic low back pain. In *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2015. 10, Art. No.: CD008572.

Manchikanti, L., Boswell, M. V, Singh, V., Pampati, V., Damron, K.S. and Beyer, C.D. (2004). Prevalence of facet joint pain in chronic spinal pain of cervical, thoracic, and lumbar regions. *BMC Musculoskelet. Disord.* 5, 15.

Masala, S., Nano, G., Mammucari, M., Marcia, S. and Simonetti, G. (2012). Medial branch neurotomy in low back pain. *Neuroradiology* 54, 737–744.

Mikeladze, G., Espinal, R., Finnegan, R., Routon, J. and Martin, D. (2003). Pulsed radiofrequency application in treatment of chronic zygapophyseal joint pain. *Spine J.* 3, 360–362.

Min, S.-H., Kim, M.-H., Seo, J.-B., Lee, J.-Y. and Lee, D.-H. (2009). The quantitative analysis of back muscle degeneration after posterior lumbar fusion: comparison of minimally invasive and conventional open surgery. *Asian Spine J.* 3, 89–95.

Niemisto, L., Kalso, E., Malmivaara, A., Seitsalo, S. and Hurri, H. (2003). Radiofrequency denervation for neck and back pain. A systematic review of randomized controlled trials. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2002. 3, Art. No.: CD004058.

Raspe, H., Matthis, C., Croft, P. and O'Neill, T. (2004). Variation in back pain between countries: the example of Britain and Germany. *Spine (Phila. Pa. 1976).* 29, 1017–21.

Reiser, M., Kuhn, F.-P. and Debus, J. (2011). *Duale Reihe: Radiologie, 3. Auflage* (Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG).

Robert Koch-Institut (Hrsg) (2012). Rückenschmerzen. *Gesundheitsberichterstattung Des Bundes* 53, 20.

Rosenberg, I.H. (1997). Sarcopenia: Origins and Clinical Relevance. *J. Nutr.* 127, 990S-991S.

Said, G. (2013). Diabetic neuropathy. *Handbook of Clinical Neurology.* 115, 579–589.

Schmidt, C.O., Raspe, H., Pfingsten, M., Hasenbring, M., Basler, H.D., Eich, W. and Kohlmann, T. (2007). Back pain in the German adult population: prevalence, severity, and sociodemographic correlates in a multiregional survey. *Spine (Phila. Pa. 1976).* 32, 2005–2011.

Shealy, C.N. (1975). Percutaneous radiofrequency denervation of spinal facets. Treatment for chronic back pain and sciatica. *J. Neurosurg.* 43, 448–451.

Sions, J.M., Elliott, J.M., Pohlig, R.T. and Hicks, G.E. (2017). Trunk Muscle Characteristics of the Multifidi, Erector Spinae, Psoas, and Quadratus Lumborum in Older Adults With and Without Chronic Low Back Pain. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 47, 173–179.

Slipman, C., Derby, R., Simeone, F. and Mayer, T. (2007). *Interventional Spine: An Algorithmic Approach* (Oxfordshire: Elsevier).

Smuck, M., Crisostomo, R.A., Demirjian, R., Fitch, D.S., Kennedy, D.J. and Geisser, M.E. (2013). Morphologic changes in the lumbar spine after lumbar medial branch radiofrequency neurotomy: a quantitative radiological study. *Spine J.* 15(6), 1415-1421

Steinhaus, M. (2004). Injektionstechniken an der LWS (Teil 1). *Orthopädie & Rheuma* 3, 33–35.

van Tilburg, C.W.J., Stronks, D.L., Groeneweg, J.G. and Huygen, F.J.P.M. (2016). Randomised sham-controlled double-blind multicentre clinical trial to ascertain the effect of percutaneous radiofrequency treatment for lumbar facet joint pain. *Bone Joint J.* 98–B, 1526–1533.

Usunier, K., Hynes, M., Schuster, J.M., Cornelio-Jin Suen, A., Sadi, J. and Walton, D. (2018). Clinical Diagnostic Tests versus Medial Branch Blocks for Adults with Persisting Cervical Zygapophyseal Joint Pain: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Physiother. Canada* 70, 179–187.

Weiß, C. (2013). *Basiswissen Medizinische Statistik*, 6. Auflage (Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag).

Wolter, T., Deininger, M., Hubbe, U., Mohadjer, M. and Knoeller, S. (2011). Cryoneurolysis for zygapophyseal joint pain: a retrospective analysis of 117 interventions. *Acta Neurochir.* 153, 1011–1019.

Wu, T., Zhao, W.-H., Dong, Y., Song, H.-X. and Li, J.-H. (2016). Effectiveness of Ultrasound-Guided Versus Fluoroscopy or Computed Tomography Scanning Guidance in Lumbar Facet Joint Injections in Adults With Facet Joint Syndrome: A Meta-Analysis of Controlled Trials. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 97, 1558–1563.

Van Zundert, J., Vanelderen, P., Kessels, A. and van Kleef, M. (2012). Radiofrequency treatment of facet-related pain: evidence and controversies. *Curr. Pain Headache Rep.* 16, 19–25.

## 7 ABILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1 – Autochthone Rückenmuskulatur.....	4
Abbildung 2 – Innervation der lumbalen Facettengelenke nach (Slipman et al., 2007) .....	5
Abbildung 3 – Radiofrequenzablation bei einem liegenden Patienten nach (Jerosch and Heisel, 2005) .....	8
Abbildung 4 - Altersverteilung der Fallgruppe .....	18
Abbildung 5 - Altersverteilung der Kontrollgruppe .....	19
Abbildung 6 - Messung des Musculus Psoas major und der autochthonen Rückenmuskulatur auf Höhe L3/L4 .....	22
Abbildung 7 – „Multifidus Dreieck“ auf Höhe L3/4 .....	23
Abbildung 8 - Rohwerte der Autochthonen Rückenmuskulatur .....	26
Abbildung 9 - Differenz der Querschnittsfläche .....	30
Abbildung 10 - Prozentuale Veränderung der Fläche .....	30
Abbildung 11 - Differenz der Signalintensität .....	32
Abbildung 12 - Prozentuale Veränderung der Signalintensität.....	32
Abbildung 13 - Anteil von Patienten mit Zu-/Abnahme des Querschnitts pro Kohorte und Muskelgruppe.....	37
Abbildung 14 - Anteil von Patienten mit Zu-/Abnahme der Signalintensität pro Kohorte und Muskelgruppe.....	39
Abbildung 15 - Verhältnisse der Signalintensität .....	49

Mit freundlicher Genehmigung des Elsevier Verlages wurde die Abbildung 2 abgedruckt.

Mit freundlicher Genehmigung des Springer Verlages wurde die Abbildung 3 abgedruckt.

## 8 TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1 – Kriterien der Fallgruppe .....	14
Tabelle 2 – Kriterien der Kontrollgruppe .....	16
Tabelle 3 – MRT-Geräte der Fallgruppe.....	19
Tabelle 4 - MRT-Geräte der Kontrollgruppe .....	20
Tabelle 5 - Deskription - Psoas Major – Querschnittsfläche in mm <sup>2</sup> (A).....	27
Tabelle 6 - Deskription - Multifidus Dreieck - Querschnittsfläche in mm <sup>2</sup> (A) .....	27
Tabelle 7 - Deskription - Autochthone Rückenmuskulatur - Querschnittsfläche in mm <sup>2</sup> (A).....	28
Tabelle 8 - Deskription - Psoas Major – Durchschnittliche Signalintensität (SI).....	28
Tabelle 9 - Deskription - Multifidus Dreieck - Durchschnittliche Signalintensität (SI) .....	28
Tabelle 10 - Deskription - Autochthone Rückenmuskulatur - Durchschnittliche Signalintensität (SI) .....	28
Tabelle 11 - geschätzte Differenzen (post vs prä) - Psoas Major - Querschnittsfläche in mm <sup>2</sup> (A).....	29
Tabelle 12 - geschätzte Differenzen (post vs prä) - Multifidus Dreieck - Querschnittsfläche in mm <sup>2</sup> (A).....	29
Tabelle 13 - geschätzte Differenzen (post vs prä) - Autochthone Rückenmuskulatur - Querschnittsfläche in mm <sup>2</sup> (A).....	29
Tabelle 14 - geschätzte Differenzen (post vs prä) - Psoas Major – durchschnittliche Signalintensität (SI) .....	31
Tabelle 15 - geschätzte Differenzen (post vs prä) - Multifidus Dreieck - durchschnittliche Signalintensität (SI).....	31
Tabelle 16 - geschätzte Differenzen (post vs prä) - Autochthone Rückenmuskulatur - durchschnittliche Signalintensität (SI).....	31
Tabelle 17 - Multifidus Dreieck Berechnung der Signalintensität .....	48
Tabelle 18 – Rohwerte: Patient 8 .....	71
Tabelle 19 - Rohwerte: Patient 39 .....	72
Tabelle 20 - Rohwerte: Patient 52 .....	73
Tabelle 21 - Rohwerte: Patient 60 .....	75
Tabelle 22 - Rohwerte: Patient 65 .....	76
Tabelle 23 - Rohwerte: Patient 66 .....	77
Tabelle 24 - Rohwerte: Patient 77 .....	79
Tabelle 25 - Rohwerte: Patient 88 .....	80
Tabelle 26 - Rohwerte: Patient 103 .....	81
Tabelle 27 - Rohwerte: Patient 114 .....	83
Tabelle 28 - Rohwerte: Patient 115 .....	84
Tabelle 29 - Rohwerte: Patient 116 .....	85
Tabelle 30 - Rohwerte: Patient 117 .....	87
Tabelle 31 - Rohwerte: Patient 118 .....	88

## 9 TABELLARISCHER ANHANG

### Fallgruppe

Tabelle 18 – Rohwerte: Patient 8

Aufnahme	Psoas Rechts	Psoas Links	ARM Rechts	ARM Links	MFD Rechts	MFD Links
<b>Präinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1359	1161	2469	2167	193	236
<i>Umfang in mm</i>	141	156	196	203	68,1	73,6
<i>avg. SI</i>	217	199	534	534	698	784
<i>sd SI</i>	102	76,7	281	299	242	237
<i>max SI</i>	775	743	1915	2021	1269	1342
<i>min SI</i>	46	37	77	67	97	154
<b>2. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1432	1416	2580	2251	238	173
<i>Umfang in mm</i>	145	160	211	202	76,5	63,5
<i>avg. SI</i>	215	203	547	542	695	828
<i>sd SI</i>	102	86,1	280	294	233	231
<i>max SI</i>	775	839	1915	2021	1269	1697
<i>min SI</i>	46	37	77	67	97	215
<b>3. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1546	1244	2505	2197	221	181
<i>Umfang in mm</i>	155	157	208	212	75,3	65
<i>avg. SI</i>	219	197	539	529	686	819
<i>sd SI</i>	102	79,5	278	292	234	235
<i>max SI</i>	775	839	1915	2021	1269	1342
<i>min SI</i>	46	37	77	67	97	247
<b>Postinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1446	1138	2696	2415	207	285
<i>Umfang in mm</i>	140	153	218	245	78,6	82,2
<i>avg. SI</i>	159	104	473	451	540	665
<i>sd SI</i>	105	64,3	315	334	244	297
<i>max SI</i>	648	680	2470	2076	1203	1841
<i>min SI</i>	35	10	0	0	34	43
<b>2. Messung</b>						

<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1571	1235	2508	2219	184	205
<b>Umfang in mm</b>	148	166	218	241	71,9	71,8
<b>avg. SI</b>	174	122	457	458	536	611
<b>sd SI</b>	121	84,7	316	342	246	276
<b>max SI</b>	731	680	2470	2076	1203	1632
<b>min SI</b>	35	10	0	0	34	41
<b>3. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1643	1234	2679	2159	236	220
<b>Umfang in mm</b>	151	163	222	230	79,6	74,1
<b>avg. SI</b>	185	114	467	449	529	624
<b>sd SI</b>	135	73,8	311	333	239	274
<b>max SI</b>	859	680	2470	2455	1203	1632
<b>min SI</b>	35	10	0	0	26	83
<b>Follow-Up Zeit</b>	355 Tage					

Tabelle 19 - Rohwerte: Patient 39

<b>Aufnahme</b>	<b>Psoas Rechts</b>	<b>Psoas Links</b>	<b>ARM Rechts</b>	<b>ARM Links</b>	<b>MFD Rechts</b>	<b>MFD Links</b>
<b>Präinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1272	1369	2252	2008	157	150
<b>Umfang in mm</b>	147	145	196	198	70,4	67,3
<b>avg. SI</b>	79,7	79,2	216	192	489	283
<b>sd SI</b>	42,1	47,7	165	161	158	151
<b>max SI</b>	424	458	1135	1264	969	746
<b>min SI</b>	0	22	0	0	7	42
<b>2. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1289	1356	2139	2090	220	185
<b>Umfang in mm</b>	146	144	194	192	76,7	70,4
<b>avg. SI</b>	79,5	80	207	192	436	290
<b>sd SI</b>	41,5	52,2	157	159	168	161
<b>max SI</b>	469	487	1135	1262	969	785
<b>min SI</b>	0	22	0	0	7	42
<b>3. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1332	1358	2167	2074	208	176
<b>Umfang in mm</b>	148	145	191	194	75,6	70
<b>avg. SI</b>	84,7	81,8	208	191	452	317

<b><i>sd SI</i></b>	52,1	55,8	158	156	163	171
<b><i>max SI</i></b>	516	480	1135	1286	969	807
<b><i>min SI</i></b>	0	22	0	0	7	42
<b>Postinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<b><i>Fläche in mm<sup>2</sup></i></b>	1536	1590	2345	2346	165	183
<b><i>Umfang in mm</i></b>	154	156	194	208	70,7	70,9
<b><i>avg. SI</i></b>	80,9	76	172	179	409	207
<b><i>sd SI</i></b>	41,9	45,9	150	149	214	155
<b><i>max SI</i></b>	460	461	1236	1465	1076	764
<b><i>min SI</i></b>	19	20	0	0	20	21
<b>2. Messung</b>						
<b><i>Fläche in mm<sup>2</sup></i></b>	1560	1616	2390	2421	170	171
<b><i>Umfang in mm</i></b>	151	155	198	208	72,6	68,7
<b><i>avg. SI</i></b>	82,6	77,9	174	179	402	196
<b><i>sd SI</i></b>	46,3	49,5	152	149	222	146
<b><i>max SI</i></b>	460	596	1236	1218	1076	764
<b><i>min SI</i></b>	19	20	0	0	20	21
<b>3. Messung</b>						
<b><i>Fläche in mm<sup>2</sup></i></b>	1561	1624	2362	2380	177	188
<b><i>Umfang in mm</i></b>	150	159	200	208	75,1	70,9
<b><i>avg. SI</i></b>	83,7	79,9	173	179	415	209
<b><i>sd SI</i></b>	50,5	53,5	153	151	217	157
<b><i>max SI</i></b>	519	475	1236	1465	1076	855
<b><i>min SI</i></b>	19	19	0	0	20	21
<b>Follow-Up Zeit</b>	373 Tage					

Tabelle 20 - Rohwerte: Patient 52

<b>Aufnahme</b>	<b>Psoas Rechts</b>	<b>Psoas Links</b>	<b>ARM Rechts</b>	<b>ARM Links</b>	<b>MFD Rechts</b>	<b>MFD Links</b>
<b>Präinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<b><i>Fläche in mm<sup>2</sup></i></b>	1406	1359	3318	3329	172	145
<b><i>Umfang in mm</i></b>	160	175	259	251	68,4	66,1
<b><i>avg. SI</i></b>	74,5	90,5	198	251	338	330
<b><i>sd SI</i></b>	34,8	42,3	104	134	115	118
<b><i>max SI</i></b>	309	332	689	771	522	736

<i>min SI</i>	6	8	0	0	42	6
<b>2. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1426	1423	3306	3450	156	159
<i>Umfang in mm</i>	160	175	265	241	66,4	67,8
<i>avg. SI</i>	76,1	93,5	196	255	353	323
<i>sd SI</i>	36,8	45,7	102	136	109	118
<i>max SI</i>	311	332	689	780	522	736
<i>min SI</i>	6	8	0	0	42	49
<b>3. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1424	1469	3355	3401	165	168
<i>Umfang in mm</i>	159	179	246	247	67,7	69,5
<i>avg. SI</i>	74,8	95,7	198	254	348	320
<i>sd SI</i>	36,1	48,3	103	138	109	119
<i>max SI</i>	311	328	689	789	522	736
<i>min SI</i>	6	8	0	0	42	22
<b>Postinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1707	1434	3365	3494	142	156
<i>Umfang in mm</i>	173	170	246	248	63,8	66,3
<i>avg. SI</i>	77,4	81,7	231	289	373	331
<i>sd SI</i>	35,7	47,1	121	148	95,1	119
<i>max SI</i>	347	317	729	850	564	708
<i>min SI</i>	9	6	10	16	42	35
<b>2. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1740	1437	3349	3522	177	165
<i>Umfang in mm</i>	174	160	248	248	71,3	68,9
<i>avg. SI</i>	77	82,2	230	291	346	331
<i>sd SI</i>	34,5	48,3	121	150	111	123
<i>max SI</i>	347	341	763	850	564	708
<i>min SI</i>	9	6	10	35	42	6
<b>3. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1766	1418	3343	3480	177	170
<i>Umfang in mm</i>	177	165	255	248	72,1	69,5
<i>avg. SI</i>	78,9	79,6	229	290	347	332
<i>sd SI</i>	37	44,5	119	149	109	120
<i>max SI</i>	347	324	729	850	564	708
<i>min SI</i>	9	6	10	16	23	35
<b>Follow-Up Zeit</b>	604 Tage					

**Tabelle 21 - Rohwerte: Patient 60**

<b>Aufnahme</b>	<b>Psoas Rechts</b>	<b>Psoas Links</b>	<b>ARM Rechts</b>	<b>ARM Links</b>	<b>MFD Rechts</b>	<b>MFD Links</b>
<b>Präinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1193	1165	3088	2969	124	126
<i>Umfang in mm</i>	142	144	235	227	54,4	58,7
<i>avg. SI</i>	89,1	86,5	319	364	375	518
<i>sd SI</i>	57,4	53,3	196	221	101	107
<i>max SI</i>	455	428	1245	1390	628	944
<i>min SI</i>	7	7	17	21	108	262
<b>2. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1185	1153	3096	3007	153	173
<i>Umfang in mm</i>	141	143	237	231	58,9	67,5
<i>avg. SI</i>	89,1	86,3	315	364	387	507
<i>sd SI</i>	57,3	54,3	192	219	111	111
<i>max SI</i>	461	420	1245	1390	628	944
<i>min SI</i>	7	7	22	21	97	121
<b>3. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1171	1149	3085	3000	150	155
<i>Umfang in mm</i>	140	142	237	225	58,1	65,2
<i>avg. SI</i>	86,6	85,6	316	368	384	507
<i>sd SI</i>	53,7	52,7	195	222	111	112
<i>max SI</i>	461	426	1245	1390	628	944
<i>min SI</i>	7	7	22	21	65	121
<b>Postinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1044	1090	3026	2894	124	147
<i>Umfang in mm</i>	134	143	235	224	54,4	63,4
<i>avg. SI</i>	86,9	91	375	439	493	586
<i>sd SI</i>	58,7	66,1	214	225	95,9	113
<i>max SI</i>	439	461	1221	1357	699	951
<i>min SI</i>	3	5	16	25	133	118
<b>2. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1040	1003	3031	2911	142	168
<i>Umfang in mm</i>	133	137	240	221	57	66,7
<i>avg. SI</i>	84	86,8	374	442	500	583

<b><i>sd SI</i></b>	52,5	64,7	214	227	98	109
<b><i>max SI</i></b>	439	480	1221	1396	704	951
<b><i>min SI</i></b>	3	5	16	25	125	229
<b>3. Messung</b>						
<b><i>Fläche in mm<sup>2</sup></i></b>	1082	1003	3022	2875	146	159
<b><i>Umfang in mm</i></b>	135	134	242	220	58,3	65,6
<b><i>avg. SI</i></b>	87,9	86	376	440	503	586
<b><i>sd SI</i></b>	59	62,5	215	227	98,9	107
<b><i>max SI</i></b>	424	480	1221	1357	704	951
<b><i>min SI</i></b>	3	5	16	25	91	229
<b>Follow-Up Zeit</b>	446 Tage					

Tabelle 22 - Rohwerte: Patient 65

<b>Aufnahme</b>	<b>Psoas Rechts</b>	<b>Psoas Links</b>	<b>ARM Rechts</b>	<b>ARM Links</b>	<b>MFD Rechts</b>	<b>MFD Links</b>
<b>Präinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<b><i>Fläche in mm<sup>2</sup></i></b>	805	1011	1803	1892	109	120
<b><i>Umfang in mm</i></b>	117	137	210	220	51,5	51,7
<b><i>avg. SI</i></b>	76	79,2	214	211	571	512
<b><i>sd SI</i></b>	42,6	47,6	178	170	205	193
<b><i>max SI</i></b>	477	467	1199	1116	995	810
<b><i>min SI</i></b>	13	10	17	15	34	44
<b>2. Messung</b>						
<b><i>Fläche in mm<sup>2</sup></i></b>	811	998	1795	1953	102	93,5
<b><i>Umfang in mm</i></b>	118	136	209	214	49,2	45,6
<b><i>avg. SI</i></b>	77	80,3	212	214	585	549
<b><i>sd SI</i></b>	44	52,2	177	170	187	134
<b><i>max SI</i></b>	402	484	1129	1116	1081	810
<b><i>min SI</i></b>	13	10	17	15	68	129
<b>3. Messung</b>						
<b><i>Fläche in mm<sup>2</sup></i></b>	828	1013	1831	1944	105	106
<b><i>Umfang in mm</i></b>	117	136	208	226	50,1	48,4
<b><i>avg. SI</i></b>	79,1	80,5	216	215	588	531
<b><i>sd SI</i></b>	48,1	51,4	180	172	183	148
<b><i>max SI</i></b>	477	534	1129	1116	1081	810
<b><i>min SI</i></b>	13	10	17	15	68	114

<b>Postinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	854	1088	2211	2236	122	126
<i>Umfang in mm</i>	121	138	226	233	58,8	58,9
<i>avg. SI</i>	100	96,5	250	269	362	454
<i>sd SI</i>	53,4	49,2	174	177	149	151
<i>max SI</i>	561	518	1188	1165	781	752
<i>min SI</i>	18	22	34	32	81	72
<b>2. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	892	1098	2231	2212	122	119
<i>Umfang in mm</i>	125	145	226	233	58,3	58,8
<i>avg. SI</i>	104	96	251	268	361	453
<i>sd SI</i>	59	46,7	174	177	149	143
<i>max SI</i>	475	451	1188	1165	781	752
<i>min SI</i>	18	22	34	32	81	74
<b>3. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	854	1074	2188	2159	120	120
<i>Umfang in mm</i>	122	144	220	232	58,1	58,9
<i>avg. SI</i>	99	94,6	248	262	358	458
<i>sd SI</i>	51,1	45,1	172	174	150	142
<i>max SI</i>	508	489	1188	1165	781	781
<i>min SI</i>	18	22	34	32	81	88
<b>Follow-Up Zeit</b>	792 Tage					

Tabelle 23 - Rohwerte: Patient 66

<b>Aufnahme</b>	<b>Psoas Rechts</b>	<b>Psoas Links</b>	<b>ARM Rechts</b>	<b>ARM Links</b>	<b>MFD Rechts</b>	<b>MFD Links</b>
<b>Präinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	895	755	2502	2430	167	144
<i>Umfang in mm</i>	127	130	213	205	63,8	66,9
<i>avg. SI</i>	47	67	95,9	109	185	221
<i>sd SI</i>	44,2	46,1	65,5	76,8	65,9	71,4
<i>max SI</i>	326	367	337	426	308	334
<i>min SI</i>	0	0	0	0	7	27
<b>2. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	856	733	2484	2376	154	140

<b>Umfang in mm</b>	120	128	217	204	60,6	63,5
<b>avg. SI</b>	43,5	67,8	96,2	107	183	226
<b>sd SI</b>	39,9	46,9	66	75,7	69,6	66,4
<b>max SI</b>	326	367	337	426	308	334
<b>min SI</b>	0	0	0	0	7	40
<b>3. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	870	741	2471	2427	145	140
<b>Umfang in mm</b>	123	129	214	205	60,5	64,4
<b>avg. SI</b>	44,9	65,8	95,5	109	184	224
<b>sd SI</b>	41	45	65,5	76,9	70	68,5
<b>max SI</b>	326	367	337	426	308	334
<b>min SI</b>	0	0	0	0	7	38
<b>Postinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	903	715	2531	2347	145	140
<b>Umfang in mm</b>	129	127	220	202	59,5	62,1
<b>avg. SI</b>	63,1	122	137	156	236	304
<b>sd SI</b>	53,6	71	89	107	91,4	95
<b>max SI</b>	412	493	492	562	445	478
<b>min SI</b>	0	0	0	0	0	12
<b>2. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	920	707	2527	2392	148	137
<b>Umfang in mm</b>	125	126	220	201	58,7	62,3
<b>avg. SI</b>	61,1	122	137	158	244	309
<b>sd SI</b>	51,7	70,7	88,3	107	86,9	91,3
<b>max SI</b>	412	493	541	562	445	478
<b>min SI</b>	0	0	0	0	0	3
<b>3. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	909	705	2548	2411	141	137
<b>Umfang in mm</b>	129	130	218	201	57,9	62,3
<b>avg. SI</b>	64	119	136	160	246	301
<b>sd SI</b>	55,2	69,2	88,8	109	87,2	96
<b>max SI</b>	412	493	541	562	445	478
<b>min SI</b>	0	0	0	0	0	3
<b>Follow-Up Zeit</b>	598 Tage					

**Kontrollgruppe**

**Tabelle 24 - Rohwerte: Patient 77**

<b>Aufnahme</b>	<b>Psoas Rechts</b>	<b>Psoas Links</b>	<b>ARM Rechts</b>	<b>ARM Links</b>	<b>MFD Rechts</b>	<b>MFD Links</b>
<b>Präinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	880	948	2139	2377	207	200
<i>Umfang in mm</i>	123	134	184	188	76	74,9
<i>avg. SI</i>	50,6	61,5	131	142	203	132
<i>sd SI</i>	18,8	28,7	74	81	80,8	62,9
<i>max SI</i>	218	243	514	547	375	334
<i>min SI</i>	19	20	29	28	37	38
<b>2. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	858	1008	2140	2453	212	234
<i>Umfang in mm</i>	121	144	188	192	74,5	76,4
<i>avg. SI</i>	50,2	65,6	128	145	205	142
<i>sd SI</i>	17,6	33,1	70,7	85,8	78,1	69,1
<i>max SI</i>	181	250	514	559	375	334
<i>min SI</i>	19	20	29	28	58	38
<b>3. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	976	1058	2104	2345	207	163
<i>Umfang in mm</i>	130	151	182	191	71,4	66,8
<i>avg. SI</i>	52,4	66,4	129	139	199	146
<i>sd SI</i>	20,8	34,1	72,1	78,1	81	72,7
<i>max SI</i>	181	243	514	521	375	371
<i>min SI</i>	19	20	29	28	56	38
<b>Postinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	861	829	2812	3062	82,5	105
<i>Umfang in mm</i>	128	111	211	229	51,7	53,5
<i>avg. SI</i>	61,4	71,6	169	192	283	218
<i>sd SI</i>	32,5	45,2	124	133	148	128
<i>max SI</i>	328	385	768	845	584	502
<i>min SI</i>	4	2	2	11	22	24
<b>2. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	873	883	2669	3062	215	215

<b>Umfang in mm</b>	130	113	216	230	71,9	73,2
<b>avg. SI</b>	61,7	73,7	159	194	248	180
<b>sd SI</b>	32,5	49,6	118	136	131	109
<b>max SI</b>	285	441	833	842	584	502
<b>min SI</b>	4	2	2	11	20	24
<b>3. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	859	1034	2850	2965	159	216
<b>Umfang in mm</b>	131	142	220	237	68	73,1
<b>avg. SI</b>	61,5	73,2	168	184	273	185
<b>sd SI</b>	33,4	47,5	123	122	127	112
<b>max SI</b>	372	441	884	802	584	502
<b>min SI</b>	4	2	2	11	22	24
<b>Follow-Up Zeit</b>	1411 Tage					

Tabelle 25 - Rohwerte: Patient 88

<b>Aufnahme</b>	<b>Psoas Rechts</b>	<b>Psoas Links</b>	<b>ARM Rechts</b>	<b>ARM Links</b>	<b>MFD Rechts</b>	<b>MFD Links</b>
<b>Präinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1922	2060	2679	2352	145	134
<b>Umfang in mm</b>	177	175	220	199	67,3	60,6
<b>avg. SI</b>	67,4	81,6	115	126	149	99
<b>sd SI</b>	53,7	80,2	107	102	141	77,4
<b>max SI</b>	573	838	847	1057	677	458
<b>min SI</b>	0	0	0	0	0	14
<b>2. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1916	2036	2650	2336	126	139
<b>Umfang in mm</b>	179	174	220	201	66,6	62,1
<b>avg. SI</b>	68,9	80,8	113	122	122	110
<b>sd SI</b>	58	72,7	104	92,5	105	86,7
<b>max SI</b>	636	844	928	1021	654	467
<b>min SI</b>	0	0	0	0	0	14
<b>3. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	2017	2015	2700	2413	136	134
<b>Umfang in mm</b>	182	176	219	198	66,8	61,7
<b>avg. SI</b>	72,4	79,1	115	128	144	104
<b>sd SI</b>	63,6	71,6	108	110	138	82,7
<b>max SI</b>	636	820	855	952	677	458

<i>min SI</i>	0	0	0	0	5	16
<b>Postinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1876	2001	2646	2381	115	161
<i>Umfang in mm</i>	166	175	216	203	64,5	65
<i>avg. SI</i>	71,4	83,5	122	145	212	128
<i>sd SI</i>	64,7	73,3	135	121	196	105
<i>max SI</i>	837	906	1186	1102	912	646
<i>min SI</i>	0	0	0	0	0	0
<b>2. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1871	2014	2568	2360	133	139
<i>Umfang in mm</i>	167	173	218	201	65,1	61,9
<i>avg. SI</i>	68,2	82,2	114	142	216	150
<i>sd SI</i>	50,8	66,6	113	120	199	127
<i>max SI</i>	657	731	979	1005	912	659
<i>min SI</i>	0	0	0	0	0	13
<b>3. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1902	2000	2713	2380	130	130
<i>Umfang in mm</i>	165	174	219	198	66,8	62,6
<i>avg. SI</i>	72,4	83,4	124	145	184	157
<i>sd SI</i>	62,2	71,1	129	126	180	132
<i>max SI</i>	707	766	1043	1128	912	659
<i>min SI</i>	0	0	0	0	0	13
<b>Follow-Up Zeit</b>	401 Tage					

Tabelle 26 - Rohwerte: Patient 103

<b>Aufnahme</b>	<b>Psoas Rechts</b>	<b>Psoas Links</b>	<b>ARM Rechts</b>	<b>ARM Links</b>	<b>MFD Rechts</b>	<b>MFD Links</b>
<b>Präinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1157	1317	2225	2703	138	106
<i>Umfang in mm</i>	145	158	194	222	66,1	57,2
<i>avg. SI</i>	71,8	83	192	232	296	287
<i>sd SI</i>	43,6	57,4	125	166	159	144
<i>max SI</i>	313	482	819	987	673	610
<i>min SI</i>	18	16	27	25	65	72
<b>2. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1120	1324	2155	2617	136	102

<b>Umfang in mm</b>	146	169	194	213	66,5	63,4
<b>avg. SI</b>	70,8	78,9	184	221	299	315
<b>sd SI</b>	41,7	50,5	117	156	157	141
<b>max SI</b>	313	397	700	987	673	608
<b>min SI</b>	19	16	27	25	65	52
<b>3. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1160	1274	2208	2610	135	128
<b>Umfang in mm</b>	144	159	197	214	65	61
<b>avg. SI</b>	73,1	78,8	193	228	294	277
<b>sd SI</b>	46,1	50,7	127	165	158	146
<b>max SI</b>	313	397	793	987	673	610
<b>min SI</b>	18	16	27	25	65	32
<b>Postinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	957	1090	2173	2597	162	89,9
<b>Umfang in mm</b>	135	161	199	208	69	55,3
<b>avg. SI</b>	126	140	392	418	584	627
<b>sd SI</b>	104	115	260	288	301	272
<b>max SI</b>	798	732	1529	2086	1327	1096
<b>min SI</b>	9	7	18	17	55	57
<b>2. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	948	1077	2040	2465	164	143
<b>Umfang in mm</b>	132	154	200	209	69,6	66,9
<b>avg. SI</b>	126	137	374	405	582	560
<b>sd SI</b>	105	113	247	281	304	264
<b>max SI</b>	798	732	1504	2086	1327	1096
<b>min SI</b>	9	7	18	17	55	59
<b>3. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	978	1041	2142	2538	159	139
<b>Umfang in mm</b>	131	153	194	205	69,6	63,2
<b>avg. SI</b>	132	140	391	410	598	557
<b>sd SI</b>	111	114	260	280	302	263
<b>max SI</b>	649	732	1533	2086	1327	1096
<b>min SI</b>	9	7	18	17	55	57
<b>Follow-Up Zeit</b>	974 Tage					

Tabelle 27 - Rohwerte: Patient 114

Aufnahme	Psoas Rechts	Psoas Links	ARM Rechts	ARM Links	MFD Rechts	MFD Links
<b>Präinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1248	1446	3583	3671	244	257
<i>Umfang in mm</i>	154	174	247	249	85,9	88,8
<i>avg. SI</i>	90,8	88,9	273	271	518	419
<i>sd SI</i>	57,6	64,3	200	188	212	195
<i>max SI</i>	487	470	1407	1392	1010	988
<i>min SI</i>	6	6	12	14	97	27
<b>2. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1247	1429	3548	3688	272	267
<i>Umfang in mm</i>	157	175	251	253	89,8	87,7
<i>avg. SI</i>	89,4	85,8	272	271	494	427
<i>sd SI</i>	53,6	59,6	199	188	219	193
<i>max SI</i>	426	470	1407	1442	1010	988
<i>min SI</i>	6	6	12	14	42	27
<b>3. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1262	1455	3534	3683	257	268
<i>Umfang in mm</i>	157	174	248	242	87,9	88,5
<i>avg. SI</i>	90,8	86,6	270	271	506	423
<i>sd SI</i>	55	60,7	197	185	217	193
<i>max SI</i>	397	470	1407	1392	1010	988
<i>min SI</i>	6	6	12	14	51	27
<b>Postinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1291	1572	3688	3982	239	251
<i>Umfang in mm</i>	160	179	251	260	88,5	92,4
<i>avg. SI</i>	104	108	269	282	473	424
<i>sd SI</i>	48,1	55,5	176	182	214	157
<i>max SI</i>	383	443	1481	1247	972	820
<i>min SI</i>	13	16	26	22	58	53
<b>2. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1306	1580	3783	3996	267	245
<i>Umfang in mm</i>	162	180	250	259	89,7	92,9
<i>avg. SI</i>	109	109	264	277	474	424
<i>sd SI</i>	55	56,4	172	175	218	157

<b>max SI</b>	460	443	1481	1266	972	820
<b>min SI</b>	19	16	26	22	53	53
<b>3. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1302	1581	3789	4025	280	273
<b>Umfang in mm</b>	160	178	251	259	94,6	95,5
<b>avg. SI</b>	108	107	266	278	477	404
<b>sd SI</b>	52,2	53,2	175	174	214	164
<b>max SI</b>	400	443	1481	1198	972	820
<b>min SI</b>	19	16	26	22	58	53
<b>Follow-Up Zeit</b>	415 Tage					

Tabelle 28 - Rohwerte: Patient 115

<b>Aufnahme</b>	<b>Psoas Rechts</b>	<b>Psoas Links</b>	<b>ARM Rechts</b>	<b>ARM Links</b>	<b>MFD Rechts</b>	<b>MFD Links</b>
<b>Präinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1824	1636	2897	3083	138	136
<b>Umfang in mm</b>	172	171	217	212	59,5	66
<b>avg. SI</b>	75,8	75,9	143	138	289	280
<b>sd SI</b>	33,9	34,7	105	107	168	147
<b>max SI</b>	412	383	1011	1146	688	666
<b>min SI</b>	16	17	12	15	38	40
<b>2. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1796	1655	2946	3140	138	129
<b>Umfang in mm</b>	174	170	225	213	62,1	65,1
<b>avg. SI</b>	74,6	75,2	146	141	271	296
<b>sd SI</b>	30,3	32,1	108	107	169	147
<b>max SI</b>	378	383	1011	1069	688	666
<b>min SI</b>	16	17	12	15	38	40
<b>3. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1828	1646	2866	3118	137	141
<b>Umfang in mm</b>	183	168	222	219	60,5	66,4
<b>avg. SI</b>	75,9	75,6	146	138	271	285
<b>sd SI</b>	33,7	33,6	109	103	171	150
<b>max SI</b>	412	383	976	1016	688	666
<b>min SI</b>	16	17	12	15	38	40
<b>Postinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						

<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1759	1649	2813	3079	142	130
<b>Umfang in mm</b>	172	169	214	207	62,7	63,6
<b>avg. SI</b>	80,7	82	143	165	294	328
<b>sd SI</b>	33,2	38,2	115	144	191	167
<b>max SI</b>	364	398	1071	1214	697	681
<b>min SI</b>	18	17	25	24	38	56
<b>2. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1773	1651	2763	3014	140	131
<b>Umfang in mm</b>	173	169	213	210	61,6	65,4
<b>avg. SI</b>	81,8	82,2	140	155	292	323
<b>sd SI</b>	35,7	39,2	109	119	192	168
<b>max SI</b>	390	429	1071	1021	697	681
<b>min SI</b>	18	17	25	24	38	56
<b>3. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1745	1630	2792	3038	143	138
<b>Umfang in mm</b>	171	170	217	208	62,6	66,7
<b>avg. SI</b>	81	80	140	156	292	328
<b>sd SI</b>	35,8	34,1	109	121	191	166
<b>max SI</b>	435	398	1020	1021	697	681
<b>min SI</b>	18	17	25	24	38	56
<b>Follow-Up Zeit</b>	412 Tage					

Tabelle 29 - Rohwerte: Patient 116

<b>Aufnahme</b>	<b>Psoas Rechts</b>	<b>Psoas Links</b>	<b>ARM Rechts</b>	<b>ARM Links</b>	<b>MFD Rechts</b>	<b>MFD Links</b>
<b>Präinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	801	811	1373	1250	132	113
<b>Umfang in mm</b>	140	134	182	165	59,3	51,9
<b>avg. SI</b>	139	118	360	306	682	475
<b>sd SI</b>	78	82,6	304	263	480	358
<b>max SI</b>	697	822	1977	1806	1945	1682
<b>min SI</b>	36	0	0	0	0	0
<b>2. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	785	800	1352	1199	111	114
<b>Umfang in mm</b>	134	136	180	136	57,9	52,8
<b>avg. SI</b>	140	116	340	298	762	479
<b>sd SI</b>	80,1	78	276	256	468	371

<b>max SI</b>	809	873	1945	1806	1945	1682
<b>min SI</b>	36	0	0	0	18	0
<b>3. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	777	826	1330	1232	102	116
<b>Umfang in mm</b>	130	135	180	153	53,2	53,7
<b>avg. SI</b>	138	122	340	302	794	459
<b>sd SI</b>	77,7	91,6	276	260	471	355
<b>max SI</b>	815	874	1945	1806	1945	1682
<b>min SI</b>	36	0	0	0	18	0
<b>Postinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	751	775	1291	1178	103	104
<b>Umfang in mm</b>	135	134	170	165	54,3	51,4
<b>avg. SI</b>	116	92,5	303	263	733	436
<b>sd SI</b>	101	73,4	253	226	394	315
<b>max SI</b>	954	739	1584	1625	1561	1352
<b>min SI</b>	9	5	2	11	57	23
<b>2. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	744	741	1294	1163	102	103
<b>Umfang in mm</b>	131	133	176	167	54,1	51,1
<b>avg. SI</b>	115	95,3	296	272	747	439
<b>sd SI</b>	96,6	81,5	240	246	390	319
<b>max SI</b>	954	741	1445	1625	1561	1352
<b>min SI</b>	9	5	2	11	57	23
<b>3. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	744	745	1312	1163	100	109
<b>Umfang in mm</b>	134	135	177	167	54,3	51,6
<b>avg. SI</b>	119	93,5	301	268	745	414
<b>sd SI</b>	100	75,1	248	238	389	304
<b>max SI</b>	954	749	1641	1625	1561	1352
<b>min SI</b>	9	5	2	11	57	23
<b>Follow-Up Zeit</b>	441 Tage					

Tabelle 30 - Rohwerte: Patient 117

Aufnahme	Psoas Rechts	Psoas Links	ARM Rechts	ARM Links	MFD Rechts	MFD Links
<b>Präinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	2031	1981	2938	2913	193	204
<i>Umfang in mm</i>	164	177	211	214	87,6	87,2
<i>avg. SI</i>	87,2	81	219	247	447	466
<i>sd SI</i>	61,2	49,2	177	220	371	351
<i>max SI</i>	764	697	2073	3056	1396	1406
<i>min SI</i>	5	6	15	14	39	36
<b>2. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1989	2009	2894	2882	205	198
<i>Umfang in mm</i>	162	178	214	211	87,9	84,8
<i>avg. SI</i>	86	83,4	219	242	444	450
<i>sd SI</i>	58,4	55,1	174	204	381	355
<i>max SI</i>	764	774	2073	3056	1396	1429
<i>min SI</i>	5	6	15	14	39	36
<b>3. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	2024	1991	2942	2866	200	206
<i>Umfang in mm</i>	164	177	216	213	87,6	84,9
<i>avg. SI</i>	88,4	81,9	219	241	457	437
<i>sd SI</i>	63,5	51,7	176	208	380	358
<i>max SI</i>	764	732	2073	3056	1396	1431
<i>min SI</i>	5	6	15	14	39	34
<b>Postinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1386	1237	2865	3291	172	177
<i>Umfang in mm</i>	154	143	212	230	73,4	72,7
<i>avg. SI</i>	108	110	183	187	248	191
<i>sd SI</i>	70,3	63,4	130	137	140	147
<i>max SI</i>	690	547	1600	1612	767	789
<i>min SI</i>	20	22	29	28	51	31
<b>2. Messung</b>						
<i>Fläche in mm<sup>2</sup></i>	1371	1288	2889	3311	180	185
<i>Umfang in mm</i>	153	145	215	233	73	72,9
<i>avg. SI</i>	107	109	184	189	230	196
<i>sd SI</i>	69,6	61,1	129	140	137	150

<b>max SI</b>	690	547	1600	1807	767	789
<b>min SI</b>	20	22	29	28	46	31
<b>3. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1394	1281	2886	3288	199	180
<b>Umfang in mm</b>	154	145	213	233	76,4	72,2
<b>avg. SI</b>	110	110	185	189	228	185
<b>sd SI</b>	74,4	64,2	135	138	135	141
<b>max SI</b>	690	575	1600	1746	767	789
<b>min SI</b>	20	22	29	28	37	31
<b>Follow-Up Zeit</b>	365 Tage					

Tabelle 31 - Rohwerte: Patient 118

<b>Aufnahme</b>	<b>Psoas Rechts</b>	<b>Psoas Links</b>	<b>ARM Rechts</b>	<b>ARM Links</b>	<b>MFD Rechts</b>	<b>MFD Links</b>
<b>Präinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1381	1707	2921	2875	280	248
<b>Umfang in mm</b>	156	173	213	220	90,1	92,7
<b>avg. SI</b>	30,6	28,2	109	108	169	139
<b>sd SI</b>	25,2	18,9	95,8	101	132	109
<b>max SI</b>	240	214	722	800	617	471
<b>min SI</b>	2	0	4	4	20	17
<b>2. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1387	1696	2745	2828	279	264
<b>Umfang in mm</b>	156	176	214	208	89	93,4
<b>avg. SI</b>	31	27,6	104	114	164	138
<b>sd SI</b>	26	17,6	88,5	109	134	108
<b>max SI</b>	307	204	681	800	617	471
<b>min SI</b>	2	0	4	4	20	17
<b>3. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1396	1710	2950	2876	226	226
<b>Umfang in mm</b>	156	170	212	212	84,4	91,2
<b>avg. SI</b>	31,3	28,2	110	116	185	137
<b>sd SI</b>	26	19	94,7	110	138	109
<b>max SI</b>	225	214	681	800	617	471
<b>min SI</b>	2	0	4	4	27	18
<b>Postinterventionell</b>						
<b>1. Messung</b>						

<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1527	1861	2354	2518	206	203
<b>Umfang in mm</b>	167	171	203	212	79,1	87
<b>avg. SI</b>	100	95,9	205	237	329	240
<b>sd SI</b>	44,1	37,9	153	184	240	176
<b>max SI</b>	497	453	1308	1544	1052	1094
<b>min SI</b>	16	17	32	28	53	41
<b>2. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1570	1842	2330	2552	194	199
<b>Umfang in mm</b>	166	173	210	211	76,8	86
<b>avg. SI</b>	103	96,4	201	240	331	225
<b>sd SI</b>	51,2	40,3	144	188	242	165
<b>max SI</b>	567	501	1308	1544	1052	1094
<b>min SI</b>	16	17	32	28	53	41
<b>3. Messung</b>						
<b>Fläche in mm<sup>2</sup></b>	1551	1790	2369	2561	199	198
<b>Umfang in mm</b>	162	171	205	212	75,9	84,5
<b>avg. SI</b>	100	95,1	208	244	309	231
<b>sd SI</b>	49,8	38,3	157	195	235	169
<b>max SI</b>	566	477	1308	1544	1052	1094
<b>min SI</b>	16	17	32	28	53	41
<b>Follow-Up Zeit</b>	841 Tage					

## 10 LEBENS LAUF

### PERSONALIEN

Name und Vorname: Bata, Michael  
Geburtsdatum: 18. Mai 1990  
Geburtsort: Henstedt-Ulzburg  
Familienstand: ledig  
Vater: Jaroslaw Bata  
Mutter: Dr. med. Ewa Bata

### SCHULISCHER WERDEGANG

2000 – 2009 Katholisches Gymnasium Sophie-Barat-Schule, Hamburg  
26. Juni 2009 Abitur

### UNIVERSITÄRER WERDEGANG

WS 2010/11 Beginn des Studiums der Humanmedizin  
An der Universität Heidelberg, Fakultät Mannheim  
04. September 2012 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (M1)  
2012 – 2017 Hauptstudium  
15. Oktober 2015 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (M2)  
08. Juni 2017 Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (M3)  
29. Juni 2017 Approbation

### BERUFLICHER WERDEGANG

Seit Januar 2018 Weiterbildung zum Facharzt in der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie der Universitätsklinik Dresden

## 11 DANKSAGUNG

Herrn Prof. Dr. med. Johannes Stöve danke ich für die Überlassung des Themas dieser Arbeit und die ausgezeichneten Möglichkeiten es zu bearbeiten.

Ebenso schulde ich Herrn Dr. med. Michael Breitenfelder größten Dank. Da er mich vom ersten Tag an optimal unterstützt und gefördert hat. Seiner offenen Hilfsbereitschaft und Expertise verdanke ich eine Menge Motivation und Fachwissen, ohne die ich diese Arbeit nicht hätte fertigstellen können.

Frau Hiltrud Niggemann gebührt besonderer Dank, da ohne sie die Statistik vermutlich eine schwer zu überwindende Hürde für mich gewesen wäre.

Weiterhin gilt mein spezieller Dank auch Frau Prof. Dr. Christel Weiß. Da Sie mit viel Engagement und Ratschlägen zur Verbesserung der inhaltlichen und formellen Qualität dieser Arbeit beigetragen hat.

Auch danke ich Sandra Kurzreiter für die Durchsicht meiner Arbeit und die viele treue Unterstützung, die zur Vollendung dieser notwendig war. Ich kann mich glücklich schätzen eine so verlässliche Partnerin an meiner Seite zu haben.

Meiner gesamten Familie danke ich für die Aufrechterhaltung der Motivation und häufiges Erinnern in richtiger Dosis. Auf ihre Unterstützung konnte ich schon mein ganzes Leben lang zählen.

Besonders meinen Eltern danke ich dafür, mir stets ein strebsames Vorbild in allen Belangen gewesen zu sein.

Ihnen widme ich diese Arbeit.