Universität Ulm

Division of Neurophysiology

Leitung: Prof. Dr. Dr. h.c. Frank Lehmann-Horn

Impedanzanalyse und Ultraschall-Elastographie als Möglichkeiten der Untersuchung der Lumbalfaszie

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Humanbiologie (Dr. biol. hum.)

der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

Stefan Dennenmoser

Weingarten/Württ.

2016

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Thomas Wirth
1. Berichterstatter: apl. Prof. Dr. Werner Klingler
2. Berichterstatter: Prof. Dr. Jürgen Steinacker
Tag der Promotion: 11.11.2016

INHALTSVERZEICHNIS ..... **I**

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS ..... **III**

1 EINLEITUNG **1**

1.1 Faszien, separierend verpackende Verbindung 1

1.2 Aufbau der Lumbalfaszie 2

1.3 Bedeutung der Lumbalfaszie für Sport und Beweglichkeit 4

1.4 Klinische Bedeutung der Faszien bei Schmerzsyndromen 4

1.5 Ansätze zur Faszientherapie 5

1.6 Bestimmung der Faszieneigenschaften 8

1.6.1 Impedanzmessung 8

1.6.2 Ultraschall-Elastographie (US-Elastographie) 9

1.7 Ziele und Fragestellung 10

2 MATERIAL UND METHODEN **11**

2.1 Erhebung der Daten 11

2.2 Sportphysiotherapeutische Untersuchung 13

2.3 Statistische Auswertung 16

3 ERGEBNISSE **17**

3.1 Biometrische Daten und spezifische Anamnese 17

3.2 Erhöhte Impedanz während der Bindegewebsmanipulation 19

Interessante Einzelfälle 23

3.3 Geschlechtsspezifische Impedanzwerte 25

3.4 Altersunterschiedliche Impedanzwerte 29

3.5 BMI-Abhängigkeit der Impedanzparameter 34

3.6 Sportliches Training und Impedanzwerte 37

3.7 Schmerz und Impedanz 40

3.7.1 Schmerzhäufigkeit 41

3.7.2 Schmerzintensität 44

3.8 Ultraschall- Elastographie: Vorher-Nachher-Vergleich 48

3.8.1 US-Elastographie - Beurteilung der Kurvenform: Streuung, Kurtosis und Skew-Wert des Histogramms 51

3.9 Geschlechtsspezifischer Werteverlauf der US-Elastographie 53
3.10 Altersgruppierung und US-Elastographie 55
3.11 BMI und US-Elastographie 58
3.12 Sporthäufigkeit und US-Elastographie 60
3.13 Schmerzhäufigkeit und US-Elastographie 64
3.14 Schmerzintensität und US-Elastographie 65
3.15 Responder vs. Non-Responder 68

4 DISKUSSION 70

4.1 Bedeutung der biometrischen Parameter 70
4.1.1 Geschlechtsunterschiede in den Ausgangswerten 70
4.1.2 Weniger Gewebswasser und härteres Gewebe im Alter 71
4.1.3 Weniger Wasseranteil bei höherem Body-Mass-Index 71
4.1.4 Mehr Muskelzellmasse und weicheres Gewebe durch Sport 72
4.1.5 Schmerzhäufigkeit und -intensität ergeben uneinheitliche Werte 73

4.2 Effekte während und nach der Bindegewebsmanipulation 74
4.2.1 Wassergehalt der Lumbalfaszie 74
4.2.2 Gewebshärte der Lumbalfaszie 75
4.2.3 Geschlechtsunterschiede im Verlauf der Gewebshärte 76
4.2.4 Erschwerte Wasserbindung bei Älteren 77
4.2.5 Kapazitive und US-elastographische Reaktion bei hohem BMI 78
4.2.6 Sport senkt die Resistanz und hebt den Phasenwinkel 78
4.2.7 Uneinheitliche Werte bei Schmerzen 79

4.3 Bedeutung für die sportphysiotherapeutische Behandlung 80

5 ZUSAMMENFASSUNG 82
6 LITERATURVERZEICHNIS 84
DANKSAGUNG 95
LEBENSLAUF 96
PUBLIKATIONEN 97

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

ALF	Anteriores Lumbalfaszienblatt
BGM	Bindegewebsmanipulation
BIA	Bioelektrische Impedanzanalyse
BMI	Body-Mass-Index
ES	Mm. erector spinae
EZM	Extrazelluläre Matrix
Lig.	Ligament
Ligg.	Ligamente
LWK	Lendenwirbelkörper
M.	Muskel
MLF	Mediales Lumbalfaszienblatt
Mm.	Muskeln
MFB	Myofibroplast(en)
NRS	Numerische Rating Skala
PLF	Posteriores Lumbalfaszienblatt
PS	M. psoas
Proc.	Processus
Procc.	Processi
QL	M. quadratus lumborum
US	Ultraschall
WHO	World-Health-Organization

1 Einleitung

1.1 Faszien, separierend verpackende Verbindung

Das fasziale System ist ein ubiquitäres Netzwerk aus kollagenösem Bindegewebe mesenchymalen Ursprungs. Es durchzieht den Organismus in unterschiedlichen Erscheinungsformen (Stecco et al. 2007, Schleip et al. 2012). Je nach Faserdichte, Anordnung der Kollagenfasern und Wassergehalt übernimmt es unterschiedliche Aufgaben im Körper. Kollagen als hauptsächlicher Bestandteil der Faszien bildet mit über 30% Anteil das häufigste Protein im menschlichen Körper. Aus funktioneller Sicht und laut der Definition des ersten Fascia Research Congress in Boston 2007 werden alle kollagenhaltigen Bindegewebsstrukturen des Körpers, deren Morphologie durch Spannungsbelastug bestimmt ist, als Faszien bezeichnet (Findley u. Schleip 2007, Schleip et al. 2012). Diese bilden ein kontinuierliches Netzwerk aus dreidimensionalen Taschen und Verbindungen über kurze und lange Distanzen, indem sie Zellen, Zellverbände und Organe umgeben, abgrenzen, aber auch verbinden (Schleip et al. 2012, Wilke et al. 2016). Die Muskulatur betreffend zählen Endo- und Peri-, sowie das Epimysium zu den Myofaszien, welche sich am Muskelursprung und -ansatz ligamentär fortsetzen und meist über das Periost mit den entsprechenden Knochen verbunden sind (Purslow u. Delage 2012). Die klassische Trennung der Medizin und Bewegungswissenschaften zwischen Sehnen, Muskeln und Bändern wird durch die Erkenntnisse der Faszienforschung erweitert und erhält wichtige, v.a. die Biomechanik betreffende Impulse: Sehnen, Kapsel-Bandstrukturen, Retinaculi und Aponeurosen stellen ein dreidimensional-kontinuierliches Netzwerk dar, um (Muskel-)Kräfte multivektoriell zu übertragen, Gelenke zu sichern, Belastung zu verteilen, Kräfte zu speichern und dadurch Bewegung hervorzurufen, sowie kinästhetische Informationen zu liefern (Fukanaga et al. 2002, Milz et al. 2002, Hagert et al. 2005, Barker et al. 2007, Eames et al. 2007, Huijing 2009). Einer isolierten Betrachtung der Muskelfunktion wird in neueren Untersuchungen deutlich widersprochen und diese durch vernetzende Konzepte ergänzt (Wilke et al. 2016). Über dieses Modell der synergistischen myofaszialen Ketten hinaus misst Huijing ungleiche Kräfte an gegenüberliegenden Seiten der Dorsalextensoren am Fuß/Pfote der Ratte und stellt eine mechanische Kraftübertragung antagonistischer Muskulatur an deren Unterschenkel fest (Huijing 2007). Von anatomischer Seite berichten Stecco et al. von unbe-

achteten Verbindungen und Strukturen der vorderen Rumpfwand (Stecco et al. 2007).

1.2 Aufbau der Lumbalfaszie

Als zentrale Struktur spielt die Lumbalfaszie eine biomechanisch entscheidende Rolle beim aufrechten Gang des Menschen und bei der Stabilisierung der Wirbelsäule (Barker et al. 2004, Gracovetsky 2008, Iwasaki et al. 2014).

Neuere anatomische Studien beschreiben die Lumbalfaszie als dreischichtige, flächige Struktur (Willard et al. 2012). Das innere Blatt ist verbunden mit den Procc. spinosi der Brust- und Lendenwirbelsäule und setzt sich nach lateral anterior des M. quadratus lumborum fort. Die besonders derbe mittlere Schicht liegt dorsal des M. quadratus lumborum und weist eine direkte Verbindung zum M. transversus abdominis auf, welcher damit direkten Einfluss auf die Vorspannung der Lumbalfaszie nehmen kann (Barker et al. 2007). Die äußere Schicht liegt dorsal zu den Mm. erector spinae und den Mm. multifidii und bietet dadurch den günstigsten Hebel bezüglich der Lordosierung der LWS (Schleip et al. 2007) (Abb. 1).

Von dorsal betrachtet stellt sich die Lumbalfaszie als eine rautenförmige Aponeurose dar, welche von den Procc. spinosi der unteren Brustwirbel bis zum Beckenkamm und dem Kreuzbein reicht und seitlich in die Faszien der Bauchmuskulatur übergeht. Weitere Muskeln, welche an ihr ansetzen sind M. latissimus dorsi, M. serratus post. inf. und als Verbindung zu den unteren Extremitäten auch die Glutealmuskulatur und der M. bizeps femoris (Bogduk u. Macintosh 1976, Vleeming et al. 2007). Nichtmuskuläre Ansätze findet man außer an den Procc. spinosi auch an den Ligg. supraspinales und interspinales und den Kapseln der Facettengelenke, was sowohl der Stabilität, als auch der Kraftübertragung im lumbosakralen Bereich dient (Vleeming et al. 1995).

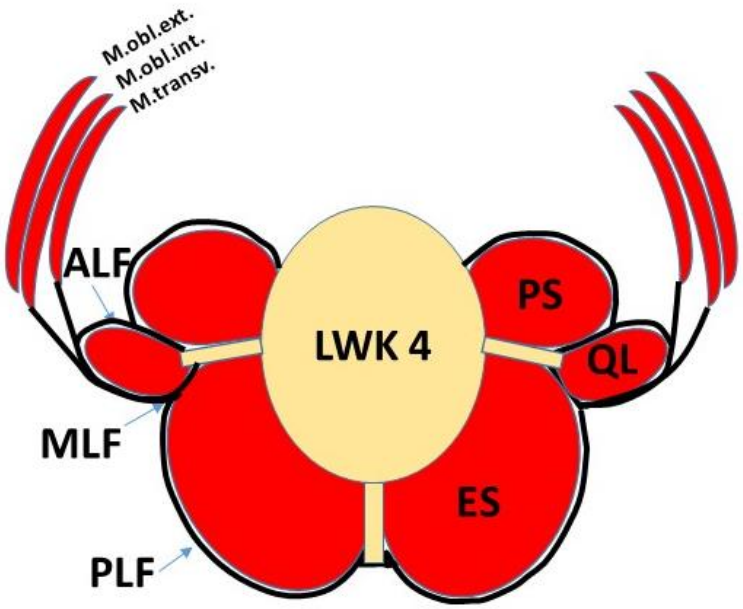

Abb. 1: Paraspinale Muskulatur und deren fasziale Schichten, horizontaler Schnitt auf Höhe des vierten Lendenwirbelkörpers (LWK 4)

Die Abbildung zeigt die knöchernen, muskulären und faszienrelevanten Strukturen des dorsalen und lateralen Rumpfes in einem Horizontalschnitt auf Höhe des vierten Lendenwirbelkörpers. Interessant ist die Spannungskontinuität der Lumbalfaszie um den gesamten Rumpf herum, letztlich bis zur hier nicht gezeichneten tiefen, transversalen Bauchmuskulatur.

LWK 4: vierter Lendenwirbelkörper. PLF: Posteriores Lumbalfaszienblatt.

MLF: Mediales Lumbalfaszienblatt. ALF: Anteriores Lumbalfaszienblatt.

ES: Mm. erector spinae. PS: M. psoas. QL: M. quadratus lumborum.

M.obl.ext/M.obl.int: Musculus obliquus externus/internus abdominis

M.transv: Musculus transversus abdominis *© eigene Zeichnung*

1.3 Bedeutung der Lumbalfaszie für Sport und Beweglichkeit

Eine zentrale Rolle der Lumbalfaszie begründet sich aus ihrer Lage und Funktion als elastisches Bindeglied zwischen Rumpf und unteren Extremitäten. Ihre rautenförmige Struktur ermöglicht kontralaterale Kraftübertragungen und unterstützt den ökonomischen Gang bzw. das schnelle Laufen über eine Speicherung des Rotationsimpulses (Vleeming et al. 1995, Gracovetsky 2008).

Bei Flexionsbewegungen des Rumpfs in der Sagittalebene gerät die Lumbalfaszie unter Spannung und übernimmt beim gesunden Menschen mit zunehmender Vorbeuge einen Großteil der Spannung der Rücken-Streckmuskulatur. Selbiges wird als „Flexion-Relaxation-Phänomen“ bezeichnet, weil die Aktivität der Rückenstrecker stetig abnimmt, bis ab etwa 30 Grad Rumpfbeugung elektromyografisch keine Muskelinnervation mehr nachweisbar ist. Davon abweichend bleibt bei Menschen mit Rückenschmerzen die Muskelaktivität jedoch teilweise erhalten (Colloca u. Hinrichs 2005). Beim Heben schwerer Lasten kann die Lumbalfaszie die aufrichtende Rückenmuskulatur unterstützen (Barker et al. 2006, Panjabi 2006).

Die funktionelle Verbindung der Lumbalfaszie in kraniokaudaler Richtung wird im Rahmen der Beweglichkeits-Testung mittels Finger-Boden-Abstand bei der Rumpfbeuge deutlich. In vielen Fällen zeigt sich eine erhöhte Beweglichkeit des Rückens, wenn an einem der beiden Enden der rückseitigen myofaszialen Kette dehnend gearbeitet wird. Nach einer dehnenden Druckbehandlung der Plantarfaszie oder einer manuellen Behandlung der kurzen Nackenmuskeln verringert sich der Finger-Boden-Abstand, ohne ein direktes Arbeiten am Rücken selbst (Grieve et al. 2015, Cho 2015).

1.4 Klinische Bedeutung der Faszien bei Schmerzsyndromen

Immer mehr Untersuchungen weisen auf die ursächliche Bedeutung der Faszien im Zusammenhang mit chronischen Rückenschmerzen, Fibromyalgien, Haltungsschwächen und Überlastungssyndromen hin (Barker et al. 2007, Schleip et al. 2007, Schilder et al. 2014, Ranger 2016). Durch Anpassungsreaktionen des Bindegewebes entwickeln sich tätigkeitsspezifische Verfestigungen, lassen sich geschlechts- und altersabhängige Unterschiede der Faszienausprägung, sowie Ge-

sunden und Schmerzpatienten feststellen und eine veränderte myofasziale Propriozeption und Koordination beobachten (Benjamin u. Ralphs 1998, Järvinen et al. 2002, Moseley et al. 2008, Pascal Huerta u. Alacon Garcis 2007, Langevin et al. 2011, Stecco et al. 2013, Pavan et al. 2014, Bishop et al. 2016). Den Myofibroblasten (MFB) wird dabei eine ursächlich fibrotisierende Wirkung zugeschrieben, so beschreibt Gabbiani eine dauerhaft erhöhte Konzentration von MFB beim Dupuytren-Syndrom, Fidzianska & Jablonska eine spezielle Art der Sklerodermie, die Kongenitale fasziale Dystrophie, welche mit einer deutlichen Verdickung der Kollagenfibrillen und der vermehrten Präsenz von MFB einhergeht (Fidzianska u. Jablonska 2000, Gabbiani 2003, Hildebrand et al. 2004). Zwischen der Dicke und Verschieblichkeit der einzelnen Lagen der Lumbalfaszie und dem Auftreten von Rückenschmerzen findet Langevin et al. einen Zusammenhang, welcher bei Männern deutlicher ausfällt als bei Frauen. Personen mit einer dickeren Lumbalfaszie und weniger Gleitbewegung der einzelnen Schichten weisen dabei häufiger Rückenschmerzen auf als Gesunde (Langevin et al. 2009, Langevin et al. 2011). Innerhalb der Lumbalfaszie findet man Schmerzrezeptoren vor allem im äußeren Blatt, verbunden mit einer erhöhten Konzentration von CGRP (calcitonin gene-related peptide) und Substanz P (Tesarz et al. 2011). Dabei scheinen manche Schmerzen mehr aus faszialen Strukturen als aus dem Muskel selbst zu stammen (Mense 2003, Gibson et al. 2009). Sie werden meist emotional-bedrohlicher empfunden als reine Muskelschmerzen (Schilder et al. 2014).

1.5 Ansätze zur Faszientherapie

Die Grundlage für die Faszientherapie bilden vier entscheidende Gewebeeigenschaften von Faszien. Erstens zeichnet sich das fasziale Bindegewebe durch eine hohe Wasserbindungskapazität aus. Die Art und das Ausmaß der Wasserbindung entscheiden über die biomechanischen Eigenschaften des Gewebes, insbesondere der Funktion als Gleitgewebe (Pavan et al. 2014). Extrazelluläres Wasser bindet in der extrazellulären Matrix (ECM) an langkettige Moleküle wie beispielsweise Glykosaminoglykane und Hyaluronan (Hinz 2013). Bestandteile der ECM sind neben Wasser vorwiegend Typ I Kollagen, aber auch Elastin, Glykosaminoglykane, Proteoglykane und Verbindungsproteine wie Fibronektin und Laminin. Diese Komponenten unterliegen einem degenerativen Alterungsprozess, welcher sich in ver-

kürzten Ketten und reduzierten Verzweigungen ausdrückt und unter dem Begriff des „proteoglycan aging“ bekannt ist (Carrino 2011, Shen et al. 2015). Das Gewebswasser enthält Elektrolyte und Nährstoffe, aber auch Abfallprodukte des zellulären Stoffwechsels und gegebenenfalls auch Anreicherungen von Entzündungs- und Schmerzbotenstoffen (van den Berg 2012). Physiologisch erfolgt der Austausch des Gewebswassers durch den onkotischen und hydrostatischen Druck, sowie durch die Eigenbewegung, welche ebenfalls den Lymphabfluss fördert (Reed u. Rubin 2010). Der Wasseranteil des menschlichen Körpers sinkt beim Altern erheblich, von ca. 85% beim Neugeborenen auf ca. 60% bei einem Senior mit erheblichen Konsequenzen für die Beweglichkeit (Dittmar 2003).

Die zweite Besonderheit der Faszien bilden die weitreichenden dreidimensionalen Vernetzungen im Körper, die letztendlich alles mit allem verbinden. Ein funktionales Netzwerk überträgt Kräfte und Spannungen über weite Distanz und trägt somit zur Ganzkörper-Koordination bei (Wilke et al. 2016). Das kollagenöse Netzwerk findet sich auch in Aponeurosen, Nervenscheiden, Muskelansätzen, Sehnen, Ligamenten, Gelenk- und Organkapseln (Schleip et al. 2012, Turrina 2013). Mechanische Irritation oder Störungen des Gewebsstoffwechsels können zu Verdickung und einer gestörten Verschieblichkeit von faszialem Gewebe, zu Bewegungseinschränkungen und letztendlich zu Schmerzsyndromen führen (Langevin et al. 2011, Pavan et al. 2014). Insbesondere die oberflächlichen, eher lockeren Schichten der Faszien haben eine reichhaltige Innervation mit freien Nervenendigungen, welche mechanische Qualitäten wie Druck, Zug aber auch Schmerz detektieren können (Mense 2003). Diese dritte Eigenschaft von Faszien liefert einen wesentlichen Beitrag zur Körperwahrnehmung. Bei komplexen Bewegungsabläufen, wie beispielsweise beim Sport, ist sensorischer Input aus faszialem Gewebe entscheidend für eine gezielte neuromuskuläre Koordination (van der Wal 2009).

Die vierte Besonderheit besteht in der Bedeutung der Faszien für die sensomotorische Koordination und der Funktion als Energiespeicher. Faszien fungieren als Regulatoren der Kraftentwicklung, der Kraftübertragung und als elastische Energiespeicher. Sie können Kräfte über laterale Vernetzungen umlenken, Energie als kinetische Energie speichern und Bewegungen im Sinne eines myofaszialen Servomechanismus verstärken (Fukanaga et al. 2001, Fukanaga et al. 2002, Kawakami et al. 2002, Huijing 2009, Roberts u. Konow 2013).

Aktuelle Untersuchungen zeigen, dass sich fasziales Gewebe durch gezieltes Training verändern lässt. Allerdings ist die Zeitdauer für Anpassungen langsamer als beispielsweise bei der Muskulatur selbst und benötigt teilweise auch starke Reize (Kjaer et al. 2006). Für bestimmte Sportarten (z.B. Laufen, Hüpfen) konnte bereits nachgewiesen werden, dass Veränderungen des faszialen Bindegewebes die sportliche Performance verbessern kann (Fouré et al. 2011, Cheatham et al. 2015, Hoffrén-Mikkola et al. 2015). Aber auch bei schmerzhaften Veränderungen kann spezifisches Faszientraining hilfreich sein (Pearcey et al. 2015). Veränderungen der Gewebesteifigkeit versucht man mit geeigneten Geräten zu messen (Chunag et al. 2012, Schneider et al. 2015, Brandenburg et al. 2014).

Dabei ist die Faszie in vivo immer als funktionelle Einheit mit der zugehörigen Muskulatur zu betrachten. Letztere passt die Faszienspannung über eine aktiv erbrachte Kontraktion an die momentanen Erfordernisse an, meist in Form einer antizipatorischen Vorspannung. Dies kann sowohl lokal als koordinierte motorische Innervation geschehen, als auch über eine generelle, vegetativ induzierte Anpassung der Gesamtspannung (Maas u. Sandercock 2010)

Darüberhinaus ist sowohl der Muskeltonus, als auch die Faszienelastizität von physikalischen Umgebungsbedingungen wie der Temperatur und dem pH-Wert abhängig (Thomas u. Klingler 2012).

Weniger Daten existieren zum Faszientonus selbst, obwohl die Faszienspannung ebenfalls plastische Eigenschaften aufweist. Schleip beschreibt eine glattmuskelähnliche Kontraktion der Faszien über die Myofibroblasten, die in vitro über eine Mepyraminlösung - und teilweise durch Histamin und Oxytocin - erreicht werden kann (Schleip 2006). In vivo lässt sich eine reduzierte Viskosität der Grundsubstanz durch manuellen Druck und Bewegung erreichen (Pavan et al. 2014). Eine Anpassung an wiederholte Strukturbeanspruchung findet durch den Umbau der Kollagenstruktur statt (Järvinen et al. 2002, Kjaer et al. 2006).

1.6 Bestimmung der Faszieneigenschaften

1.6.1 Impedanzmessung

Die Grundlagen für die Bioelektrische Impedanzanalyse (BIA) legte der amerikanische Forscher Nyboer um 1970, indem er nachwies, dass Impedanzwerte Rückschlüsse auf die Körperzusammensetzung zulassen (Walter et al. 1970, Kyle et al. 2004). Die BIA stellt eine Möglichkeit dar, den Wasser- und Fettgehalt des Menschen zu bestimmen. Darüber hinaus lassen sich diese durch phasensensitive Messverfahren und/oder variable Stromfrequenzen genauer in Fettmasse, fettfreie Masse, Körperzellmasse und intra- und extrazelluläre Flüssigkeit spezifizieren (Kyle et al. 2001, Bosy-Westphal et al. 2006, Sanjib 2010). Es werden Ströme kleiner 1 mA (unterhalb der menschlichen Wahrnehmungsgrenze) mit Frequenzen von 1 bis 100 kHz angewandt. Erhobene Messgrößen sind dabei drei Faktoren der Impedanz: die Resistanz, die Reaktanz und der Phasenwinkel.

Die Resistanz gibt den reinen ohmschen Widerstand des elektrolythaltigen Gesamtkörperwassers wieder, ohne die kondensatorischen Eigenschaften der Körperzellen zu berücksichtigen. Auf Grund des geschlechtstypischen höheren Fettgehalts, und damit verbundenen geringeren Wassergehalts von Frauen gegenüber Männern, findet man bei diesen gewöhnlich eine höhere Resistanz (Dittmar 2003, Bosy-Westphal 2006).

Die Reaktanz und der Phasenwinkel stehen für die zellulären Eigenschaften des Gewebes. Jede Zellmembran des Körpers wirkt durch ihre Protein-Lipidschichten wie ein elektrischer Kondensator, wodurch sich ein kapazitiver Widerstand, die Reaktanz, ergibt. Auf Grund der kapazitiven Eigenschaften der Zellen eilt das Strommaximum dem Spannungsmaximum voraus. Diese Verschiebung auf der wechselstrombedingten Sinusschwingung wird als Phasenwinkel angegeben. Der Gewebswiderstand ist auch von der verwendeten Messfrequenz abhängig. Bis zu einem Optimum von ca. 50 kHz nimmt der kapazitive Widerstand der Zellmembranen und damit der Phasenwinkel zu, bis 100 kHz wieder ab (Rutkove 2006, Satish et al. 2012) (Abb. 2).

Abb. 2: Kapazitive Eigenschaften von Gewebe in Abhängigkeit der Stromfrequenz:

Wechselstrom wird durch Grenzflächen im Gewebe, z.B. fasziales Gewebe oder Lipidmembranen der Zellen, beeinflusst. Die Strom-/Spannungskurve erfährt durch die kapazitiven Eigenschaften eine Verschiebung, welche als Phasenwinkel bezeichnet wird. *© eigene Zeichnung*

1.6.2 Ultraschall-Elastographie (US-Elastographie)

Die US-Elastographie basiert auf einer hochauflösenden Ultraschall-Abbildung im B-Modus, addiert jedoch die zeitliche Verzögerung der Reflexion einer zusätzlich applizierten Longitudinal- bzw. Scherschwingung (Axial- bzw. Shear-Strain) als farblich kodierte Überlagerung über dem dargestellten Abschnitt. Dadurch ermöglicht dieses Verfahren, Gewebe unterschiedlicher Härte, auch in tieferen Gewebeschichten zu identifizieren. Gewöhnlich wird diese Technik zur Diagnose der Gewebebeschaffenheit eingesetzt (Brandenburg et al. 2014, Mohseni-Bandpei et al. 2014, Kim et al. 2016), sei es aufgrund von fibrotischen Prozessen, Bandscheibenveränderungen, Muskel- und Sehnenhärte, zur Frühdiagnose und klinischer Verlaufskontrolle von Plantarfasziitis und anderer muskuloskeletaler Beschwerden, sowie der Diagnose und Differentialdiagnose von Weichteiltumoren (Creswell et al. 1992, Drakonaki et al. 2012, Pedersen et al. 2012, Hsiao et al. 2015, Tang et al. 2015, Vergari et al. 2016, Zhang et al. 2016).

In der sportphysiotherapeutischen Behandlung von Spitzensportlern findet die US-Elastographie zunehmend Anwendung. Raùl Fernandez, Chef-Physiotherapeut vom Fußballclub Réal Madrid äußert: „Die Bestimmung der faszialen Gewebeeigenschaften mittels US-Elastographie zählt heutzutage zu den modernen Standardverfahren einer leistungsorientierten Sportphysiotherapie“ (Fernandez 2013).

1.7 Ziele und Fragestellung

Fasziales Gewebe bildet ein verbindendes dreidimensionales Netzwerk im Körper. Besondere biomechanische und funktionelle Bedeutung beim Menschen hat die Fascia thorakolumbalis. In Faszien findet sich eine hohe Dichte an Nozizeptoren, sowie freie Nervenendigungen. Ein kausaler Zusammenhang zu chronischen Schmerzsyndromen wird postuliert.

Ansätze zur Faszientherapie stützen sich auf die Gewebeeigenschaften der Faszien mit veränderbarer Hydratisierung, Plastizität der Innervation und Beeinflussung der Ordnung, Ausrichtung und Dichte der Kollagenfasern.

Das Ziel der Arbeit ist es, eine lokale Bindegewebsmanipulation hinsichtlich der Veränderungen im faszialen Gewebe zu evaluieren. Die Untersuchungen umfassen eine Impedanzmessung, Ultraschallelastographie, sowie eine spezifische Befragung. Mit diesen Methoden soll geprüft werden, ob und wie sich der Wassergehalt und die Steifigkeit des behandelten Lumbalfaszienabschnitts verändern. Die Ergebnisse ermöglichen Rückschlüsse auf physiotherapeutische Verfahren.

2 Material und Methoden

2.1 Erhebung der Daten

In der Praxis meiner faszienpräventiven sportphysiotherapeutischen Behandlung von Personen unterschiedlichen Hintergrunds, wurden routinemäßig sowohl persönlich-anamnestische, als auch im Therapieverlauf anfallende Daten der Impedanzmessung und US-Elastographie erhoben. Die relevanten Daten für die vorliegende Studie entstammen aus dem letzten Quartal des Jahres 2013. Insgesamt waren dies 60 Datensätze, von denen zwei aufgrund ihrer randständigen Body-Mass-Index-Werte von kleiner als 18 bzw. größer als 33 exkludiert wurden, sodass noch 58 verblieben. Diese Daten wurden in anonymisierter Form ausgewertet, sodass eine Zuordnung der erhobenen Daten zu den einzelnen teilnehmenden Personen ausgeschlossen ist. Zusätzlich wurde das Einverständnis der Betroffenen eingeholt, die erhobenen Daten unter diesen Bedingungen zu verwerten und veröffentlichen zu dürfen.

Die jüngste Teilnehmerin war 18, die beiden Ältesten 72 Jahre alt, der Altersdurchschnitt betrug 41 ± 16 Jahre. Es wurde auf eine möglichst hälftige Verteilung der Geschlechter geachtet, diese belief sich auf das Verhältnis von weiblich:männlich = 30:28.

Von allen Teilnehmern wurden die biometrischen Daten (Alter, Größe, Gewicht) bestimmt. Die sportphysiotherapeutisch spezifische Anamnese umfasste zusätzlich die Art und den Umfang der sportlichen Aktivität, sowie Stärke und Frequenz eventuell vorhandene Schmerzen, spezifisch im unteren Rücken.

Chronische, sowie subakute Schmerzen wurden hinsichtlich ihrer Stärke und Frequenz abgefragt. Die Schmerzintensität sollte auf einer numerischen Ratingskala mit den Werten 0-10 eingeteilt, die Häufigkeit in Schmerzereignisse pro Woche angegeben werden. Eine eventuelle Medikamenteneinnahme innerhalb der vergangenen sechs Monate wurde erfragt (Tabelle 1).

Tabelle 1: Abgefragte persönliche Merkmale innerhalb der spezifischen sportphysiotherapeutischen Behandlung

Folgende persönlichen Merkmale wurden im Rahmen der sportphysiotherapeutischen Behandlung aufgenommen und für die Auswertung im Rahmen dieser Studie anonymisiert zur Verfügung gestellt. Sie werden im weiteren Verlauf in Verbindung mit den Werten der Impedanzmessung und der Ultraschall-Elastographie deskriptiv und statistisch ausgewertet.

m/w = männlich/weiblich. BMI = Body-Mass-Index.

Persönliches Merkmal:	**Parameter:**
Geschlecht, Alter	m/w, Jahre
Körpergröße, Gewicht, BMI	m, kg, kg/Größe^2
Sporthäufigkeit	0-1 mal pro Woche 2-3 mal pro Woche 4-5 mal pro Woche
Art der sportlichen Aktivität	Ausdauer, Kraft oder Koordination
(Rücken-) Schmerzhäufigkeit	0-1 mal im Monat bis 1 mal pro Woche mehr als 1 mal pro Woche
Schmerzintensität	Numerische Analogskala von 0 bis 10 (keiner bis größter vorstellbarer Schmerz)
Medikamenteneinnahme aktuell	ja / nein

2.2 Sportphysiotherapeutische Untersuchung

Die spezifischen sportphysiotherapeutischen Evaluationen werden stets unter standardisierten Bedingungen durchgeführt. Insbesondere dürfen die Personen zwei Stunden vor der Untersuchung keine Mahlzeiten und keine größeren Mengen Flüssigkeit zu sich nehmen. Auf sportliche Tätigkeiten ist in der Zeit ebenfalls zu verzichten. Die Raumtemperatur wird auf 22° Celsius gehalten und das Procedere ist stets identisch.

Alle Personen werden in einer sitzenden Position auf einem speziellen Massagestuhl TSGPS Kingpower Aluminium-Massagestuhl (TSGPS GmbH, 47906 Kempen, Deutschland) behandelt, wobei der Rumpf von ventral in Brustbeinhöhe und der Kopf durch eine Auflage gestützt werden (Abb. 3).

Die Position sollte subjektiv als bequem empfunden werden und wird hinsichtlich der Sitzhöhe auf die jeweilige Körpergröße angepasst, um den Hüftwinkel nicht unter 70 Grad geraten zu lassen. Ein spitzerer Winkel würde über die Verbindung der Hüftstrecker zur Lumbalfaszie und einer übergroßen Beckenaufrichtung eine zu große Spannung der Lumbalfaszie bewirken.
Klebe-Elektroden werden in der Art angebracht, dass zwischen den beiden Messelektroden ein Abstand von 6 cm entsteht, in welcher der Ultraschallkopf genau positioniert werden kann. Somit ist die Relokalisierbarkeit des US-Messbereichs erleichtert. Sowohl die Impedanzmessung, als auch die Ultraschalluntersuchung werden 2 cm paravertebral auf Höhe LWK 2 - LWK 4 durchgeführt, weil dort die Lumbalfaszie sonographisch am deutlichsten abzubilden ist.
Die Anordnung der Elektroden erfolgt unilateral mit dem Geber-Elektrodenpaar außen und dem Messelektrodenpaar auf der inneren Position (Abb. 3). In einem ersten Schritt werden die elektrische Resistanz, die Reaktanz und der dazugehörige Phasenwinkel bei einer Frequenz von 50 kHz gemessen. Es kommt dabei ein Impedanzmessgerät der Firma Juwell-Medical, 82131 Gauting, zum Einsatz (BodyImpedanceAnalyse-Gerät, BodyExplorer 2006), welches die Messwerte simultan innerhalb von fünf Sekunden ermittelt (Tabelle 2).

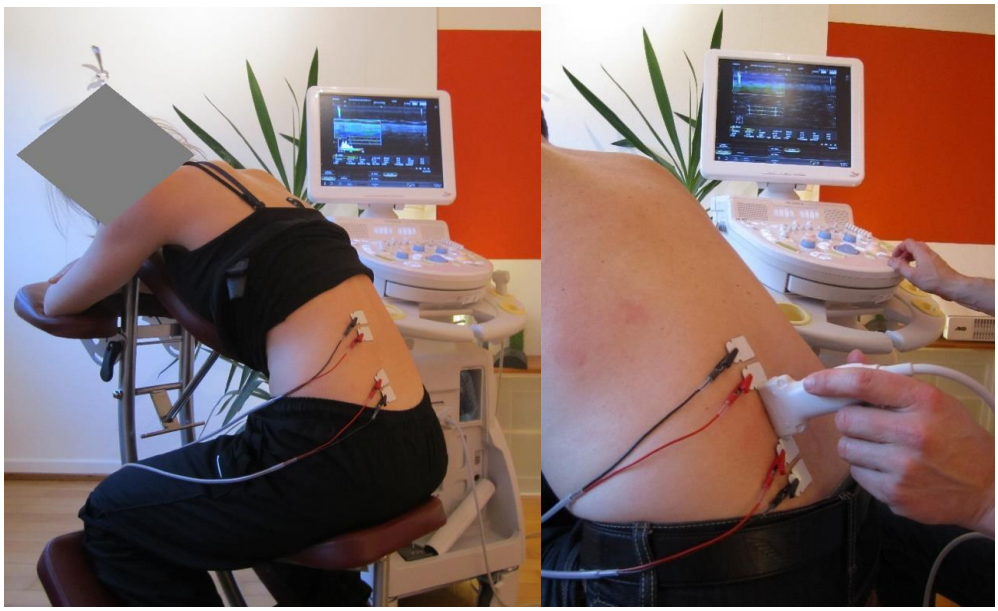

Abb. 3 links: übliche Positionierung auf dem Behandlungsstuhl

Die Abbildung links zeigt die Positionierung der Personen auf dem Behandlungsstuhl. Sie ermöglicht eine entspannte Position der zu untersuchenden Person und ermöglicht jederzeit einen einfachen Zugang zum Mess- und Behandlungsgebiet.

Abb. 3 rechts: Anordnung der Elektroden und US-Elastographie

Die Elektroden zur Impedanzmessung werden unilateral paravertebral mit einem Abstand von 6 cm angebracht, um den Ultraschallkopf der US-Elastographie genau dazwischen platzieren zu können. Dies ist eine Hilfe zum Wiederauffinden desselben Lumbalabschnitts bei wiederholter Messung.

Tabelle 2: technische Daten und Messparameter der Impedanzmessung

Das in der Studie verwendete Impedanzmessgerät der Firma Juwell-Medical weist folgende technischen Merkmale auf:

Frequenz:	50KHz
Analyse-Strom:	Wechselstrom mit I = eff. 800 µA
Display:	Grafik 128 x 64 Punkte
Impedanz-Anzeigenbereich:	
Resistanz:	1 – 999 Ω ± 1%;
Reaktanz:	1 – 200 Ω ± 3%
Phasenwinkel:	1,5 – 30 Grad

Unmittelbar nach der Ermittlung der Impedanzwerte wird die Ultraschallelastographische Messung der Lumbalregion durchgeführt. Es steht dabei ein Gerät vom Typ HiVision Avius® der Firma Hitachi, Wiesbaden, mit einem linearen Schallkopf Hitachi EUP-L74M (Schallkopflänge 5 cm) zur Verfügung. Die zuvor aufgeklebten Elektroden der Impedanzmessung dienen dabei als Markierung; die Messung wird longitudinal, paravertebral, 2 cm neben der Wirbelsäule auf Höhe LWK 2/4 durchgeführt, weil in dieser Region die Lumbalfaszie parallel zur Haut verläuft und sonographisch gut abzubilden ist. Gleichfalls ist die Region durch die knöcherne Begrenzung zwischen Beckenkamm und unteren Rippen leicht und reproduzierbar aufzufinden. Die Position des Schallkopfes wird markiert, um jeweils den identischen Abschnitt der Faszie abzubilden.

Innerhalb des Ultraschallbilds wird ein rechteckiger Ausschnitt mit dem Umfang von 2,5 cm gewählt, welcher fasziale Strukturen, und möglichst wenig umgebendes Gewebe, beinhaltet. Auch dabei wird auf sonographisch-anatomische Charakteristika geachtet, um denselben Ausschnitt in der wiederholten Messung genauso wieder zu treffen. Aus diesem sonoelastographischen Bild wird computergestützt ein Histogramm berechnet, welches eine Abstufung von 256 unterschiedlichen Gewebe-Elastizitäten differenziert. Außerdem wird der Histogramm-Mittelwert, dessen Standardabweichung, die Wölbung (Kurtosis) und die Schiefe (Skew) der Verteilung ausgegeben.

Nach der Eingangsmessung sämtlicher Parameter erfolgt die manuelle, beidseitige Behandlung des zu untersuchenden Abschnitts der Lumbalfaszie: Der Messbereich wird langsam mit den Fingerkuppen und Fingerknöcheln erst nach ventral komprimiert, um unter Beibehaltung des Anpressdrucks symmetrisch in longitudinaler und transversaler Richtung um etwa 1 cm verschoben und damit gedehnt zu werden. Der Anpressdruck wird der Gewebehärte angepasst. Weiche Lumbalabschnitte wurden mit weniger Druck behandelt als hart erscheinende, jedoch bleibt die Behandlung in jedem Fall unter der subjektiven Schmerzgrenze der Teilnehmer. Die Behandlung dauert vier Minuten. Während der BGM werden die elektrischen Parameter erneut gemessen, nicht jedoch die sonoelastographischen, da deren Erhebung während der Manipulation nicht möglich ist. Nach der BGM wird

die letzte Messung vorgenommen, zuerst die Impedanzmessung, danach sofort die Ultraschalluntersuchung.

Das Hitachi Echtzeit-Gewebe-Elastographiegerät basiert auf einem hochauflösenden Ultraschallgerät mit einer zusätzlichen kombinierten Autokorrelation zur Darstellung der Elastizität in Echtzeit. Der Untersucher komprimiert rhythmisch mit dem Schallkopf das Gewebe, was zur Kontrolle als Kompressionskurve dargestellt und die Qualität der Impulse ausgewertet wird.

Die relative Gewebeelastizität wird geräteseits berechnet und als Farb-Overlay über das konventionelle B-Modus-Bild dargestellt. Festere Gewebestrukturen werden in blau dargestellt, leichter verformte Gewebe in rot.

Technisch führt der ECAM-Elastographie-Algorithmus eine 2D-Korrelation sowohl in axialer als auch lateraler Richtung durch, wodurch das Problem der Seitenverschiebung gelöst und die Genauigkeit des Dehnungsbilds verbessert wird.

2.3 Statistische Auswertung

Die persönlichen Daten wie Geschlecht, Alter, Größe, Gewicht und der errechnete BMI wurden anonymisiert und statistisch ausgewertet. Bei den biometrischen Daten werden der Mittelwert und die Standardabweichung angegeben. Da es sich bei den anderen Messparametern (Impedanz und US-Elastographie) nicht um standardnormalverteilte Werte handelt (F-Test), wurde für die Vergleiche und Daten dieser Arbeit, wenn nicht anders angegeben, die Darstellung als Median gewählt. Außerdem werden das erste und dritte Quantil und die jeweiligen Minima und Maxima angegeben.

Die verbundenen Stichproben bei allen Vorher-Nachher-Messungen wurden mittels eines Wilcoxon Rangsummentests bestimmt, der insbesondere für kleine Fallzahlen geeignet ist. Bei der klassifizierten Analyse der einzelnen Gruppen nach Geschlecht, Alter, BMI, Sportaktivität und Schmerzen erfolgte der Vergleich ebenfalls über einen nonparametrischen Test.

Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

Alle statistischen Tests wurden mit der Software Origin Pro 2016, OriginLab Corporation, Northampton, USA durchgeführt.

3 Ergebnisse

3.1 Biometrische Daten und spezifische Anamnese

Für diese Studie wurden Routinedaten von 58 Personen ausgewertet, 28 Männer und 30 Frauen. Die jüngste Person war 18, die beiden ältesten 72 Jahre alt, der Mittelwert betrug 41 ± 16 Jahre. Das durchschnittliche Körpergewicht betrug 71 ± 14 kg, die leichteste Teilnehmerin wog 49 kg, die beiden schwersten 110 kg. Die Körpergröße betrug im Mittel 172 ± 9 cm und reichte von 157 cm bis 200 cm. Der BMI reichte von 17 bis 34 mit einem Mittelwert von 23,7 ± 2,9, wobei die Männer einen höheren BMI von 25,1 ± 2,7 im Vergleich zu den weiblichen Personen mit 22,5 ± 2,5 hatten.

Hinsichtlich ihrer sportlichen Aktivität gaben 12 Teilnehmer an, keinen regelmäßigen Sport zu treiben, 11 betreiben nur einmal in der Woche eine Sportart. 21 betätigen sich 2-3mal/Woche körperlich und 14 öfter als 3mal/Woche. Die jeweiligen Sportarten wurden in folgende drei Kategorien eingeteilt: ausdauerbetonte, kraftbetonte und koordinative Sportarten (und gar keine). 32 Teilnehmer gaben eine ausdauerbetonte Sportart an, bei 11 lag die Betonung auf der Kraft und 3 Teilnehmer trainierten beide Konditionselemente. Nur 4 Teilnehmer betrieben koordinative Sportarten. 8 Teilnehmer konnten sich für keine Sportart entscheiden bzw. betrieben keinen Sport.

Die Ausdauersportler trainieren laut eigenen Angaben 3,2-mal pro Woche, die Kraftsportler 2,6-mal und die Koordinationssportler nur 1,5-mal pro Woche.

Die Schmerzsituation der Teilnehmer wurde erfragt, was die Häufigkeit der Schmerzen im letzten halben Jahr und die Intensität eines eventuellen Schmerzes auf einer numerischen Ratingskala (NRS) von 0 (=schmerzfrei) bis 10 (=maximal vorstellbarer Schmerz) anbelangt. Die Frequenz betreffend gaben 33 Personen an, nie Rückenschmerzen zu haben, 12 hatten 1 mal pro Woche Rückenschmerzen, 6 bis zu drei mal und 7 Personen hatten täglich Rückenschmerzen. Die Gruppe mit wöchentlichen Rückenschmerzen hatten diese mit einer durchschnittlichen Intensität von 4,0, die Teilnehmer mit bis zu drei Mal Schmerzen pro Woche gaben eine durchschnittliche Intensität von 4,3 an und die täglich Schmerzgeplagten eine Intensität von 3,0. Ein signifikanter Unterschied der Geschlechter war nicht erkennbar (Tabelle 3).

Die Häufigkeit eventuell auftretender Schmerzen zeigt keinen Zusammenhang zur Häufigkeit sportlicher Aktivität, jedoch haben die Personen, die täglich Sport treiben eine Schmerzintensität von 1,5 auf der NRS während jene, die 2-3 mal pro Woche und jene, die keinen Sport treiben einen Wert von 3 aufweisen.

Mit 1,4-mal Schmerzen pro Woche führen die Ausdauersportler auch die Schmerzhäufigkeitsskala an, die Nichtsportler folgen mit 0,9, die Kraftsportler mit 0,8 und die Koordinationssportler mit 0,25 Mal Schmerzen pro Woche, wobei sich die durchschnittliche Schmerzintensität dieser Gruppen nicht signifikant unterscheidet.

Nur zwei Personen gaben an, innerhalb der letzten sechs Monate Medikamente genommen zu haben.

Tabelle 3: Persönliche Daten, Personenzahl, Verteilung und Mittelwerte

Diese Tabelle zeigt die biometrischen Eigenschaften, sowie die Ergebnisse der Befragung als Mittelwerte und Streuung innerhalb des Gesamt-Datensatzes der Studie.

BMI = Body-Mass-Index

	n =	**Altersstufe**	**BMI**	**Sporthäufigkeit pro Woche**	**Schmerzhäufigkeit pro Woche**
weiblich n=30	13	18-39	22,1 ± 1,9	2,9 ± 1,8	0,9 ± 1,6
	12	40-59	22,1 ± 2,1	2,0 ± 1,8	1,0 ± 1,9
	5	>59	24,6 ± 4,6	2,3 ± 2,2	2,0 ± 2,5
Mittelwert:		**41 ± 16**	**22,5 ± 2,5**	**2,4 ± 1,8**	**1,1 ± 1,8**
männlich n= 28	14	18-39	24,1 ± 1,8	2,4 ± 2,0	0,5 ± 0,9
	8	40-59	25,8 ± 2,4	2,7 ± 1,4	1,9 ± 1,9
	6	>59	26,8 ± 4,1	2,8 ±2,0	2,0 ± 2,4
Mittelwert:		**41 ± 15**	**25,1 ± 2,7**	**2,6 ± 1,8**	**1,2 ± 1.7**
gesamt	58	Mittelwert:	23,7± 2,9	2,5 ± 1,8	1,1 ± 2.2

3.2 Erhöhte Impedanz während der Bindegewebsmanipulation

Die Messdaten der 58 Teilnehmer wurden im Rahmen einer vierminütigen Bindegewebsmanipulation (BGM) im Lumbalbereich, auf Höhe von LWK 2-4 erhoben. Die Impedanzparameter wurden vor, während und nach der manuellen Behandlung gemessen, sowie eine Ultraschall-Elastographie vor und nach der Bindegewebsmanipulation durchgeführt. Von allen Teilnehmern wurden Alter, Größe und Gewicht ermittelt, sowie eine spezifische Anamnese hinsichtlich sportlicher Aktivität und der Wirbelsäule zuzuordnenden Schmerzen erhoben.
Zunächst werden die Impedanzergebnisse dargestellt, dann die der Ultraschall-Elastographie. Die Daten werden dann den verschiedenen Subgruppen zugeordnet, um eventuelle Zusammenhänge zwischen persönlichen Merkmalen und den Messwerten zu finden.
Die Bio-Impedanz erfasst den Widerstand des Gewebes gegen einen applizierten Wechselstrom geringer Stärke. Ihre drei Komponenten geben einerseits als Resistanz Auskunft über den Wassergehalt des extrazellulären Raums und andererseits als Reaktanz und Phasenwinkel über die kapazitiven Eigenschaften von biologischen Grenzflächen, insbesondere der Lipidmembranen zellulärer Bestandteile.

Die Gesamtimpedanz weist als Ausgangswert vor der BGM einen Median von 73,53 Ohm auf, die gemessene Resistanz einen Median von 73,50 Ohm (Abb. 4). Die zellulär verankerten Größen Reaktanz und Phasenwinkel weisen einen Medianwert von 3 Ohm bzw. 2,41 Grad auf, zeigen jedoch eine erhebliche Streuung (Abb. 5).
Während der mit einer Gewebskompression einhergehenden BGM am Rücken steigen alle Parameter der Impedanz signifikant an. Das Ausmaß der Veränderungen ist unterschiedlich. Der Median der extrazellulär bestimmten Größe Resistanz nimmt durch die Gewebskompression um 2,5 Ohm, das sind rund 3%, zu- und danach um 0,5 Ohm ab. Die meisten Werte nähern sich nach der BGM wieder dem Ausgangsniveau an, erreichen dieses jedoch nicht. Verglichen mit dem Ausgangswert, sind nach der BGM noch 37 Resistanzwerte erhöht, 10 gleich dem Ausgangsniveau und 11 vermindert (Abb. 6). Unter den 37 Teilnehmern mit erhöh-

ten Resistanzwerten finden sich Steigerungen von bis zu 4 Ohm, bei 9 von diesen sogar bis zu 21 Ohm.

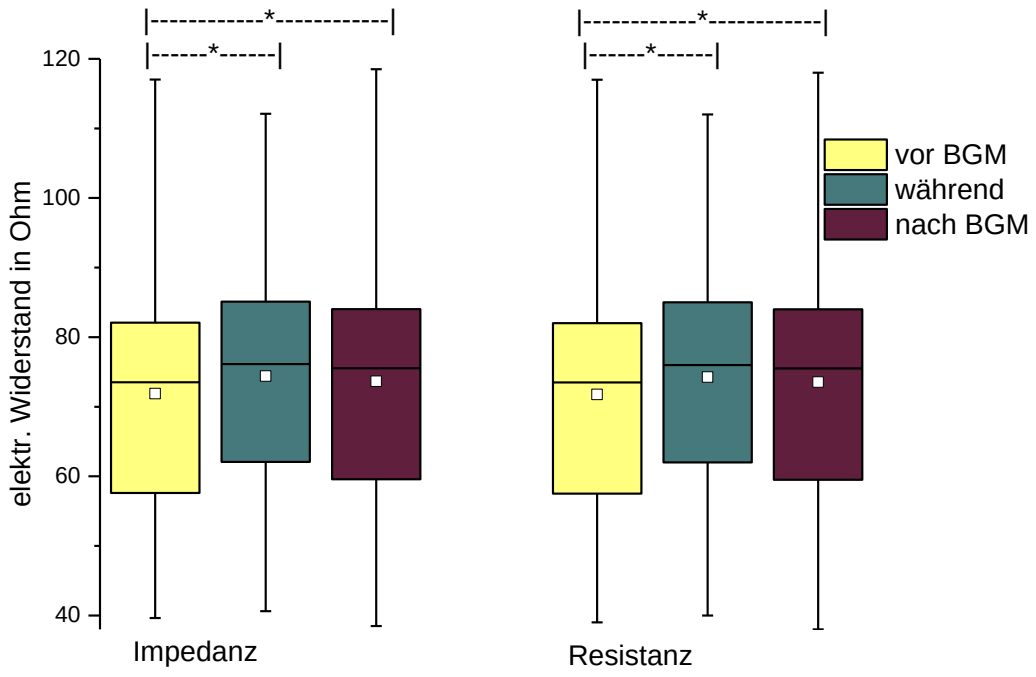

Abb. 4: Gesamtimpedanz und Resistanz aller Teilnehmer

Die Resistanz gibt den extrazellulären Gewebswiderstand wieder. Es finden sich signifikant höhere Werte für die Impedanz und die Resistanz während der Bindegewebsmanipulation (BGM), die nach der BGM nur etwas nachgeben jedoch noch signifikant erhöht bleiben (n=58). Dies könnte ein Hinweis auf einen anhaltend reduzierten Wassergehalt durch die Gewebskompression sein.

Bei den beiden zellulär bestimmten Größen gibt es um den Faktor 10 größere Schwankungen. Der Median der Reaktanz erfährt während der BGM des Rückens eine 33%ige Steigerung von 3 auf 4 Ohm, um nach dieser wieder auf sein ursprüngliches Niveau zu sinken. Der Phasenwinkel reagiert mit einer 25%igen Steigerung um 0,6 Grad und ebenfalls einer Rückkehr nach der BGM um etwa 0,3 Grad (Abb. 5). Die Werte der Reaktanz steigen durch den Druck der BGM bei 34 von 58 Messungen an. Nach der BGM kehrt der Median der Reaktanz auf seinen Ausgangswert von 3 Ohm zurück, dabei werden 22 der 58 Teilnehmer tatsächlich mit exakt demselben Wert wie zu Beginn gemessen. 15 Teilnehmer erfahren eine Verringerung und 13 eine Steigerung um jeweils 1 Ohm. Lediglich 6 Personen weisen eine Steigerung um 2 bis 7 Ohm auf.

Die Werte der Phasenwinkel weisen eine ähnliche Tendenz wie die Reaktanzveränderungen auf und geben diese noch feinskalierter wieder: bei 28 der Personen steigen die Werte, 21 zeigen keine Veränderung und nur 9 zeigen eine Verringerung des Phasenwinkels während der BGM. Diese Veränderung ist nach Ende der BGM wieder rückläufig. Nur sieben der Teilnehmer zeigen dann noch Abweichungen von mehr als +1,5 Grad, während bei 23 Personen die Abweichung 0 Grad beträgt, bei 19 Teilnehmern ± 0,5 und nur eine, nämlich die, welche anfangs den höchsten Phasenwinkel hatte, um 3 Grad nach unten abweicht.

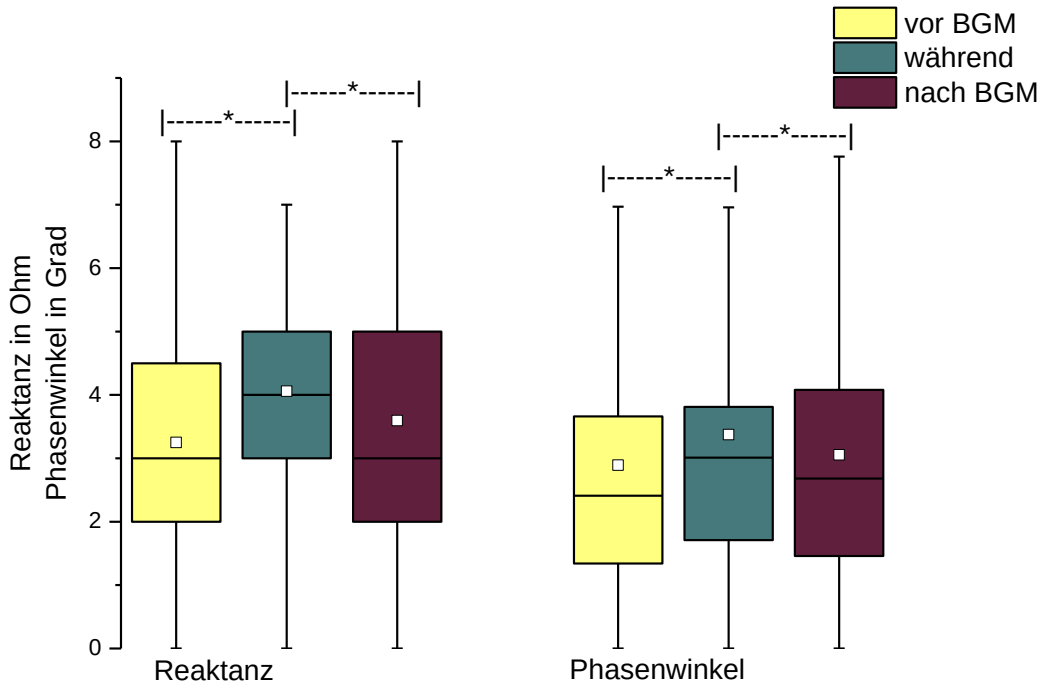

Abb. 5: Reaktanz und Phasenwinkel als zellulär verankerte Werte

Die Reaktanz und der Phasenwinkel geben Hinweise auf zellulär verursachte Vorgänge. Beide reagieren mit einem signifikanten Anstieg der Werte während der Bindegewebsmanipulation (BGM) und einer ebenfalls signifikanten Rückkehr in Richtung der Ausgangswerte nach der BGM (n=58).

Interessante Einzelfälle

Trotz signifikanter Effekte der BGM auf die Impedanzparameter, zeigen sich diskordante Einzelfälle. Die Frage stellt sich, warum bei 43 Teilnehmern die Werte der Resistanz während der BGM ansteigen, bei 13 jedoch nahe Null bleiben oder sinken (Abb. 6). Interessanterweise zeigt sich gerade bei der Person, die aufgrund ihres hohen BMI von 34 ausgeschlossen wurde, eine Steigerung der Resistanz um den Faktor 1,26. Obwohl die Daten dieser Person aufgrund der Auschlusskriterien nicht in die statistische Analyse eingehen, weisen die Beobachtungen auf eine mögliche Ursache dieses Phänomens als Messproblematik bei hohem BMI hin und bestätigt das Vorgehen mit dem Ausschlusskriterium BMI.

Diese Person mit dem höchsten BMI weist auch nach der BGM weit erhöhte Werte auf, während jene mit dem niedrigsten BMI weit erniedrigt reagiert. Alle weiteren Ausreißer geben häufige (>3x/Woche) oder mindestens mittelstarke (NRS >4) Schmerzen im Rücken an.

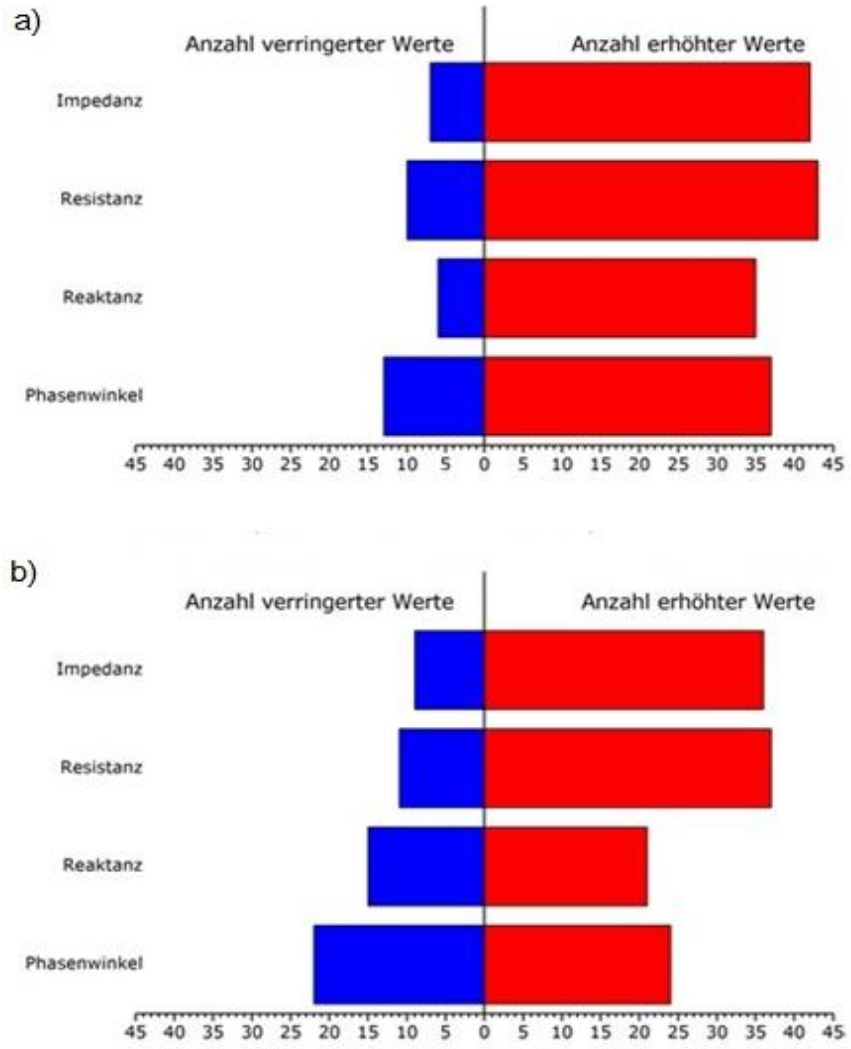

Abb. 6: Veränderung der Impedanzwerte der Einzelnen

Die Balken geben jeweils die Anzahl der Personen wieder, deren Werte in die eine oder andere Richtung reagierten. Die Veränderungen=0 sind im Diagramm nicht abgebildet, so dass kurze Balken auf viele unveränderte Werte hindeuten.

Abb. a) vergleicht die Ausgangswerte mit den Werten während der Bindegewebsmanipulation (BGM),

Abb. b) vergleicht die Ausgangswerte mit den Veränderungen nach der BGM. Deutlich wird die Tendenz der extrazellulär bestimmten Größe Resistanz, nicht vollständig bzw. verzögert zum Ausgangswert zurückzukehren. Die zellulären Faktoren Reaktanz und Phasenwinkel kehren schneller zurück und gruppieren sich um den Ausgangswert.

3.3 Geschlechtsspezifische Impedanzwerte

Gemäß des unterschiedlichen Körperbaus von Frauen und Männern finden sich bei den weiblichen Teilnehmer an allen Messzeitpunkten signifikant höhere Mediane der extrazellulär bestimmten Größe Resistanz als bei den Männern, bei den zellulär geprägten Werten Reaktanz und Phasenwinkel entsprechend tiefere Werte, wobei bei Letztgenannten der Unterschied nach der BGM nicht mehr signifikant ausfällt.

Die Resistanzwerte sind gegenüber jenen der männlichen Teilnehmer um 14% (Ausgangswert 76 zu 65 Ohm), 13% (während der BGM 77 zu 68 Ohm) und 17% (nach der BGM 78 zu 65 Ohm) erhöht.

Die absoluten Resistanzwerte verändern sich bei beiden Geschlechtern zwar nur geringfügig, es zeigt sich jedoch, dass während der BGM die Werte der Frauen im Mittel langsamer ansteigen und die steigende Tendenz beibehalten, anstatt, wie es bei den männlichen Personen der Fall ist, sofort nach der Behandlung zu den Ausgangswerten zurückzukehren (Abb. 7).

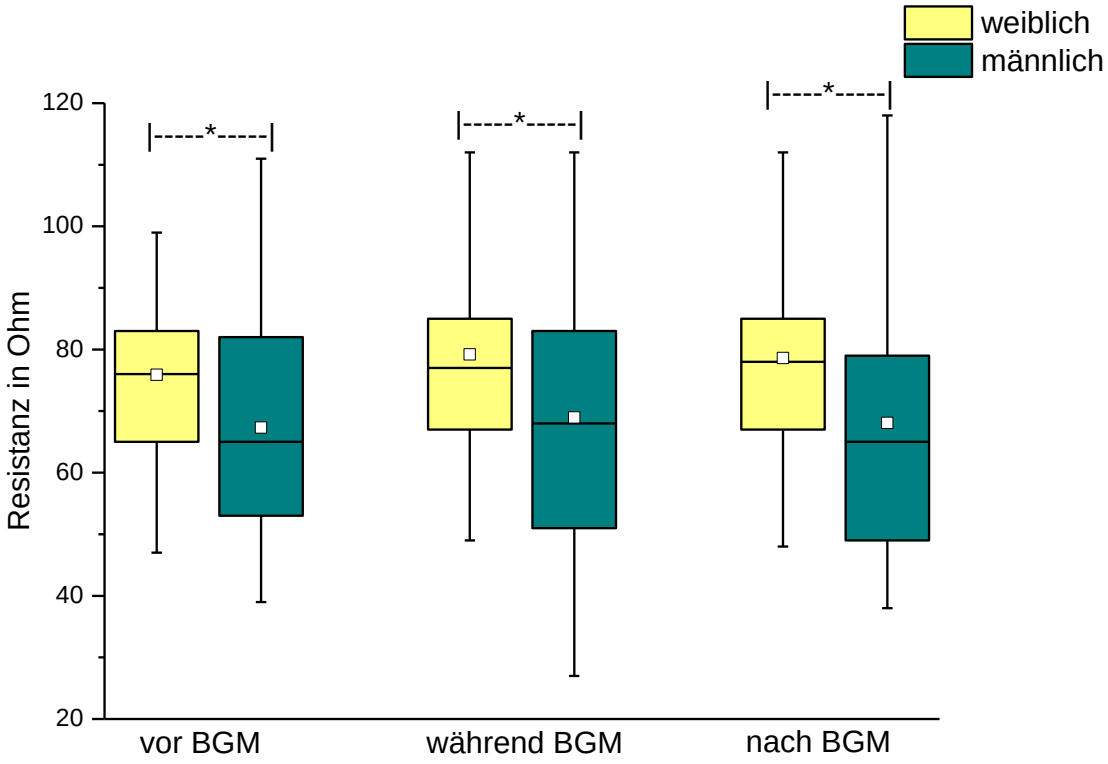

Abb. 7: Geschlechtsspezifische Resistanzunterschiede

Zu jedem Messzeitpunkt weisen die weiblichen Teilnehmerinnen (n=30) signifikant höhere Resistanzwerte auf als die männlichen (n=28). Zusätzlich reagieren sie deutlicher auf die Bindegewebsmanipulation (BGM) und weisen signifikant höhere Werte während und nach der Behandlung auf, was im Gegensatz dazu bei den männlichen Teilnehmern kein Signifikanzniveau erreicht. Die männlichen Teilnehmer kehren nach der BGM wieder in Richtung Ausgangswert zurück.

Die Reaktanzwerte der weiblichen Personen liegen zu allen Messzeitpunkten unter denen der männlichen, nach der BGM jedoch nicht mehr signifikant. Die Steigerung der Reaktanz von 3 bzw. 4 um ein Ohm während der BGM finden wir bei beiden Geschlechtern, ebenso kehren beide nach der BGM auf den Ausgangswert zurück.

Gleichsinnig verhält sich der Phasenwinkel. Der Median des Phasenwinkels ist bei den weiblichen Personen durchweg niedriger im Vergleich zu dem der männlichen und gleich wie die Reaktanz zu den Messzeitpunkten vor und während der BGM signifikant. Der Ausgangswert liegt um 19% (2,25 im Vergleich zu 2,67 Grad) unter denen der männlichen Teilnehmer, während der BGM vergrößert sich der Abstand auf 31% (2,68 zu 3,51 Grad), um nach der BGM auf 34% (2,20 zu 2,95 Grad) noch weiter zu steigen. Beide Gruppen verzeichnen einen Anstieg des Phasenwinkels während der BGM, der sowieso schon höhere Phasenwinkel der Männer vor der BGM erfährt zusätzlich eine größere Steigerung, sodass die stärkere oder unmittelbarere Gewebsreaktion der männlichen Teilnehmer während der BGM hier deutlich wird. Der Anstieg des Phasenwinkels beträgt 31%, wenn man die Werte der Männer vor und während der BGM vergleicht, die Werte der Frauen steigern sich um 19%. Der Phasenwinkel der Männer nach der BGM kehrt zwar signifikant, aber nicht vollständig zu seinem Ausgangswert zurück.
Auch bei der getrennten Betrachtung der Geschlechter wird also die Tendenz zu erhöhten Werten während der BGM und einem Rückgang in Richtung Ausgangsniveau sichtbar (Abb. 8).

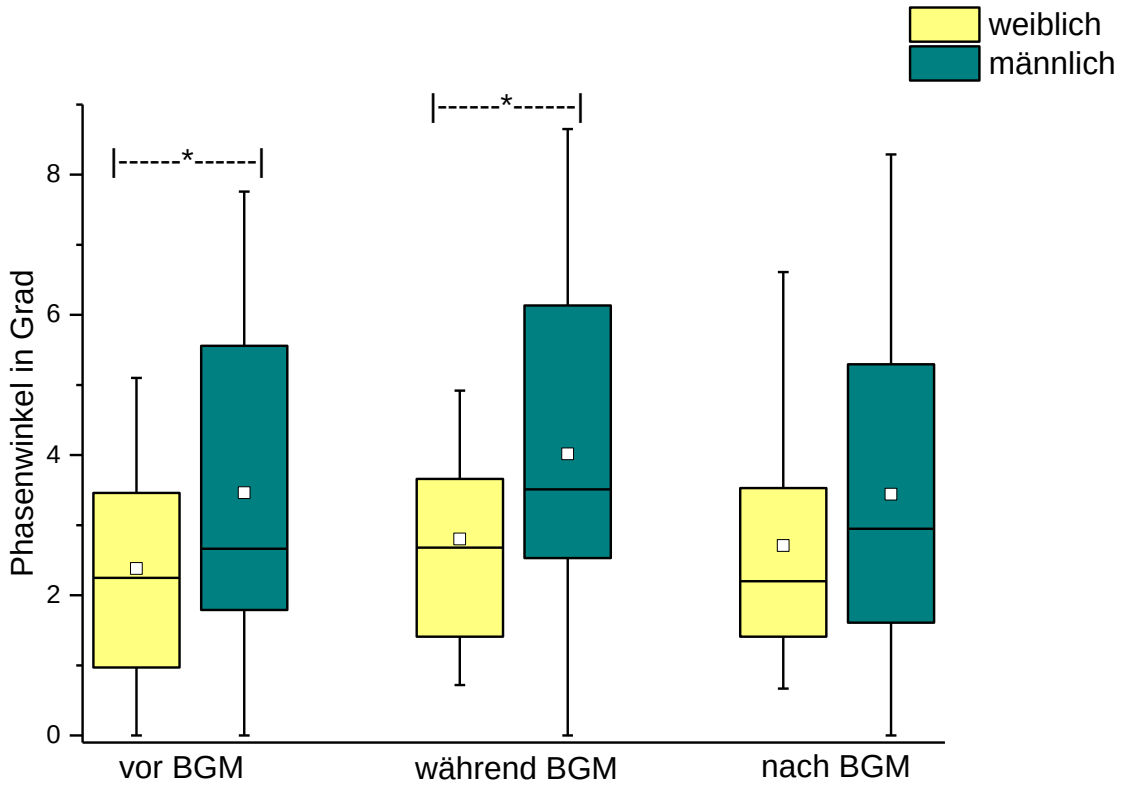

Abb. 8: Phasenwinkel und Geschlecht

Der Phasenwinkel ist ein Maß für die zelluläre Integrität. Der prinzipiell signifikante Unterschied der Phasenwinkel von weiblichen und männlichen Personen setzt sich als Tendenz auch nach der Bindegewebsmanipulation (BGM) fort. Die Verläufe ähneln sich auf unterschiedlichem Niveau mit erhöhten Werten während der BGM und zurückkehrenden Werten danach.

3.4 Altersunterschiedliche Impedanzwerte

Um altersspezifische Impedanzunterschiede festzustellen, wurden die Daten der Teilnehmer in drei Altersklassen (18 bis 39 Jahre, 40-59 Jahre und ab 60 Jahre) eingeteilt. Alle Parameter der Impedanz zeigen eine Altersabhängigkeit.

Bei der extrazellulär verursachten Resistanz besteht eine Tendenz zu höheren Werten in der ältesten Kohorte. Statistische Signifikanz für höhere Resistanzwerte wird allerdings nur für den Vergleich der Werte nach der BGM erreicht. Bei den zellulär bestimmten Werten Reaktanz und Phasenwinkel ist es umgekehrt, dann sind die Werte der ältesten Gruppe niedriger. Dieser Zusammenhang besteht zu allen Messzeitpunkten, während und nach der BGM erreicht er ein signifikantes Niveau.

Die Resistanz der über 60-Jährigen beträgt vor der BGM 81 Ohm gegenüber der mittleren Gruppe mit 74 Ohm und der jüngsten mit 68 Ohm. Während der BGM steigen alle Werte an, jene der ältesten Gruppe auf 83 Ohm, die der mittleren Gruppe auf 74 Ohm und die der jüngsten auf 72,5 Ohm. Nach der BGM bewegen sich die Medianwerte der Ältesten auf 85 Ohm weiter aufwärts, um etwa denselben Betrag steigt auch der Median der mittleren Gruppe auf 76 Ohm, nur der Median der jüngsten Gruppe reduziert sich mit 65,5 Ohm etwas unter den Ausgangswert (Abb. 9).

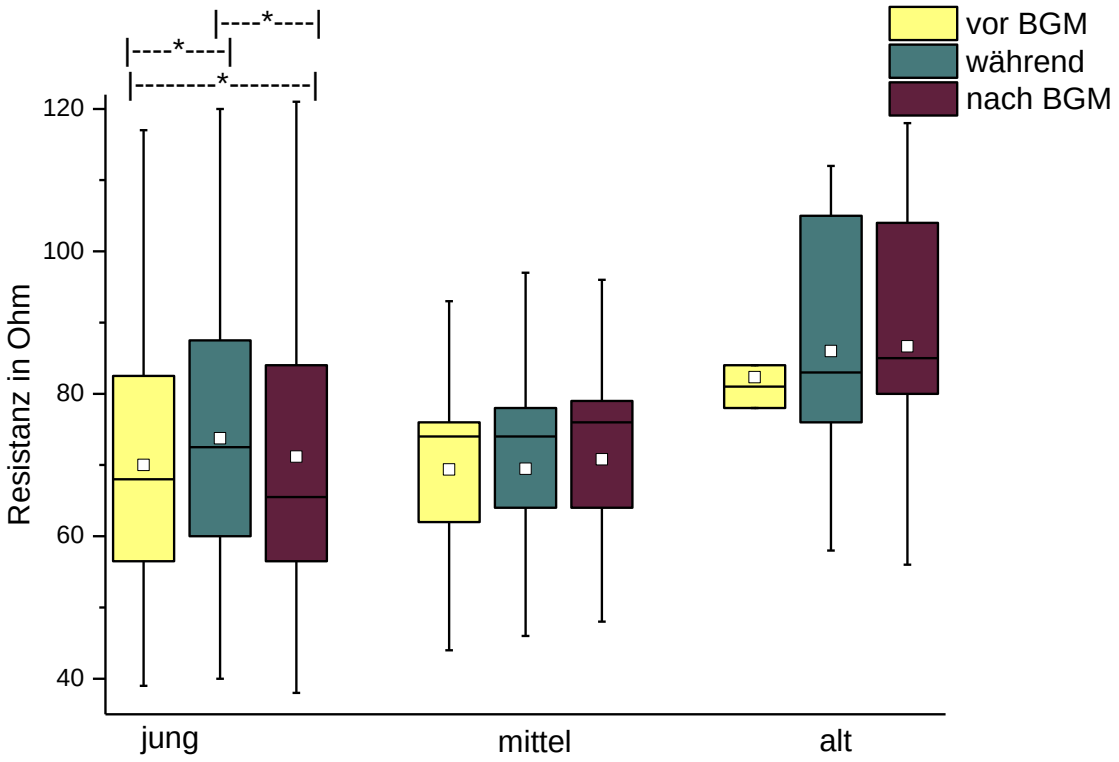

Abb. 9: Resistanzwerte in Abhängigkeit vom Alter

Die Teilnehmer wurden in drei Altersklassen aufgeteilt. Je älter die Teilnehmer, desto höher fallen zu jedem Messzeitpunkt die Resistanzwerte tendenziell aus. Signifikant ist dieser Unterschied zwischen der ältesten Kohorte und beiden jüngeren nach der Bindegewebsmanipulation (BGM), sowie während der BGM zwischen der ältesten und mittleren Gruppe. Außerdem kehren die Werte der beiden älteren Gruppen nicht zum Ausgangsniveau zurück, sondern erfahren eine weitere, jedoch nichtsignifikante Steigerung nach Beendigung der BGM.

Ähnlich der Resistanz besteht bei der Reaktanz und beim Phasenwinkel eine Altersabhängigkeit. Dieser Zusammenhang erreicht sowohl für die Zeitpunkte vor und während der BGM statistische Signifkanz. Dabei verhalten sie sich gegensinnig zu den vorgenannten extrazellulären, die Werte fallen mit steigendem Alter geringer aus. Vor und während der BGM sind die Unterschiede zur Gruppe der ältesten signifikant. Die über 60-Jährigen weisen vor der BGM einen Reaktanzwert im Median von 2 Ohm auf, während beide jüngeren Gruppen einen Wert von 3 Ohm aufweisen. Die jüngere und mittlere Gruppe erfährt dann während der BGM eine Steigerung um ein Ohm, die Ältesten behalten ihren Wert von 2 Ohm bei. Nach der BGM bleiben die über 60-Jährigen auf einem Wert von 2 Ohm, die mittleren sinken auf 3 Ohm und die jüngsten bleiben auf den zuvor erreichten 4 Ohm.
Der Verlauf des Phasenwinkels verhält sich analog zur Reaktanz. Die Ältesten starten mit dem niedrigsten Wert von 1,0 Grad, während die mittlere Gruppe einen Wert von 2,3 Grad und die jüngsten einen Wert von 2,9 Grad aufweist. Wiederum ist eine Steigerung während der BGM zu beobachten. Die über 60-Jährigen steigern den Phasenwinkel auf 1,4 Grad, die mittleren auf 3,1 Grad und die jüngsten signifikant auf 3,7 Grad. Nach der BGM sinken die Werte bei den Ältesten auf 1,5 Grad, auf 2,2 Grad bei der Gruppe mittleren Alters und auf 3,0 Grad bei den Jüngsten (Abb. 10).

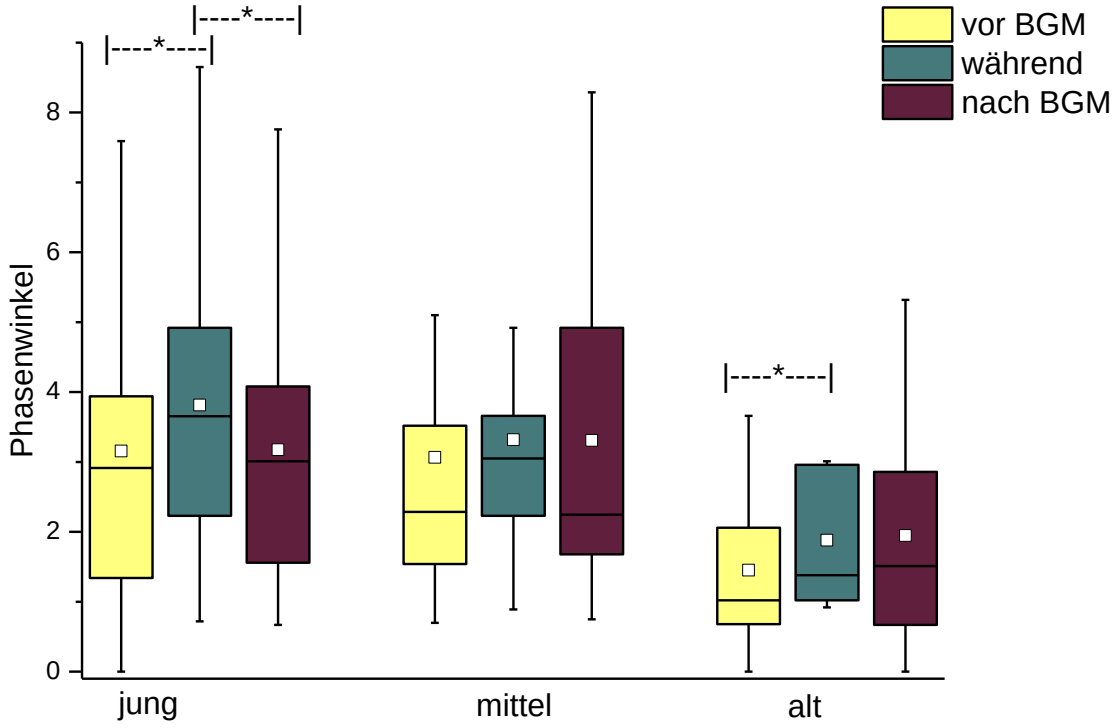

Abb. 10: Phasenwinkel in Abhängigkeit vom Alter

Der Phasenwinkel ist ein Maß der zellulären Integrität. Mit zunehmendem Alter fallen die Werte des Phasenwinkels zu allen Messzeitpunkten teilweise signifikant kleiner aus. Die Erhöhung der Werte während der Bindegewebsmanipulation (BGM) findet ebenfalls bei allen Altersgruppen statt, wenngleich sie in der mittleren Gruppe (n=18) kein Signifikanzniveau erreicht. Beide jüngeren Gruppen weisen nach der BGM eine Reduktion des Phasenwinkels auf, nicht jedoch die älteste Gruppe (n=11), bei welcher sich der Median weiter erhöht.

Die Reaktion der verschiedenen Altersklassen auf die BGM stellt sich also unterschiedlich dar: in der jüngsten Gruppe zeigt sich eine signifikante Anhebung sowohl der extrazellulären als auch der zellulären Parameter während, und ein Rückgang nach der BGM. Die Gruppe mittleren Alters zeigt bzgl. der Resistanz keine signifikante Reaktion auf die BGM, sowohl die Werte als auch deren Streuung bleiben fast auf gleichem Niveau. Das Verhalten der zellulären Parameter tendiert zu einer Erhöhung während und einem Nachlassen nach der BGM, wie es die jüngere Gruppe aufzeigt, erreicht jedoch kein signifikantes Niveau.
In der ältesten Gruppe (n=11) fällt vor allem die minimale Streuung der Resistanz im Ausgangswerts auf, welche sich bereits während der BGM normalisiert. Der Median steigt wie bei der mittleren Gruppe nur geringfügig an. Die Reaktanz und der Phasenwinkel hingegen zeigen - trotz der geringen Fallzahl - einen signifikanten Anstieg der Werte während der BGM, der entgegen der beiden jüngeren Gruppen nicht zurückkehrt, sondern auch nach Beendigung der Behandlung noch etwas ansteigt.

3.5 BMI-Abhängigkeit der Impedanzparameter

Der BMI der Teilnehmer reichte von 17 bis 34, wobei sowohl die Teilnehmerin mit dem niedrigsten, als auch jener mit dem höchsten BMI von der statistischen Auswertung ausgeschlossen wurden. Bei einer Person ergaben sich technische Messfehler bei der Impedanzmessung, weswegen deren Daten ebenfalls nicht verwertbar waren. Aufgrund der Tatsache, dass verschiedene Konstitutionstypen eine unterschiedliche Verteilung von elektrisch leitfähigen Zellen und prozentualer Extrazellulärflüssigkeit besitzen, war auch ein Unterschied der Werte der Lumbalfaszie zu erwarten.

Die Teilnehmer wurden in drei Gruppen geteilt, jene mit einem BMI unter 22 (n=13), eine Gruppe mit einem BMI von 22-25 (n=32) und eine Gruppe mit einem BMI von >25 (n=10). Auf eine gleichmäßige Gruppengröße konnte nur insofern Rücksicht genommen werden, dass mindestens 10 Teilnehmer pro Gruppe vorhanden waren. Gleichzeitig wurde der von der Weltgesundheitsorganisation (WHO) für junge Erwachsene empfohlene obere Grenzwert eines BMI von 25 berücksichtigt.

Die extrazellulär geprägten Resistanzwerte unterscheiden sich nicht signifikant voneinander. Lediglich die Werte der Gruppe mit dem geringsten und jene mit dem höchsten BMI unterscheiden sich signifikant im Ausgangswert vor der BGM. Die Gruppe mit den geringsten und jene mit den mittleren BMI-Werten tendieren zu niedrigeren Werten verglichen mit der Gruppe mit höchsten BMI. Im Ausgangswert weisen sie einen Median von 66 Ohm auf, verglichen zu 70 bzw. 82 Ohm.

Während der BGM reagieren die Teilnehmer mit dem geringsten BMI jedoch mit einer signifikanten Erhöhung um 10 Ohm. Nach der BGM reduziert sich dieser Wert wieder signifikant auf 69 Ohm. Auch die mittlere und die Gruppe mit dem höchsten BMI tendieren zu einer Steigerung von 2,5 bzw. 0,5 Ohm während der BGM und einer Reduktion von 1,5 Ohm bzw. 3 Ohm nach der BGM (Abb. 11).

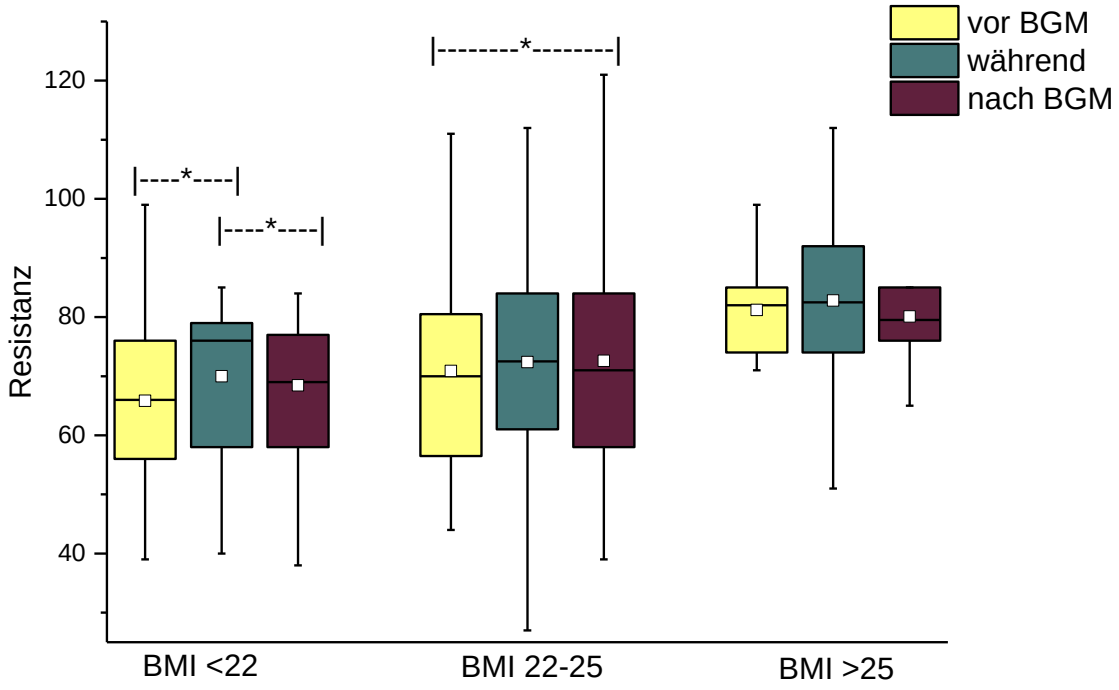

Abb. 11: Resistanz in Abhängigkeit vom BMI

Die Resistanz ist ein Maß für den extrazellulären Widerstand des Gewebswassers. Signifikante Unterschiede ergeben sich in den Gruppen mit den BMI<22 und BMI=22-25 durch die Bindegewebsmanipulation (BGM), Konstitutionsunterschiede sind nur im Ausgangswert zwischen den Gruppen mit dem höchsten und dem niedrigsten BMI signifikant. Die Reaktion der jeweiligen Gruppen auf die BGM tendiert zu einer geringeren Werteveränderung während der BGM bei höheren BMI-Werten.

Die zellulär geprägte Größe des Phasenwinkels zeigt ebenfalls auf die kurze Distanz der Lumbalfaszie wenig Unterschiede zwischen den Gruppen, lediglich eine Tendenz zu geringeren Werten bei ansteigendem BMI ist erkennbar. Die Gruppe mit dem geringsten BMI zeigt einen Phasenwinkel von 2,8 Grad, die mittlere von 2,3 Grad, die mit dem höchsten BMI nur 1,5 Grad als Ausgangswert. Alle Gruppen erfahren eine Steigerung des Phasenwinkels während der BGM,

jedoch ist diese nur bei den Gruppen mit den höheren BMI signifikant. Bei jener Gruppe mit dem höchsten BMI reduzieren sich die Werte nach der BGM signifikant, bei beiden anderen nur leicht bzw. geringfügig (Abb. 12).

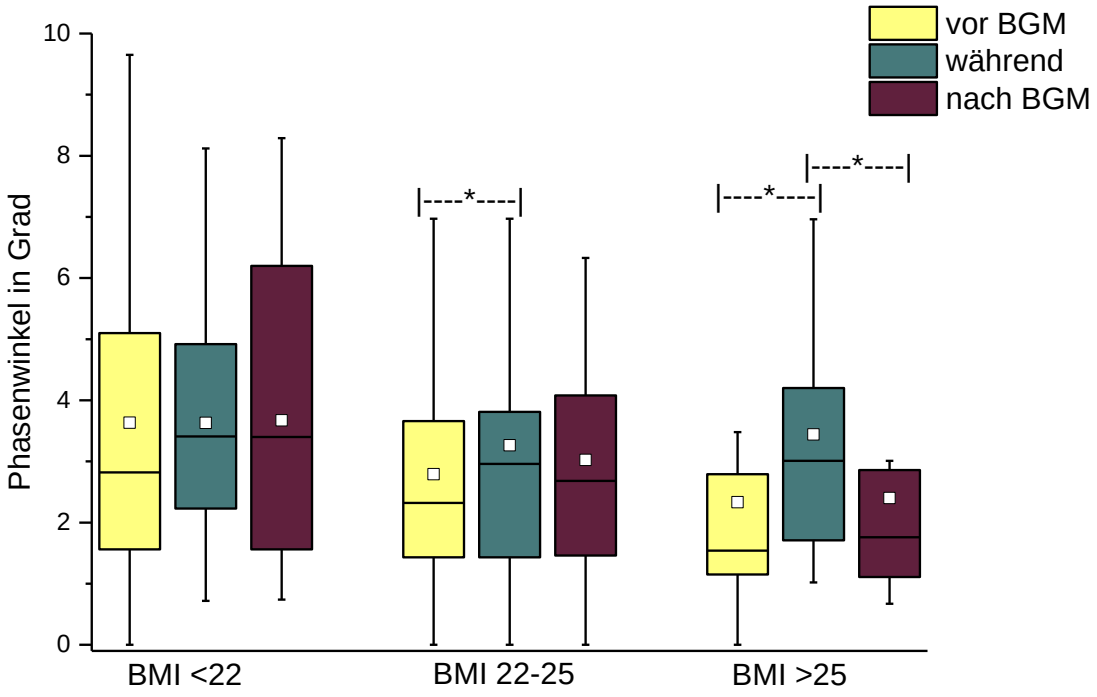

Abb. 12: Phasenwinkel in Abhängigkeit vom BMI

Der Phasenwinkel ist ein Maß für die zelluläre Integrität. Er zeigt lediglich eine Tendenz zu geringeren Werten bei den Gruppen mit dem jeweils höheren Body-Mass-Index (BMI). Als Reaktion auf die Bindegewebsmanipulation (BGM) weisen nur die beiden Gruppen mit den höheren BMI eine signifikante Steigerung und jene mit dem höchsten BMI eine folgende Reduktion des Phasenwinkels durch die BGM auf. Die Rückkehr der Werte nach der BGM fällt mit höheren BMI-Werten deutlicher aus.

3.6 Sportliches Training und Impedanzwerte

Im Folgenden wurde der Zusammenhang zwischen sportlichem Training und den Impedanzwerten untersucht.

Die Resistanzwerte unterscheiden sich je nach Häufigkeit der sportlichen Aktivität pro Woche. Die Gruppe mit den „viel Sport“-Treibenden (n=14) weist mit 57 Ohm im Ausgangswert die geringsten Resistanzwerte gegenüber 66 und 76 Ohm der „mäßig Sport“- und der „kein Sport“-Gruppe auf. Trotz großer Streuung der „viel Sport“-Gruppe, bleibt der Median an allen Messzeitpunkten jeweils der niedrigste im Vergleich zu den anderen beiden Gruppen. Die höchsten Resistanzwerte zeigen die Teilnehmer der „kein Sport“-Gruppe, die „mäßig“ sportlich Aktiven zeigen mittlere Werte (Abb. 13). Die Unterschiede zwischen der „kein Sport“-Gruppe und der „mäßig Sport“-Gruppe sind zu allen Zeitpunkten signifikant.

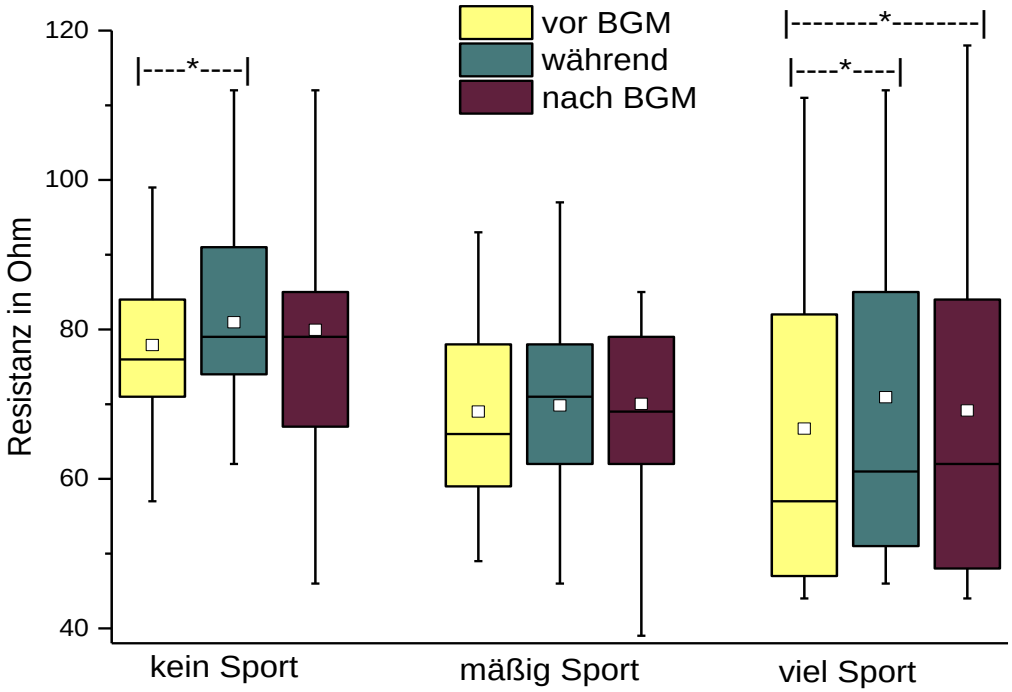

Abb. 13: Resistanz und sportliche Aktivität

Dieses Diagramm zeigt Unterschiede hinsichtlich der Resistanz von Personen, die keinen Sport treiben (n=20, 0-1x/Woche), die regelmäßig Sport treiben (n=21, 2-3x/Woche) und jenen, die viel Sport treiben (n=14, >3x/Woche). Alle drei Gruppen erfahren eine Steigerung der Resistanz während der Bindegewebsmanipulation (BGM), die „mäßig Sport"-Gruppe nur tendenziell, beide anderen auf signifikantem Niveau.

Generell erscheint die Resistanz bei Personen, die wenig oder keinen Sport treiben („kein Sport") erhöht im Vergleich zu beiden anderen Kohorten, im Vergleich mit der „mäßig Sport"-Gruppe auf signifikantem Niveau. Die „viel Sport"-Gruppe zeigt eine doppelt so große Spannweite der Quartile wie beide anderen Kohorten.

Die zellulär abhängigen Werte der Reaktanz und des Phasenwinkels zeigen erwartungsgemäß genau die entgegengesetzte Tendenz. Man findet hohe Werte bei der „viel Sport"-Gruppe, mittlere bei der „mäßig Sport"-Gruppe und niedrigen Werten bei der „kein Sport"-Gruppe". Zwischen der „viel Sport"-Gruppe und den beiden anderen sind diese Unterschiede meist signifikant.

Im Ausgangswert beträgt der Median des Phasenwinkels 3,48 Grad bei der „viel Sport“-Gruppe, gegenüber 2,5 Grad und 1,53 Grad bei der „mäßig“ und der „kein Sport“-Gruppe“. Dieser Wert erhöht sich um 32% auf 4,61 Grad während und 4,92 Grad nach der BGM, während sich die anderen beiden Gruppen nach einer 28%igen bzw. 55%igen Erhöhung auf 3,19 Grad und 2,37 Grad wieder auf 2,77 Grad und 1,61 Grad in Richtung Ausgangswert bewegen (Abb. 14).

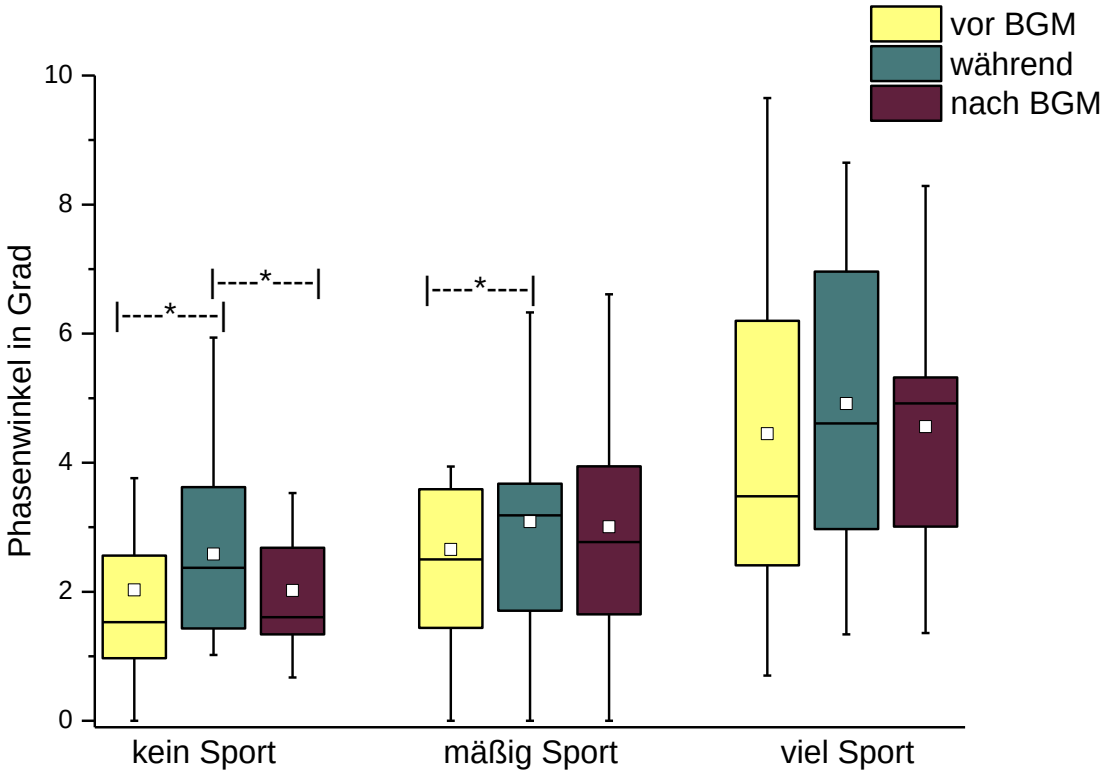

Abb. 14: Phasenwinkel und sportliche Aktivität

Dieses Diagramm zeigt Unterschiede hinsichtlich des Phasenwinkels von Personen, die keinen Sport treiben (n=20, 0-1x/Woche), die regelmäßig Sport treiben (n=21, 2-3x/Woche) und jenen, die viel Sport treiben (n=14, >3x/Woche). Alle drei Gruppen erfahren eine Steigerung des Phasenwinkels während der Bindegewebsmanipulation (BGM), die „kein Sport“-Gruppe und die „mäßig Sport“-Gruppe auf Signifikanzniveau, die „viel Sport“-Gruppe nur tendenziell. Jedoch ist der Phasenwinkel der „viel Sport“-Kohorte zu jedem Messzeitpunkt signifikant höher im Vergleich zu der „kein Sport“- und der „mäßig Sport“-Gruppe.

3.7 Schmerz und Impedanz

Die Häufigkeit und Intensität evtl. auftretender Rückenschmerzen wurde standardisiert erfragt und von den Teilnehmern mittels einer numerischen Ratingskala (NRS) von 0 bis 10 bewertet. Sowohl die Häufigkeit, als auch die Schmerzintensität wurde in jeweils drei Gruppen zusammengefasst (Tabelle 4). Die Schmerzhäufigkeit betreffend waren dies jene, die im Verlauf des letzten Jahres nie Rückenschmerzen hatten („nie“); jene, die einmal pro Monat bis einmal pro Woche Rückenschmerzen hatten („selten“) und eine Gruppe mit mehrmals wöchentlich auftretenden Schmerzen („oft“).

Die Angaben zur Schmerzintensität wurden ebenfalls zusammengefasst und ergaben eine Gruppe mit keinen oder kaum Schmerzen und NRS-Werten von 0-1, eine Gruppe mit mittleren Schmerzen und den NRS-Werten 2-4, sowie der Gruppe mit den am stärksten empfundenen Schmerzen und NRS-Werten 5-7.

Tabelle 4: Gruppierung der Teilnehmer gemäß der angegebenen Schmerzhäufigkeit und –intensität

Um die Ergebnisse übersichtlich und die Gruppengröße statistisch sinnvoll zu halten, wurden sowohl die Häufigkeiten, als auch die gemäß einer numerischen Ratingskala (NRS) angegebenen Werte der Schmerzintensität in Gruppen gegliedert. Als Rückenschmerzen wurden alle Lokalisationen gewertet, die direkt den Lumbalbereich (Lumbalgie) betreffen oder in direkter Nachbarschaft liegen (ISG-Beschwerden, bzw. Schmerzen am thorakolumbalen Übergang). Akute Bandscheibenvorfälle oder schmerzhaft-entzündliche Zustände waren nicht vorhanden und wären ein Exklusionsgrund gewesen.

Schmerzhäufigkeit	**Schmerzintensität**
nie (n = 33)	NRS 0-1 (n = 20)
selten (n = 18)	NRS 2-4 (n = 24)
oft (n = 7)	NRS 5-7 (n = 14)

3.7.1 Schmerzhäufigkeit

Die für den extrazellulären Widerstand stehende Resistanz zeigt im Ausgangswert keinen Zusammenhang zur Schmerzhäufigkeit, die drei Gruppen unterscheiden sich nicht signifikant. Auffällig ist jedoch, dass ausschließlich die Gruppe ohne Schmerzen auf die BGM reagiert und analog zu den Werten der Gesamtgruppe während der Behandlung erhöhte Medianwerte von 72,5 auf 77,0 Ohm zeigt, die danach wieder auf 74,5 Ohm zurückkehren. Sowohl die Gruppe mit „selten“ und jene mit „oft“ Schmerzen tendieren zwar zu einer Erhöhung der Resistanz um je 1 Ohm, behalten diese Tendenz aber auch nach der BGM weiter bei (Abb. 15).

Die zellulären Parameter Reaktanz und Phasenwinkel tendieren bei der Gruppe mit den meisten Schmerzen („oft Schmerzen“) bereits im Ausgangswert zu erniedrigten Werten, dieser Unterschied wird aber erst während bzw. nach der BGM signifikant niedriger zu den anderen beiden Gruppen. Das wird umso deutlicher, wenn man den Verlauf der Werte zu den drei Messzeitpunkten betrachtet: Die Gruppen mit „nie Schmerzen“ und jene mit „selten Schmerzen“ erfahren während der BGM eine Steigerung der Reaktanz und des Phasenwinkels, während die „oft Schmerzen“-Kohorte eine tendenzielle Reduktion erfährt. So steigert sich der Phasenwinkel bei der Gruppe mit „nie“ Schmerzen von 2,82 auf 3,36 Grad, um dann auf 3,01 zurückzukehren. Die Gruppe mit „selten“ Schmerzen startet von einem niedrigeren Wert von 2,18 und steigert sich auf 3,01 Grad, und kehrt auf den Wert 2,25 Grad zurück. Die Gruppe mit „oft“ Schmerzen startet mit einem Wert von 1,59 Grad und reduziert den Phasenwinkel auf 1,18 Grad während der BGM. Danach normalisiert sich der Wert wieder bis auf 1,49 Grad (Abb. 16).

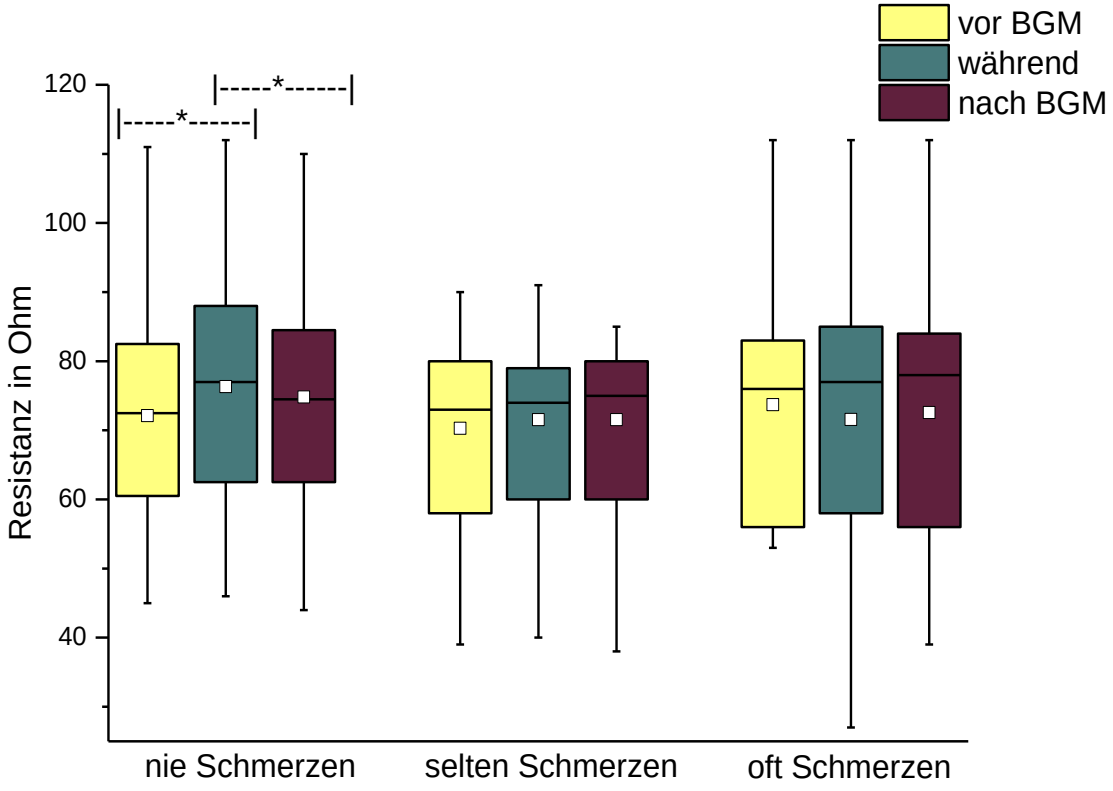

Abb. 15: Resistanz und Schmerzhäufigkeit

Das Diagramm zeigt die Unterschiede hinsichtlich der Schmerzhäufigkeit von Personen, die angeben, nie Schmerzen zu haben (n=33), die selten Schmerzen haben (n=16, <1x/Woche) und jenen, die oft Schmerzen haben (n=5, >1x/Woche). Die einzige Gruppe, die auf die Bindegewebsmanipulation (BGM) reagiert ist jene mit „nie Schmerzen“. Die Kohorten unterscheiden sich untereinander zu keinem Messzeitpunkt signifikant.

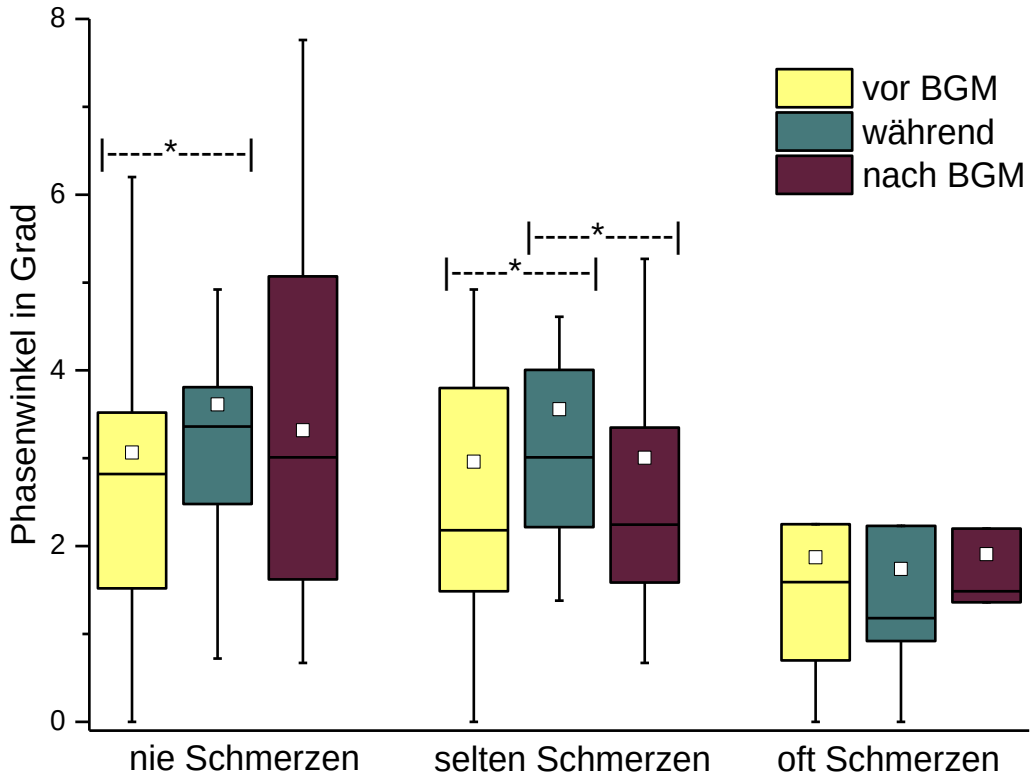

Abb. 16: Phasenwinkel in Abhängigkeit von der Schmerzhäufigkeit

Der typische Werteverlauf einer Steigerung während der BGM findet nur bei den beiden Gruppen mit „nie“ und „selten“ Schmerzen statt, die Gruppe mit „oft Schmerzen“ weist bereits als Ausgangswert einen erniedrigten Phasenwinkel auf, der sich während der BGM noch weiter reduziert. Insgesamt tendieren die Werte generell dazu, mit steigender Schmerzhäufigkeit geringer auszufallen.

3.7.2 Schmerzintensität

Wie in Tabelle 4 angegeben wurde die Schmerzintensität mittels einer numerischen Ratingskala ermittelt und, um eine statistische Auswertung durchführen zu können, in drei Klassen eingeteilt. Die erste Klasse beinhaltet die Punktwerte 0-1 (n=20), die mittlere 2-4 (n=24) und die letzte 5-7 (n=14). Höhere Schmerzintensitäten wurden nicht angegeben. Eine parallel versuchte detailliertere Klassifizierung in vier Schmerzklassen ergab vergleichbare Ergebnisse, allerdings mit teilweise geringen Stichprobengrößen.

Interessanterweise zeigen die einzelnen Schmerzintensitäts-Kohorten gegensinnige Muster wie bei der Schmerzhäufigkeit. Die Resistanz tendiert bei den Personen mit den größten Schmerzen zu erniedrigten Werten (Ausgangswert 63 Ohm gegenüber beiden anderen Gruppen mit 74 Ohm). Gemeinsam mit der mittleren Schmerzgruppe beobachtet man einen stufenweisen Anstieg der Werte im Verlauf der drei Messungen, während die Gruppe mit den geringsten Schmerzen einerseits den höheren Ausgangswert von 74 Ohm aufweist, um dann während der BGM auf 78 Ohm zu steigern und danach wieder auf 74,5 Ohm zurückzukehren.

Der Verlauf der Werte zu den drei Messzeitpunkten ist zwar nicht signifikant, aber tendenziell unterschiedlich. Die beiden Gruppen mit mittleren und großen Schmerzen erfahren zwar während der BGM eine Steigerung der Resistanz, kehren aber nicht wie die Gruppe ohne Schmerzen in Richtung Ausgangswert zurück, sondern führen die Erhöhung nch der BGM tendenziell weiter fort (Abb. 17).

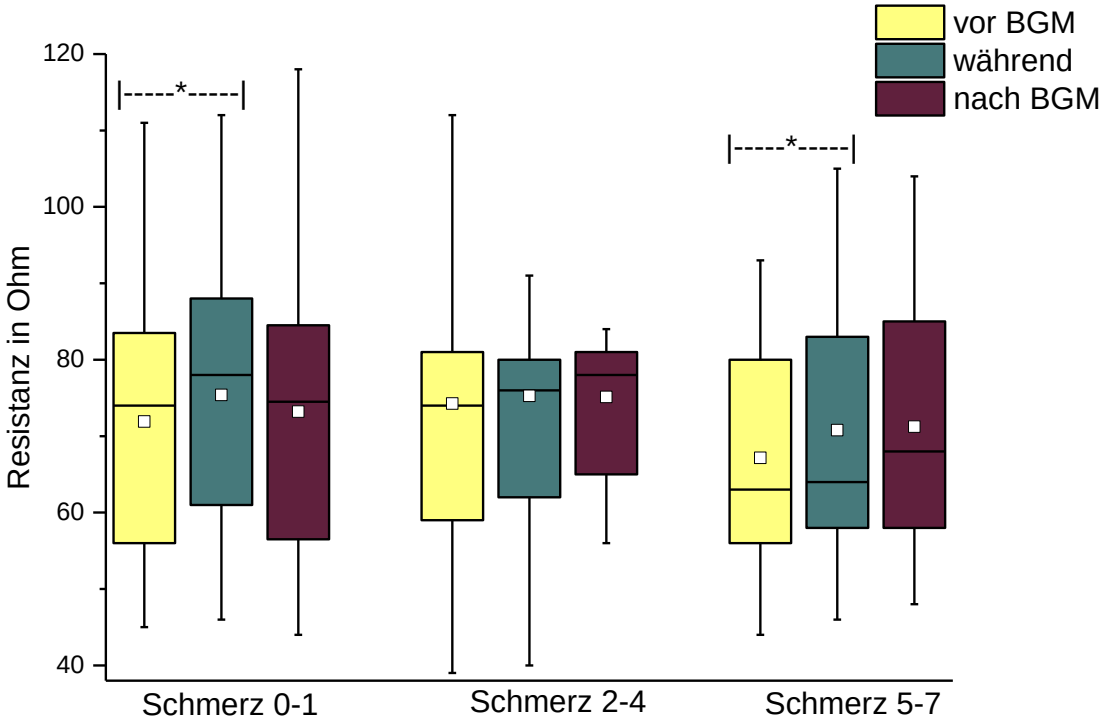

Abb. 17: Resistanzwerte in Abhängigkeit der Schmerzintensität

Die Teilnehmer wurden anhand ihrer Angaben zur empfundenen Schmerzintensität in drei Gruppen geteilt. Die Zahlenwerte entsprechen den Angaben nach einer Numerischen Ratingskala von 0 bis 10. Obwohl es keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Schmerzgruppen gibt, ist eine Tendenz der schmerzintensivsten Gruppe zu erniedrigten Werten erkennbar. Der Werteverlauf der Gruppe mit den geringsten Schmerzen (n=20) entspricht als einziger dem der gesamten Teilnehmergruppe, beide anderen kehren nach der Bindegewebsmanipulation (BGM) nicht in Richtung Ausgangswert zurück.

Betrachtet man die zellulär geprägten Parameter Reaktanz und Phasenwinkel, so finden wir wiederum keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen, jedoch ähnelt der Werteverlauf erneut dem der Schmerzhäufigkeit. Beide Gruppen mit wenig bzw. mittleren Schmerzen erfahren eine teils signifikante Steigerung der Werte während, und ein Nachgeben nach der BGM, während die Gruppe mit den stärksten Schmerzen bei der Reaktanz nicht zum Ausgangswert zurückkehrt und hinsichtlich des Phasenwinkels keine Reaktion zeigt (Abb. 18 und Abb. 19).

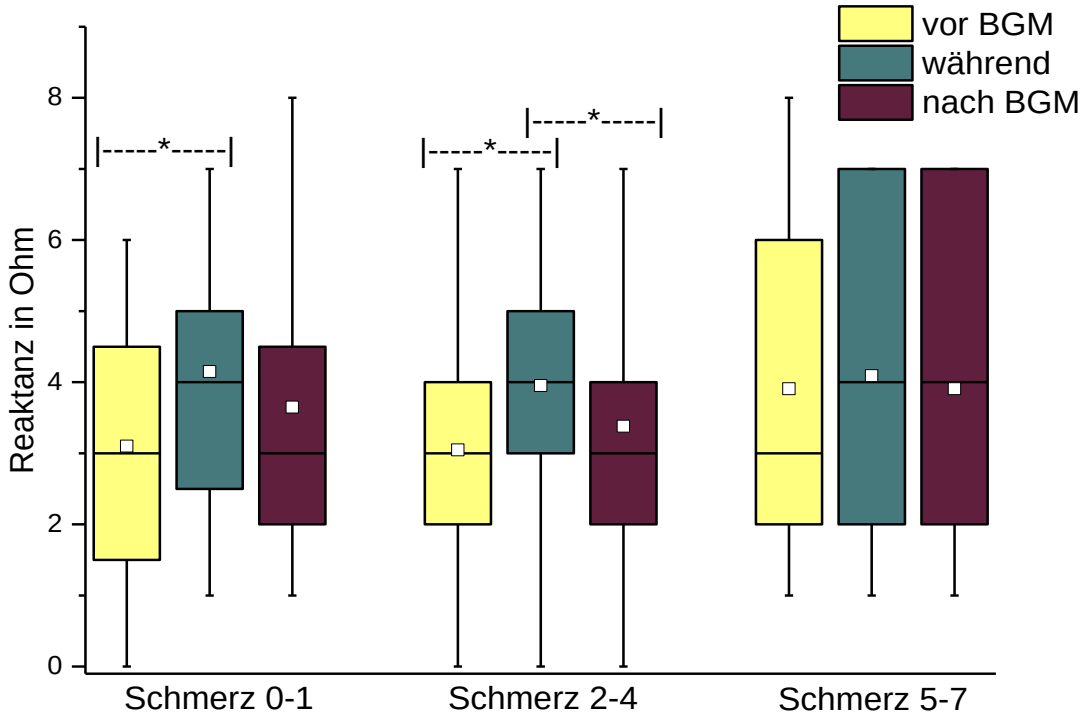

Abb. 18: Reaktanz und Schmerzintensität

Die Teilnehmer wurden anhand ihrer Angaben zur empfundenen Schmerzintensität in drei Gruppen geteilt. Die Zahlenwerte entsprechen den Angaben nach einer Numerischen Ratingskala von 0 bis 10. Die beiden Gruppen mit wenig (n=20) bzw. mittleren (n=21) Schmerzen reagieren auf die BGM mit einem Anstieg der Reaktanzwerte und einem Rückgang nach der BGM. Die Gruppe mit den stärksten Schmerzen (Schmerz 5-7) weist trotz der geringen Gruppengröße (n=11) eine größere Streuung auf und kehrt nicht zum Ausgangswert zurück.

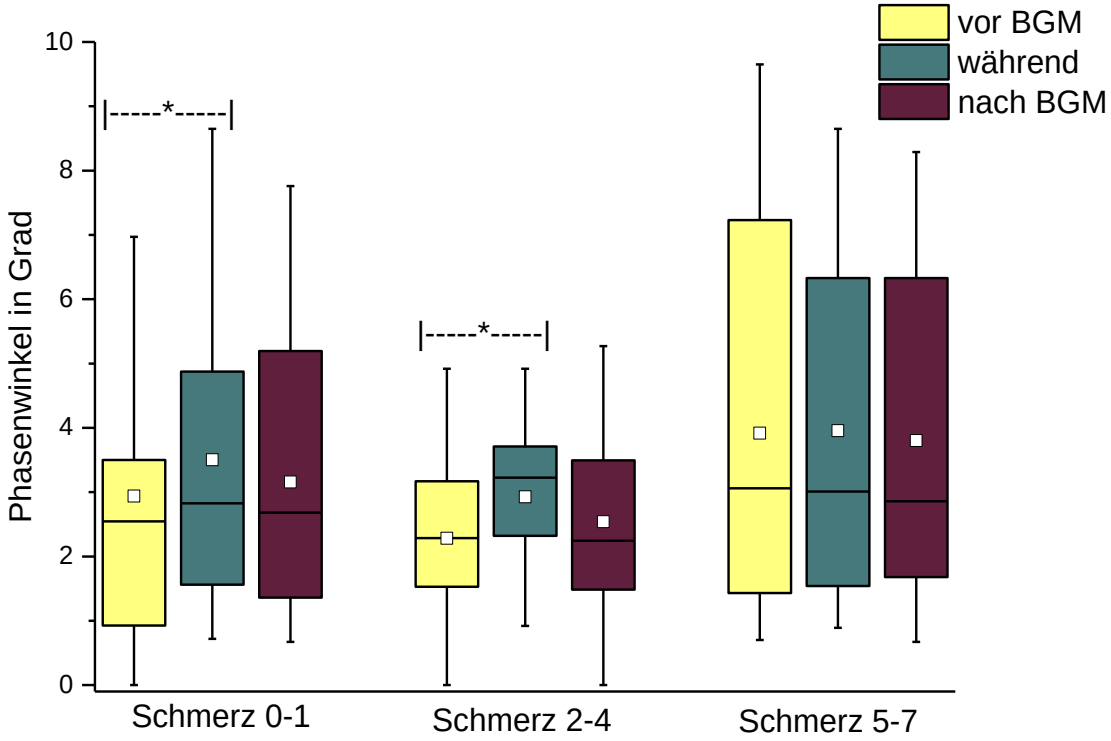

Abb. 19: Phasenwinkel und Schmerzintensität

Die Teilnehmer wurden anhand ihrer Angaben zur empfundenen Schmerzintensität in drei Gruppen geteilt. Die Zahlenwerte entsprechen den Angaben nach einer Numerischen Ratingskala von 0 bis 10. Signifikante Veränderungen des Phasenwinkels findet man nur bei den beiden Gruppen mit wenig und mittlerem Schmerz (n=20 bzw. n=23). Die Gruppe mit starken Schmerzen (Schmerz 5-7, n=11) reagiert von einem tendenziell höheren Ausgangswert mit einer leichten Reduktion des Phasenwinkels.

3.8 Ultraschall- Elastographie: Vorher-Nachher-Vergleich

Um die Gewebeunterschiede und -veränderungen bildgebend beurteilen zu können, wurde vor und nach der BGM eine Ultraschall-Elastographiemessung (US-Elastographie) durchgeführt. Das Histogramm gibt die Werte der relativen Gewebeelastizität in einer Abstufung von 0 (hart) bis 255 (weich) Punkten an (Abb. 20).

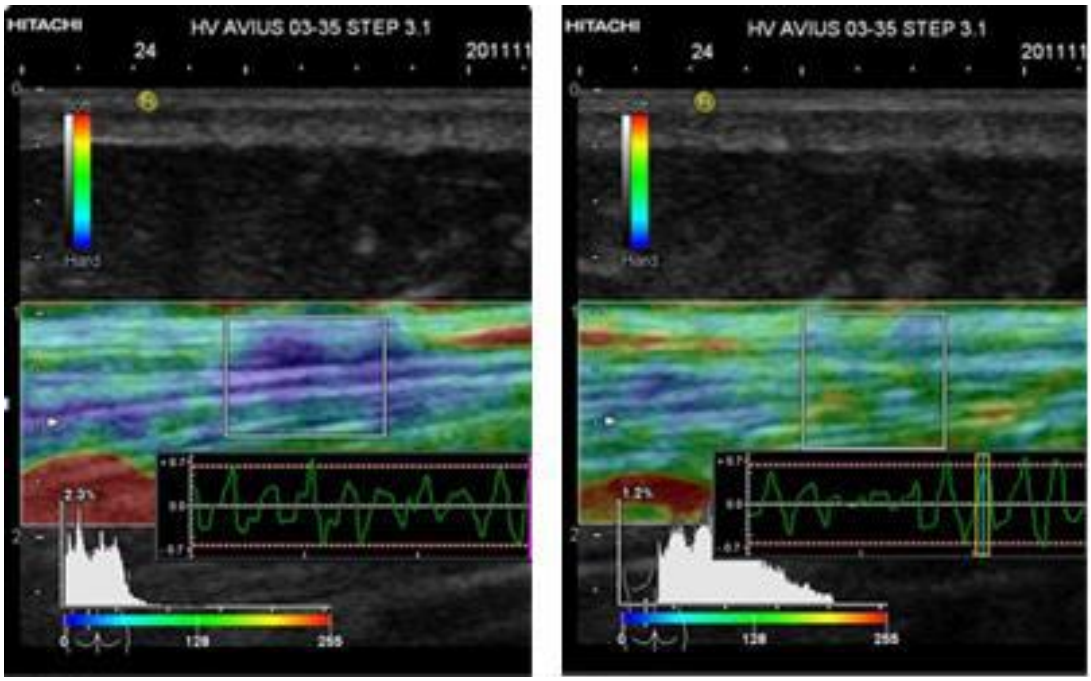

Abb. 20: Ultraschall-Elastographie, Beispiel der Vorher-Nachher-Messung
Über das herkömmliche Ultraschallbild im B-Modus wird die gemessene Gewebeelastizität als farbliche Maske projiziert. Die Kurvenschwingung in der Bildmitte ist ein technisches Feedback der manuell mit dem Schallkopf erzeugten Impulse. Unten links ist das Histogramm des gewählten Abschnitts zu sehen, welches die Verteilung von „hart“ (=blau) bis „weich“ (=rot) als Verteilungskurve darstellt. Nicht im Bild zu sehen, ist die auf das Histogramm basierende Ausgabe des Mittelwerts, der Standardabweichung, der Kurtosis und des Skew-Werts, sowie technische Angaben zur Kantenlänge und Fläche des gewählten Bildausschnitts.

Ausgewertet wurden der Status und die Veränderung dieser Parameter vor und nach der BGM. Die Beschreibung erfolgt sowohl deskriptiv, als auch analytisch. Der Mittelwert und der Median unterscheiden sich bei den Analysen in der Regel um weniger als 2%. Aufgrund der Tatsache, dass die Verteilung im Histogramm nicht regelhaft einer Normalverteilung entspricht, wird im Weiteren der Median dargestellt.

In der quantitativen Auswertung der US-Elastographie der gesamten Teilnehmergruppe zeigt sich ein Anstieg der histographischen Mittelwerte um etwa 10% von 76 (54;110) auf 84 (61;105) bei fast unveränderter Streuung des Histogramms. Die Kurtosis zeigt eine leichtgradige, aber signifikante Abflachung der Verteilungskurve. Der Skew-Wert unterstreicht zusätzlich die Tendenz zur weicheren Qualität des Gewebes und erreicht ein signifikantes Niveau durch eine Reduktion von 0,68 auf 0,63 arbiträrer Einheiten (Abb. 21).
Die Auswertung der Einzeldaten zeigt eine erhebliche interindividuelle Streuung. Prozentual gesehen zeigen die Teilnehmer Elastizitätsveränderungen von gerundet minus 1/5 bis plus 1/4. Auffällige Steigerungen um über das Doppelte wird von drei Teilnehmerinnen erreicht, welche einen BMI von nur 20 aufweisen, bzw. derzeit unter mittelgradigen Schmerzen leiden.

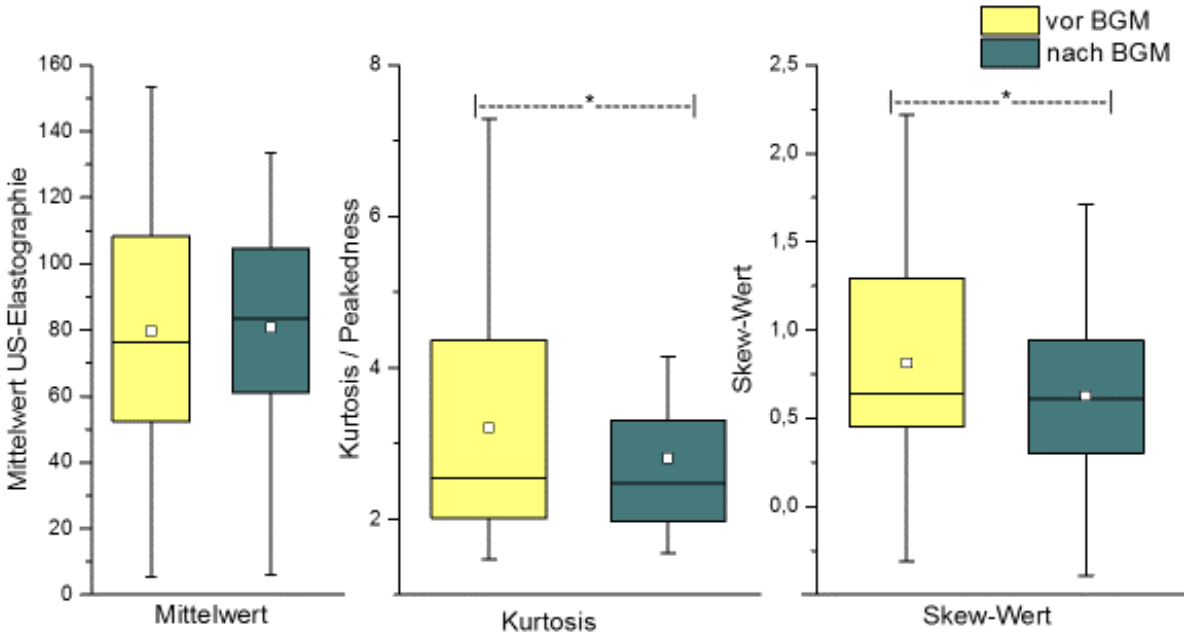

Abb. 21: Ultraschall-Elastographie-Werte der Gesamtkohorte

Die drei Diagramme zeigen den Mittelwert, die Kurtosis und den Skew-Wert des vom US-Elastographen erstellten Histogramms aller Teilnehmer. Der Mittelwert steigt nach der Bindegewebsmanipulation (BGM) um etwa 10% an. Die Kurtosis weist nach der BGM einen geringfügigen, aber signifikanten Unterschied auf. Dasselbe gilt für den Skew-Wert, welcher ein wenig nachgibt und damit eine Tendenz zur Verlagerung der Werte zu weicherem Gewebe angibt.

3.8.1 US-Elastographie - Beurteilung der Kurvenform: Streuung, Kurtosis und Skew-Wert des Histogramms

Obwohl die Streuung der histographischen Werte bei Einzelnen durch die BGM um bis zum Dreifachen ab- bzw. zunimmt, bleibt der Median mit einer leichte Reduktion von 46 auf 45 Punkten nahezu identisch. Insgesamt findet sich dadurch eine mittlere Veränderung von +1%.

Interessant ist zu allen Messzeitpunkten der Zusammenhang zwischen Mittelwert und Streuung im Histogramm. Fast durchweg ist zu sehen, dass je höher der Ausgangs-Mittelwert ist, desto größer fällt auch die Streuung aus. Auch die Steigerungsraten des Mittelwerts und der Streuung im Histogramm verhalten sich weitgehend proportional in dem Sinn, dass eine Veränderung des Mittelwerts durch die Behandlung in 2/3 der Daten eine Veränderung der Streuung in dieselbe Richtung verursacht. Das ist vor allem bei kleinen Ausgangswerten, also bei hartem Gewebe, zu beobachten. Vice versa weisen 3 von 4 Teilnehmer mit einem hohen Ausgangswert dann eine Reduktion durch die BGM auf.

Neben der Veränderung des Mittelwerts und der Streuung im Histogramm, weisen abweichende Werte der Kurtosis auf eine verändert spitze/stumpfe Kurvenform und der Skew-Wert auf eine Veränderung der normalen bzw. schiefen Verteilung der Werte im Histogramm hin.

Die Kurtosis zeigt als Ausdruck der flacheren und breiteren Histogramm-Verteilung verringerte Werte nach der BGM. Trotz der geringfügigen Veränderung von 2,6 auf 2,5 ist die Reduktion signifikant. Der Skew-Wert gibt ebenfalls wenig, aber signifikant nach und erfährt eine Verringerung seiner linksschiefen Verteilung. Das Gewebe weist also nach der BGM mehr weiche Anteile auf.

Die Anzahl der Personen betrachtend, findet man bei der Standardabweichung im Histogramm, der Kurtosis und dem Skew-Wert bei jeweils etwa einem Drittel der Personen höhere und bei 2/3 erniedrigte Werte bzw. keine Veränderung (Abb. 22).

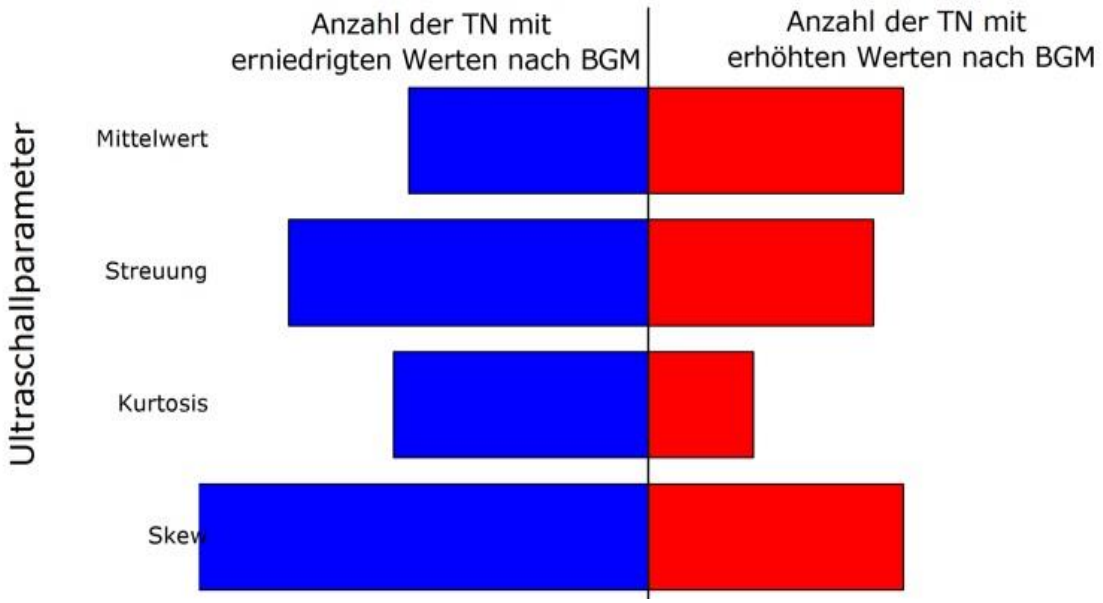

Abb. 22: Darstellung der unterschiedlichen Richtung der Veränderung der histographischen Werte der Ultraschall-Elastographie

Das Diagramm zeigt die Anzahl der Personen mit negativen (blau) bzw. positiven (rot) Veränderungen der verschiedenen Ultraschallwerte durch die Bindegewebsmanipulation (BGM). Es sind nur Daten aufgeführt, welche eine Veränderung aufweisen, jene mit gleichen Werten werden nicht dargestellt. Deutlich wird die gegensätzliche Reaktion der Gesamtkohorte auf die BGM, vor allem der Mittelwert unterliegt keiner einheitlichen Richtung.

3.9 Geschlechtsspezifischer Werteverlauf der US-Elastographie

Differenziert man zwischen weiblichen und männlichen Personen, so zeigt der Median des Mittelwerts nahezu gleiche Ausgangswerte (Frauen 76,4 vs. Männer 76,5). Dieser entwickelt sich nach der BGM jedoch gegenläufig auf 84,1 bei den Frauen und 73,4 bei den Männern. Während das Gewebe der Frauen im Mittel zu 10% weicheren Werten tendiert, nimmt es bei den Männern um 4% an Härte zu (Abb. 23). In insgesamt 10 Fällen gibt es keine wesentliche Veränderung (Δ<5%).

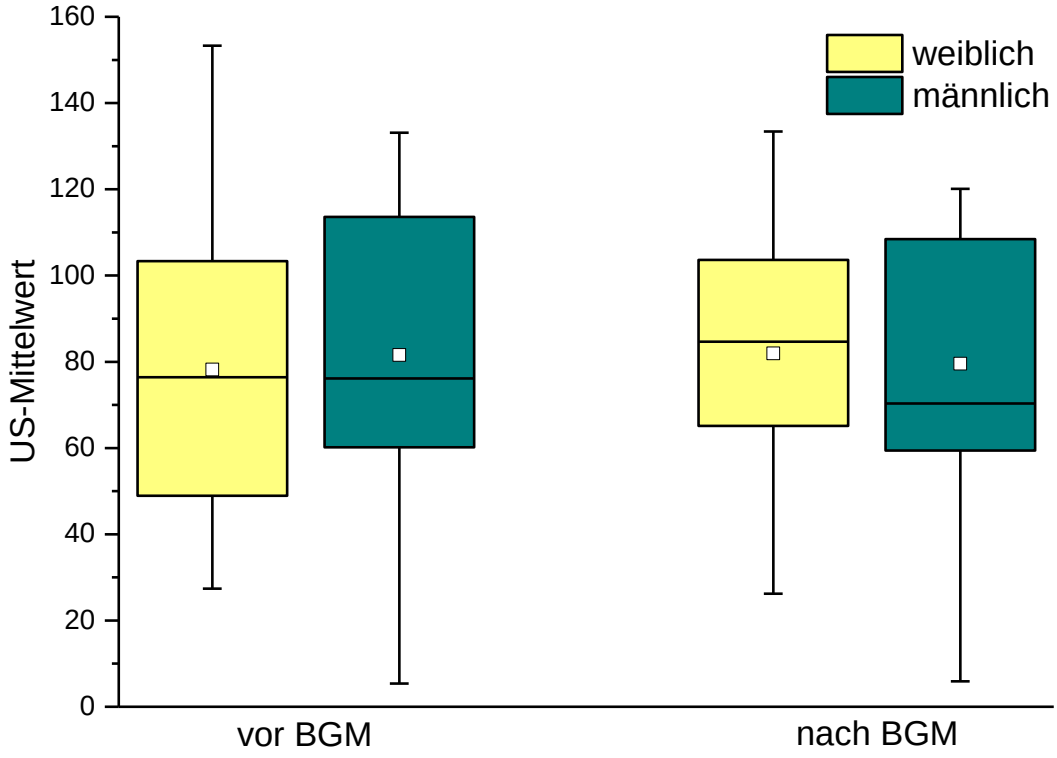

Abb. 23: Vergleich der histographischen Mittelwerte von weiblichen und männlichen Personen

Das Diagramm zeigt die gegenläufige Entwicklung der US-elastographischen Mittelwerte bei weiblichen und männlichen Personen vor und nach der Bindegewebsmanipulation (BGM). Von einem geringfügigen Unterschied ausgehend steigen die Werte der weiblichen Personen tendenziell an, die der männlichen geben etwas nach, beides jedoch nicht auf signifikantem Niveau.

Der Median der geräteseits gemessenen Streuung im Histogramm nimmt bei den weiblichen Teilnehmern von 43,6 auf 45 um etwa 1% zu, bei den männlichen Teilnehmern gibt er von 50,6 auf 41 um 19% nach.

Die Kurtosis betrachtend flacht die Verteilung nur bei den weiblichen Teilnehmern ab. Bei ihnen sinkt der Wert von 2,9 auf 2,6, dagegen ist die Veränderung bei den männlichen Teilnehmern mit einem Anstieg von 2,4 auf 2,5 nicht signifikant. Der Unterschied zwischen Frauen und Männern ist vor der BGM noch signifikant und gleicht sich danach an.

Auch bezüglich des Skew-Werts reagieren nur die weiblichen Teilnehmer mit einer signifikanten Reduktion ihres Wertes von 0,67 auf 0,62. Die männlichen Teilnehmer weisen demgegenüber zwar eine betragsmäßig größere Reduktion von 0,74 auf 0,66 auf, diese ist aber nicht signifikant (Abb. 24).

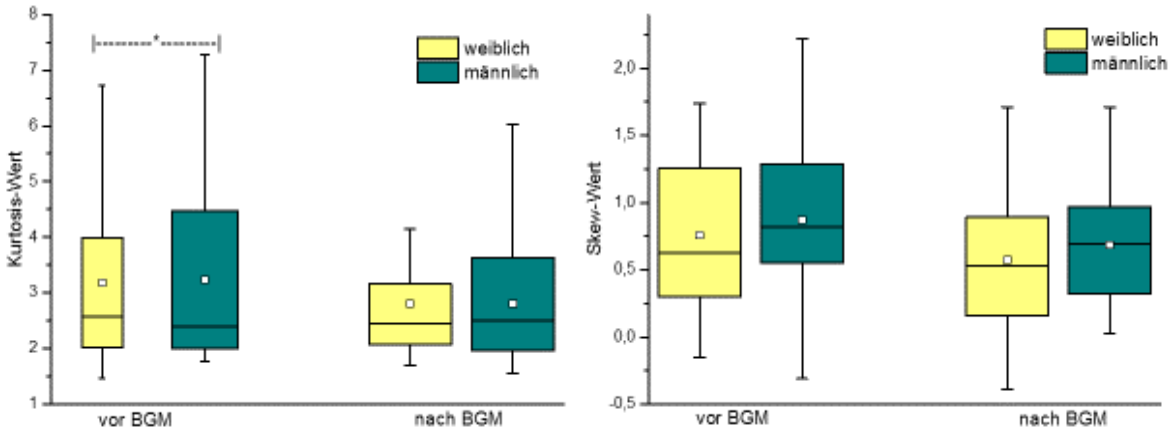

Abb. 24: Kurtosis und Skew-Wert des US-Elastogramms weiblicher und männlicher Personen

Die Diagramme zeigen die Kurtosis (links) und den Skew-Wert (rechts) des Ultraschall-Elastogramms (US-Histogramm) im Vergleich von weiblichen und männlichen Personen vor und nach der Bindegewebsmanipulation (BGM). Während es bei den Frauen signifikante Unterschiede vor und nach der Bindegewebsmanipulation (BGM) gibt, sind bei den männlichen Teilnehmern nur Tendenzen erkennbar. Im direkten Vergleich der Geschlechter ist nur die Kurtosis vor der BGM signifikant verschieden.

3.10 Altersgruppierung und US-Elastographie

Es erfolgte eine Einteilung in drei Gruppen mit einer Spannweite von etwa 20 Jahren: die 18-39-Jährigen („jung“, n=28), die 40-59-Jährigen („mittel“, n=19) und jene ab 60 Jahren („alt“, n=11).

Der Mittelwert der US-Elastographie unterscheidet sich im Ausgangswert zwischen der mittleren Gruppe und beiden anderen signifikant. Während die jüngste und die älteste Gruppe einen Wert von 71 bzw. 74 aufweisen, beträgt dieser Wert bei der mittleren Gruppe 104 arbiträre Einheiten. Auch nach der BGM hat die mittlere Gruppe mit 96 Einheiten die höchsten Werte, die Älteste sinkt auf den Wert von 49 und nur die jüngste verzeichnet einen Anstieg auf 85. Nur bei der jüngsten Gruppe tendiert der histographische Mittelwert also zu einer Steigerung als Ausdruck eines zunehmend weichen Gewebes, beide anderen Gruppen reagieren mit einer Reduktion des Mittelwerts, die älteste Gruppe signifikant.

Parallel dazu weist die mittlere Gruppe auch die größte Streuung im Histogramm auf. Vor der BGM misst man eine Streuung von 51 gegenüber 43 der jüngeren und 35 der älteren Gruppe. Nach der BGM reduziert sich der Unterschied auf 46 gegenüber 41 der jüngeren und 39 der älteren Gruppe (Abb. 25).

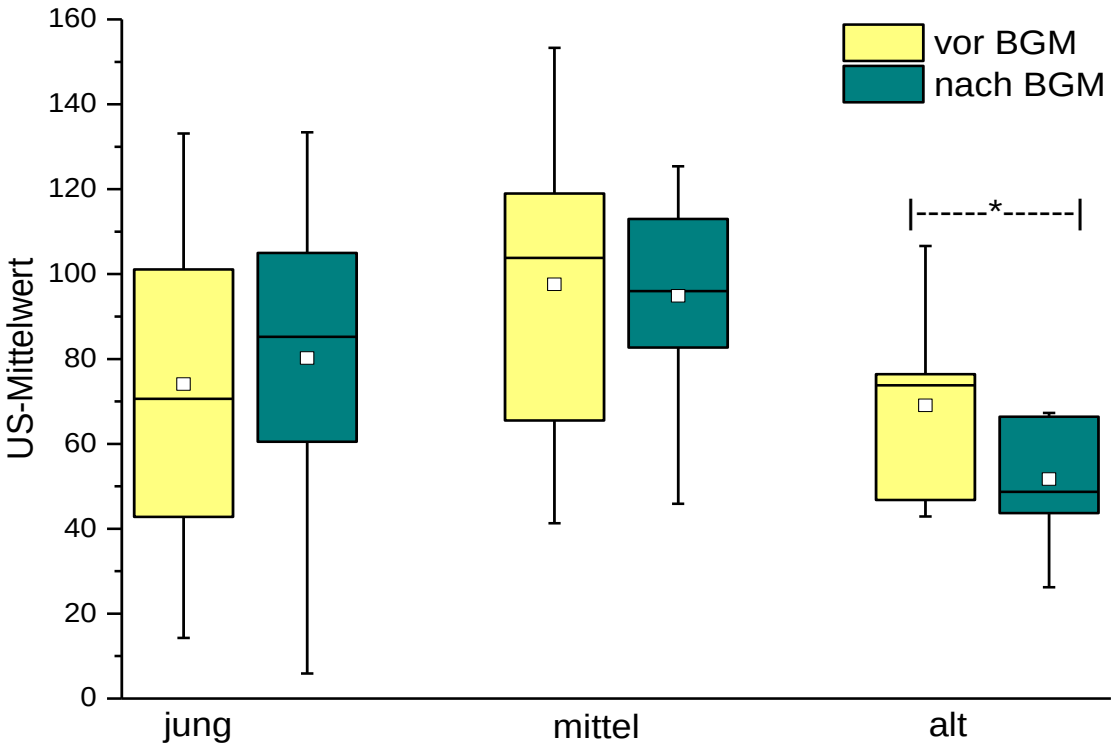

Abb. 25: Mittelwert der Ultraschall-Elastographie in verschiedenen Altersgruppen

Der Mittelwert der Ultraschall-Elastographie (US-Mittelwert) ist in der Gruppe mittleren Alters („mittel“) zu jedem Messzeitpunkt signifikant am höchsten, gibt durch die Bindegewebsmanipulation (BGM) aber etwas nach, wie es bei der Gruppe der Ältesten („alt“) auch der Fall ist, bei diesen erreicht die Reduktion sogar Signifikanzniveau. Nur die jüngste Gruppe („jung“) wird durch die BGM vom histographischen Mittel her tendenziell weicher.

Die Kurtosis ist zu beiden Messzeitpunkten bei der ältesten Gruppe mit 4,3 und 3,8 gegenüber 2,3 und 2,4 (mittlere Gruppe) und 2,4 und 2,4 (jüngste Gruppe) signifikant erhöht. Wenigstens gibt sie als Zeichen der Verflachung der Kurve zum zweiten Wert etwas nach.

Der Skew-Wert unterscheidet sich zu fast allen Messzeitpunkten signifikant zwischen den Altersgruppen. Die älteste Gruppe weist mit 1,3 einen doppelt so hohen Wert auf wie die mittlere mit 0,63 und die jüngste mit 0,62 Einheiten. Der einzige signifikante Unterschied zwischen vor und nach der BGM ergibt sich dann bei der mittleren Gruppe, die von 0,63 auf 0,48 nachgibt (Abb. 26).

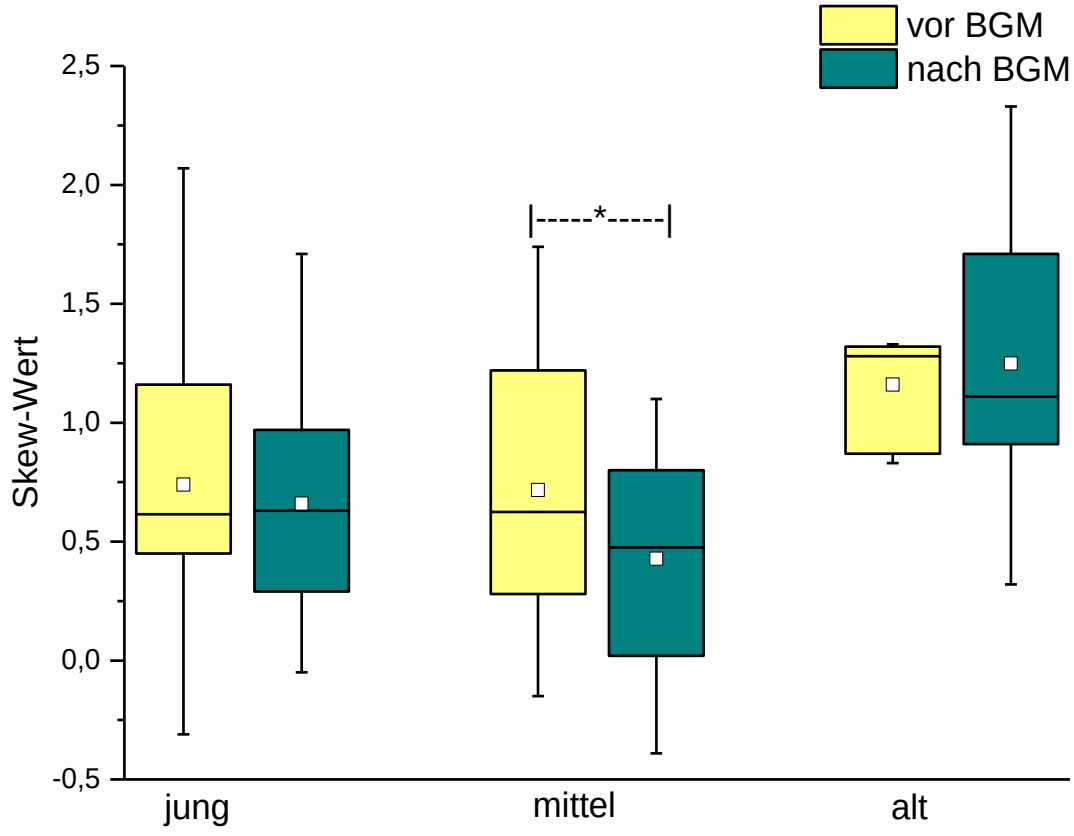

Abb. 26: Der Skew-Wert im Ultraschall-Histogramm

Der Skew-Wert steht für die Neigung der Verteilungskurve. Signifikant unterschiedliche Werte im Histogramm hat die älteste Gruppe („alt“) im Vergleich zu beiden anderen Gruppen („mittel“ und „jung“). Die mittlere Gruppe erfährt als einzige eine signifikante Reduktion durch die Bindegewebsmanipulation (BGM).

3.11 BMI und US-Elastographie

Die Teilnehmer wurden in drei Gruppen geteilt, jene mit einem BMI unter 22 (n=13), eine Gruppe mit einem BMI von 22-25 (n=32) und eine Gruppe mit einem BMI von >25 (n=10). Ähnlich wie bei den Werten der Impedanz, findet man im Histogramm der US-Elastographie wenig signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen oder Veränderungen der Gruppen insgesamt (Abb. 27 u. Abb. 28). Tendenziell scheinen die beiden Randgruppen reaktionsfreudiger als die Gruppe mit dem mittleren BMI. Dies deckt sich mit der Beobachtung, dass die Ausreißer sich jeweils in den jeweiligen Randgruppen befinden.

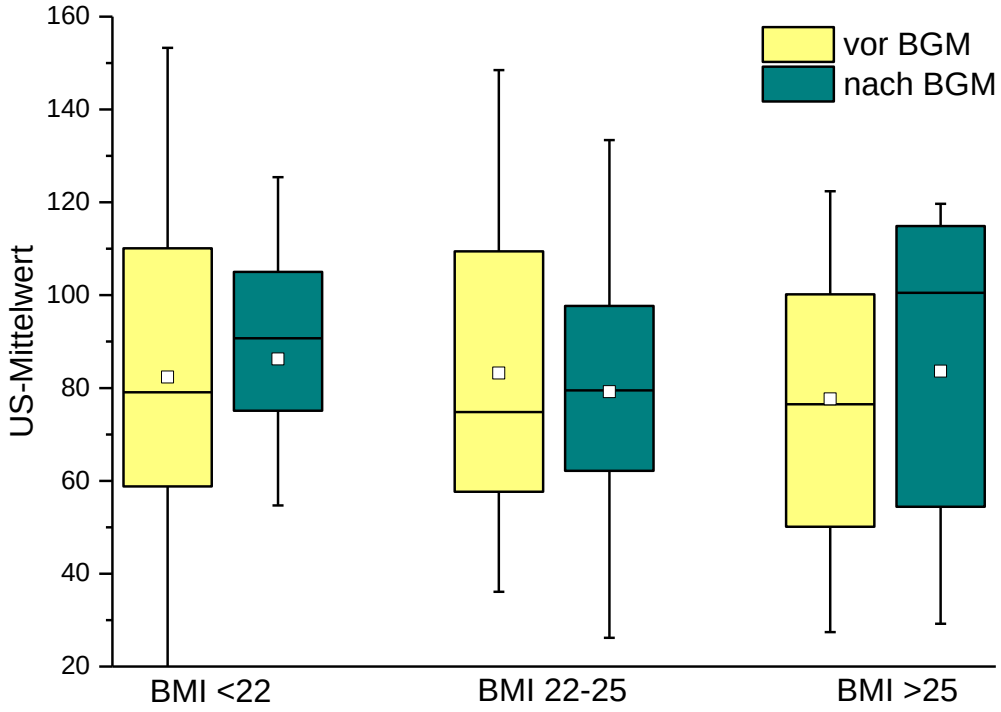

Abb. 27: Die Veränderung der Mittelwerte der US-Elastographie abhängig von der Größe des Body-Mass-Index (BMI):

Die Veränderungen der Mittelwerte durch die Bindegewebsmanipulation (BGM) finden am wenigsten in der normalgewichtigen Gruppe mit mittlerem BMI statt, am meisten in der Gruppe mit hohem BMI. Keiner der Unterschiede ist jedoch signifikant. Auch im Vergleich der Subgruppen miteinander finden sich keine signifikanten Unterschiede.

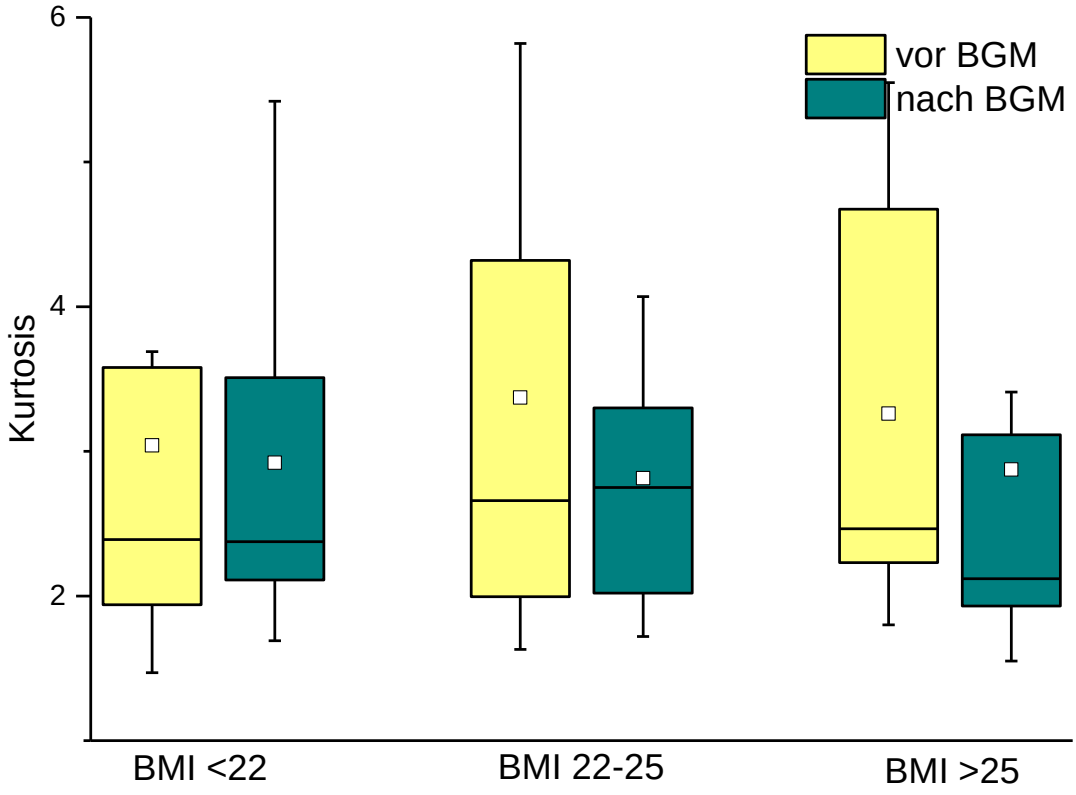

Abb. 28: Die Veränderung der Kurtosis der US-Elastographie abhängig von der Größe des Body-Mass-Index (BMI)

Die Veränderungen der Kurtosis durch die Bindegewebsmanipulation (BGM) finden am meisten in der Gruppe mit dem höchsten BMI statt, obgleich deren Reduktion kein Signifikanzniveau erreicht. Auch im Vergleich der Subgruppen miteinander finden sich keine signifikanten Unterschiede.

3.12 Sporthäufigkeit und US-Elastographie

Wie zuvor beschrieben, wurde die Sporthäufigkeit kategorisiert und daraus drei Gruppen gebildet, die maximal 1 mal pro Woche Sport treiben, jene, die 2-3 mal pro Woche und jene, die öfter Sport treiben.

Ein signifikanter Unterschied der Mittelwerte des Ultraschall-Histogramms war nicht festzustellen, weder in den Ausgangswerten, noch in den Werten nach der BGM. Dasselbe gilt für die Streuung des Histogramms. Allerdings zeigt sich eine Tendenz zu höheren Mittelwerten im Ausgangswert, je mehr Sport die Teilnehmer betrieben (Abb. 29).

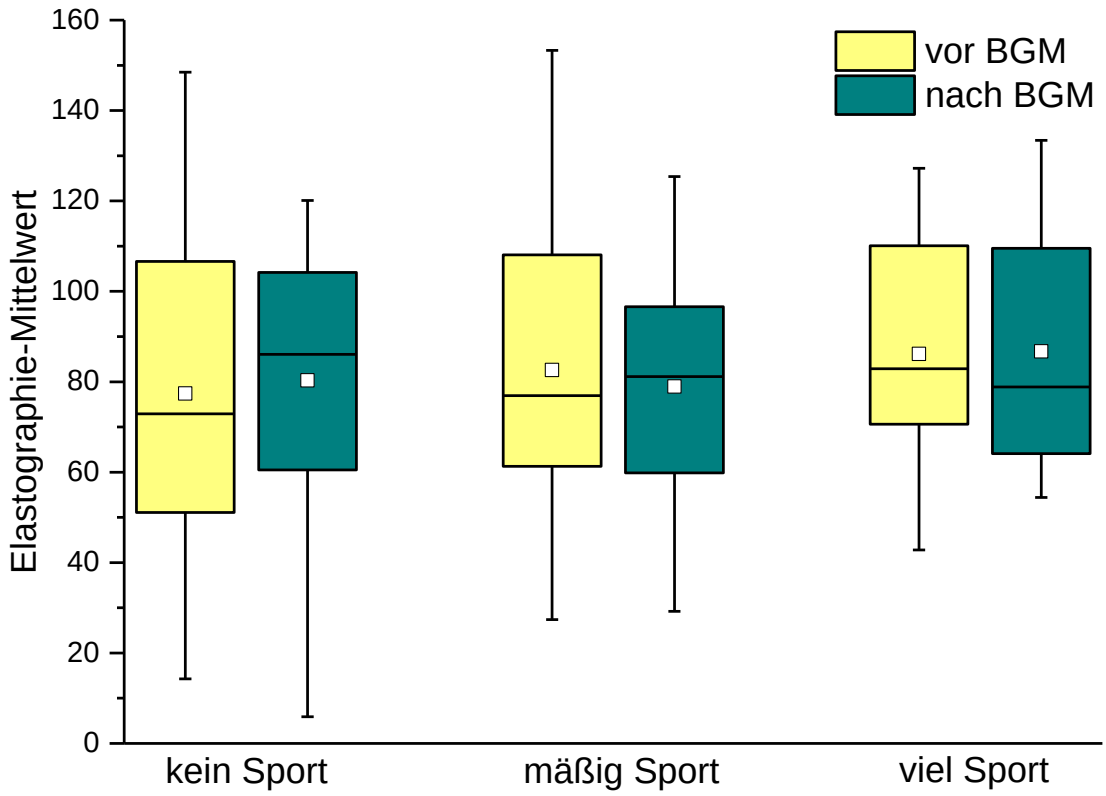

Abb. 29: Elastographischer Mittelwert und Sporthäufigkeit

Das Diagramm zeigt den Zusammenhang zwischen der Häufigkeit der sportlichen Aktivität und dem Mittelwert der Elastographie von Personen, die keinen Sport treiben (n=22, <1x /Woche), die regelmäßig Sport treiben (n=18, <4x/Woche) und jenen, die viel Sport treiben (n=11, >4x/Woche). Es zeigt sich eine Tendenz zu höheren Ausgangs-Elastographie-Werten, je mehr Sport die Teilnehmer betreiben.

Erst in der Betrachtung der Kurvenform über die Kurtosis und den Skew-Wert zeigen sich signifikante Unterschiede. Die Gruppe, welche viel Sport treibt weist die niedrigsten Werte für die Kurtosis und den Skew-Wert auf. Vor der BGM ist der Unterschied nur zur kein-Sport-Gruppe signifikant, nach der BGM auch zur mäßig-Sport-Gruppe. Die Werte vor und nach der BGM tendieren in fast allen Gruppen zu einer weiteren Verringerung, sind aber in keinem Fall signifikant.

Bei den viel-Sportlern reduziert sich die Kurtosis von 2,5 auf 2,1 Einheiten, bei den mäßig-Sportlern erhöht sie sich von 2,4 auf 2,7. Bei den nicht-Sportlern finden wir wieder eine Reduktion von 3,0 auf 2,7 vor. Der Skew-Wert reduziert sich bei den viel-Sportlern von 0,51 auf 0,36 Einheiten, bei den mäßig-Sportlern von 0,77 auf 0,68 und bei den nicht-Sportlern von 0,83 auf 0,8 Einheiten. Der Werteverlauf zeigt damit eine Verflachung der Kurve mit einer schiefen Verteilung, die nach der BGM mehr weiche Anteile beinhaltet (Abb. 30 und Abb. 31).

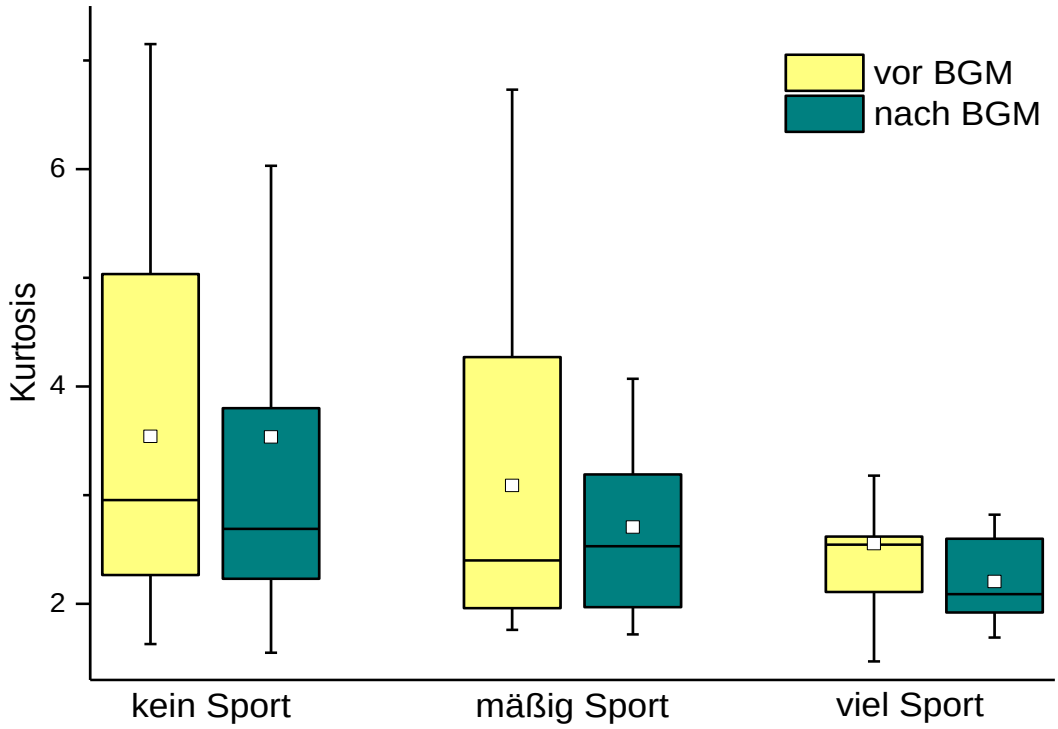

Abb. 30: Kurtosis im Ultraschall-Elastogramm und Sporthäufigkeit

Dieses Diagramm zeigt die Unterschiede hinsichtlich der Kurtosis von Personen, die keinen Sport treiben (n=22, <1x/Woche), die mäßig Sport treiben (n=18, <4x/Woche) und jenen, die viel Sport treiben (n=11, >4x/Woche). Die Kurtosis bei Personen, die viel Sport treiben ist signifikant geringer im Vergleich zur „kein Sport“-Gruppe, die Verteilungskurve also flacher. Nach der BGM besteht diese Signifikanz auch zur „mäßig Sport“-Gruppe.

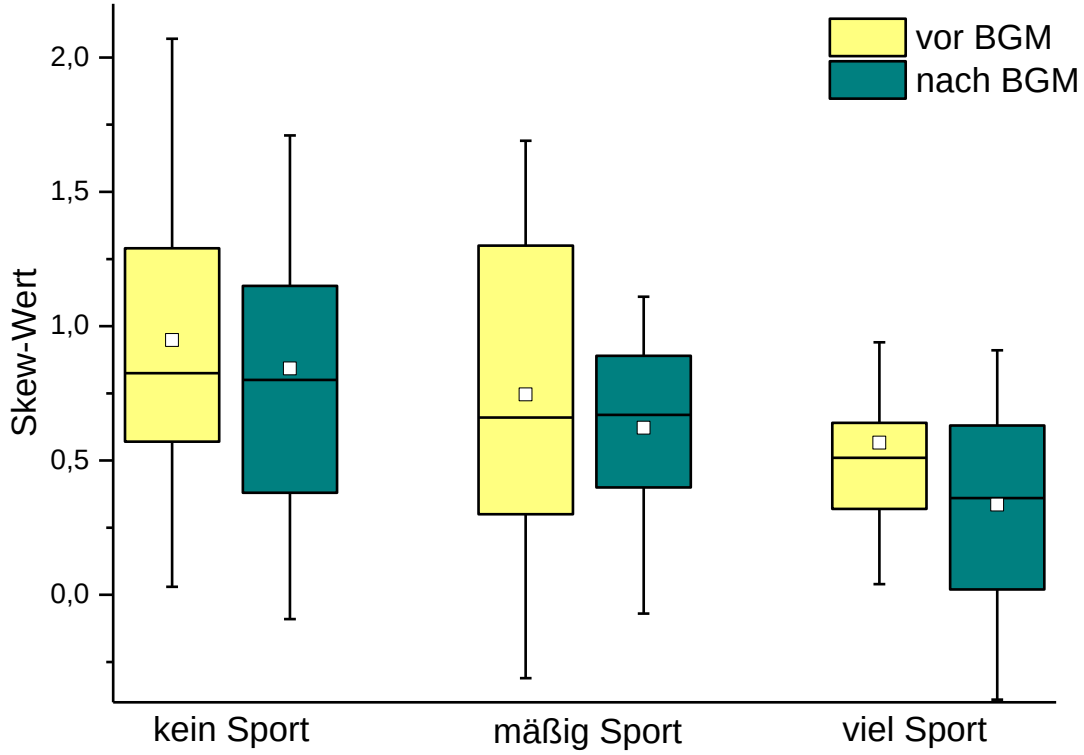

Abb. 31: Skew-Wert im Ultraschall-Elastogramm und Sporthäufigkeit

Dieses Diagramm zeigt die Unterschiede hinsichtlich des Skew-Werts von Personen, die keinen Sport treiben (n=22, <1x /Woche), die mäßig Sport treiben (n=18, <4x/Woche) und jenen, die viel Sport treiben (n=11, >4x/Woche). Der Skew-Wert bei Personen, die viel Sport treiben ist signifikant geringer im Vergleich zu den nicht-Sportlern, die Verteilungskurve also linksschief. Nach der BGM besteht diese Signifikanz auch zur mäßig-Sport-Gruppe.

3.13 Schmerzhäufigkeit und US-Elastographie

Die Häufigkeit und Intensität evtl. auftretender Rückenschmerzen wurde per Fragebogen erfasst und von den Teilnehmern mittels einer numerischen Ratingskala (NRS) von 0 bis 10 bewertet. Sowohl die Häufigkeit, als auch die Schmerzintensität wurden, wie in Kap.3.8 beschrieben, in jeweils drei Gruppen zusammengefasst.

Ein signifikanter Unterschied der Mittelwerte des Ultraschall-Histogramms war nicht festzustellen, weder in den Ausgangswerten, noch in den Werten nach der BGM. Dasselbe gilt für die Streuung des Histogramms und die Kurtosis. Nur der Skew-Wert der Teilnehmer ohne Schmerzen zeigt eine signifikante Reduktion, und damit eine zunehmende Linksschiefe, an (Abb. 32).

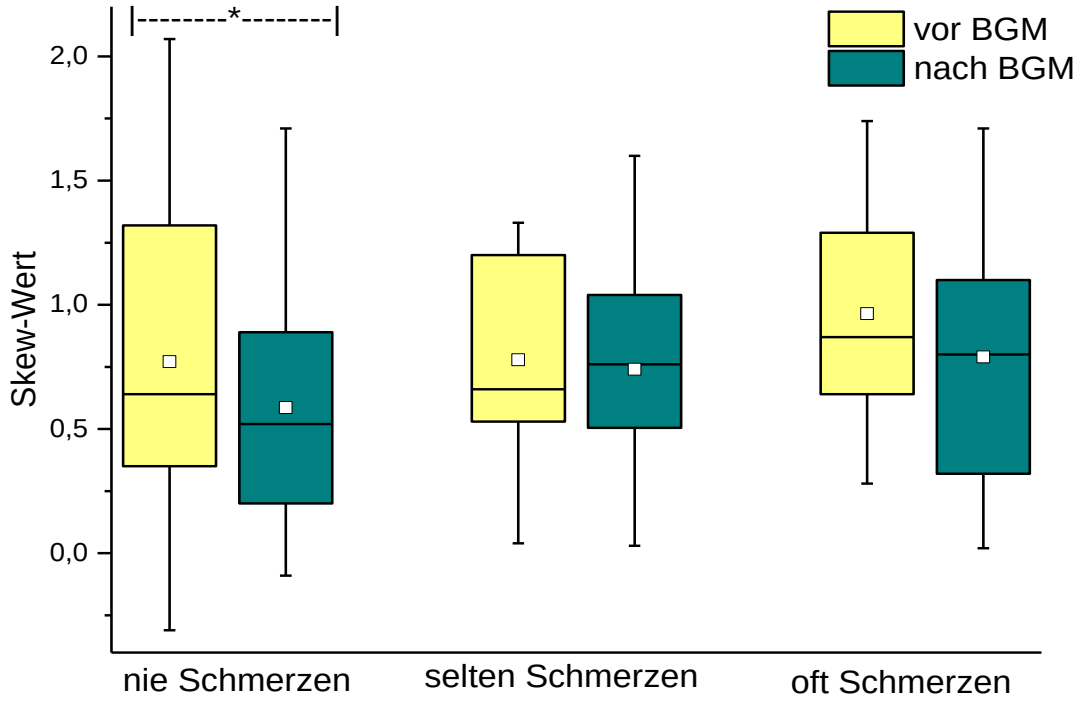

Abb. 32: Der Skew-Wert im Ultraschall-Elastogramm und Schmerzhäufigkeit

Das Diagramm zeigt die Unterschiede hinsichtlich des Skew-Werts von Personen, die angeben, nie Schmerzen zu haben (n=33), die selten Schmerzen haben (n=16, <1x/Woche) und jenen, die oft Schmerzen haben (n=7, >1x/Woche). Der Skew-Wert bei Personen, die nie Schmerzen haben nimmt im Vergleich vor und nach der Bindegewebsmanipulation (BGM) ab, die Verteilungskurve wird also linksschief. Alle anderen Unterschiede sind nicht signifikant.

3.14 Schmerzintensität und US-Elastographie

Wie im Kapitel 3.8 angegeben wurde die Schmerzintensität mittels einer numerischen Ratingskala ermittelt und, um eine statistische Auswertung durchführen zu können, in drei Klassen eingeteilt. Die erste Klasse beinhaltet die Punktwerte 0-1 (n=20), die mittlere 2-4 (n=23) und die letzte 5-7 (n=13). Höhere Schmerzintensitäten wurden nicht angegeben.

Die Ruhewerte der drei Gruppen unterscheiden sich nicht signifikant, was auch der kleinen Stichprobengröße geschuldet sein kann. Die Reaktion der Teilnehmer auf die Behandlung fällt jedoch unterschiedlich aus.

Am eindeutigsten und meist gegen den Trend der beiden anderen Gruppen reagiert die Gruppe mit den stärksten Schmerzen auf die Behandlung. Bezüglich des Mittelwerts der histographischen Verteilung der Elastographie erfährt diese Gruppe eine signifikante Verringerung der Werte, wohingegen die beiden Gruppen mit mittleren bzw. keinen Schmerzen einen Trend zu höheren Werten, als Indikator für weicheres Gewebe, nach der BGM aufweisen (Abb. 33).

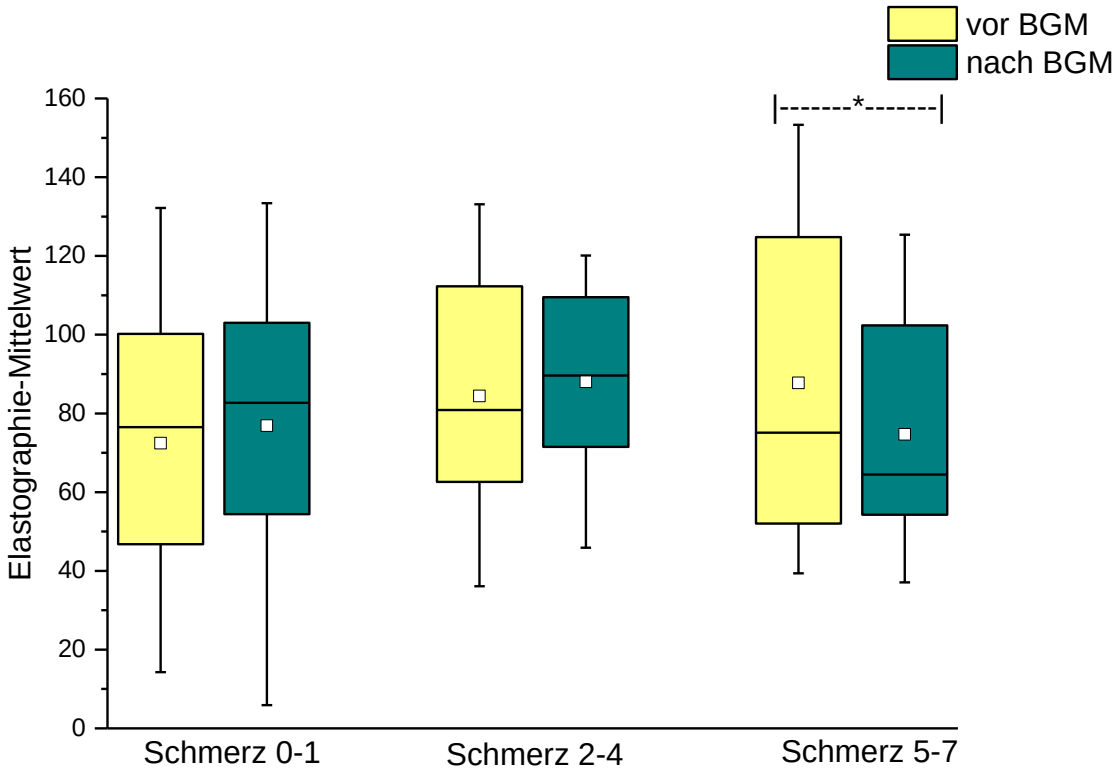

Abb. 33: Mittelwert im Ultraschall-Elastogramm im Zusammenhang mit der empfundenen Schmerzintensität

Das Diagramm zeigt die Unterschiede hinsichtlich des Mittelwerts des Ultraschall-Elastogramms von Personen, die mittels einer Numerischen Rating-Skala (NRS) angeben, geringe oder keine Schmerzen zu haben (n=19, NRS 0-1), die mäßige Schmerzen haben (n=22, NRS 2-4) und jenen, die große Schmerzen haben (n=13, NRS 5-7). Der Mittelwert bei Personen, die große Schmerzen haben nimmt im Gegensatz zu den beiden anderen Gruppen durch die Bindegewebsmanipulation (BGM) ab, das Gewebe erscheint dann also härter.

Die Auswertung der Form der Verteilungskurve ergibt ein ähnliches Bild: die Kurtosis und der Skew-Wert geben bei den beiden Gruppen ohne bzw. mit mäßigen Schmerzen etwas nach, während sich bei der Gruppe mit den intensivsten Schmerzen nach der BGM jeweils einen Trend zu höheren Werten erkennen lässt (Abb. 34).

Auch die Aufteilung der Teilnehmer in vier statt drei Schmerzgruppen zeigt denselben Trend, dass die schmerzintensivsten Teilnehmer jeweils gegen den Trend reagieren, allerdings ebenfalls mit der Schwierigkeit, ein Signifikanzniveau zu erreichen.

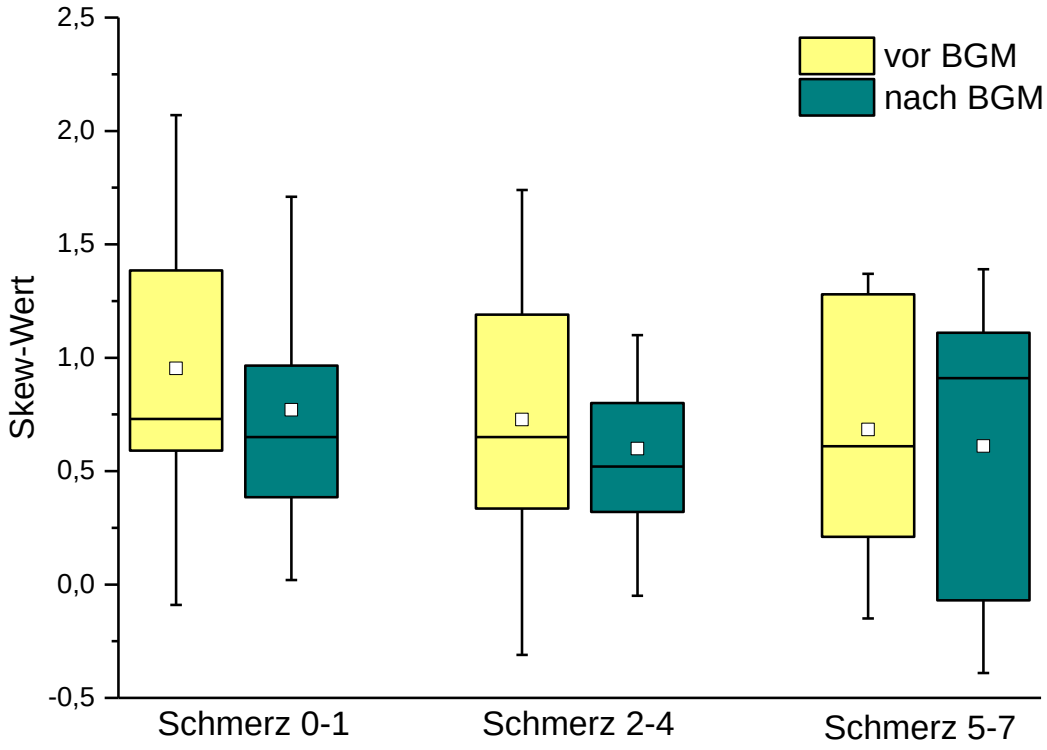

Abb. 34: Skew-Wert im Ultraschall-Elastogramm im Zusammenhang mit der empfundenen Schmerzintensität

Das Diagramm zeigt die Unterschiede hinsichtlich des Skew-Werts von Personen, die mittels einer Numerischen Rating-Skala (NRS) angeben, geringe oder keine Schmerzen zu haben (n=19, NRS 0-1), die mäßige Schmerzen haben (n=22, NRS 2-4) und jenen, die große Schmerzen haben (n=13, NRS 5-7). Der Skew-Wert bei Personen, die große Schmerzen haben nimmt durch die Bindegewebsmanipulation (BGM) im Vergleich zu, die Verteilungskurve wird also rechtsschief. Beide anderen Gruppen reagieren entgegengesetzt.

3.15 Responder vs. Non-Responder

Teilt man die Daten anhand der Steigerung der Resistanz in zwei Gruppen auf, von welchen eine Respondergruppe die Resistanz nach der BGM um mindestens 5% steigert, wogegen die andere Gruppe keine Werteveränderung aufweist (Non-Responder), so ergibt sich folgendes Bild:

Die Responder sind fast doppelt so alt wie die Non-Responder und haben etwa 10% weniger Körpergewicht. Sie treiben 15% mehr Sport und haben gleich häufig, jedoch viermal so heftige Schmerzen wie die Non-Responder. Sie haben zu jedem Messzeitpunkt um 14 - 24% höhere Resistanzwerte. Die Reaktanz und der Phasenwinkel weisen bei den Respondern einen um etwa 10% erniedrigten Ausgangswert auf, dieser steigert sich jedoch bis zu einem Wert nach der BGM, der um rund 60% bzw. 30% über dem der Vergleichsgruppe liegt. Letztere vollzieht die entsprechende Gegenbewegung, indem die zellulär verankerten Werte nachgeben.

Die histographischen Mittelwerte der US-Elastographie sind bei den Respondern um etwa 1/7 gegenüber den Non-Respondern erhöht, also weicher, und geben dann in beiden Gruppen um 6% bzw. 8% nach. Ebenso weisen sie eine um knapp 40% höhere Streuung auf, welche sich nach der BGM halbiert.

Die Kurtosis und der Skew-Werte der Responder sind in jeweils beiden Messungen etwa um 1/7 unter denen der Vergleichsgruppe.

In einem zweiten Schritt wurden die Teilnehmer anhand ihrer US-Elastographiewerte geteilt. 20 Personen weisen nach der BGM eine Steigerung der Mittelwerte der US-Elastographie von über 10% auf (Responder), was eine Verminderung der Gewebesteifigkeit anzeigt. Ihnen wird eine Gruppe von ebenfalls 20 Personen gegenübergestellt, bei welchen diese Veränderung nicht nachweisbar ist (Non-Responder).

Die biometrischen Daten der beiden Gruppen unterscheiden sich folgendermaßen: Hinsichtlich des Alters sind die Responder um 14% älter. Sie unterscheiden sich im BMI und seinen Faktoren überraschenderweise nicht, obwohl die Ausreißer der Impedanz jeweils mit einem extremen BMI-Wert einhergegangen waren. Allerdings sind die Responder im Mittel um 15% häufiger sportlich aktiv und haben je-

weils 40% seltener und 40% weniger intensive Schmerzen als die Non-Responder.

Die aus den beiden Gruppen resultierenden Impedanzwerte unterscheiden sich im extrazellulär geprägten Parameter der Resistanz um nur 3 - 6%, je nachdem, zu welchem Messzeitpunkt die Werte verglichen werden. Dagegen ist der zellulär verankerte Wert des Phasenwinkels vor und nach der BGM um jeweils rund 20 - 30% gegenüber den Non-Respondern erhöht. Die US-Elastographie selbst betreffend weisen die Responder einen um 1/3 erniedrigten Ausgangswert des histographischen Mittelwerts auf, welchen sie dann um 44% steigern, während der Mittelwert der Non-Responder um 25% sinkt (Abb. 35).

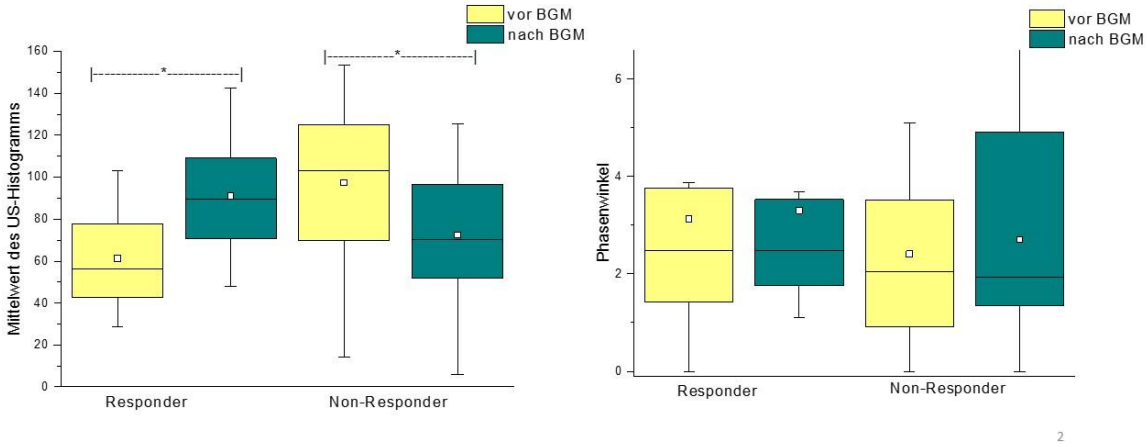

Abb. 35: Ultraschall-elastographische Mittelwerte und Phasenwinkel der Responder und der Non-Responder (n=2 x 20)

Aus der Gesamtstichprobe wurden jene 2 mal 20 herangezogen, deren Ultraschall-elastographischer Mittelwert durch die Bindegewebsmanipulation (BGM) um mindestens 10% zu- (Responder) oder nicht reagierten (Non-Responder). Das linke Diagramm zeigt die Verteilung und den Verlauf der Mittelwerte dieser beiden Gruppen.

Das rechte Diagramm zeichnet den Phasenwinkel vor und nach der BGM, welcher im Vergleich zu den Non-Respondern zu beiden Messzeitpunkten um mindestens 20% erhöht ist.

4 Diskussion

Diese Studie zeigt an 58 Personen biometrisch begründete Unterschiede und deutliche Veränderungen der Impedanz- und der US-Elastographie-Werte nach einer vierminütigen Bindegewebsmanipulation im Bereich der Lumbalfaszie.

4.1 Bedeutung der biometrischen Parameter

4.1.1 Geschlechtsunterschiede in den Ausgangswerten

Mit der vorliegenden Impedanzanalyse konnte ein Geschlechtsunterschied aufgezeigt werden. Die prinzipiell unterschiedliche körperliche Konstitution von Frauen und Männern zeigt sich konform zur Literatur auch in den durchweg signifikant unterschiedlichen Werten der Impedanzmessungen (Pascual u. Alarcon 2007). Aufgrund des tendenziell höheren relativen Körperfettgehalts bei weiblichen Personen fallen deren Resistanzwerte generell höher aus als die der männlichen Personen (Dittmar 2003). Auf der anderen Seite führt die tendenziell geringere Muskelmasse zu signifikant niedrigeren Werten der Reaktanz und des Phasenwinkels, weil weniger Zellen weniger kapazitive Effekte entfalten können (Bosy-Westphal et al. 2006, Sanjib 2010). Während in der Literatur meist der gesamte Körper auf seine Zusammensetzung hin analysiert wird, können die Daten dieser Studie den geschlechtsspezifischen Zusammenhang auch auf die kurze Distanz der Lumbalfaszie zu allen Messzeitpunkten bestätigen.

Die US-Elastographie betreffend wird in der Literatur bisher kein Geschlechtsunterschied der myofaszialen Strukturen des Rumpfes beschrieben, es wurde bisher lediglich die Extremitätenmuskulatur untersucht. Obwohl aufgrund der unterschiedlichen Zusammensetzung der Muskulatur und des unterschiedlichen hormonellen Einflusses bei weiblichen und männlichen Personen ein Unterschied zu erwarten wäre, konnte dieser nicht nachgewiesen werden, bzw. tritt erst im Alter ab etwa 60 Jahren auf (Arda et al. 2011, Eby et al. 2015).
Auch diese Studie zeigt vergleichbare Ausgangswerte der US-Elastographie für weibliche und männliche Personen.

4.1.2 Weniger Gewebswasser und härteres Gewebe im Alter

Erwartungsgemäß finden sich Unterschiede zwischen den verschiedenen Altersklassen in allen Messungen dieser Studie wieder. Dies deckt sich mit den Literaturbefunden. Die Untersuchungen des mit zunehmenden Alters abnehmenden Körperwassers bestätigend, findet man bei den jüngsten Teilnehmern die geringsten Resistanzwerte, bei der mittleren Gruppe sind diese etwas erhöht und bei den Ältesten am höchsten (Kyle et al. 2001, Carrino et al. 2011). Der Unterschied der jüngsten zur mittleren Gruppe ist weniger deutlich als der Unterschied der mittleren zur ältesten Kohorte. Dieselbe Abstufung ist umgekehrt in der Reaktanz und dem Phasenwinkel sichtbar, mit geringeren Werten innerhalb der jeweils älteren Kohorte und dem größeren Unterschied zwischen der mittleren und der ältesten Gruppe. Dies steht in einem inhaltlichen Zusammenhang mit den Angaben zum altersabhängig abnehmenden Anteil an Muskelmasse bzw. Sarkopenie in der Literatur (Marzetti u. Leeuwenburgh 2006, Arampatzis et al. 2011, Chung et al. 2016).

Zur US-Elastographie des Rumpfes sind keine Studien zu finden, es wurden bisher lediglich einzelne Sehnen und die Waden- und Bizepsmuskulatur untersucht. Bei letzterer werden vor allem bei weiblichen Personen ab dem 60. Lebensjahr eine zunehmende Gewebeverhärtung nachgewiesen, was sich mit den Ergebnissen dieser Untersuchung in dem Sinn deckt, dass die älteste Gruppe signifikant härtere Gewebeeigenschaften aufweist als die mittlere (Eby et al. 2015, Hsiao et al. 2015). Allerdings befinden sich die Werte der ältesten und der jüngsten Gruppe, zumindest im Ausgangswert, auf gleichem Niveau und erreichen gegenüber den 40-60-Jährigen Signifikanzniveau. Warum auch die unter 40-Jährigen einen so harten Ausgangswert aufweisen macht weitere Untersuchungen erforderlich.
Eine differenziertere Aufteilung der Altersgruppen in Frauen und Männer war aufgrund der geringen Anzahl von Datensätzen der über 60-Jährigen nicht möglich.

4.1.3 Weniger Wasseranteil bei höherem Body-Mass-Index

Über die reine Messung des Körpergewichts hinaus geben die verschiedenen Parameter der BIA Auskunft über den Wasser- und Fettgehalt, fettfreie Masse und Körperzellmasse, sowie den intra- und extrazelluläre Flüssigkeitsgehalt (Walter et al. 1970, Kyle et al. 2004). Bei starken Unterschieden des BMI sind demnach stark

unterschiedliche Werte zu erwarten (Dittmar 2003, Bosy-Westphal et al. 2006). Gleiches gilt für katabole und dehydrierte Zustände, wie sie - trotz des strikt standardisierten Behandlungsablaufs - in den hier analysierten nicht auszuschließen sind. Die auffälligen oder paradoxen Reaktionen der Betreffenden könnten darauf zurückzuführen sein und bedürfen weiterer Untersuchungen. Gleiches gilt für die extremen Werte im BMI. Aufgrund der geringen Anzahl kann aus den vorliegenden Werten noch keine Tendenz abgeleitet werden, die Problematik müsste aber ggf. bei einer Ermittlung von Normwerten berücksichtigt werden.

Ein größerer BMI steht gewöhnlich im Zusammenhang mit einem höheren Körperfettgehalt und damit relativ weniger Körperwasser und einem kleineren Anteil an Muskelzellen, sowie einer weicheren Gewebequalität (Berstadt et al. 2012, Pigłowska et al. 2016). Insofern bestätigt die Tendenz zu höheren Impedanzwerten bei höheren BMI-Werten zu allen Messzeitpunkten dieser Untersuchung erwartungsgemäß die Literatur. Die gegenteiligen Werte der Reaktanz und des Phasenwinkels bestätigen den relativ geringeren Anteil an Muskelzellmasse bei den Personen mit einem höheren BMI.

Überraschenderweise zeigen die Elastographiewerte hingegen keinen Unterschied zwischen den drei BMI-Gruppen. In der Literatur finden sich keine dahingehenden Ergebnisse. Ob dies damit zusammenhängt, dass die US-Elastographie schärfer zwischen Muskel und Faszie unterscheidet, bedarf weiterer Untersuchungen.

4.1.4 Mehr Muskelzellmasse und weicheres Gewebe durch Sport

Die Frequenz sportlicher Aktivität verursacht plausible Unterschiede zwischen den einzelnen Sport-Häufigkeitsgruppen. Einerseits sollten viel-Sportler eine größere Wasserbindungsfähigkeit besitzen und damit eine geringere Resistanz aufzeigen, andererseits verfügen sie über einen größeren Anteil an Muskelzellen, welche dann höhere Werte in der Reaktanz und dem Phasenwinkel verursachen (Mora-Rodríguez 2016, Pigłowska et al. 2016). Diese erwarteten Verhältnisse sind auch in diesem Versuch zu beobachten und erreichen teilweise Signifikanzniveau. Je öfter die Personen sportlich aktiv sind, desto geringer fallen durchgehend die Resistanzen aus, dafür zeigen die Reaktanz und der Phasenwinkel stets höhere Werte. Bezüglich der Resistanzwerte der am sportlich aktivsten Gruppe verhindert

die Streuung der Werte eine Signifikanz. Dabei könnten die zwei Faktoren der latenten Dehydratation durch zu wenig Wasseraufnahme und eine eventuell noch andauernde katabole Stoffwechsellage, durch ein vorangegangenes sportliches Training, eine Rolle spielen und ggf. zu untypischen oder extremen Messwerten führen (Utter et al. 2012).
Die Mittelwerte der US-Elastographie zeigen eine Tendenz zu weicherem Gewebe bei beiden sportlich aktiveren Gruppen. Im Zusammenhang mit den teils signifikant erniedrigten Werten der Kurtosis und der Skew-Werte zeigt sich darin insgesamt die Tendenz zu weicheren Lumbalfaszienabschnitten.

4.1.5 Schmerzhäufigkeit und -intensität ergeben uneinheitliche Werte

Schmerzsyndrome beeinträchtigen über die Bildung von Cross-Links die Gleitfähigkeit der Lumbalfaszie, lassen deren Dicke zunehmen und reduzieren deren Dehnfähigkeit (Langevin et al. 2009 u. 2011, Ranger et al. 2016). Pavan et al. machen nicht nur die Kollagenstruktur für die Gewebeverhärtung verantwortlich, sondern weisen auf eine mögliche Densifikation durch eine erhöhte Viskosität der Grundsubstanz hin und grenzen diese von der kollagenen Fibrosierung ab (Stecco et al. 2013, Pavan et al. 2014). Akuter Nachbelastungsschmerz, sowie chronische Rückenschmerzen lassen sich ebenfalls im Fasziengewebe lokalisieren (Schilder 2014).
Diese morphologischen Veränderungen drücken sich in einigen extremen Ausreißerwerten aus, wie sie in den einzelnen Subgruppenaspekten erwähnt werden und bedürfen weiterer Untersuchungen.
Für die ganze Gruppe zeigt sich, dass sich die Häufigkeit von Schmerzen mehr auf den Phasenwinkel auswirkt und dieser tendenziell niedriger ausfällt, je öfter Schmerzen auftreten (Lee et al. 2015). Die Intensität der Schmerzen zeigt sich dagegen mehr in den Resistanzwerten. Die Werte der Personengruppe mit den stärksten Schmerzen (NRS > 5-7) zeigt in der Resistanz tendenziell erniedrigte Werte im Vergleich zu beiden anderen Gruppen. Deren Phasenwinkel zeigt sich dagegen etwas erhöht, weist aber als auffälligstes Merkmal eine 2,5 bis 3fache Streuung im Vergleich mit den beiden anderen Gruppen auf. Ähnliche Werte finden Nescolarde et al. in einer der wenigen Untersuchungen von lokalen Sportverletzungen und führen sie auf entzündliche Vorgänge und Schwellungen zurück

(Nescolarde et al. 2014). Allerdings zeigt er in einer weiteren Untersuchung einen Zusammenhang zwischen dem Grad einer Verletzung und einem erniedrigten Phasenwinkel (Nescolarde et al. 2015), was sich in dieser Untersuchung nur für die Schmerzhäufigkeit bestätigt. Větrovská et al. vermuten einen Zusammenhang zwischen den Werten der BIA und pathophysiologischen Bedingungen wie Entzündungen, Hydration und Fettinfiltrierungen (Chan et al. 2012, Větrovská 2014). Pingel et al. berichten von einer überschießenden Produktion kollagener Matrixstrukturen bei anhaltenden Tendinopathien (Pingel et al. 2014).

Für weitere Untersuchungen sollten die Art und Dauer der Schmerzen, sowie der Entzündungsstatus und evtl. vorhandene Stauungen und Schwellungen genau dokumentiert werden.

Die US-Elastographiewerte zeigen hingegen keine signifikanten Unterschiede in den Ausgangswerten der verschiedenen Schmerzgruppen, obwohl diese im Fall von Schwellungen, Entzündungen bzw. chronischen Nackenverschmerzen oder Lumbalgien auch im Elastogramm nachweisbar sein sollten (Chan et al. 2012, Kuo et al. 2013, Brandenburg et al. 2014).

4.2 Effekte während und nach der Bindegewebsmanipulation

4.2.1 Wassergehalt der Lumbalfaszie

Wie erwartet steigen während der BGM bei allen untersuchten Personen einerseits die Resistanz, als Indikator des erhöhten Gewebswiderstands, und ebenfalls die kapazitiv verursachten Werte an. Ausschlaggebend ist hierfür wohl die mechanische Kompression des Gewebes, wodurch die Interstitialflüssigkeit verdrängt wird und das Verhältnis sich zu Gunsten der weniger leitfähigen festen Gewebsanteile verschiebt (Dittmar 2003, Rutkove 2006). Gleichzeitig steigt auch die Dichte der zellulären Gewebsanteile unter dem Druck und lässt somit die kapazitiven Werte ansteigen (Satish 2012). Dieser Prozess ist kurzfristig provozierbar und vor allem hinsichtlich der zellulären Effekte ebenso kurzfristig reversibel. Die Ausgangs- und Endwerte der Reaktanz und des Phasenwinkels vor und nach der BGM liegen deswegen auf fast demselben Niveau, während die Rückkehr der extrazellulären Werte der Resistanz etwas länger dauert und diese im gemessenen Zeitraum tendenziell erhöht bleiben. Diese Beobachtung deckt sich mit in vitro-

Ergebnissen von Schleip et al., deren Faszienproben nach einer mechanischen Dehnung eine Entwässerung erfahren und erst nach etwa 45 Minuten zum ursprünglichen Wassergehalt zurückkehrten (Schleip et al. 2009).

4.2.2 Gewebshärte der Lumbalfaszie

Mittels der Ultraschall-Elastographie lassen sich, zusätzlich zum Bild im B-Modus, verschiedene Gewebshärten identifizieren (Drakonaki et al. 2012, Tang et al. 2015). Abgesehen von der Lokalisierung kanzeröser Prozesse lassen sich mittels der US-Elastographie auch Gewebsveränderungen aufgrund des Alters und des Trainingszustands oder Unterschiede zwischen den Geschlechtern und der Konstitution feststellen (Pedersen et al. 2012, Mohseni-Bandpei et al. 2014, Hsiao et al. 2015, Kim et al. 2016). Eine Verringerung der Gewebshärte durch die BGM wäre aus therapeutischer Sicht meist wünschenswert, ist aber nur in einem Fall bisher nachgewiesen (Eriksson Krommert et al. 2015).

Erstaunlicherweise findet man in der Betrachtung der Gesamtgruppe in dieser Studie beim Mittelwert und der Streuung des Histogramms keine signifikanten Unterschiede im Vergleich der Werte vor und nach der BGM, es zeichnet sich lediglich eine Tendenz zu weicherem Gewebe von jedoch immerhin 10% in den histographischen Mittelwerten ab. Möglicherweise liegt dies an der hohen Empfindlichkeit der Parameter gegenüber individuellen Merkmalen, was ebenfalls die teilweise sehr unterschiedlichen Werteverläufe erklären könnte, zumal die Subgruppenanalyse vielfach einheitlichere Tendenzen aufweist als die Betrachtung der Gesamtkohorte. Zusätzlich zur weicheren Tendenz der histographischen Mittelwerte weisen die signifikanten Veränderungen der Kurtosis und des Skew-Werts der Gesamtkohorte auf eine weichere Gewebekonsistenz nach der BGM hin.

Insofern ist bei weiteren Untersuchungen zu bedenken, dass die teilnehmenden Personen einer streng kontrollierten Normalpopulation unter standardisierten Bedingungen entstammen sollten. Dies gilt sowohl für die Impedanzmessung, als auch für die US-Elastographie. Die Validität der Impedanz- und der US-Elastographiemessungen kann für diese Studie nur für Personen mit mittlerem BMI und keinen bis geringen Schmerzen bestätigt werden. Ebenso muss die akute Stoffwechselsituation strikt überwacht werden, um anhaltend katabole Zustände zu exkludieren.

4.2.3 Geschlechtsunterschiede im Verlauf der Gewebshärte

Von den unterschiedlichen Ausgangswerten der weiblichen und männlichen Personen ausgehend, finden wir bei beiden Geschlechtern dieselben Reaktionsmuster während und nach der BGM. Die Frauen reagieren jedoch extrazellulär deutlicher als die männlichen Teilnehmer und kehren nicht zu ihrem Ausgangswert zurück (Wu 1992). Die Extrazelluläre Matrix (EZM) scheint sich in der kurzen Zeit zwischen Ende der BGM und dem Messzeitpunkt nicht genügend wieder mit Interstitialflüssigkeit zu versehen (Schleip et al. 2012). Diese Feststellung ist vor allem dann interessant, wenn man die Veränderungen der US-Elastographie-Werte mit betrachtet und feststellt, dass die weiblichen Teilnehmer im Median zu weicheren Geweben nach der BGM neigen, während die Männer zu dem Zeitpunkt sogar eine Tendenz zu härteren Lumbalabschnitten aufweisen, was auch mit der höheren Wasserbindung im Extrazellularraum, und der damit verbundenen erhöhten Stiffness, zusammenhängen könnte (Schleip et al. 2012).
Die zellulären Reaktionen sind ebenfalls vergleichbar, wieder durchgehend auf verschiedenen Niveaus. Es zeigt sich der höhere Anteil der Muskulatur an der Körpermasse in den erhöhten Werten der Reaktanz und des Phasenwinkels bei den Männern. Zusätzlich reagieren die männlichen Personen einheitlicher, sodass deren Phasenwinkel sich nach der BGM wieder signifikant reduziert.

Der Werteverlauf der Elastographie-Mittelwerte zeigt geschlechtsabhängige Unterschiede auf. Von ungefähr identischen Werten ausgehend steigt der Mittelwert bei den Frauen um 10%, gibt bei den Männern dagegen um -4% nach. Das Gewebe gewinnt also bei den Frauen an weichen Anteilen, während das der Männer zu härteren Anteilen tendiert. Zusätzlich nimmt die Streuung des Histogramms bei den Männern um -19% ab, während sie bei den Frauen fast unverändert bleibt. Auch die Kurtosis zeigt diese gegenläufige Entwicklung, dass die Kurve der Frauen eher flacher, die der Männer dagegen etwas spitzer wird. Nur die Schiefe der Verteilung nimmt bei beiden Geschlechtern in dieselbe Richtung der Normalverteilung ab, ist jedoch nur bei den Frauen signifikant reduziert. Für diese Wirkung einer manuellen Bindegewebsbehandlung finden sich bisher keine Referenzen in der Literatur. Ob für die gegenläufigen Werteverläufe alleine die vermehrte Wasserbindung verantwortlich sein kann, müssen weitere Untersuchungen klären.

4.2.4 Erschwerte Wasserbindung bei Älteren

Zusätzlich zu den erhöhten Resistanz- und erniedrigten Reaktanzwerten bzw. im Phasenwinkel der jeweils älteren Kohorte im Ausgangswert unterscheiden sich auch die Werte während und nach der BGM. Beide älteren Gruppen nehmen einen Verlauf, wie er in der Differenzierung der Geschlechter schon aufgetreten ist: sie kehren nach der BGM nicht zum Ausgangswert zurück, sondern steigern die Resistanz noch etwas weiter und zeigen damit wahrscheinlich wieder eine unvollständige Wiederanlagerung des sowieso schon reduzierten Gewebswassers bzw. eine altersbedingt verlangsamte Wasserbindungsfähigkeit (Schleip et al. 2012).

Erneut gibt es die Parallele zu den Werten der Elastographie, die bei der jüngsten Gruppe eine Steigerung des Mittelwerts zu verzeichnen hat, das Gewebe also weicher wird, während es bei beiden älteren Gruppen mit einer Reduktion eine Verhärtung anzeigt. Diese Bewegung ist in dem Sinne wieder gegenläufig, dass die Jüngsten mit den härtesten Elastographiewerten starten, um sich dann in die weiche Richtung zu bewegen, während die anderen beiden mit tendenziell weicheren Werten starten, um dann härter zu werden. Allerdings bleibt die mittlere Gruppe bei beiden Elastographie-Messungen - trotz der Härtezunahme nach der BGM - im Vergleich mit beiden anderen Altersklassen immer der signifikant weichste Gewebetyp. Wieder finden sich für diesen Sachverhalt keine entsprechenden Normwerte in der Literatur, weitere Untersuchungen hinsichtlich der Lumbalregion sind also notwendig.

Bei den zellulär bestimmten Parametern sehen wir wieder die erwartete Abstufung, dass mit steigendem Alter die Zellintegrität bzw. der Anteil von Muskelzellen, und damit der Phasenwinkel, abnimmt. Die Werte reagieren hier in den beiden jüngeren Gruppen mit einer Erhöhung während der BGM und einer folgenden Reduktion. In der ältesten Gruppe bleibt die Reduktion nach der BGM jedoch wieder aus, die Werte der Reaktanz und des Phasenwinkels steigen sogar tendenziell an. Da die älteste Gruppe zu jedem Messzeitpunkt die geringste Reaktanz und den kleinsten Phasenwinkel aufweist, kann man eine erhöhte Zelldichte selbst als Ursache für die erhöhten kapazitiven Werte ausschließen. Denkbar ist, dass wieder die verzögerte Wiederbewässerung des Interstitiums die Zelldichte relativ dazu

noch erhöht erscheinen lässt. Auch hierfür sind weitere Studien notwendig, da vergleichbare Ergebnisse fehlen.

4.2.5 Kapazitive und US-elastographische Reaktion bei hohem BMI

Im Ausgangswert zeigt sich, dass ein höherer BMI zu höheren Resistanzwerten führt. Dabei scheinen höhere Ausgangswerte der Resistanz zusätzlich zu einer tendenziell verminderten Reaktion auf die BGM zu führen (Dittmar 2003, Bosy-Westphal et al. 2006). Der geringere Anteil an Gewebswasser fällt ggf. während der BGM weniger ins Gewicht und kann damit wenig Veränderung bewirken.
Der mit höherem BMI erniedrigte Ausgangswert des Phasenwinkels zeigt im Vergleich mit den beiden anderen Gruppen zwar den größten Anstieg während und Reduktion nach der BGM, liegt jedoch stets unter den Werten der beiden anderen Kohorten mit geringerem BMI.

Die US-Elastographie zeigt ebenfalls die größte Steigerung der Mittelwerte in der Gruppe mit dem höchsten BMI. Während sich die Ausgangswerte kaum unterscheiden, steigen die Mittelwerte zwar bei allen Gruppen an, in der Kohorte mit BMI>25 jedoch mehr als doppelt so stark wie in der BMI<22 und 6mal so stark wie in der Gruppe mit BMI=22-25. Auch die Werte der Kurtosis und der Skew-Wert deuten auf ein deutlich weicheres Gewebe nach der BGM hin. Warum Personen mit einem höheren BMI deutlicher auf die BGM reagieren bedarf ebenfalls weiterer Untersuchungen.

4.2.6 Sport senkt die Resistanz und hebt den Phasenwinkel

Neben den Unterschieden in den Werten von Sportlern und Nichtsportlern, die zu jedem Messzeitpunkt eine geringere Resistanz und einen größeren Phasenwinkel aufweisen, je mehr Sport die Person betreibt, zeigen sich erneut unterschiedliche Reaktionen auf die BGM. Die mittlere Gruppe reagiert mit der erwarteten Erhöhung der Resistanz und des Phasenwinkels während und einer Reduktion nach der BGM. Die nicht-Sport-Gruppe vollzieht diesen Werteverlauf etwas reduzierter, aber in der Resistanz signifikant unterschiedlich mit. Die sportlich aktivste Gruppe weist jeweils die erwartet kleinste Resistanz und den größten Phasenwinkel auf.

Erstaunlicherweise zeigt sich, dass diese sportlich aktivsten Personen vom erwartet erhöhten Wert der Resistanz und des Phasenwinkels während der BGM nicht mehr zurückkehren, sondern diesen noch weiter steigern. Hierfür finden sich keine Parallelen in der Literatur, weswegen weitere Studien unter Berücksichtigung des jeweiligen Hydrationsstatus und der Stoffwechsellage notwendig erscheinen. Diese zwei Faktoren könnten die Gewebsreaktion verändert und zur größeren Streuung der Ergebnisse beigetragen haben.

Die Werte der Elastographie zeigen die Tendenz zu weicheren Faszien im Ausgangswert der sportlich aktiveren Teilnehmer. Die „kein Sport“ler zeigen die geringsten Mittelwerte, also das relativ härteste Gewebe, allerdings reagieren diese am deutlichsten mit einer Tendenz zu weicherem Gewebe, wohingegen die viel-Sportler gegenteilig reagieren und etwas härter werden. Diese Unterschiede und Veränderungen sind jedoch in keinem Fall signifikant.
Wieder finden sich derzeit noch keine Referenzen für den Zusammenhang zwischen der sportlichen Aktivität und den Werten der Impedanz und der US-Elastographie in der Literatur.

4.2.7 Uneinheitliche Werte bei Schmerzen

Die Impedanzwerte zeigen nur in der Gruppe, die „keine Schmerzen“ angibt den typischen Werteverlauf einer Steigerung während und einer Reduktion nach der BGM. Die Kohorten mit mittleren und den größten Schmerzdaten in der Häufigkeit und Intensität erfahren nach der Steigerung durch die BGM keine Reduktion der Resistanzwerte, sondern steigen tendenziell weiter an.
Im Phasenwinkel unterscheiden sich die Gruppen mit den häufigsten und den stärksten Schmerzen durch eine Reduktion der Werte während der BGM, welche sich bei der Schmerzintensität nach der BGM fortsetzt. Wenn man also von einer „normalen“ Gewebsreaktion sprechen will, so findet diese nur in der schmerzfreien Gruppe statt.
Die Schmerzintensität scheint den lokalen Anteil an Zellmaterial und der Interstitialflüssigkeit zu erhöhen, die Schmerzhäufigkeit scheint in den Impedanzwerten dagegen etwas dehydrierter und mit einer geringeren Zellkapazität. Die Unter-

schiede sind zwar nur im Phasenwinkel der Schmerzhäufigkeit signifikant, bedürfen mangels Daten in der Literatur jedoch weiterer differenzierter Untersuchungen.

Die US-Histogramme unterscheiden sich kaum, obwohl sich akute oder chronische Schmerzen in der Gewebshärte niederschlagen müssten (Eriksson Krommert et al. 2015). Auch hierzu sind weitere Untersuchungen notwendig.

4.3 Bedeutung für die sportphysiotherapeutische Behandlung

Die sportphysiotherapeutische Behandlung umfasst, wie jede therapeutische Maßnahme u.a. die Behandlung von Schmerzzuständen, die Funktionswiederherstellung inklusive der spezifischen Propriozeption und die Wiederherstellung der Leistungsfähigkeit betroffener Strukturen. Aus diesem Grund wird in diesem Abschnitt die Schmerzproblematik zuerst betrachtet.

Allerdings müssen Schmerzen differenziert betrachtet werden. In den Ergebnissen der Impedanzmessungen stellen sich unterschiedliche Messergebnisse ein, wenn man die Daten nach Schmerzhäufigkeit einerseits oder Schmerzintensität andererseits ordnet (Lee et al. 2015, Nescolarde et al. 2014, Nescolarde et al. 2015). (Ein weiterer Aspekt, der aufgrund der Einschlusskriterien „keine akuten Schmerzzustände“ nicht abgefragt wurde, wäre die Schmerzdauer und die Schmerzqualität). Die unterschiedlichen Impedanzwerte weisen auf die unterschiedlichen Vorgänge im betroffenen Gewebe hin. Auch wenn der Rückschluss auf versteckt entzündliche Prozesse bei akuten Schmerzen noch spekulativ erscheint und durch weitere Daten gestützt werden muss, zieht man diese These in der Behandlungspraxis dadurch in Betracht, dass man akut schmerzhafte Regionen entweder nicht direkt oder auf eben diese entzündlichen Prozesse hin behandelt (Corey et al. 2012). Dagegen können chronische Schmerzregionen weiterhin manuell lösend therapiert werden, was sich nach der Behandlung in einem verbesserten Resistanz/Phasenwinkel-Verhältnis und einer verbesserten Gewebeelastizität ausdrücken sollte (Järvinen et al. 2002, Eriksson Crommert et al. 2015). Dies zu kontrollieren ist, wie hier gezeigt wird, im Praxisablauf gut integrierbar.

Sobald das Nachlassen der Schmerzen eine Behandlung der Funktion und der Propriozeption des betroffenen Gebiets zulässt, sollte dies der nächste Schritt sein. Die Funktionswiederherstellung und Propriozeption lässt sich aus den vorliegenden Daten nicht direkt ableiten, allerdings wird ein Zusammenhang zwischen einer eingeschränkten Verschieblichkeit von Faszienschichten und Schmerz bzw. einer verminderten Körperwahrnehmung und Beweglichkeit postuliert. Insofern kann eine tendenziell reduzierte Gewebehärte und eine verbesserte Verschieblichkeit durch vermehrte Wasseranlagerung in der EZM ihren Teil zur Verbesserung der Propriozeption und Bewegungsökonomie beitragen (Stecco et al. 2013, Pavan et al. 2014, Grieve et al. 2015, Hoffrén-Mikkola et al. 2015). Die Wiederanlagerung von Gewebswasser spielt für die Geschmeidigkeit des Gewebes eine entscheidende Rolle und scheint einem Trainingseffekt zu unterliegen, der in der sportphysiotherapeutischen Behandlung induziert bzw. trainiert werden kann (Schleip et al. 2012, Mora-Rodríguez et al. 2016).

Inwiefern sich die Leistungsfähigkeit durch die Behandlung verbessert, liegt außerhalb des erfassten Zeitrahmens dieser Studie, ist aber langfristig zu erwarten (Fukunaga et al. 2002, Arampatzis et al. 2010, Albracht u. Arampatzis 2013). Die dafür notwendigen überschwelligen Trainingsreize in Kombination mit abgestimmten Regenerationsphasen müssen individuell geplant und überwacht werden (Kjær et al. 2006, Pedersen 2014). Eine unphysiologische Überforderung des Fasziengewebes muss in jedem Fall vermieden werden. Frühzeichen der Überforderung, wie latente Entzündungen, Verhärtungen und schmerzhafte Triggerpunkte lassen sich durch eine engmaschige Betreuung von Hobby- und Leistungssportlern vermeiden (Nescolarde et al. 2014, Hsiao et al. 2015, Welk et al. 2015, Kim et al. 2016).

Diese Arbeit zeigt, dass eine routinemäßige Erfassung von biometrischen Daten, Impedanzwerten und US-Elastographiemessungen für die sportphysiotherapeutische Betreuung notwendig, geeignet und praktisch durchführbar ist.

5 Zusammenfassung

Manuelle Therapien verfolgen das Ziel, das Gewebe des Körpers zu beeinflussen. Bezüglich der Muskulatur und der Myofaszien wird eine Tonusänderung und eine Viskositäts- und Elastizitätsveränderung angestrebt. Meistens verlässt sich der Behandler auf seine taktilen Fähigkeiten, um Auffälligkeiten und Unterschiede am Patienten festzustellen. Diese Untersuchung befasst sich mit der Möglichkeit, mittels Impedanzmessung und Ultraschallelastographie Gewebeveränderungen zu quantifizieren und damit objektiv messbar zu machen.

Mittels einer bioelektrischen Impedanzanalyse (BIA) kann der Wassergehalt und der physiologische Zustand eines durchströmten Gewebeabschnitts ermittelt werden. Aufgrund der kapazitiven Eigenschaften von Zellmembranen, geben die Reaktanz und der Phasenwinkel Aufschluss über deren Integrität. Für die Zwecke dieser Studie war die Bestimmung des relativ oberflächlich gelegenen Bereichs der Lumbalfaszie und zugehöriger Muskelschichten von Interesse, weswegen die Elektroden mit einem Abstand von nur 6 cm linear paravertebral angebracht wurden. Das durchströmte Areal befand sich demnach zwischen diesen Elektroden, in den am besten leitfähigen Anteilen der Muskulatur und der Faszie. Gemessen wurde deren Zustand vor, während und nach einer manuellen Bindegewebsmanipulation (BGM) von 4 Minuten Dauer.

Die Ultraschall-Elastographie bildet über das normale Ultraschallbild hinaus auch die Härte bzw. Weichheit des Gewebes ab. Dazu wird der Schallkopf während der Untersuchung in eine gleichförmige Schwingung versetzt und die Resonanzcharakteristik des Gewebes auf diese Impulse gemessen. Die Ergebnisse werden als farbliches Overlay über das normale Ultraschallbild gelegt und als Histogramm der Härte-Verteilung angegeben. Die Lumbalfaszie wurde in genau jenem Bereich elastographisch untersucht, wo auch die Impedanzparameter bestimmt worden waren, und zwar vor und nach der BGM. Das Histogramm wurde geräteseits ausgewertet und der Mittelwert, die Standardabweichung, die Kurtosis und der Skew-Wert bestimmt.

Die Fragestellung der Studie betrachtet die Möglichkeit der quantitativen Auswertung eventuell auftretender Gewebsreaktionen auf die kurze BGM. Es wurden Daten einer sportphysiotherapeutischen Evaluation von 58 Personen anonym ausgewertet. Die Teilnehmer waren zwischen 18 und 72 Jahre alt, davon 30 Frauen und 28 Männer mit unterschiedlichen sportlichen Hintergründen. Von allen Teilnehmern wurden die biometrischen Daten (Alter, Größe, Gewicht) bestimmt. Außerdem wurden Daten hinsichtlich ihrer sportlichen Aktivität, der Schmerzgeschichte und einer eventuellen Medikamenteneinnahme erhoben.
Nach der Eingangsmessung sämtlicher Parameter erfolgte die manuelle, beidseitige Behandlung des zu untersuchenden Abschnitts der Lumbalfaszie. Die Behandlung dauerte vier Minuten.

Es ergaben sich sowohl signifikante Unterschiede der Ruhewerte vor der BGM, als auch Unterschiede in der Reaktion auf die manuelle Arbeit. Die weiblichen Teilnehmer weisen im Ausgangswert um ein Siebtel höhere Impedanzwerte der EZM auf als die männlichen Personen und reagierten langsamer in den zellulär verankerten Größen der Reaktanz und des Phasenwinkels. Eine ähnliche Ausgangsbasis und Reaktion weist die Gruppe der über 60-Jährigen im Vergleich zu den zwei jüngeren Altersklassen und außerdem die Teilnehmergruppe mit einem BMI>25 auf. Genau entgegengesetzte Werte findet man bei der Gruppe, die mehr als dreimal pro Woche Sport treiben: bei ihnen ist die Resistanz erniedrigt und die Reaktanz/der Phasenwinkel erhöht. Während das Alter weniger Einfluss auf die Gewebshärte zu haben scheint, findet man bei den Sportlern Werte der US-Elastographie, die auf ein weicheres Gewebe hindeuten.
Die Häufigkeit von Schmerzen führt in diesem Versuch zu erniedrigten zellulären Werten, die Resistanz und die Ultraschallmessung weisen jedoch keinen signifikanten Unterschied auf. Eine hohe Schmerzintensität führt dagegen zu einer tendenziell erniedrigten Resistanz. Die US-Elastographie zeigt im Ausgangswert bezüglich der Schmerzen keine einheitliche Richtung, erfährt aber tendenziell eine größere Veränderung durch die BGM.
Für die Ermittlung von Normwerten wären weitere Untersuchungen, ggf. mit stärker kontrollierten persönlichen Eigenschaften, erforderlich.

6 Literaturverzeichnis

(1) Albracht K, Arampatzis A: Exercise-induced changes in triceps surae tendon stiffness and muscle strength affect running economy in humans. Eur J Appl Physiol 113:1605-15 (2013)

(2) Arampatzis A, De Monte G, Karamanidis K, Morey-Klapsing G, Stafilidis S, Brüggemann GP: Influence of the muscle-tendon unit's mechanical and morphological properties on running economy. J Exp Biol 209:3345-57 (2006)

(3) Arampatzis A, Degens H, Baltzopoulos V, Rittweger J: Why do older sprinters reach the finish line later? Exerc Sport Sci Rev 39:18-22 (2011)

(4) Arampatzis A, Peper A, Bierbaum S, Albracht K: Plasticity of human Achilles tendon mechanical and morphological properties in response to cyclic strain. J Biomech 43:3073-79 (2010)

(5) Arda K, Ciledag N, Aktas E, Aribas BK, Köse K: Quantitative assessment of normal soft-tissue elasticity using shear-wave ultrasound elastography. AJR Am J Roentgenol 197:532-36 (2011)

(6) Barker PJ, Briggs CA, Bogeski G: Tensile transmission across the lumbar fasciae in unembalmed cadavers: effects of tension to various muscular attachments. Spine 29:129-38 (2004)

(7) Barker PJ, Guggenheimer KT, Grkovic I, Briggs CA, Jones DC, Thomas CD, Hodges PW: Effects of tensioning the lumbar fasciae on segmental stiffness during flexion and extension: Young Investigator Award winner. Spine 15:397-405 (2006)

(8) Barker PJ, Urquhart DM, Story IH, Fahrer M, Briggs CA: The middle layer of lumbar fascia and attachments to lumbar transverse processes: implications for segmental control and fracture. Eur Spine J 16:2232-37 (2007)

(9) Benjamin M, Ralphs JR: Fibrocartilage in tendons and ligaments - an adaptation to compressive load. J Anat 193:481-94 (1998)

(10) Berstad P, Randby A, Seim Ekeland G, Ulveland H, Omland T, Almendingen K: Body fat and fat-free mass measured by bioelectric impedance spectroscopy and dual-energy X-ray absorptiometry in obese and non-obese adults. Br J Nutr 1192-200 (2012)

(11) Bishop JH, Fox JR, Maple R, Loretan C, Badger GJ, Henry SM, Vizzard MA, Langevin HM: Ultrasound Evaluation of the Combined Effects of Thoracolumbar Fascia Injury and Movement Restriction in a Porcine Model. PLoS One 11 www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4731465/ (24.05.2016)

(12) Bosy-Westphal A, Danielzik S, Dörhöfer R-P, Later W, Wiese S, Müller MJ. Phase angle from bioelectrical impedance analysis: population reference values by age, sex, and body mass index. JPEN J Parenter Enteral Nutr 30:309-16 (2006)

(13) Brandenburg JE, Eby SF, Song P, Zhao H, Brault JS, Chen S, An KN: Ultrasound Elastography: The New Frontier in Direct Measurement of Muscle Stiffness. Arch Phys Med Rehabil 95:2207-19 (2014)

(14) Carrino DA, Calabro A, Darr AB, Dours-Zimmermann MT, Sandy JD, Zimmermann DR, Sorrell JM, Hascall VC, Caplan AI: Age-related differences in human skin proteoglycans. Glycobiology 21:257-68 (2011)

(15) Chan ST, Fung PK, Ng NY, Ngan TL, Chong MY, Tang CN, He JF, Zheng YP: Dynamic changes of elasticity, cross-sectional area, and fat infiltration of multifidus at different postures in men with chronic low back pain. Spine J 12:381-88 (2012)

(16) Cheatham SW, Kolber MJ, Cain M, Lee M: The effects of self-myofascial release using a foam roll or roller massager on joint range of motion, muscle recovery, and performance: a systematic review. The International Journal of Sports Physical Therapy 10:827-38 (2015)

(17) Cho SH, Kim SH, Park DJ: The comparison of the immediate effects of application of the suboccipital muscle inhibition and self-myofascial release techniques in the suboccipital region on short hamstring. J Phys Ther Sci 27:195-97 (2015)

(18) Chung PK, Zhao Y, Liu JD, Quach B: Functional fitness norms for community-dwelling older adults in Hong Kong. Arch Gerontol Geriatr 65:54-62 (2016)

(19) Colloca CJ, Hinrichs RN: The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. J Manipulative Physiol Ther 28:623-31 (2005)

(20) Corey S, Vizzard M, Bouffard N, Badger G, Langevin HM: Stretching of the Back Improves Gait, Mechanical Sensitivity and Connective Tissue Inflammation in a Rodent Model. PLoS ONE 7:2-8 (2012)

(21) Dittmar M: Reliability and variability of bioimpedance measures in normal adults: Effects of age, gender, and body mass. American Journal of Physical Anthropology 122:361-70 (2003)

(22) Dittrich RJ: Soft tissue lesions as cause of low back pain. Am J Surg 91:80-85 (1956)

(23) Drakonaki EE, Allen GM, Wilson DJ: Ultrasound elastography for musculoskeletal applications. The British Journal of Radiology 85:1435-45 (2012)

(24) Eames MH, Bain GI, Fogg QA, van Riet RP: Distal biceps tendon anatomy: a cadaveric study. J Bone Joint Surg 89:1044-49 (2007)

(25) Eby SF, Cloud BA, Brandenburg JE, Giambini H, Song P, Chen S, LeBrasseur NK, An KN: Shear Wave Elastography of Passive Skeletal Muscle Stiffness: Influences of Sex and Age throughout Adulthood. Clin Biomech 30:22-27 (2015)

(26) Eriksson Crommert M, Lacourpaille L, Heales LJ, Tucker K, Hug F: Massage induces an immediate, albeit short-term, reduction in muscle stiffness. Scand J Med Sci Sports 25:490-96 (2015)

(27) Fernandez R: (2013 persönliche Mitteilung)

(28) Fidzianska A, Jablonska S: Congenital fascial dystrophy: abnormal composition of the fascia. J Am Acad Dermatol 43:797-802 (2000)

(29) Findley TW, Schleip R (2007) Introduction in Fascia Research. S.2-7 in: Findley TW u. Schleip R (Hrsg.): Fascia Research - Basic Science and Implications for Conventional and Complementary Health Care. Elsevier Science, München

(30) Fouré A, Nordez A, McNair P, Cornu C: Effects of plyometric training on both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness of muscle-tendon complex. Eur J Appl Physiol 111:539-48 (2011)

(31) Fukunaga T, Kawakami Y, Kubo K, Kanehisa H: Muscle and tendon interaction during human movements. Exerc Sport Sci Rev 30:106-10 (2002)

(32) Fukunaga T, Kubo K, Kawakami Y, Fukashiro S, Kanehisa H, Maganaris CN: In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. Proc Biol Sci 268:229-33 (2001)

(33) Gabbiani G: The myofibroblasts in wound healing and fibrocontractive diseases. J Pathol 200: 500-03 (2003)

(34) Gessert WL, Nyboer J, Reid K, Liedtke R (1970) Bioimpedance Instrumentation. S.520-31 in: Annals of the New York Academy of Sciences, Volume 170, International Conference on Bioelectric Impedance

(35) Gibson W, Arendt-Nielsen L, Taguchi T, Mizumura K, Graven-Nielsen T: Increased pain from muscle fascia following eccentric exercise: animal and human findings. Exp Brain Res 194:299-308 (2009)

(36) Goldberg LR, Heiss CJ, Parsons SD, Foley AS, Mefferd AS, Hollinger D, Parham DF, Patterson J: Hydration in older adults: the contribution of bioelectrical impedance analysis. Int J Speech Lang Pathol 16:273-81 (2014)

(37) Gracovetsky S: Is the lumbodorsal fascia necessary? J Bodyw Mov Ther. 12:194-97 (2008)

(38) Grieve R, Goodwin F, Alfaki M, Bourton AJ, Jeffries C, Scott H: The immediate effect of bilateral self myofascial release on the plantar surface of the feet on hamstring and lumbar spine flexibility: A pilot randomised controlled trial. J Bodyw Mov Ther 19:544-52 (2015)

(39) Hagert E, Forsgren S, Ljung BO: Differences in the presence of mechanoreceptors and nerve structures between wrist ligaments may imply differential roles in wrist stabilization. J Orthop Res 23:757-63 (2005)

(40) Hildebrand KA, Zhang M, van Snellenberg W, King GJ, Hart DA: Myofibroblast numbers are elevated in human elbow capsules after trauma. Clin Orthop Relat Res 419:189-97 (2004)

(41) Hinz B: Matrix mechanics and regulation of the fibroblast phenotype. Periodontology 63:14-28 (2013)

(42) Hoffrén-Mikkola M, Ishikawa M, Rantalainen T, Avela J, Komi PV: Neuromuscular mechanics and hopping training in elderly. Eur J Appl Physiol 115:863-77 (2015)

(43) Holmes JA, Damaser MS, Lehman SL: Erector spinae activation and movement dynamics about the lumbar spine in lordotic and kyphotic squat-lifting. Spine 17:327-34 (1992)

(44) Hsiao MY, Chen YC, Lin CY, Chen WS, Wang TG: Reduced Patellar Tendon Elasticity with Aging: In Vivo Assessment by Shear Wave Elastography. Ultrasound Med Biol 41:2899-905 (2015)

(45) Huijing PA, Maas H, Baan GC: Compartmental fasciotomy and isolating a muscle from neighboring muscles interfere with myofascial force transmission within the rat anterior crural compartment. J Morphol 256:306-21 (2003)

(46) Huijing PA: Epimuscular myofascial force transmission: a historical review and implications for new research. International Society of Biomechanics Muybridge Award Lecture, Taipei. J Biomech 42:9-21 (2009)

(47) Hsiao MY, Chen YC, Lin CY, Chen WS, Wang TG: Reduced Patellar Tendon Elasticity with Aging: In Vivo Assessment by Shear Wave Elastography. Ultrasound Med Biol 41:2899-905 (2015)

(48) Iwasaki R, Yokoyama G, Kawabata S, Suzuki T: Lumbar Extension during Stoop Lifting is Delayed by the Load and Hamstring Tightness. J Phys Ther Sci 26:57-61 (2014)

(49) Järvinen TAH, Józsa L, Kannus P, Järvinen TLN, Järvinen M: Organization and distribution of intramuscular connective tissue in normal and immobilized skeletal muscles. An immunohistochemical, polarization and scanning electron microscopic study. J Muscle Res Cell Motil 23:245-54 (2002)

(50) Kawakami Y, Muraoka T, Ito S, Kanehisa H, Fukunaga T: In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. J Physiol 540:635-46 (2002)

(51) Kim SJ, Park HJ, Lee SY: Usefulness of strain elastography of the musculoskeletal system. Ultrasonography 35:104-09 (2016)

(52) Kjær M, Magnusson P, Krogsgaard M, Møller JB, Olesen J, Heinemeier K: Extracellular matrix adaptation of tendon and skeletal muscle to exercise. J Anat 208:445-50 (2006)

(53) Klingler W, Jurkat-Rott K, Lehmann-Horn F, Schleip R: The role of fibrosis in Duchenne muscular dystrophy. Acta Myol 31:184-95 (2012)

(54) Kuo WH, Jian DW, Wang TG, Wang YC: Neck muscle stiffness quantified by sonoelastography is correlated with body mass index and chronic neck pain symptoms. Ultrasound Med Biol 39:1356-61 (2013)

(55) Kyle UG, Bosaeus I, De Lorenzo AD, Deurenberg P, Elia M, Gómez JM, Heitmann BL, Kent-Smith L, Melchiori JC, Pirlich M, Scharfetterk H, Schols AMWJ, Pichard C: Bioelectrical impedance analysis part I: review of principles and methods. Clinical Nutrition 23:1226-43 (2004)

(56) Kyle UG, Genton L, Slosman DO, Pichard C: Fat-free and fat mass percentiles in 5225 healthy subjects aged 15 to 98 years. Nutrition 17:534-41 (2001)

(57) Langevin HM, Fox JR, Koptiuch C, Badger GJ, Greenan-Naumann AC, Bouffard NA, Konofagou EE, Lee WN, Triano JJ, Henry SM: Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain. BMC Musculoskelet Disord 12:203-14 (2011)

(58) Langevin HM, Stevens-Tuttle D, Fox JR, Badger GJ, Bouffard NA, Krag MH, Wu J, Henry SM: Ultrasound evidence of altered lumbar connective tissue structure in human subjects with chronic low back pain. BMC Musculoskelet Disord 10:151-60 (2009)

(59) Lee Y, Kwon O, Shin CS, Lee SM. Use of Bioelectrical Impedance Analysis for the Assessment of Nutritional Status in Critically Ill Patients. Clin Nutr Res 4:32-40 (2015)

(60) Lichtwark GA, Cresswell AG, Ker RF, Reeves ND, Maganaris CN, Magnusson SP, Svensson RB, Coupe C, Hershenhan A, Eliasson P, Nordez A, Fouré A, Cornu C, Arampatzis A, Morey-Klapsing G, Mademli L, Karamanidis K, Vagula MC, Nelatury SR: Commentaries on viewpoint: On the hysteresis in the human Achilles tendon. J Appl Physiol 114:518-20 (2013)

(61) Maas H, Sandercock TG: Force Transmission between Synergistic Skeletal Muscles through Connective Tissue Linkages. J Biomed Biotechnol, Article ID 575672 (2010)

(62) Marzetti E, Leeuwenburgh C: Skeletal muscle apoptosis, sarcopenia and frailty at old age. Exp Gerontol 41:1234-38 (2006)

(63) McGill SM, Norman RW: Potential of lumbodorsal fascia forces to generate back extension moments during squat lifts. J Biomed Eng 10:312-18 (1988)

(64) Mense S: What is different about muscle pain? Schmerz 17:459-63 (2003)

(65) Mora-Rodríguez R, Sanchez-Roncero A, Fernández-Elías VE, Guadalupe-Grau A, Ortega JF, Dela F, Helge JW: Aerobic Exercise Training Increases Muscle Water Content in Obese Middle-Age Men. Med Sci Sports Exerc 48:822-28 (2016)

(66) Milz S, Rufai A, Buettner A, Putz R, Ralphs JR, Benjamin M: Three-dimensional reconstructions of the Achilles tendon insertion in man. J Anat 200:145-52 (2002)

(67) Mohseni-Bandpei MA, Nakhaee M, Mousavi ME, Shakourirad A, Safari MR, Kashani RV: Application of Ultrasound in the Assessment of Plantar Fascia in Patients with Plantar Fasciitis: A Systematic Review. Ultrasound in Medicine and Biology 40:1737-54 (2014)

(68) Nescolarde L, Yanguas J, Lukaski H, Alomar X, Rosell-Ferrer J, Rodas G: Effects of muscle injury severity on localized bioimpedance measurements. Physiol Meas 36:27-42 (2015)

(69) Nescolarde L, Yanguas J, Lukaski H, Rodas G, Rosell-Ferrer J: Localized BIA identifies structural and pathophysiological changes in soft tissue after post-traumatic injuries in soccer players. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 3743-46 (2014)

(70) Panjabi MM: a hypothesis of chronic back pain: Ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. Eur Spine J 15:668-76 (2006)

(71) Pascual Huerta J, Alarcon Garcia JM: Effect of gender, age and anthropometric variables on plantar fascia thickness at different locations in asymptomatic subjects. Eur J Radiol 62:449-453 (2007)

(72) Pavan PG, Stecco A, Stern R, Stecco C: Painful connections: densification versus fibrosis of fascia. Curr Pain Headache Rep 18:441 (2014)

(73) Pearcey GEP, Bradbury-Squires DJ, Kawamoto JE, Drinkwater EJ, Behm DG, Button DC: Foam Rolling for Delayed-Onset Muscle Soreness and Recovery of Dynamic Performance Measures. Journal of Athletic Training 50:5-13 (2015)

(74) Pedersen M, Fredberg U, Langberg H: Sonoelastography as a diagnostic tool in the assessment of musculoskeletal alterations: a systematic review. Ultraschall Med 33:441-46 (2012)

(75) Pigłowska M, Kostka T, Drygas W, Jegier A, Leszczyńska J, Bill-Bielecka M, Kwaśniewska M: Body composition, nutritional status, and endothelial function in physically active men without metabolic syndrome - a 25 year cohort study. Lipids Health Dis 15:84-92 (2016)

(76) Pingel J, Lu Y, Starborg T, Fredberg U, Langberg H, Nedergaard A, Weis MA, Eyre D, Kjaer M, Kadler KE: 3-D ultrastructure and collagen composition of healthy and overloaded human tendon: Evidence of tenocyte and matrix buckling. J Anat 224:548-55 (2014)

(77) Purslow PP, Delage JP (2012): General anatomy of the muscle fasciae. S.5-10 in: Schleip R, Findley TW, Chaitow L, Huijing PA (Hrsg): Fascia: The tensional Network of the Human Body: The Science and Clinical Applications in Manual and Movement Therapy. Churchill Livingstone Elsevier, Edinburgh, London, New York

(78) Ranger TA, Teichtahl AJ, Cicuttini FM, Wang Y, Wluka AE, O'Sullivan R, Jones G, Urquhart DM: Shorter Lumbar Paraspinal Fascia Is Associated With High Intensity Low Back Pain and Disability. Spine 41:489-93 (2016)

(79) Reed RK, Rubin K: Transcapillary exchange: role and importance of the interstitial fluid pressure and the extracellular matrix. Cardiovasc Res 87:211-17 (2010)

(80) Roberts TJ, Konow N: How tendons buffer energy dissipation by muscle. Exerc Sport Sci Rev 41:186-93 (2013)

(81) Rutkove SB: Electrical Impedance Myography: Background, Current State, and Future Directions. Muscle Nerve 40:936-46 (2006)

(82) Sanjib M: A comparative study on body composition of male and female national level sub-junior volleyball players. Br J Sports Med 44:37-38 (2010)

(83) Satish K, Aswini D, Sandhya H, Shankar B, Bhat M: Phase Angle Measurement in Healthy Human Subjects through Bio-Impedance Analysis. Iran J Basic Med Sci 15:1180-84 (2012)

(84) Schilder A, Hoheisel U, Magerl W, Benrath J, Klein T, Treede RD: Sensory findings after stimulation of the thoracolumbar fascia with hypertonic saline suggest its contribution to low back pain. Pain 155:222-31 (2014)

(85) Schleip R: Active fascial contractility. Implications for musculoskeletal mechanics. Med Dissertation, Universität Ulm (2006)

(86) Schleip R, Duerselen L, Vleeming A, Naylor IL, Lehmann-Horn F, Zorn A, Jäger H, Klingler W: Strain hardening of fascia: static stretching of dense fibrous connective tissues can induce a temporary stiffness increase accompanied by enhanced matrix hydration. J Bodyw Mov Ther 16:94-100 (2012)

(87) Schleip R, Jäger H, Klingler W: What is „fascia“? A review of different nomenclatures. J Bodyw Mov Ther 16:496-502 (2012)

(88) Schleip R, Vleeming A, Lehmann-Horn F, Klingler W: Letter to the Editor concerning “A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction” (M. Panjabi). Eur Spine J 16:1733-35 (2007)

(89) Schneider S, Peipsi A, Stokes M, Knicker A, Abeln V: Feasibility of monitoring muscle health in microgravity environments using Myoton technology. Med Biol Eng Comput 53:57-66 (2015)

(90) Shen S, Wang H, Zhang J, Wang F, Chen M: T1ρ magnetic resonance imaging quantification of early articular cartilage degeneration in a rabbit model. BMC Musculoskelet Disord 16:361-71 (2015)

(91) Stecco C, Cappellari A, Macchi V, Porzionato A, Morra A, Berizzi A, De Caro R: The paratendineous tissues: an anatomical study of their role in the pathogenesis of tendinopathy. Surg Radiol Anat 36:561-72 (2014)

(92) Stecco C, Gagey O, Macchi V, Porzionato A, De Caro R, Aldegheri R, Delmas V: Tendinous muscular insertions onto the deep fascia of the upper limb. First part: anatomical study. Morphologie 91:29-37 (2007)

(93) Stecco A, Gesi M, Stecco C, Stern R: Fascial components of the myofascial pain syndrome. Curr Pain Headache Rep 17:352 (2013)

(94) Taguchi T, Yasui M, Kubo A, Abe M, Kiyama H, Yamanaka A, Mizumura K: Nociception originating from the crural fascia in rats. Pain 154:1103-14 (2013)

(95) Tang A, Cloutier G, Szeverenyi NM, Sirlin CB: Ultrasound Elastography and MR Elastography for Assessing Liver Fibrosis: Part 2, Diagnostic Performance, Confounders, and Future Directions. American journal of roentgenology 205:33-40 (2015)

(96) Tesarz J, Hoheisel U, Wiedenhöfer B, Mense S: Sensory Innervation of the thoracolumbar fascia in rats and humans. Neuroscience 194:302-08 (2011)

(97) Thomas J, Klingler W (2012): The influence of pH and other metabolic factors on fascial properties. S.171-76 in: Schleip R, Findley TW, Chaitow L, Huijing PA (Hrsg): Fascia: The tensional Network of the Human Body: The Science and Clinical Applications in Manual and Movement Therapy. Churchill Livingstone Elsevier, Edinburgh, London, New York

(98) Turrina A, Martínez-González MA, Stecco C: The muscular force transmission system: role of the intramuscular connective tissue. J Bodyw Mov Ther 17:95-102 (2013)

(99) Utter AC, McAnulty SR, Riha BF, Pratt BA, Grose JM: The validity of multifrequency bioelectrical impedance measures to detect changes in the hydration status of wrestlers during acute dehydration and rehydration. J Strength Cond Res 26:9-15 (2012)

(100) van den Berg F (2012): Extracellular matrix. S.165-70 in: Schleip R, Findley TW, Chaitow L, Huijing PA (Hrsg): Fascia: The tensional Network of the Human Body: The Science and Clinical Applications in Manual and Movement Therapy. Churchill Livingstone Elsevier, Edinburgh, London, New York

(101) van der Wal J: The architecture of the connective tissue in the musculoskeletal system - an often overlooked functional parameter as to proprioception in the locomotor apparatus. Int J Ther Massage Bodywork 2:9-23 (2009)

(102) Vergari C, Dubois G, Vialle R, Gennisson JL, Tanter M, Dubousset J, Rouch P, Skalli W: Lumbar annulus fibrosus biomechanical characterization in healthy children by ultrasound shear wave elastography. Eur Radiol 26:1213-17 (2016)

(103) Větrovská R, Vilikus Z, Klaschka J, Stránská Z, Svačina Š, Svobodová Š, Matoulek M: Does impedance measure a functional state of the body fat? Physiol Res 63 Suppl 2:309-20 (2014)

(104) Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Stoeckart R, van Wingerden JP, Snijders CJ: The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. Spine 20:753-58 (1995)

(105) Welk AB, Haun DW, Clark TB, Kettner NW: Use of high-resolution ultrasound to measure changes in plantar fascia thickness resulting from tissue creep in runners and walkers. J Manipulative Physiol Ther 38:81-85 (2015)

(106) Wilke J, Krause F, Vogt L, Banzer W: What Is Evidence-Based About Myofascial Chains: A Systematic Review. Arch Phys Med Rehabil 97:454-61 (2016)

(107) Willard FH, Vleeming A, Schuenke MD, Danneels L, Schleip R: The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. J Anat 221:507-36 (2012)

(108) Wu TJ: Relationships between age, sex, anthropometry and bioelectrical impedance. J Formos Med Assoc 91:1143-47 (1992)

(109) Zein-Hammoud M, Standley PR: Modeled Osteopathic Manipulative Treatments: A Review of Their in Vitro Effects on Fibroblast Tissue Preparations. J Am Osteopath Assoc 115:490-502 (2015)

(110) Zhang LN, Wan WB, Wang YX, Jiao ZY, Zhang LH, Luo YK, Tang PF: Evaluation of Elastic Stiffness in Healing Achilles Tendon After Surgical Repair of a Tendon Rupture Using In Vivo Ultrasound Shear Wave Elastography. Med Sci Monit 22:1186-91 (2016)

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Werner Klingler, der meine Arbeit wortwörtlich unermüdlich begleitet hat. Das geduldige Nachfragen und die beständige Korrektur waren mir eine entscheidende Hilfe bei der Erstellung der Dissertation und zur Entwicklung einer wissenschaftlichen Denkweise.

Gleichfalls danke ich Herrn Dr. Robert Schleip und der Fascia Research Group der Uni Ulm, die das Entstehen dieser Studie wohlwollend begleitet und mich stets ermutigt und beraten haben.

Außerdem möchte ich Herrn Prof. Dr. Paulat danken, der die bescheidenen Anfänge meiner Überlegungen sehr freundlich unterstützend in die richtige Richtung lenkte.

Herrn Prof Dr. Vleeming danke ich für die Ermutigung auf dem Weg, meine Ergebnisse international präsentieren zu dürfen.

Meiner Familie danke ich für ihre ausdauernde und beständige Unterstützung, ohne die dieses Projekt niemals möglich gewesen wäre.

Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name und Vorname:	Dennenmoser Stefan
Geburtsdatum/-ort:	13.02.1969 in Weingarten/Württ.

Schulausbildung

bis Juni 1988	Abitur am BZ St. Konrad, Ravensburg

Zivildienst

bis Oktober 1989	Mobiler Sozialer Hilfsdienst Weingarten

Studium

bis Oktober 1993	Studium der Sportwissenschaft an der TU München Fachbereich Prävention/Rehabilitation

Berufliche Tätigkeit und Weiterbildung

bis 1995	Rolfing®-Ausbildung
seit 1995	eigene Praxis in Ravensburg und Ulm
1996	Prüfung zum Heilpraktiker
1997	Ausbildung zum Rolf-Movement-Teacher
1999	Ausbildung zum Gyrotonic- und Gyrokinesis-Trainer
1997 bis 2013	Lehrtätigkeit an der Physiotherapie-Schule FN Bewegungs-/Gesundheits-Kurse und -Seminare
2009	Ausbildung zum Advanced Rolfer
2010	Mitentwicklung des Faszienfitness-Konzepts mit Dr. Schleip, Gründung der Fascial-Fitness Association
seit 2013	Doktorand im Rahmen der Fascia Research Group an der Universität Ulm

Publikationen

Dennenmoser S, Schleip R, Jäger H, Klingler W: Sono-Elastography Combined with Electrical Impedance as a Tool for the Examination of Lumbar Fascia. Journal of Bodywork and Movement Therapies 16:154 (2012)

Dennenmoser S, Schleip R, Jäger H, Klingler W (2012): Sono-Elastography Combined with Electrical Impedance as a Tool for the Examination of Lumbar Fascia, S. 253 In: Chaitow L, Findley TW, Schleip R (Hrsg): Fascia Research III, Basic Science and Implications for Conventional and Complementary Health Care. Kiener, München

Dennenmoser S, Schleip R, Klingler W (2013): Electrical Impedance combined with Sonoelastography as a tool for the examination of lumbar fascia, S. 215-17 In: Vleeming A, Fitzgerald C, Kamkar A, van Dieen J, Stuge B, van Tulder M, Danneels L, Hodges P, Wang J, Schleip R, Albert H, Sturesson B (Hrsg): 8th Interdisciplinary World Congress on Low Back & Pelvic Pain. Dubai, United Emirates

Dennenmoser S, Schleip R, Klingler W (2015): Electrical Impedance and sonoelastography as a tool for the examination of changes in lumbar fascia after tissue manipulation, S. 134 In: Wearing S, Schleip R, Chaitow L, Klingler W, Findley TW (Hrsg) Fascia Research IV, Basic Science and Implications for Conventional and Complementary Health Care. Kiener, München

Dennenmoser S: Faszien – Therapie und Training, Elsevier/Urban & Fischer, München Jena (2016)