

**Akuteffekte von Self-Myofascial-Release auf  
Beweglichkeit, passive Gewebesteifigkeit,  
Dehnwahrnehmung und fasziale Gleitbewegung**  
–  
**Eine randomisierte & kontrollierte Cross-Over Studie**

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Philosophie  
im Fachbereich Psychologie und Sportwissenschaften  
der Johann Wolfgang Goethe-Universität  
zu Frankfurt am Main

vorgelegt von

Frieder Johannes Krause  
aus Frankfurt am Main

Tag der mündlichen Prüfung: 07. November 2018

1. Gutachter: Prof. Dr. med. Dr. phil. Winfried Banzer
2. Gutachter: Prof. Dr. med. Werner Klingler
3. Gutachter: Prof. Dr. med. Rüdiger Reer

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Darstellung des Forschungsstandes</b>	<b>4</b>
2.1	Anatomische und histologische Grundlagen des Muskelgewebes	4
2.2	Anatomische und histologische Grundlagen des Faszien­gewebes	6
2.3	Myofasziale Behandlungsstrategien – Effekte & Mechanismen	9
2.4	Foam Rolling / Self-Myofascial-Release	13
2.5	Evidenzlage – SMR und Beweglichkeit	16
2.5.1	Akuteffekte	16
2.5.2	Langzeiteffekte	19
2.6	Evidenzlage – SMR und Regeneration	20
2.7	Evidenzlage – SMR und Leistungsfähigkeit	21
2.8	Evidenzlage – Sonstige Befunde	23
2.9	Evidenzlage SMR – Zusammenfassung	25
<b>3</b>	<b>Herleitung der Fragestellung</b>	<b>31</b>
3.1	Veränderung der viskoelastischen Gewebeeigenschaften	31
3.2	Veränderung der Dehnwahrnehmung und Dehntoleranz	33
3.3	Forschungsdefizit	36
<b>4</b>	<b>Methodik</b>	<b>38</b>
4.1	Studiendesign	38
4.2	Studienplanung und ethische Begutachtung	40
4.3	Fallzahlplanung	40
4.4	Stichprobe	41
4.5	Randomisierung	42
4.6	Intervention	42
4.7	Hauptzielparameter	45
4.7.1	Aktive und passive Gelenkbeweglichkeit	45
4.7.2	Passiver Gewebewiderstand und Gewebesteifigkeit	48
4.7.3	Dehnwahrnehmung	53
4.7.4	Fasziale Gleitbewegung	54
4.8	Inferenzstatistische Auswertung	57

<b>5</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>59</b>
5.1	Aktive und passive Gelenkbeweglichkeit.....	59
5.2	Passiver Gewebewiderstand und Gewebesteifigkeit .....	62
5.3	Dehnwahrnehmung.....	66
5.4	Fasziale Gleitbewegung .....	67
<b>6</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>70</b>
6.1	Aktive und passive Gelenkbeweglichkeit.....	70
6.2	Passiver Gewebewiderstand und Gewebesteifigkeit .....	74
6.3	Dehnwahrnehmung.....	76
6.4	Fasziale Gleitbewegung .....	80
6.5	Studienlimitationen.....	84
6.6	Praktische Implikationen.....	85
<b>7</b>	<b>Fazit und Ausblick</b> .....	<b>88</b>
	Schlusswort.....	90
	Literaturverzeichnis .....	91
	Abkürzungsverzeichnis.....	111
	Abbildungsverzeichnis .....	113
	Tabellenverzeichnis .....	115
	Eidesstattliche Erklärung .....	116
	Publikationsliste .....	117
	Anhang.....	120
	I. Ethikvotum .....	120
	II. Randomisierung der Treatmentreihenfolge.....	122
	III. Randomisierung der Treatmentseite.....	124
	IV. Probandenaufklärungsbogen .....	125
	V. Einverständniserklärung .....	128
	VI. Datenblätter zur Erfassung der Messdaten .....	130

## 1 Einleitung

Die gezielte Behandlung und die Trainierbarkeit des menschlichen Faszien­gewebes sind in den letzten Jahren vermehrt in den Fokus der Öffentlichkeit, aber auch der medizinischen und sportwissenschaftlichen Forschung gerückt. Neue anatomische und histologische Erkenntnisse, u. a. zum Aufbau des Faszien­gewebes (Stecco et al. 2011), zur Existenz freier Nervenendigungen und Schmerzrezeptoren (Stecco et al. 2008; Staubesand und Li 1996; Stecco et al. 2006) oder kontraktiler Zelltypen (Schleip et al. 2005; Schleip et al. 2012a) haben eine gesteigertes öffentliches Interesse um eine mögliche gezielte Trainierbarkeit des Bindegewebes ausgelöst. Trainingsmethoden, die unter den Begriffen „Faszientraining“ oder „Faszienfitness“ vermarktet werden, sind ein neuer, aufstrebender Trend im Fitness- und Gesundheitsmarkt. Eine Branchenumfrage des Bundesverbandes Gesundheitsstudios Deutschland (BVG D) e.V. sieht das Faszientraining als den innovativsten Fitnesstrend das Jahres 2017 (Stemper 2017). In diesem Kontext erfreut sich die Verwendung von Hartschaumrollen (sog. *Foam Rolls*) oder anderen Massage-Hilfsmittel zur Eigenanwendung (aus dem Englischen stammend bezeichnet als „*Self-Myofascial-Release*“ kurz SMR oder „*Foam Rolling*“ (FR)) steigender Beliebtheit in Sport und Therapie (eine exemplarische FR-Anwendung zeigt Abbildung 1). Eine Suche beim Online-Versandhaus Amazon ergab im März 2017 allein 115 Bücher zum Thema „Faszientraining“ und 528 Ergebnisse unter dem Suchbegriff „Faszienrolle“. Bis zum Jahre 2012 finden sich lediglich zwei wissenschaftliche Untersuchungen zum Thema Foam Rolling, während von 2013 bis heute insgesamt 39 Studien publiziert wurden (siehe auch Tabelle 1). Eingesetzt mit unterschiedlichen Zielsetzungen (u. a. zur Verbesserung der Beweglichkeit, Reduktion von Muskelkater oder Muskelschmerz nach intensiver Belastung oder Veränderung der Muskelspannung oder des Muskeltonus) wird das Training mit der Hartschaumrolle teilweise vor oder nach Training und Wettkampf sowie in Sport- und Physiotherapie bei unterschiedlichsten Indikationen angewendet. Einige der – u. a. von Seiten der mittlerweile vielen Hersteller der Hartschaumrollen – postulierten Effekte sind bisher allerdings nur unzureichend untersucht. Die Ergebnisse aktueller Forschungsarbeiten legen eine positive Wirkung auf Parameter der Beweglichkeit sowie der Regeneration nahe (Beardsley und Škarabot 2015; Cheatham et al. 2015; Schroeder und Best 2015).



**Abbildung 1:** Exemplarische FR-Anwendung am hinteren Oberschenkel

Unklar sind jedoch vor allem noch die den Veränderungen der Beweglichkeit zu Grunde liegenden Mechanismen sowie die spezifische und differenzierte Wirkung auf unterschiedliche Gewebetypen. Der englische Begriff „*Self-Myofascial-Release*“ legt eine Wirkung auf den Komplex aus Muskel- Fasziengewebe nahe. Die neu kreierten Begriffe „Faszientraining“ oder „Faszienfitness“ suggerieren im Gegensatz hierzu eine selektive und gezielte Wirkung auf die Faszie. Diskutierte Effekte sind in diesem Zusammenhang etwa eine veränderte Hydratation des Gewebes, Veränderungen der viskoelastischen Eigenschaften sowie eine Lösung sogenannter Adhäsionen einzelner Faszien-schichten durch die Kompression und Rollbewegung während SMR (Beardsley und Škarabot 2015). Allerdings gibt es dazu bisher kaum wissenschaftliche Belege.

Aus diesem Forschungsdefizit ergeben sich die Fragestellungen dieser Arbeit. Als erstes thematisiert diese Dissertation die Frage, ob eine Veränderung der Beweglichkeit nach Foam Rolling, ähnlich wie nach statischen Dehnungen, mit einem akuten Effekt auf viskoelastische Eigenschaften des Gewebes (Magnusson et al. 1995; Nordez et al. 2006) oder die Dehnwahrnehmung bzw. Dehntoleranz (Marshall und Siegler 2014; Cabido et al. 2014) assoziiert ist. Als zweites wird der Effekt von Foam Rolling auf die Gleitbewegungen der bindegewebigen Hülle der Muskulatur und ihrer einzelnen Schichten untersucht.

Einer stringenten Gliederung folgend werden zunächst histologische und anatomische Grundlagen des menschlichen Binde- und Fasziengewebes dargestellt. Das Foam Rolling als Trainingsform sowie die bisherige Evidenz zum Thema wird daraufhin ausgiebig beschrieben und aufgearbeitet. Aus dem dargestellten Forschungsdefizit heraus werden dann die konkreten Forschungsfragen formuliert,

gefolgt von der Darstellung der Methodik sowie der Ergebnisse. Diese werden im vorletzten Kapitel vor dem Hintergrund der aktuellen Forschungslage diskutiert. Ein Fazit der Ergebnisse sowie ein Ausblick auf zukünftige Forschungsfragen schließen die Arbeit thematisch ab.

## 2 Darstellung des Forschungsstandes

Das Ziel myofaszialer Behandlungstechniken ist eine gezielte Beeinflussung des Komplexes bestehend aus Muskel- und Bindegewebe (Ajimsha et al. 2015). Sowohl manuelle Techniken als auch Techniken für den Eigengebrauch mit Hilfsmitteln, wie etwa den oben genannten Hartschaumrollen, basieren auf verschiedenen Grundüberlegungen, die in den folgenden Kapiteln dargestellt werden. Zum einen ergeben sich aus dem grundlegenden Aufbau, den Bestandteilen des Muskel- und Bindegewebes sowie anatomischen und histologischen Erkenntnisse der letzten Jahre Anknüpfungspunkte für spezifische Behandlungsformen. Zum anderen lassen darauf aufbauende theoretische Modelle zur Wirkung von Kompressions- und Dehnungskräften auf das Muskel- und Bindegewebe sowie seiner Bestandteile potenzielle Behandlungsansätze ableiten. Im folgenden Kapitel werden zunächst diese Grundlagen und Modelle vorgestellt sowie darauf aufbauend der bisherige Forschungsstand zum Thema *Self-Myofascial-Release* zusammengefasst.

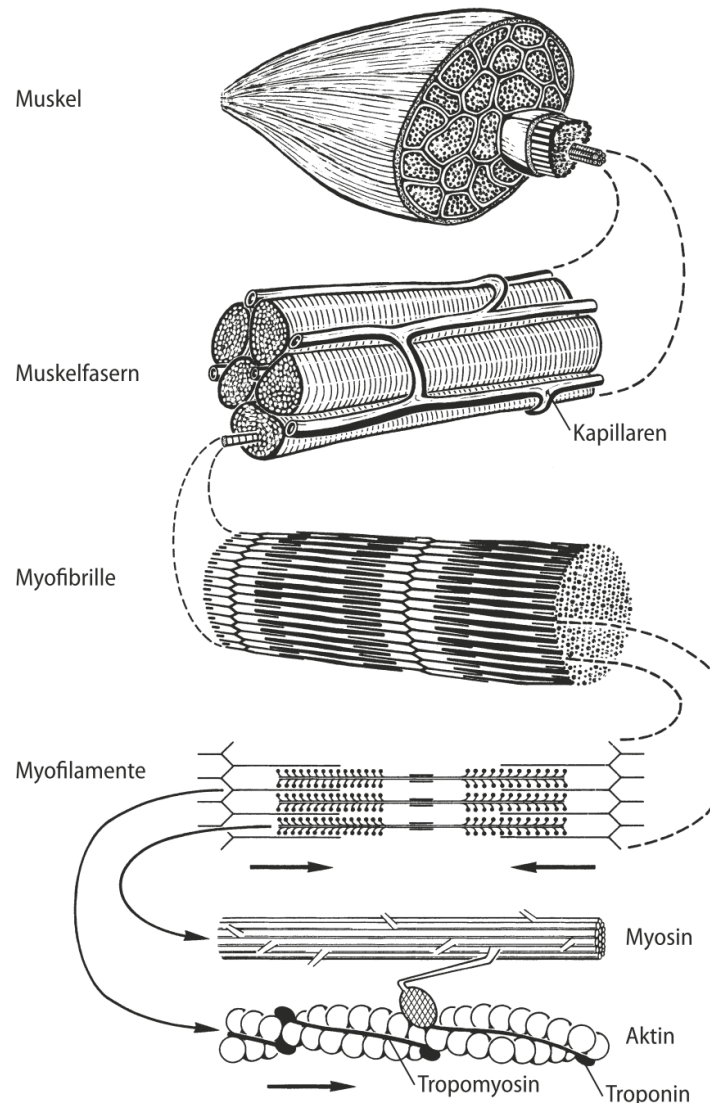
### 2.1 Anatomische und histologische Grundlagen des Muskelgewebes

Etwa die Hälfte der menschlichen Körpermasse macht die Muskulatur aus (Behrends et al. 2012). Grundsätzlich lassen sich drei Typen von Muskulatur differenzieren (quergestreifte Skelettmuskulatur, quergestreifte Herzmuskulatur sowie glatte Muskulatur), von denen lediglich die quergestreifte Skelettmuskulatur direkt und bewusst über motorischen Endplatten des zentralen Nervensystems angesteuert werden können (Behrends et al. 2012). Die Skelettmuskulatur macht den Großteil der Gesamtmuskulatur aus und stellt somit ca. 40% der gesamten Körpermasse (Frontera und Ochala 2015). Chemisch besteht die Muskulatur zu 80% aus Wasser, von der Trockensubstanz entfallen etwa 90% auf Proteine (Reichel 1960). Insgesamt sind damit – je nach Ausprägung der Muskelmasse – zwischen 50 und 75% der gesamten Proteinmenge des Körpers innerhalb der Muskulatur gebunden (Frontera und Ochala 2015).

Ein Gesamtmuskel besteht aus verschiedenen Muskelfaserbündeln, welche sich wiederum aus einzelnen Muskelfasern zusammensetzen. Die Muskelfasern werden aus sogenannten Myofibrillen gebildet, welche vorrangig aus den in Sarkomeren



angeordneten Myofilamenten Aktin und Myosin bestehen. Eine schematische Darstellung ergibt sich in Abbildung 2.



**Abbildung 2:** Schematische Darstellung der Skelettmuskulatur vom Gesamtmuskel bis zu den kontraktilen Filamenten; aus Appell und Stang-Voss 2008, mit freundlicher Genehmigung von Springer.

Fasern, Faserbündel und Muskel werden durch Bindegewebe in Einheiten steigender Größe zusammengefasst. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wird an dieser Stelle zur differenzierten Darstellung der histologischen Grundlagen sowie der Muskelkontraktion allerdings an die entsprechende Literatur verwiesen (u.a. Appell und Stang-Voss 2008; Behrends et al. 2012; Frontera und Ochala 2015). Die Muskelmasse spielt zum einen für den Erhalt von Kraft und Mobilität, zum anderen für den Proteinmetabolismus eine wichtige Rolle (Wolfe 2006). Außerdem ist unser

Muskelsystem für die Ausschüttung verschiedener Hormone (sogenannte Myokine, u.a. Interleukin(IL)-6, IL-8 oder IL-15) verantwortlich (Pratesi et al. 2013). Bewegungsmangel und damit einhergehend fehlende Muskelkontraktion begünstigen ein hormonelles Ungleichgewicht und können so bei der Entstehung entzündlicher Prozesse oder chronischer Erkrankungen (etwa Diabetes Mellitus Typ 2, Krebs, Demenz u.a.) eine Rolle spielen (Pratesi et al. 2013).

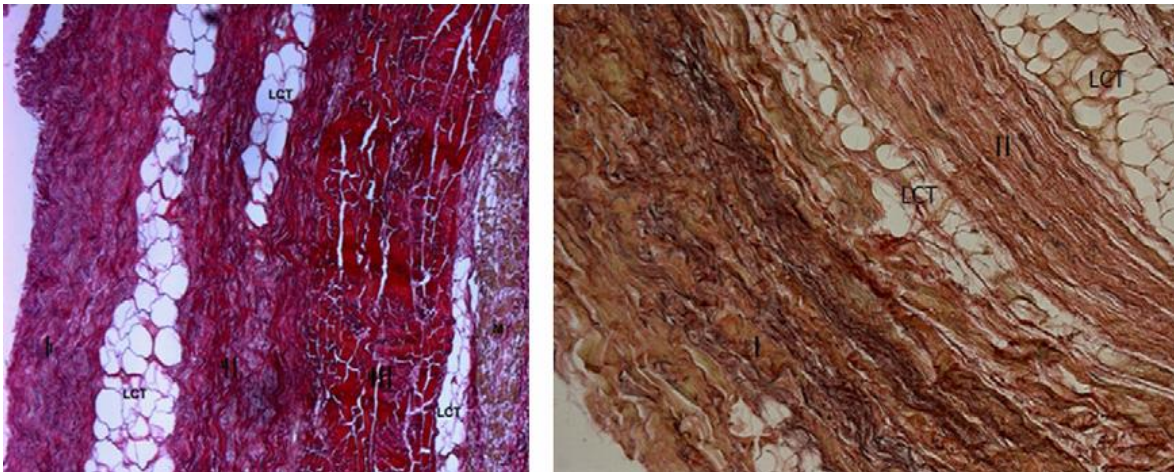
## 2.2 Anatomische und histologische Grundlagen des Faszien- und Bindegewebes

Das menschliche Faszien- und Bindegewebe besteht aus zwei grundlegenden Bestandteilen: den Zellen und der extrazellulären Matrix (Diemer 2017; Stecco 2015). Je nach Sauerstoffversorgung und mechanischer Belastung entwickeln sich unterschiedliche Zelltypen. In sauerstoffarmem Milieu und unter Kompressionsbelastung entwickeln sich vermehrt Chondroblasten, während in sauerstoffreichem Milieu und unter Zugbelastungen eher Fibroblasten gebildet werden (Diemer 2017). Die extrazelluläre Matrix setzt sich u. a. aus den Grundbestandteilen Fasern (kollagene und elastische), Grundsubstanz und Wasser zusammen (Zilles und Tillmann 2010; Halper und Kjaer 2014). Die unterschiedlichen Zellen produzieren, angepasst an das chemische Milieu und die mechanische Belastung, unterschiedliche Anteile an Grundsubstanzmolekülen, Elastin- oder Kollagenfasern (Stecco 2015; Appell und Stang-Voss 2008; Halper und Kjaer 2014). Während die Grundsubstanzmoleküle und das in der Grundsubstanz gebundene Wasser vor allem für Kompressionsstabilität sorgen (Yanagishita 1993), sind die kollagenen und elastischen Fasern für Stabilität gegenüber Dehnungen verantwortlich (Zilles und Tillmann 2010; Diemer 2017; Halper und Kjaer 2014). Daher finden sich im hyalinen Knorpel vermehrt Grundsubstanz und Kollagenfasern Typ II, während z.B. im Sehngewebe mehr Kollagenfasern Typ I produziert werden.

Bezüglich der Definition und Nomenklatur des menschlichen Faszien- und Bindegewebes lässt sich in den letzten Jahren eine Art Paradigmenwechsel erkennen. Entgegen älterer und enger gefassten Definitionen (Standring 2008; Wendell-Smith 1997), verstehen neuere Definitionsansätze den Faszienbegriff heute deutlich weiter und schließen jegliche dichten kollagenen Gewebe ein, deren Architektur primär durch lokale Zugbelastungen geformt wird (Schleip et al. 2012b; Adstrum et al. 2017). Diese Definition umfasst demnach ebenfalls das intermuskuläre Bindegewebe, den Kapsel-

und Bandapparat sowie Sehnen und Aponeurosen. Grundlegende Gemeinsamkeit all dieser Gewebe ist der hohe Gehalt an kollagenen Fasern, die jeweils in Dichte und Regularität bzw. Ausrichtung variieren.

Die Muskel- oder Myofaszie, auch als tiefe Faszie oder fascia profunda bezeichnet (Langevin und Huijing 2009), umgibt den Skelettmuskel und dessen Epimysium. Sie ist aus mehreren Schichten dichten, faserigen Bindegewebes aufgebaut, welche durch Einschlüsse losen Bindegewebes, durchsetzt mit Hyaluronsäure, voneinander getrennt sind (Stecco et al. 2008; Stecco et al. 2011). Ebenso befindet sich eine Schicht dieses losen Bindegewebes zwischen der tiefen Schicht der Myofaszie und des darunter liegenden Muskels (Findley 2011; Pavan et al. 2014). Eine mikroskopische Darstellung der einzelnen Schichten liefert Abbildung 3. Man geht davon aus, dass diese Architektur ein Gleiten der einzelnen Schichten gegeneinander ermöglichen soll, um eine harmonische und flüssige Bewegung bei Kontraktion oder Dehnung des Muskels und des umgebenden Gewebes zu gewährleisten.



**Abbildung 3:** Mikroskopische Darstellung der Fascia Cruris am Unterschenkel (links) und der Brachialfascie am Oberarm (rechts); zu erkennen sind Schichten von kollagenem Bindegewebe (jeweils mit römischen Ziffern gekennzeichnet), welche von Einschlüssen losen Bindegewebes voneinander abgetrennt werden (jeweils mit LCT – „loose connective tissue“ beschriftet); aus Stecco et al. 2008, mit freundlicher Genehmigung von Elsevier

Aus histologischen Studien ist zudem zu erkennen, dass die Faszien der oberen Extremität mehr elastische Fasern als die der unteren Extremität, sowie an der Körperrückseite eine höhere Dicke als an der Körpervorderseite besitzt (Stecco et al. 2008; Stecco et al. 2006). Vermutlich ist dies der vorrangig gegen die Schwerkraft arbeitenden unteren Extremität sowie Körperrückseite im Gegensatz zur Feinmotorik beispielsweise der Finger geschuldet.

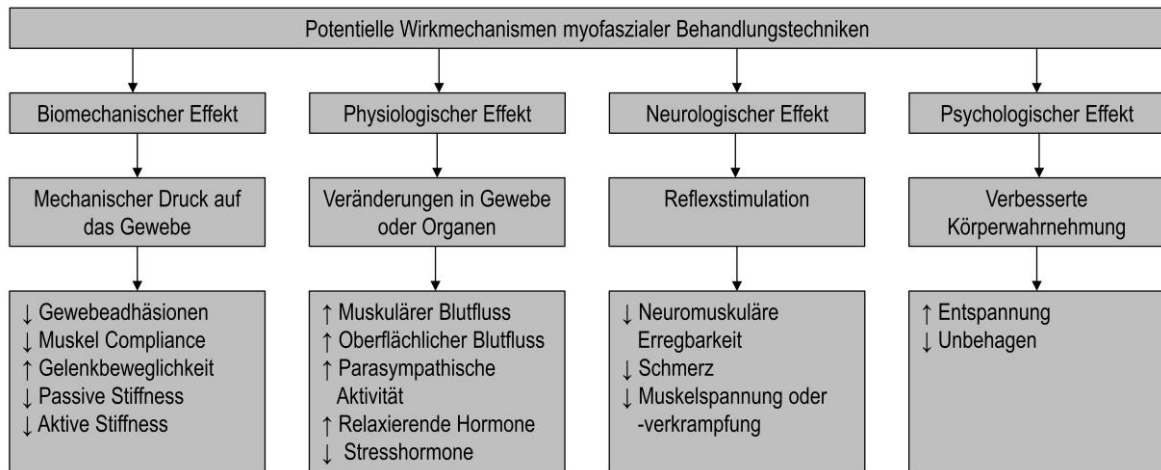
Weiter ist Faszienewebe stark durchsetzt von Mechano- und Schmerzrezeptoren (Staubesand und Li 1996; Stecco et al. 2008; Stecco et al. 2006; Stecco et al. 2011; Tesarz et al. 2011; Yahia et al. 1992; Stecco et al. 2013). Ebenso konnten kontraktile Zellen, sog. Myofibroblasten, im tierischen und menschlichen Faszienewebe nachgewiesen werden (Bhattacharya et al. 2010; Schleip et al. 2005; Yahia et al. 1993). In vivo Studien liefern in diesem Zusammenhang erste Hinweise für die Bedeutung faszieller Gewebe bei der Schmerzwahrnehmung. Schilder und Kollegen injizierten eine hypertone (schmerzauslösende) oder isotone (nicht schmerzauslösende) Salzlösung in die thorakolumbale Faszie, in den Subkutanraum oder direkt in die Muskulatur auf Höhe des dritten bis vierten Lendenwirbels (Schilder et al. 2014). Sowohl die stärkste Schmerzwahrnehmung, als auch die Schmerzdauer sowie der Bereich der Schmerzausstrahlung waren bei Injektion in die Faszie signifikant höher bzw. größer als bei den anderen Versuchsbedingungen. Ähnliche Ergebnisse fand eine dänische Arbeitsgruppe nach experimenteller Muskelkater Induktion: Die umliegende Faszie reagierte deutlich stärker auf schmerzauslösende hypertone Salineninjektionen als der jeweilige Muskel (Gibson et al. 2009). Auch die elektrische Schmerzschwelle reduzierte sich nach exzentrischer Muskelkaterinduktion der Ellenbogenflexoren im Bereich der Faszie des m. biceps brachii und des m. brachialis mehr als im m. biceps brachii selber (Lau et al. 2015). Dementsprechend folgern die Autoren, dass faszielle Gewebe sowohl hinsichtlich der Schmerzwahrnehmung bei unspezifischen Rückenschmerzen als auch bei Muskelkater eine Rolle spielen können. In diesem Zusammenhang sind auch die Ergebnisse einer kanadischen Studie interessant. Bei Patienten mit unspezifischen Rückenschmerzen konnten Langevin und Kollegen eine verminderte Gleitfähigkeit einzelner Schichten der thorakolumbalen Faszie zeigen (Langevin et al. 2011). Unklar bleibt jedoch, ob dies der Grund für oder eine Anpassung an die Schmerzsymptomatik und eine daraus resultierende Reduktion körperlicher Bewegung darstellt. Ebenfalls zeigen aktuelle Studien eine aktive Kontraktionsfähigkeit des Faszienewebes, welche allerdings zum einen unwillkürlich und zum anderen in einem Zeitraum von Minuten bis Stunden erfolgt (Schleip et al. 2005; Schleip et al. 2006). Eine spontane, willkürliche Anspannung der Faszie scheint vor dem Hintergrund der aktuellen Studienlage daher unmöglich. Nichtsdestotrotz kann eine aktive Kontraktion langfristig zur Entstehung oder dem Erhalt pathologischer Veränderungen im Bereich des Bindegewebes (u. a. bei Krankheitsbildern wie Frozen Shoulder oder Morbus Dupuytren) beitragen (Klingler et al. 2014). Zumindest aus Tierexperimenten ist zudem eine Veränderung der

Kollagenstruktur des intermuskulären Bindegewebes nach längerem Nichtgebrauch bekannt (Jarvinen et al. 2002). Inwieweit dies auf das muskelumhüllende Bindegewebe des Menschen übertragbar ist, bleibt bisher allerdings unklar.

Die dargestellten Erkenntnisse haben die Auffassung über die Funktion der Faszie als reine passive Muskelhülle in den letzten Jahren verändert (van der Wal 2009). Vielmehr versteht man heutzutage die Faszie als zum einen mechanisch, zum anderen sensorisch aktiven Bestandteil eines körperumspannenden Netzwerkes, das Kräfte übertragen und folglich auch in Sport und Therapie von Bedeutung sein kann (Schleip et al. 2006; Willard et al. 2012). Die sensorische Funktion könnte auch bei der Wahrnehmung von Kräften und Spannungszuständen während Kontraktion oder Dehnung eine Rolle spielen und daher für eine erhöhte Beweglichkeit nach Dehnen oder SMR mit verantwortlich sein.

### 2.3 Myofasziale Behandlungsstrategien – Effekte & Mechanismen

Manuelle Behandlungsmethoden (wie etwa Massagen oder dezidiert faszienorientierte manuelle Releasetechniken) basieren auf den theoretischen Wirkmechanismen, die Kompressions-, Dehnungs- oder Scherkräfte auf den gesamten Organismus und im Speziellen auf das Muskel- und Bindegewebe haben bzw. haben sollen. Eine alleinige Wirkung auf das Bindegewebe und nicht auch auf die sowohl darüber (Haut, Unterhautgewebe) als auch darunter liegenden Gewebe (hier vor allem die Muskulatur) ist bisher nicht abschließend evaluiert. Eine Übersicht möglicher grundlegender Mechanismen findet sich bei Barnes (1997) und Schleip (2003a). Eine Übersicht der Wirkungen von Massage in Bezug auf verschiedene eher funktionelle Parameter bei Weerapong et al. (2005) sowie zur Wirkung verschiedener myofaszialer Behandlungsstrategien bei Mauntel et al. (2014). Grundlegend lassen sich vier verschieden potentielle Wirkmechanismen unterscheiden, welche in Abbildung 4 dargestellt sind.



**Abbildung 4:** Potentielle Wirkmechanismen myofaszialer Behandlungstechniken (modifiziert nach Weerapong et al. 2005)

Zum einen wird vermutet, dass Kompressionskräfte eine Veränderung des Aggregatzustandes der Grundsubstanz von einem festen hin zu einem flüssigeren Zustand induzieren könnte (Schleip 2003a). In diesem Zusammenhang spricht man von sog. thixotropen Gewebeeigenschaften. Thixotropie beschreibt die Veränderung der Viskosität nicht-newtonscher Fluide in Abhängigkeit der vorhergehenden Beanspruchung (Axelson und Hagbarth 2001). So ist die Steifigkeit der Finger beispielsweise nach einer passiven oder aktiven Bewegung zunächst reduziert, steigt dann aber in Ruhe wieder an (Lakie und Robson 1988). Ebenso zeigen etwa Hüfte (Walsh und Wright 1988), Knie (Walsh 1992), Sprunggelenk (Vattanasilp et al. 2000) und Handgelenk (Lakie et al. 1980) beim Menschen thixotrope Eigenschaften. Man geht davon aus, dass vor allem das Muskelgewebe an sich diese Thixotropie bedingt, während die Synovialflüssigkeit der Gelenke nur eine untergeordnete Rolle zu spielen scheint (Walsh und Wright 1988). Als mögliche Mechanismen werden in diesem Zusammenhang ein erhöhter Blutfluss und eine dadurch induzierte Temperatursteigerung im Muskelgewebe diskutiert. Allerdings besitzt auch die Synovia eindeutig thixotrope Eigenschaften und besteht neben einem Großteil (ca. 94%) Wasser u. a. auch aus Hyaluronsäure (Wagner und Dannecker 2007). Das Faszien-gewebe ist wie bereits dargestellt ebenfalls durchsetzt mit freiem Bindegewebe und darin gebundener Hyaluronsäure. Barnes beschreibt in diesem Zusammenhang eine mögliche Veränderung des Aggregatzustandes der Grundsubstanz. Die Applikation von Energie (in diesem Fall durch Kompression) könnte diesen von einem festen hin zu einem flüssigen verändern (Barnes 1997; Pavan et al. 2014). Pavan et al. (2014) vermuten in einer erhöhten Viskosität des losen Bindegewebes einen

entscheidenden Faktor im veränderten Gleitverhalten einzelner Faszien-schichten nach Immobilisierung. In diesem Zusammenhang spielt ein als *piezoelektrischer Effekt* bezeichnetes Phänomen eine Rolle. Dieser wurde ursprünglich in Kristallen beschrieben, in denen Ladungsverschiebungen nach äußerer Krafteinwirkung beobachtet wurden (Schleip 2003a). Auch bei Wirbeltieren konnte bereits in den 1970er Jahren gezeigt werden, dass vor allem die kollagenen Fasern und die Grundsubstanz des Bindegewebes piezoelektrische Eigenschaften besitzen (Athenstaedt 1974). Besonders Zelltypen, die für die Produktion und den Umbau kollagener Fasern verantwortlich sind (Fibroblasten und Fibroblasten), reagieren auf solche Ladungsverschiebungen mit einer erhöhten Aktivität (Schleip 2003a). Durch die Kompression und Rollbewegung beim Foam Rolling kommt es möglicherweise zu den beschriebenen Ladungsverschiebungen innerhalb des Bindegewebes, welche wiederum die Aktivität und die Kollagenproduktion der Fibroblasten und Kollagenabbau der Fibroblasten beeinflusst. Dementsprechend wird vermutet, dass eine Kompression die Viskosität des Gewebes verändern und so die Gewebesteifigkeit verändern sowie eine bessere Gleitbewegung einzelner Schichten induzieren könnte (Schleip 2003a; Schleip und Müller 2013). Tierversuche zeigen weiter, dass die mechanische Beanspruchung von Sehngewebe die Proliferation von Fibroblasten steigert, welche für die Erneuerung der extrazellulären Matrix (v.a. der Kollagen- und Elastinfasern) verantwortlich sind (Davidson et al. 1997; Gehlsen et al. 1999). Auch beim Menschen führen sowohl akute als auch dauerhafte Belastungen des Sehngewebes zu einer Ausschüttung von Wachstumsfaktoren (u. a. IGF-I) und zu einer vermehrten Kollagenproduktion (Kjaer et al. 2005; Miller et al. 2005; Kjaer et al. 2009). Dies könnte im längerfristigen Trainingsverlauf zu Anpassungen im Bereich des Bindegewebes führen, für akute Effekte allerdings kommen diese Mechanismen eher nicht in Frage.

In vitro Untersuchungen von Präparaten menschlicher lumbodorsaler Faszien zeigen nach Dehnung ebenfalls viskoelastische Veränderungen, allerdings in anderem Maße als die Skelettmuskulatur in vivo. Yahia und Kollegen fanden in ihrem Experiment eine nach Dehnung erhöhte Spannung, sowie eine während der Dehnung auftretende Kontraktion der Faszie, erkennbar an einem Anstieg der Spannung bei gleichbleibendem Dehnungsgrad (Yahia et al. 1993). Zunächst machte man die neu gefundenen Myofibroblasten im Faziengewebe für diese Effekte verantwortlich (Schleip et al. 2005; Bhattacharya et al. 2010). Interessanterweise zeigten sich ähnliche

Befunde aber auch in Präparaten mit abgetötetem Zellanteil. Mit Veränderungen der Stiffness einhergehend beobachtete man allerdings eine parallel verlaufende Veränderung der Hydratation der extrazellulären Matrix (Schleip et al. 2012a).

Auf Grund der Kinetik sowie der zeitlichen Dauer kommen einige der vorgestellten morphologischen Mechanismen zumindest für akut beobachtete Effekte nicht in Frage. Ebenfalls scheinen die nötigen Kräfte zur Deformation faszialer Gewebe höher zu sein, als dies im Rahmen manueller Behandlungen möglich ist. Chaudhry et al. (2008) entwarfen ein dreidimensionales mathematisches Modell zur Berechnung der nötigen Kräfte zur Deformation verschiedener faszialer Gewebe (nasale Faszie, fascia lata und Plantarfaszie). Ihren Berechnungen zu Folge sind enorme Kräfte weit außerhalb des physiologischen Ausmaßes (etwa 9000N Kompression oder 4500N Dehnung) nötig, um die fascia lata um 1% zu komprimieren oder zu dehnen. Dementsprechend werden, vor allem für die beobachteten Akuteffekte myofaszialer Behandlungsansätze, neurophysiologische Mechanismen als ursächlich diskutiert. Durch den Druck könnten im Muskel- und Bindegewebe enthaltene Mechanorezeptoren (u.a. Ruffini- und Paccini-Körperchen) stimuliert werden, welche eine Reduktion der Feuerungsrate der Alpha-Motoneurone und so eine Abnahme des Muskeltonus induzieren (Schleip 2003a; Simmonds et al. 2012). Möglich ist ebenfalls eine reduzierte Aktivierung freier nozizeptiver Nervenendigungen in Muskel- und Bindegewebe im Anschluss an die als schmerzhaft empfundene Behandlung (Schleip 2003b).

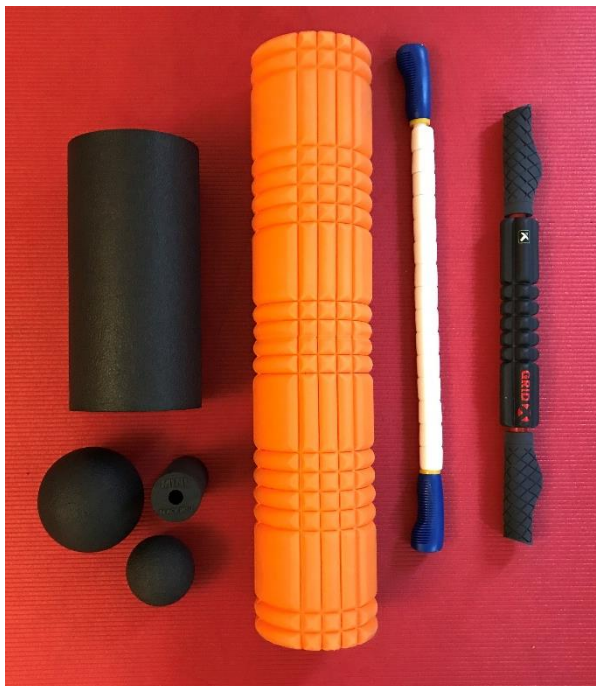
Ein entscheidender Faktor bezüglich der Wirksamkeit manueller Therapiemaßnahmen scheinen efferente schmerzmodulierende Regelkreise zu sein (Vigotsky und Bruhns 2015). In Tierversuchen zeigte sich beispielsweise durch mechanische Stimulation – ähnlich einer Massage – ein schmerzdämpfender Effekt, vermutlich ausgelöst durch eine Oxytocin-Ausschüttung im Plasma und der grauen Masse im Bereich des Mittelhirns (Agren et al. 1995; Ge et al. 2002). Das auch als „Kuschelhormon“ bezeichnete Neuropeptid Oxytocin wird u. a. bei taktiler Reizung der Haut wie beim Streicheln, Umarmen oder manueller Massage ausgeschüttet (Unterstell 2013). Neben der Funktion u. a. im Rahmen des Bindungsaufbaus zwischen Mutter und Kind scheint es auch eine schmerzmodulierende Funktion zu besitzen (Eliava et al. 2016). Beim Menschen wurde ein Anstieg der Oxytocinkonzentration nach manueller Massage sowohl bei Frauen als auch bei Männern bestätigt (Morhenn et al. 2012; Bello et al. 2008). Absteigende inhibitorische Signalwege, moderiert über eine Oxytocin-Ausschüttung im Mittelhirn, werden daher ebenfalls als Mechanismus für die



Reduktion von Muskelschmerz nach SMR diskutiert (Jay et al. 2014). Ob eine ähnliche Ausschüttung von Oxytocin wie nach manueller Massage auch durch Selbstmassage wie beim SMR induziert werden kann, wurde bisher allerdings nicht evaluiert. Untersucht sind dagegen Veränderungen bezüglich der Konzentration verschiedener anderer Hormone nach manueller Massage. So war etwa die Dopamin- und Serotoninkonzentration nach Massage erhöht (Hernandez-Reif et al. 2001; Field et al. 2005), während die Cortisolkonzentration reduziert war (Field et al. 2005). Interessanterweise führen allerdings nicht alle manuellen Behandlungsformen zu einer entsprechenden Oxytocin-Antwort. Manipulations- oder Mobilisationstechniken werden zwar ebenfalls neurophysiologische Wirkmechanismen zu Grunde gelegt, allerdings scheinen diese über andere Neurotransmitter, wie z.B.  $\beta$ -Endorphine oder Serotonin reguliert zu werden (Vigotsky und Bruhns 2015).

#### 2.4 Foam Rolling / Self-Myofascial-Release

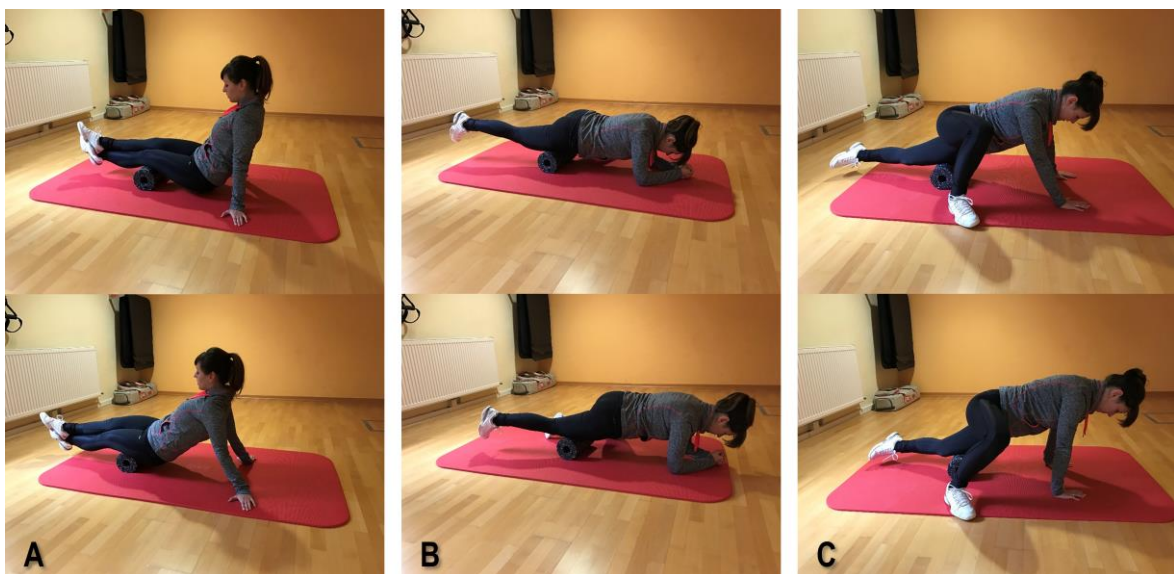
Die potentiellen Effekte und Wirkmechanismen manueller myofaszialer Behandlungstechniken wurden im vorgehenden Kapitel dargestellt. Der grundlegende Gedanke beim SMR ist die Nachahmung einer solchen manuellen Massage oder Behandlung zur Eigenanwendung (MacDonald et al. 2013). Dementsprechend werden



**Abbildung 5:** Verschiedene SMR Tools (Blackroll®, Blackroll® Ball, Blackroll® Mini, TriggerPoint™ GRID® 2.0, The Stick® Body Stick, TriggerPoint™ GRID® STK; von links nach rechts)

SMR ähnliche Effekte wie nach manueller Behandlungen oder Massage (Verbesserte Regeneration, reduzierter Muskelkater, Veränderungen der Muskelspannung (Weerapong et al. 2005)) zugeschrieben. Der Trainierende verwendet beim SMR sein eigenes Körpergewicht und eine Hartschaumrolle oder andere Hilfsmittel wie Massagesticks (siehe Abbildung 5) zum Ausüben von Druck auf das zu behandelnde Gewebe. Über die Verlagerung des Körperschwerpunktes oder des Auflagepunktes des Hilfsmittels rollt der Trainierende mit der

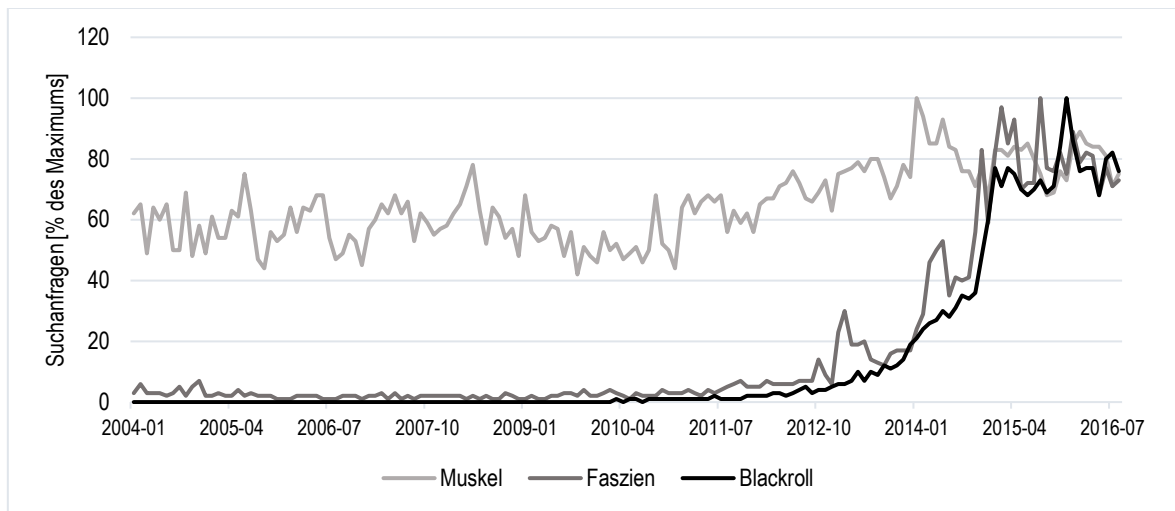
entsprechenden Kompression oder Intensität über das zu behandelnde Gewebe. Angelehnt an eine manuelle Behandlung („*Myofascial-Release*“) leitet sich daher der Begriff „*Self-Myofascial-Release*“ (SMR) ab, kurz eine myofasziale Behandlungstechnik für den Hausgebrauch. Verwandt werden, je nach verwendetem Hilfsmittel, ebenso Begriffe wie *Foam Rolling* (von Englisch *Foam* = Schaum und *rolling* = rollen) oder Selbstmassage. SMR kann auf quasi allen Muskeln bzw. Geweben durchgeführt werden, welche oberflächlich genug liegen und mit der Massagerolle erreicht werden können und ermöglicht eine Anwendung unabhängig von Therapeuten und somit eine allzeitige Verfügbarkeit. Abbildung 6 zeigt exemplarisch die Anwendung der Hartschaumrolle zur Selbstmassage an verschiedenen Körperpartien.



**Abbildung 6:** Anwendungsbeispiele des Foamrollings an drei Körperpartien: Oberschenkelrückseite/Ischiocrurale Muskulatur (A), Oberschenkelvorderseite/m. quadriceps femoris (B), Oberschenkelaußenseite/Iliotibiales Band (C)

Die Möglichkeit der Eigenanwendung hat vermutlich mit zur enormen Popularität und Verbreitung in den letzten Jahren beigetragen. Ebenso wie die Verkaufszahlen der Hartschaumrollen sind in den letzten Jahren die Veröffentlichungszahlen meist pseudowissenschaftlicher Publikationen und Bücher zum Thema Foam Rolling und Faszientraining gestiegen. Das online Portal „[onlinemarketingrockstars.de](http://onlinemarketingrockstars.de)“ schätzt den Jahresumsatz des deutschen Branchenführers von Hartschaumrollen (Blackroll) im Jahr 2015 auf einen niedrigen zweistelligen Millionenbetrag ein (Eisenbrand 2016). Ebenso sind die Suchanfragen zu den Stichwörtern „Faszien“ und „Blackroll“ in den letzten Jahren quasi parallel zueinander stetig gestiegen, während die Anfragen zum

Stichwort „Muskel“ im gleichen Zeitraum mehr oder minder konstant blieben (s. Abbildung 7, Quelle: Google Trends, Abruf am 30.08.2016).



**Abbildung 7:** Suchanfragen zu den Stichworten „Muskel“, „Faszien“ und „Blackroll“ in Deutschland von 01/2004 bis 08/2016 (Quelle: Google Trends, Abruf am 30.08.2016)

In der angesprochenen grauen Literatur wird eine Vielzahl von Effekten des Foam Rollings postuliert, für einige gibt es allerdings bisher nur wenig bis gar keine wissenschaftliche Evidenz. Zusammenfassend werden angeführte Effekte beschrieben (Thömmes 2015; Schleip und Bayer 2015; Graumann et al. 2015; Schleip und Müller 2013):

- Verbesserung der Beweglichkeit
- Verbesserung der Regeneration
- Veränderung der Muskelspannung
- Veränderung der Gleitfähigkeit einzelner Faszien-schichten
- Veränderung der Gewebehydratation
- Veränderung der Faserstruktur und -ausrichtung des Faszien-gewebes

In den folgenden Abschnitten soll die momentane Evidenzlage, nach möglichen Effekten differenziert, dargestellt werden. Eine Übersicht aller verfügbaren Einzelstudien gibt Tabelle 1.

## 2.5 Evidenzlage – SMR und Beweglichkeit

Die Beweglichkeit stellt eine grundlegende konditionelle Fähigkeit dar und ist in einer Vielzahl von Sportarten ein leistungsbestimmender Parameter (McHugh und Cosgrave 2010). Vor dem Hintergrund der Verbesserung oder des Erhalts der Beweglichkeit ist neben klassischen Dehnmethoden in den letzten Jahren der Einsatz von SMR Techniken in Training und Therapie immer populärer geworden. Erste Studien existieren zu akuten Effekten (unmittelbar nach einmaliger Anwendung) als auch zu Langzeiteffekten (nach einer längeren Anwendungsperiode) von SMR auf verschiedene Parameter der Beweglichkeit an unterschiedlichen Gelenken. Die Ergebnisse werden in den folgenden beiden Kapiteln zusammengefasst.

### 2.5.1 Akuteffekte

In der ersten Studie zum Thema SMR untersuchten Mikesky et al. (2002) in einem randomisierten Cross-Over Design u. a. die Effekte einer Selbstmassage auf die Hüftflexionsbeweglichkeit. Nach 2 Minuten Massage am hinteren Oberschenkel konnten die Autoren keine Veränderung der Beweglichkeit, gemessen mittels analogem Inklinometer (Leighton Flexometer) nachweisen (Mikesky et al. 2002). Allerdings bleibt unklar, mit welcher Intensität und Kadenz die Massage durchgeführt wurde. Ebenfalls in einem randomisierten Cross-Over Design wendeten 14 College Footballspieler an der Muskulatur der unteren Extremität ein einmaliges Foam Rolling, ein einmaliges statisches Dehnen oder keine Intervention an. Sowohl durch das statische Dehnen, als auch durch Foam Rolling erhöhte sich die Hüftflexionsfähigkeit, gemessen mit einem analogen „Bubble Inklinometer“ der Probanden signifikant zur Baseline (19,9% bzw. 15,6%) (Behara und Jacobson 2017). Morales-Artacho und Kollegen verglichen ein Fahrradfahren gegenüber Foam Rolling im Bereich der ischiokruralen Muskulatur sowie einer Kombination aus beiden Interventionen im Rahmen des Warm-Ups und erhoben u. a. die Hüftflexionsbeweglichkeit. Lediglich das Radfahren sowie die Kombination aus Radfahren und Foam Rolling konnte die Beweglichkeit signifikant steigern, nicht jedoch die FR Anwendung alleine (Morales-Artacho et al. 2017). Interessanterweise änderte sich auch die passive Gewebespannung (gemessen mittels isokinetischer Dynamometrie) lediglich nach Radfahren oder der Kombinationsintervention. Ebenfalls im Bereich der Hamstring-Muskulatur untersuchten Couture und Kollegen den Einfluss von 2x10 Sekunden und

4x30 Sekunden FR in einer Cross-Over Studie mit balancierter Treatmentreihenfolge und 33 Probanden. Die Autoren konnten hier keine verbesserte Knieextensionsfähigkeit feststellen (Couture et al. 2015). Andere Arbeiten fanden nach Selbstmassage mittels Massagerollers am hinteren Oberschenkel bereits nach 5- oder 10-sekündiger Anwendung eine signifikant zur Baseline erhöhte sit-and-reach Leistung (Sullivan et al. 2013). Interessanterweise zeigte sich ein ähnlicher Effekt auf die sit-and-reach Leistung auch nach SMR Anwendung an der Fußsohle, also im Verlauf myofaszialer Verbindungen (Grieve et al. 2015). Eine mögliche Erklärung hierfür könnte ein Spannungsübertrag innerhalb dieser myofaszialen Kette sein (Krause et al. 2016b; Wilke et al. 2015). Allerdings liefern auch weitere, vor allem neurophysiologische Mechanismen, wie eine veränderte globale Dehnwahrnehmung oder Dehntoleranz mögliche Erklärungsansätze (Behm et al. 2016a; Chaouachi et al. 2017; Azevedo et al. 2011).

Ebenfalls eine erhöhte sit-and-reach Leistung zeigte sich nach einmaligem FR der Muskeln der unteren Extremität in Kombination mit statischem Dehnen oder Übungen zur Haltungskorrektur (Roynance et al. 2013). In der Arbeit einer japanischen Arbeitsgruppe verbesserte sich die sit-and-reach Leistung ebenso wie die Hüfttextensionsbeweglichkeit (Thomas-Test) nach FR am vorderen und hinteren Oberschenkel signifikant höher als nach statischem oder dynamischem Dehnen der gleichen Muskelgruppen (Su et al. 2016). Markovic und Kollegen zeigten nach FR am vorderen und hinteren Oberschenkel ebenfalls eine Steigerung der Hüftflexion bei gestrecktem Knie sowie der Knieflexion (Markovic 2015). Pilotuntersuchungen in der eigenen Arbeitsgruppe legen eine optimale Anwendungsdauer von 2x60 Sekunden im Bereich der hinteren Oberschenkelmuskulatur zur Verbesserung der aktiven Hüftflexionsfähigkeit nahe (Krause et al. 2016a). Monteiro und Kollegen verglichen die Effekte unterschiedlicher SMR Tools (Foam Roller und Massagestick) und unterschiedlicher Anwendungsdauern (60 und 120 Sekunden) am hinteren Oberschenkel auf die Hüftbeweglichkeit. Die Ergebnisse zeigen einen höheren Effekt nach 120 Sekunden Massage gegenüber 60 Sekunden (Hüftflexion) sowie nach 120s FR gegenüber 60s Massage (Hüftflexion und -extension), weshalb die Autoren eine FR Anwendung an der hinteren Oberschenkelmuskulatur für zwei Minuten zur Verbesserung der Hüftbeweglichkeit empfehlen (Monteiro et al. 2017a).

Nach einmaliger, 60-sekündiger FR Anwendung im Bereich des vorderen Oberschenkels zeigte sich bei 12 Squash Spielern eine leicht erhöhte Beweglichkeit von

Hüfte und Knie (Kombination aus Hüftextension und Knieflexion) im Gegensatz zur Baseline (Murray et al. 2016). Bezüglich der Muskelkontraktilität (quantifiziert mittels Tensiomyographie) ergaben sich weder in dieser noch in einer weiteren Studie nach 4x15 Sekunden FR am vorderen Oberschenkel signifikante Veränderungen (Martínez-Cabrera und Núñez-Sánchez 2016). Ebenso zeigte sich nach 2x60 Sekunden FR am Quadrizeps (MacDonald et al. 2013; Markovic 2015) und nach sowohl 5x20 als auch 5x60 Sekunden Selbstmassage am vorderen Oberschenkel (Bradbury-Squires et al. 2015) eine signifikant erhöhte Knieflexions-Beweglichkeit. Nach einer 2-minütigen FR Intervention erhöhte sich neben der Beweglichkeit ebenso die Druckschmerzschwelle des Quadrizeps, unabhängig davon, ob das FR videobasiert, von einem Instruktor oder in Eigenregie durchgeführt wurde (Cheatham et al. 2017). Interessanterweise hatte dagegen die Anwendung von 3x60 Sekunden FR am vorderen Oberschenkel keinen positiven Effekt auf die komplexe Beweglichkeit innerhalb eines Ausfallschrittes (Bushell et al. 2015). In der Studie von Vigotsky et al. war zwar die Hüftextensionsfähigkeit nach FR erhöht, allerdings war kein Unterschied in der Knieflexionsfähigkeit oder der Kombination aus Hüftstreckung und Kniebeugung nach FR zu erkennen (Vigotsky et al. 2015).

Insgesamt drei Studien untersuchten den Effekt von SMR auf die Sprunggelenksbeweglichkeit. Alle drei nutzen die gleiche SMR Dauer (je 3x30 Sekunden) sowie den sogenannten „*in-line weight bearing lunge*“ Test zur Evaluation der Beweglichkeit im Sprunggelenk, was die Vergleichbarkeit der Ergebnisse vereinfacht. Nach FR Anwendung im Bereich der Wadenmuskulatur steigerte sich die Beweglichkeit des Sprunggelenkes signifikant gegenüber des Ausgangswertes (Kelly und Beardsley 2016). Interessanterweise waren Effekte auch im kontralateralen Sprunggelenk messbar. Diese Cross-Over Effekte könnten auf eine erhöhte globale Dehntoleranz nach SMR hindeuten. In gleicher Testposition erhöhte sich auch nach Selbstmassage an der Wadenmuskulatur mittels Massagerollers die Beweglichkeit des Sprunggelenkes in gleichem Maße wie nach statischem Dehnen (Halperin et al. 2014). Demgegenüber war der Effekt auf die Sprunggelenksbeweglichkeit nach einer Kombination aus FR und statischem Dehnen höher als gegenüber einem alleinigen Dehnen oder FR im Bereich der Wadenmuskulatur (Škarabot et al. 2015).

Insgesamt wird deutlich, dass sowohl die eingesetzten SMR-Hilfsmittel (Hartschaumrolle oder Massage-Stick), die Belastungsnormativa der eingesetzten Anwendung (Dauer, Intensität, Rollfrequenz), als auch die Messverfahren zum

Erheben der Outcome Parameter (Videoanalyse, Inklinometer, funktionelle Verfahren) erheblich variieren oder teilweise nicht standardisiert werden. Zudem erstreckt sich die SMR Intervention in einigen Studien über mehrere Muskelgruppen und es wird die Beweglichkeit in eingelenkigen Bewegung getestet, andere wiederum wenden SMR an einer Muskelgruppe an und erheben dann die Flexibilität in komplexen, mehrgelenkigen Ausgangsstellungen. Trotz dieser Limitationen ergibt sich ein relativ homogenes Bild betreffend des akuten Einflusses vom SMR auf die Beweglichkeit. Das Gros der Studien kommt zu dem Schluss, dass SMR einen positiven Effekt auf Parameter der Beweglichkeit und Flexibilität hat, der etwas kleiner als der Effekt von statischen Dehnmethode zu sein scheint. Zu gleichen Schlussfolgerungen kommen aktuelle systematische Übersichtsarbeiten, auf die hier der Vollständigkeit halber lediglich verwiesen wird (Beardsley und Škarabot 2015; Cheatham et al. 2015; Schroeder und Best 2015).

### *2.5.2 Langzeiteffekte*

In einer der ersten Arbeiten aus dem Jahr 2006 konnten die Autoren durch ein achtwöchiges Foam Rolling Training im Bereich der ischiokruralen Muskulatur keine Verbesserung der Kniestreckfähigkeit in ihrer Stichprobe von gesunden Collegestudenten mit eingeschränkter Beweglichkeit feststellen (Miller und Rockey 2006). Neuere Studien zeigen an der gleichen Muskelgruppe nach vierwöchigem Foam Roll-Training allerdings eine im Gegensatz zur Baseline erhöhte Beweglichkeit, in ähnlichem Maße wie nach vierwöchigem PNF-Stretching (Junker und Stöggel 2015). Mohr et al. untersuchten nach jeweils sechs Anwendungen von Stretching, FR, FR plus Stretching am hinteren Oberschenkel und keiner Intervention innerhalb einer 2-wöchigen Studienphase die Hüftflexionsfähigkeit. Lediglich in der Gruppe der Stretching und Kombinationsgruppe (FR+Stretching) war die Beweglichkeit nach dem sechsten Studientermin signifikant zur Baseline erhöht, nicht jedoch in der FR Gruppe (Mohr et al. 2014). In der bereits vorher erwähnten Studie von Bushell et al. wurden neben den akuten Effekten auch die Effekte von fünf SMR Anwendungen (jeweils 3 mal 1 Minute) am vorderen Oberschenkel innerhalb von sieben Tagen evaluiert. Nach der einwöchigen SMR Anwendung unterschied sich die komplexe Hüftbeweglichkeit innerhalb eines Ausfallschrittes nicht signifikant gegenüber des Ausgangswertes oder der Kontrollgruppe (Bushell et al. 2015).

Nur eine der vier Studien, die längerfristige Effekte von SMR auf die Beweglichkeit evaluierten, zeigte für die Hamstrings eine Verbesserung der Beweglichkeit, während die anderen drei Studien keinen langfristig messbaren Effekt von SMR auf die Hüftflexions- oder -extensionsfähigkeit zeigen konnten. Die endgültige Beurteilung fällt auf Grund der bisher wenig zur Verfügung stehenden Studien und der heterogenen Studienlage schwer, wenngleich die Ergebnisse der neuesten und methodisch hochwertigsten Arbeit von Junker und Stöggl auf einen positiven längerfristigen Effekt von SMR auf die Beweglichkeit, zumindest im Bereich des hinteren Oberschenkels, hindeuten.

## 2.6 Evidenzlage – SMR und Regeneration

Neben dem Einsatz zur Verbesserung der Beweglichkeit wird SMR als Maßnahme zur Regeneration nach intensiver sportlicher Tätigkeit eingesetzt. Die Effekte von SMR auf Regenerationsparameter wie Muskelkater und Muskelschmerz wurden bisher in drei Studien evaluiert. In einer randomisierten, kontrollierten Studie wurde 20 männlichen Probanden mit einem 10x10 Wiederholungen Kniebeugen Protokoll bei 60% des Einer-Wiederholungs-Maximums (1-RM) experimentell Muskelkater induziert. Danach führten zehn Probanden direkt nach der Muskelkaterinduktion, sowie nach 24 und 48 Stunden ein Foam Rolling an fünf Muskelgruppen der unteren Extremität durch, die anderen zehn dagegen nicht. Die FR Gruppe zeigte zu allen Messzeitpunkten (24, 48 und 72 Stunden) einen niedrigeren Muskelschmerz sowie nach 48 und 72 Stunden eine bessere Beweglichkeit gegenüber der Kontrollgruppe (MacDonald et al. 2014). Mit dem gleichen Protokoll wurde in der Studie von Pearcey und Kollegen insgesamt acht Probanden in einem Cross-Over Design getrennt von vier Wochen zweimal Muskelkater induziert. Nach einem der Termine führten sie direkt, 24h und 48h nach Muskelkaterinduktion ein FR an den Muskeln der unteren Extremität durch (insgesamt über 20 Minuten). Die Druckschmerzschwelle wurde durch FR 24 und 48 Stunden nach Muskelkater positiv beeinflusst, ebenso fiel die Leistungsfähigkeit nach FR in den Komponenten Sprintzeit, Schnellkraft sowie Kraftausdauer nach FR weniger stark ab als in der Kontrollbedingung (Pearcey et al. 2015). Jay und Kollegen induzierten bei 22 männlichen Probanden Muskelkater im Bereich der ischiokruralen Muskulatur mit einem 10x10 Wiederholungen „*stiff-legged deadlift*“ Protokoll mit variablem Gewicht (12-32 kg). Etwa 48 Stunden danach erhielten elf Probanden am



hinteren Oberschenkel eines Beines eine Massage mit einer Massagerolle, die restlichen elf Probanden entsprechend nicht. In der Massage-Gruppe wurde zum einen der Muskelschmerz reduziert, zum anderen die Druckschmerzschwelle im Vergleich zur Kontrollgruppe und Baseline (vor der Massage) erhöht (Jay et al. 2014). Ähnlich wie in der Studie von Kelly & Beardsley zur Sprunggelenksbeweglichkeit war auch hier ein Trend zu einer Art Cross-Over Effekt auf die nicht massierte Seite zu erkennen. Auch für diese Effekte diskutieren die Autoren zentralnervöse Adaptationsmechanismen als mögliche Ursache.

Insgesamt zeigt sich ein homogenes Bild zum positiven Effekt von SMR auf Parameter der Regeneration, wenngleich die wenigen Studien mit gleichzeitig relativ kleinen Stichproben eine endgültige Beurteilung erschweren.

### 2.7 Evidenzlage – SMR und Leistungsfähigkeit

Ebenfalls eingesetzt wird SMR mit dem Ziel der Verbesserung der Leistungsfähigkeit vor sportlicher Belastung. Studien unterschiedlicher methodischer Qualität haben Effekte von SMR auf verschiedene Parameter der neuromuskulären Leistungsfähigkeit untersucht. Neben dem Einfluss auf die Beweglichkeit untersuchten MacDonald und Kollegen die Effekte von SMR auf die Leistungsfähigkeit. Ihr Protokoll von 2x60 Sekunden FR am Quadrizeps hatte keinerlei Einfluss auf die in der Studie erhobenen Parameter der neuromuskulären Leistung (MacDonald et al. 2013). Trotz positivem Einfluss auf die Beweglichkeit konnten auch Behara & Jacobson keinen Effekt von FR auf Parameter der Sprungleistung oder der isometrischen Maximalkraft der unteren Extremität zeigen (Behara und Jacobson 2017). Halperin et al. konnten in Ihrer Studie dagegen zusätzlich zur erhöhten Beweglichkeit des Sprunggelenks nach SMR eine im Vergleich zum statischen Dehnen ebenfalls erhöhte Maximalkraft messen. Auf Parameter der Balance oder der Muskelaktivität (gemessen mittels EMG) hatte weder SMR noch statisches Dehnen einen signifikanten Einfluss (Halperin et al. 2014).

Healey et al. ließen 26 Probanden in einem randomisierten Cross-Over Design entweder ein FR oder *Planking* Übungen durchführen und konnten keine Unterschiede bezüglich der vertikalen Sprungleistung, der isometrischen Maximalkraft oder der Agilität zwischen beiden Bedingungen feststellen. Allerdings fühlten sich die Probanden nach dem FR weniger ermüdet als nach den *Planking* Übungen (Healey et al. 2014). In zwei Studien untersuchten Peacock et al. zwei FR Protokolle auf ihren

Effekt bezüglich einer standardisierten Testbatterie der NFL. In der ersten Studien zeigte sich bei den elf Teilnehmern eine verbesserte Sprint-, Sprung-, sowie Agilitätsleistung (Peacock et al. 2014), während in der zweiten Studie bei 16 Probanden keine signifikanten Verbesserungen in den gleichen Tests durch FR zu beobachten waren (Peacock et al. 2015).

Während wiederholter Kraftleistungen zeigen Studien einen negativen Einfluss von FR während der Satzpause am vorderen (Monteiro und Neto 2016) sowie am hinteren Oberschenkel (Monteiro et al. 2017c) auf die Leistungsfähigkeit der Kniestrecker während wiederholter Durchgänge mit einer Last des 10er Wiederholungsmaximums. Interessanterweise war dieser negative Effekt bei längerer Anwendung größer als bei kürzerer (120 vs. 60 Sekunden). In diesem Zusammenhang zeigte sich ebenso eine reduzierte Hamstring Aktivierung nach FR am vorderen Oberschenkel, nicht jedoch umgekehrt (Cavanaugh et al. 2016). Die Autoren vermuten eine vermehrte reziproke Hemmung durch die höhere Schmerzwahrnehmung bei FR am vorderen Oberschenkel im Vergleich zum FR am hinteren Oberschenkel.

In einer randomisierten Cross-Over Studie evaluierten Monteiro et al. sowohl verschiedene Anwendungsdauern (30 – 120 Sekunden) und Körperregionen (lateraler Oberschenkel vs. lateraler Torso & plantarer Fuß) auf die Leistung in der tiefen Kniebeuge des Functional Movement Screen (Monteiro et al. 2017b). Eine Verbesserung der Leistung zur Baseline war bei SMR an beiden Körperregionen nach 90 Sekunden messbar, allerdings könnte dafür auch die wiederholte Testdurchführung verantwortlich ein.

Zusammenfassend scheint SMR keinen positiven Einfluss auf Parameter der neuromuskulären Leistung zu haben. Im Gegensatz zu statischem Dehnen, welches allerdings einen akuten Abfall der neuromuskulären Leistungsfähigkeit zur Folge hat (Behm und Chaouachi 2011; Kay und Blazevich 2012), scheint sich SMR allerdings auch nicht negativ auf eben diese auszuüben. Nichtsdestotrotz erscheint FR während der Satzpausen im Krafttraining auf Grund der reduzierten Leistung bei wiederholten Maximalkraftleistungen nicht als sinnvoll. Ebenso kann eine hohe Schmerzwahrnehmung während des Rollens die Muskelaktivierung der antagonistischen Muskulatur hemmen. Die Ergebnisse legen nahe, dass SMR alternativ zu statischen oder dynamischen Dehnmethode als probates Mittel zur Verbesserung der Beweglichkeit vor Sport oder Wettkampf eingesetzt werden kann.

## 2.8 Evidenzlage – Sonstige Befunde

Neben aktuellen Studien bezüglich der drei Haupteinsatzgebiete von SMR (Beweglichkeit, Regeneration und Leistungsfähigkeit) gibt es aktuelle Arbeiten, die den Effekt von SMR auf weitere physiologische oder funktionelle Parameter thematisieren. Hotfiel et al. untersuchten Veränderungen der Durchblutung am lateralen Oberschenkel direkt sowie 30 Minuten nach 3x45 Sekunden Foam Rolling mittels Doppler-Ultraschall. Zu beiden Testzeitpunkten waren die Parameter des arteriellen Blutflusses signifikant zur Baseline erhöht, allerdings ist die methodische Qualität auf Grund der fehlenden Kontrollgruppe eher als niedrig einzustufen (Hotfiel et al. 2016). Ähnliche Ergebnisse zeigt eine Studie aus Japan. Eine halbe Stunde nach FR an der unteren Extremität (je eine Minute pro Muskelgruppe) war zum einen die Pulswellengeschwindigkeit zwischen Hand- und Sprunggelenk reduziert, zum anderen die Stickstoffoxid (NO) Konzentration im Blut erhöht. Dies diskutieren die Autoren als Hinweise für eine reduzierte arterielle Steifness sowie eine verbesserte Funktion der vaskulären Endothelzellen, die auf die Kompression der Rolle mit einer vermehrten NO Ausschüttung reagiert haben könnten (Okamoto et al. 2014).

Die Ergebnisse beider Studien deuten darauf hin, dass FR einen Effekt auf die lokale Durchblutung und die arterielle Funktion hat. Eine der vermehrten Blutzirkulation geschuldeten Temperaturerhöhung könnte zum einen die Viskosität des Gewebes beeinflussen, zum anderen auch den Abtransport von Stoffwechselendprodukten begünstigen. Daher könnte ein erhöhter Blutfluss nach FR mit verantwortlich sein für die oben beschriebenen Effekte auf Beweglichkeit und Regeneration.

Auf Parameter der Muskelkontraktilität (erhoben mittels Tensiomyographie) oder der Oberflächentemperatur (gemessen mit Infrarotkamera) als Surrogat biomechanischer Veränderungen innerhalb der Muskulatur und der Durchblutung am vorderen Oberschenkel hatte ein 60-sekündiger FR Durchgang keinen Einfluss (Murray et al. 2016).

Kim et al. verglichen die Effekte einer 30-minütigen FR Session gegenüber passiver Ruhe auf die Serum Cortisol Konzentration nach einer künstlichen Stressinduktion (30-minütiges Laufen auf dem Laufband in High-Heels). Sowohl FR als auch 30 Minuten passive Ruhe führten zu einem Abfall der Cortisolkonzentration, es war lediglich ein Trend für einen höheren Abfall nach FR zu erkennen, was die Autoren einer erhöhten parasympathischen Aktivierung zuschreiben (Kim et al. 2014).

Chan et al. untersuchten in einem retrospektiven Design die Effekte einer Selbstmassage mit einem Baseball im Bereich des Nackens und oberen Rückens auf Parameter der Herzfrequenzvariabilität (HRV) bei Patienten mit myofaszialem Schmerzsyndrom (Chan et al. 2015). Messungen der Variabilität des Herzschlages haben sich als Methode zur Abschätzung der Aktivierung des vegetativen Nervensystems etabliert. Veränderungen in niedriger Frequenz (*Low-Frequency*) werde eher dem sympathischen Nervensystem, hochfrequente Veränderungen (*High-Frequency*) eher dem parasympathischen Nervensystem zugeordnet (Rajendra Acharya et al. 2006). Nach zweiwöchiger homebased Selbstmassage war die High-Frequency-Power erhöht, während die Low-Frequency-Power reduziert war. Die Autoren interpretieren dies als Anpassung des vegetativen Nervensystems von einer sympathischen hin zu einer vermehrt parasympathischen Aktivierung.

In zwei Arbeiten mit jeweils ähnlicher Stichprobe untersuchte eine kalifornische Arbeitsgruppe die Effekte von Foam Rolling des Quadrizeps auf die Druckschmerzschwelle der ipsilateralen Hamstrings sowie des kontralateralen Quadrizeps (Cheatham und Baker 2017; Cheatham und Kolber 2017). In beiden Studien zeigte sich eine Erhöhung der Druckschmerzschwelle nach 120 Sekunden FR an allen gemessenen Orten. Die Autoren diskutieren akute globale neurophysiologische Reaktionen in Form von reduzierter Aktivität afferenter Mechanorezeptoren und Nozizeptoren, eine ipsilaterale Hemmung sowie einer möglichen Suppression von Reflexmechanismen (insbesondere des H-Reflexes) als potentielle Ursachen für ihre Befunde.

Im Bereich der thorakolumbalen Faszie untersuchten Griefahn und Kollegen die Gesamtmobilität der Faszie nach FR im Bereich der dorsalen Körperseite (m. gluteus maximus, errector spinae, Brustwirbelsäule und m. latissimus dorsi) von jeweils 3x30 Sekunden bei 38 Probanden (Griefahn et al. 2017). Nach der Intervention erhöhte sich die Mobilität der thorakolumbalen Faszie während aktiver Wirbelsäulenflexion signifikant zur Baseline. Keine Veränderungen ergaben sich jedoch bezüglich des Bewegungsausmaßes in lumbaler Wirbelsäulenflexion oder der Mechanosensivität verschiedener Muskeln an der Körperrückseite.

## 2.9 Evidenzlage SMR – Zusammenfassung

Bei Betrachtung der aktuellen Studienlage lassen sich evidenzbasierte Aussagen über die Effekte von SMR nur zu einigen der postulierten Wirkungen machen. Die meisten Studien zu den Effekten von SMR auf die Beweglichkeit zeigen einen Zugewinn der Flexibilität, vor allem im Bereich der Hamstring Muskulatur. Nicht vollends homogen ist die Studienlage zu den Effekten von SMR auf die Beweglichkeit am vorderen Oberschenkel. Im Bereich der Wadenmuskulatur zeigte sich dann wiederum ein relativ konsistentes Bild bzgl. einer verbesserten Beweglichkeit nach SMR. Bezüglich Langzeiteffekten von SMR auf die Beweglichkeit kann auf Basis der aktuellen Studienlage kein abschließendes Urteil gefällt werden. Einen positiven Effekt scheint SMR des Weiteren auf die Regeneration nach Muskelkaterinduktion zu haben. Diese Effekte sind teilweise auch in der nicht behandelten Seite messbar, was für die Beteiligung neurophysiologischer Mechanismen als Ursache spricht. Auf Parameter der neuromuskulären Leistung dagegen scheint sich SMR weder positiv noch negativ auszuüben, lediglich wiederholte Maximalkraftleistungen sowie die Aktivierung antagonistischer Muskulatur können durch intensives FR negativ beeinflusst werden. Sonstige Befunde lassen einen Effekt auf die lokale Durchblutung sowie das vegetative Nervensystem vermuten, wenngleich eine endgültige Einschätzung auf Grund der bisher wenigen Studien mit kleinen Stichproben und teilweise niedriger methodischer Qualität nicht möglich ist. Die Beurteilung weiterer Effekte, speziell die spezifische Wirkung auf das Bindegewebe, lässt die momentane Studienlage noch nicht zu.

Tabelle 1: Charakteristika der Studien zu SMR und verschiedenen Outcome Parametern

Studie	Haupt Outcome	Studientyp	Stichprobe	SMR Tool	Anwendungsregion	Outcomes	SMR Intervention	Hauptergebnisse (jeweils FR Gruppe)
<b>Behara und Jacobson 2017</b>	Leistung & ROM (akut)	RCT (Cross-Over)	n=14m	FR	Vorderer & hinterer Oberschenkel, Waden, Gesäß	vertikale Sprungleistung, Kniestreckung und -beugung (Maximalkraft), Hüftflexions ROM	Dauer: 8min total; Durchgänge: n/a; Kadenz: n/a; Intensität: n/a	Leistung: ↔ ROM: ↑
<b>Bradbury-Squires et al. 2015</b>	ROM (akut)	RCT	n=10m	MST Apparatur	Vorderer Oberschenkel	Knie Flexions ROM; VAS; EMG Aktivität während Ausfallschritt	Dauer: 20s/60s; Durchgänge: 5; Kadenz: 1 Sekunde pro Rollbewegung; Intensität: 25% Körpergewicht	EMG: ↓ ROM: ↑
<b>Bushell et al. 2015</b>	ROM (akut & lang)	RCT	N=31 (19m, 12f); Control (n=15); Intervention (n=16)	FR	Vorderer Oberschenkel	ROM Hüftextension in Ausfallschritt, Global Perceived Effect Scale	Dauer: 1 Minute; Durchgänge: 3 (im Wochenabstand); Kadenz: n/a; Intensität: Körpergewicht	ROM akut: ↔ RUM lang: ↑
<b>Cavanaugh et al. 2016</b>	Leistung (akut)	RCT	n=18 (10m, 8f)	FR	Vorderer und/oder hinterer Oberschenkel	Muskelaktivierung (EMG)	Dauer: 45s; Durchgänge: 4; Kadenz: 45bpm; Intensität: Körpergewicht	Nach FR am vorderen OS: EMG ↓ Hamstrings
<b>Chan et al. 2015</b>	Sonstiges (lang)	non RT	n=63 (SMR=31, Kontrolle=32)	Baseball	Nacken und oberer Rücken	Schmerz (VAS); PPT; NDI, HRV	Dauer: n/a; Durchgänge: n/a; Kadenz: n/a; Intensität: n/a; Interventionszeitraum: 2 Wochen; Sessions: 6	PPT: ↑ NDI: ↑ HRV: HF-Power ↑
<b>Cheatham und Baker 2017</b>	Sonstiges (akut)	Explorative Studie	n=20 (m=10, f=10)	FR	Vorderer Oberschenkel	PPT Quadrizeps, (ipsilateral & kontralateral), Hamstrings (ipsilateral)	Dauer: 2min; Durchgänge: 1; Kadenz: 1 Zoll/Sekunde; Intensität: Körpergewicht	PPT: ↑
<b>Cheatham und Kolber 2017</b>	Sonstiges (akut)	Explorative Studie	n=21 (m=13, f=8)	FR	Vorderer Oberschenkel	PPT Hamstrings (ipsilateral), PPT Quadrizeps (kontralateral)	Dauer: 2min; Durchgänge: 1; Kadenz: 1 Zoll/Sekunde; Intensität: Körpergewicht	PPT: ↑
<b>Cheatham et al. 2017</b>	ROM & Sonstiges (akut)	RCT	n=45 (28m, 17f) (je 15/Gruppe)	FR	Vorderer Oberschenkel	ROM Quadrizeps, PPT Quadrizeps	Dauer: 2min; Durchgänge: 1; Kadenz: 1 Zoll/Sekunde; Intensität: Körpergewicht	ROM: ↑ PPT: ↑
<b>Couture et al. 2015</b>	ROM (akut)	RT (Cross-Over)	n=33 (14m, 19f)	FR	Hinterer Oberschenkel	Kniestreckungs ROM	Dauer: 10 oder 30s; Durchgänge: 2 oder 4; Kadenz: 40bpm; Intensität: kontrolliert mittels Kraftmessplatte	ROM: ↔
<b>Griefahn et al. 2017</b>	Sonstiges (akut)	RCT	n=38 (15m, 23f)	FR	Gluteus maximus, erector spinae (lumbal & thorakal), latissimus dorsi	Lumbales Flexions ROM, Mechanosensitivität, Bewegungen der thorakolumbalen Faszie (Ultraschall)	Dauer: 30s; Durchgänge: 3; Kadenz: 2-3 s/Bewegung; Intensität: Körpergewicht	ROM: ↔ Mechanosensitivität: ↔ Fasziale Mobilität: ↑

<b>Grieve et al. 2015</b>	ROM (akut)	RCT	n=24 (8m, 16f)	Tennisball	Fußsohle	Sit-and-Reach ROM	Dauer: 2 min; Durchgänge: 1; Kadenz: n/a; Intensität: n/a	ROM: ↑
<b>Halperin et al. 2014</b>	ROM & Leistung (akut)	RCT	n=14 (12m, 2f)	MST	Wade	Sprunggelenks ROM (Dorsiflexion); MVC; EMG; Balance (Storch Balance Test)	Dauer: 30s; Durchgänge: 3; Kadenz: 1s pro Rollbewegung; Intensität: Druck entsprechend NRS 7/10	ROM: ↑ MVC: ↑ EMG: ↔ Balance: ↔
<b>Healey et al. 2014</b>	Leistung (akut)	RCT (Cross-Over)	n=26 (13m, 13f)	FR	Vorderer & hinterer Oberschenkel; Waden, Latissimus dorsi, Rhombiideen	Palpation Rating Scale; Overall Fatigue Scale; Overall Soreness Scale; Borg CR-10; Isometrische Maximalkraft; Vertikale Sprunghöhe; 5-10-5 shuttle run	Dauer: 30s; Durchgänge: 1; Kadenz: n/a; Intensität: Körpergewicht	Leistung: ↔ Fatigue: ↓
<b>Hotfiel et al. 2016</b>	Sonstiges (akut)	WSD	n=21 (12m, 9f)	FR	Lateraler Oberschenkel	Arterieller Blutfluss (Spektral Doppler)	Dauer: 45s; Durchgänge: 3; Kadenz: 2s pro Rollbewegung; Intensität: Körpergewicht	Blutfluss: ↑
<b>Jay et al. 2014</b>	Erholung	RCT	n=22m	MST	Hinterer Oberschenkel	Muskelschmerz (VAS); PPT; Sit-and-Reach ROM	Dauer: 10min; Durchgänge: 1; Kadenz: 1-2s pro Rollbewegung; Intensität: "milder Druck"	Muskelschmerz: ↓ PPT: ↑ + Cross-Over Effekt ROM: ↔
<b>Junker und Stögl 2015</b>	ROM (lang)	RCT	n=40m (SMR=13; PNF=14; Kontrolle=13)	FR	Hinterer Oberschenkel	Stand-and-reach ROM	Dauer: 30-40s; Durchgänge: 3; Interventionsdauer: 4 Wochen, je 3 Einheiten/Woche; 10 Rollbewegungen/Einheit; Intensität: Druck an Schmerzschwelle	ROM: ↑
<b>Kelly und Beardsley 2016</b>	ROM	RCT	n=26 (16m, 10f)	FR	Wade	Sprunggelenks ROM (Dorsiflexion)	Dauer: 30s; Durchgänge: 3; Kadenz: 3s/1s Rhythmus; Intensität: Körpergewicht	ROM: ↑ + Cross-Over Effekt
<b>Kim et al. 2014</b>	Sonstiges (akut)	RCT	n=24f (SMR=12; Kontrolle=12)	FR	HWS, gesamter Rücken; vorderer, hinterer & lateraler Oberschenkel; Waden	Blutcortisol level (Stressindex)	Dauer: 30min; Durchgänge: 1; Kadenz: n/a; Intensität: Körpergewicht	Cortisol: ↓ (beide Gruppen)
<b>Krause et al. 2016a</b>	ROM (akut)	RCT	n=64 (33m, 31f)	FR	hinterer Oberschenkel	Hüftflexions ROM (aktiv)	Dauer: 1min; Durchgänge: 1, 2 oder 3; Kadenz: 30 bpm; Intensität: Körpergewicht	ROM: ↑ (2x1 min)
<b>MacDonald et al. 2013</b>	Leistung & ROM (akut)	RCT	n=11 m	FR	Vorderer Oberschenkel	Knie Flexions ROM; MVC; EMG Aktivität	Dauer: 1min; Durchgänge: 2; Kadenz: 2-4/Minute (auf und Abrollbewegung); Intensität: Körpergewicht	Leistung: ↔ ROM: ↑

<b>MacDonald et al. 2014</b>	Erholung	RCT	n=20m (10 SMR; 10 Kontrolle)	FR	Vorderer, hinterer, medialer und lateraler Oberschenkel	Knie ROM; Schmerz (NRS); MVC; EMG; Sprunghöhe	Dauer: 20min; Durchgänge: 1; Kadenz: n/a; Intensität: Körpergewicht	Muskelschmerz: ↓ ROM: ↑ EMG: ↑↓ Leistung: ↑↔
<b>Markovic 2015</b>	ROM (akut)	RT	n=20m (SMR=10, FAT=10)	FR	Vorderer & hinterer Oberschenkel	Knieflexions ROM; SLR	Dauer: 1min; Durchgänge je 2; Kadenz: 4-5 Rollungen/min; Intensität: n/a	ROM: ↑
<b>Martínez-Cabrera und Núñez-Sánchez 2016</b>	Sonstiges (akut)	WSD	n=17m	FR	vorderer Oberschenkel	Tensiomyographie (TMG)	Dauer: 15s; Durchgänge: 4; Kadenz: 30bpm; Intensität: Körpergewicht	TMG-Parameter: ↔
<b>Mikesky et al. 2002</b>	Leistung & ROM (akut)	RCT	n=30 (7m, 23f)	MST	Hinterer Oberschenkel	Hüftflexions ROM; Vertikale Sprunghöhe; 20 yard Sprintzeit; Isokinetisches maximales Drehmoment (Knieextension)	Dauer: 2min; Durchgänge: 1; Kadenz: n/a; Intensität: n/a	ROM: ↔ Leistung: ↔
<b>Miller und Rockey 2006</b>	ROM (lang)	RCT	n=23 (9m, 14f; 13=SMR, 10=Kontrolle)	FR	Hinterer Oberschenkel	Kniestreckungs ROM	Dauer: 1min; Durchgänge: 3; Kadenz: n/a; Intensität: Körpergewicht; Interventionszeitraum: 8 Wochen; Sessions: 3/Woche (24)	ROM: ↔
<b>Mohr et al. 2014</b>	ROM (lang)	RCT	N=40 m (10=SS, 10=SMR, 10=STR+SMR, 10=Kontrolle)	FR	Hinterer Oberschenkel	ROM Hüftflexion	Dauer: 1min; Durchgänge: 3; Kadenz: 1s für Auf- und Abbewegung; Intensität: Körpergewicht; Interventionszeitraum: 2 Wochen; Sessions: 6	ROM: ↔ (↑ in Kombination mit Stretching)
<b>Monteiro und Neto 2016</b>	Leistung/ Erholung (akut)	RCT (Cross Over)	n=25f	FR	Vorderer Oberschenkel	Wdh. bei Last von 10RM in drei Sätzen (Fatigue Resistance)	Dauer: 60/90/120s; Durchgänge: 1; Kadenz: n/a; Intensität: n/a	Fatigue Resistance: ↓
<b>Monteiro et al. 2017a</b>	ROM (akut)	RT (Cross Over)	n=10m	FR/MST	Hinterer Oberschenkel	Hüftflexions- und extensions ROM	Dauer: 60/120s; Durchgänge: 1; Kadenz: n/a; Intensität: Körpergewicht	ROM: ↑ mehr ROM nach 120s mit FR
<b>Monteiro et al. 2017b</b>	Leistung (akut)	WSD	n=20f	FR / Tennisball	Lateraler Oberschenkel oder lateraler Torso&Fußsohle	FMS Deep Squat Score	Dauer: 30-120s; Kadenz: n/a; Intensität: Körpergewicht	↑ nach 90 s
<b>Monteiro et al. 2017c</b>	Leistung (akut)	RCT	n=25f	FR	Hinterer Oberschenkel	10 RM Knieextension	Dauer: 60-120s; Durchgänge: 1-3; Kadenz: n/a;	Leistung: ↓ größerer Effekt bei längerer Dauer



							Intensität: Körpergewicht	
<b>Morales-Artacho et al. 2017</b>	ROM & Stiffness (akut)	RCT	n=14m	FR	Hinterer Oberschenkel	Passive Gewebestiffness; Shear Modulus; Knie ROM	Dauer: 1min; Durchgänge: 11; Kadenz: 27 bpm; Intensität: Körpergewicht	ROM: ↔ Stiffness: ↔ shear modulus: ↓
<b>Murray et al. 2016</b>	ROM (akut)	RCT	n=12m	FR	Vorderer Oberschenkel	Hüftflexions- sowie Knie ROM; TMG; Oberflächen Thermographie	Dauer: 60s; Durchgänge: 1; Kadenz: 2s/Rollbewegung; Intensität: n/a, gemessen mit Kraftmessplatte	ROM: ↑ TMG-Parameter: ↔ Therographie: ↔
<b>Okamoto et al. 2014</b>	Sonstiges (akut)	RCT (Cross-Over)	n=10 (7m, 3f)	FR	Vorderer, hinterer, medialer und lateraler Oberschenkel, oberer Rücken	Aterielle Stiffness (Brachial-Knöchel- Pulswellen Geschwindigkeit; Plasma Nitrat Oxid Konzentration)	Dauer: je 60s; Durchgänge: je 1; Kadenz: 20 Rollungen; Intensität: n/a	Pulswellengeschw.: ↑ NO-Konzentration: ↑
<b>Peacock et al. 2014</b>	Leistung & ROM (akut)	RCT (Cross-Over)	n=11m	FR	Oberer & unterer Rücken, Gesäß, hinterer und vorderer Oberschenkel, Waden, Brust	Sit-and-Reach ROM; vertikale Sprunghöhe; Standweitsprung, 20 yards shuttle-run; Bankdrück 1RM	Dauer; 30s; Durchgänge: 1 pro Muskelgruppe; Kadenz : n/a; Intensität: Körpergewicht	Leistung: ↑ ROM: ↔
<b>Peacock et al. 2015</b>	Leistung & ROM (akut)	RT (Cross-Over)	n=16m	FR	Unterer Rücken, Gesäß, hinterer Oberschenkel, Waden, vorderer Oberschenkel, Brust	Sit-and-Reach ROM; Vertikale Sprunghöhe; Standweitsprung; 20 yards shuttle-run; Bankdrück 1RM	Dauer; 30s; Durchgänge: 1 pro Muskelgruppe; Kadenz : n/a; Intensität: Körpergewicht	Leistung: ↔ ROM: ↑
<b>Pearcey et al. 2015</b>	Erholung	RCT (Cross-Over)	n=8m	FR	Vorderer, hinterer, medialer und lateraler Oberschenkel	PPT; 30m-Sprintzeit; Standweitsprung; Agilitätstest (T-Test)	Dauer: 20 min; Durchgänge: 1; Kadenz: 50bpm; Intensität: Körpergewicht	PPT: ↑ Leistungsabfall: ↓
<b>Roylance et al. 2013</b>	ROM (akut)	RT (Cross-Over)	n=27 (14m; 13f)	FR	Hinterer Oberschenkel, Wade; Gesäß, unterer & oberer Rücken	Sit-and-Reach ROM	Dauer: 10min (total); Durchgänge: n/a; Kadenz: n/a; Intensität: Körpergewicht	ROM: ↑
<b>Škarobot et al. 2015</b>	ROM (akut)	RCT (Cross-Over)	n=11 (6m, 5f)	FR	Wade	Sprunggelenks ROM (Dorsiflexion)	Dauer: 30s; Durchgänge: 3; Kadenz: n/a, Intensität: Körpergewicht	ROM: ↔ (↑ in Kombination mit Stretching)
<b>Su et al. 2016</b>	Leistung & ROM (akut)	RT (Cross-Over)	n=30 (15m, 15f)	FR	Vorderer und hinterer Oberschenkel	isokinetische Maximalkraft (Kniestreckung und -beugung); Hüftextensions ROM, Sit-and-reach ROM	Dauer: 30s; Durchgänge: 3; Kadenz: 2xRollen / 30s; Intensität: Körpergewicht	ROM: ↑ Leistung: ↑↔
<b>Sullivan et al. 2013</b>	Leistung & ROM (akut)	RCT	n=17 (7m, 10f)	MST Apparatur	Hinterer Oberschenkel	Sit-and-Reach ROM; EMG; MVC	Dauer: 5/10 s; Durchgänge: 2; Kadenz: 120bpm; Intensität: 13 kg	ROM: ↑ Leistung: ↔

<b>Vigotsky et al. 2015</b>	ROM (akut)	WST	n=23 (7m, 16f)	FR	Vorderer Oberschenkel	Kombiniertes Hüftextensions- und Knieflexions-ROM (Videoanalyse)	Dauer: 60s; Durchgänge: 2; Kadenz: „slow pace“; Intensität: Körpergewicht	ROM: ↑↔
-----------------------------	------------	-----	----------------	----	-----------------------	--	---	---------

**Abkürzungen:** SMR: Self Myofascial Release; ROM: Range of Motion; RCT: Randomized Controlled Trial; RT: Randomized Trial; WST: Within Subject Trial; FR: Foam Roller; MST: Massagetool; VAS: Visuelle Analog Skala; MVC: Maximum Voluntary Contraction; EMG: Elektromyographie; NDI: Neck Disability Index; HRV: Herzfrequenzvariabilität; NRS: Numeric Rating Scale; RM: Repetition Maximum; PPT: Pain Pressure Threshold

### **3 Herleitung der Fragestellung**

Wie in Kapitel 2 dargestellt, liefern aktuelle Studien eine relativ homogene Evidenzlage zu den akuten Effekten von Foam Rolling auf Parameter der Beweglichkeit und Flexibilität. Die zu Grunde liegenden Mechanismen für diese Effekte scheinen bisher allerdings ungeklärt. Betrachtet man die Literatur zu Effekten nach statischem Dehnen, so werden dort zwei grundlegende Mechanismen diskutiert, die zur Verbesserung der Beweglichkeit beitragen können (Weppler und Magnusson 2010):

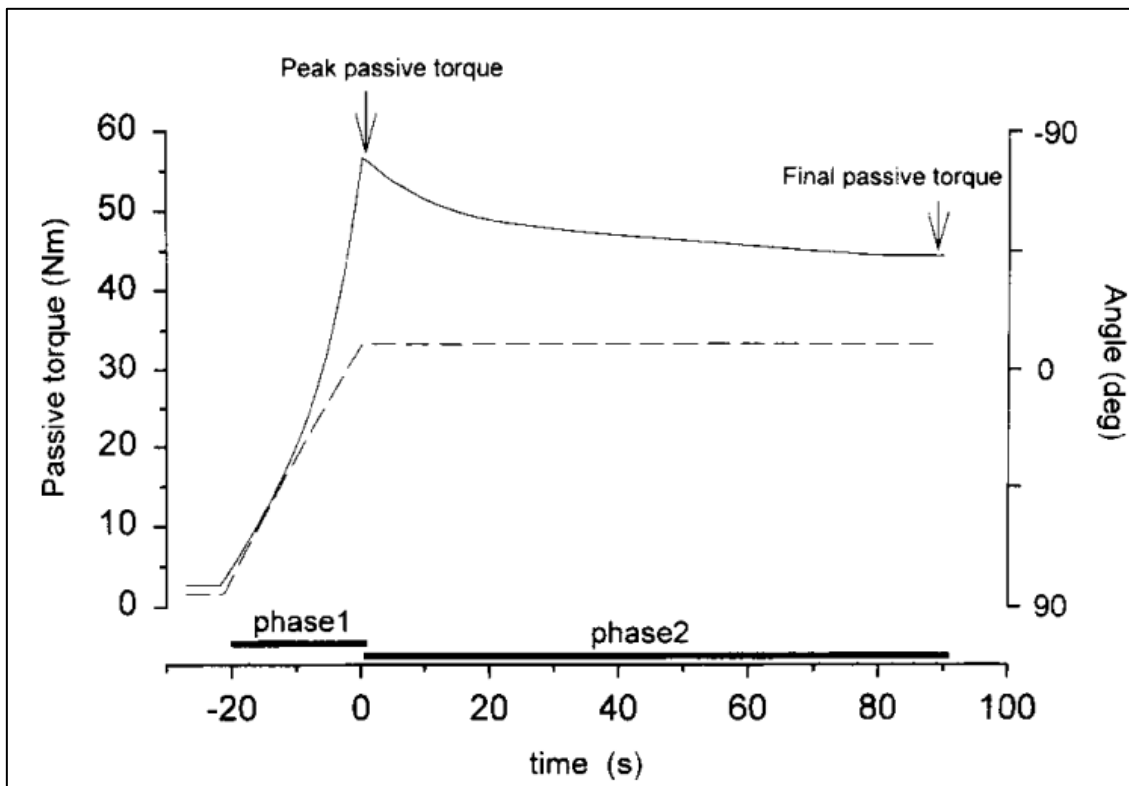
1. Veränderung der viskoelastischen Gewebeeigenschaften oder der Gewebestiffness
2. Veränderung der Dehnwahrnehmung oder Dehntoleranz

Diese werden ebenfalls als potentiell ursächliche Mechanismen für die beobachteten Verbesserungen der Beweglichkeit nach SMR diskutiert. In den folgenden Abschnitten sollen sie daher näher erläutert werden.

#### **3.1 Veränderung der viskoelastischen Gewebeeigenschaften**

Die menschliche Skelettmuskulatur sowie das kollagene Bindegewebe besitzen viskoelastische Eigenschaften, welche die Reaktion auf eine einwirkende Dehnungskraft beschreiben. Wie Materialien mit einem festen Aggregatzustand zeigen sie elastische Eigenschaften, d.h. nach Entfernung einer Dehnungsspannung gehen sie in ihren Ausgangszustand bzw. in ihre Ausgangslänge zurück. Zum anderen zeigen sie, ähnlich einer Flüssigkeit, aber auch visköse Eigenschaften, denn die Reaktion auf die Dehnungskraft ist sowohl maß- als auch zeitabhängig (Weppler und Magnusson 2010). Die ersten Untersuchungen bezüglich der Effekte von statischem Dehnen auf die viskoelastischen Gewebeeigenschaften stammen von einer dänischen Arbeitsgruppe aus den 1990er Jahren. Die Autoren ließen ihre Versuchspersonen fünf standardisierte, 90-sekündige Dehnungen der ischiokruralen Muskulatur an einem isokinetischen Dynamometer durchführen und

quantifizierten jeweils den passiven Gewebewiderstand während der Dehnphase. Die Ergebnisse zeigen zunächst, dass ein Muskel bei passiver Dehnung ebendieser einen ebenfalls passiven Widerstand entgegensetzt. Bei anhaltendem Dehnungsgrad nimmt diese Spannung ab, was allgemein als Spannungsrelaxation beschrieben wird (Abbildung 8).



**Abbildung 8:** Schematische Darstellung des passiven Gewebewiderstandes [Nm] während dynamischer (20 Sekunden; „phase 1“) und statischer (90 Sekunden; „phase 2“) Dehnphase; aus (Magnusson et al. 1996b), mit freundlicher Genehmigung von Wiley & Sons, Inc.

Bei erneuter Dehnung wiederum erreicht sie dann nicht mehr die ursprüngliche Höhe. Die Autoren sprechen in diesem Zusammenhang von einer Veränderung der viskoelastischen Eigenschaften der Muskulatur (Magnusson et al. 1995; Magnusson et al. 1996a; Magnusson et al. 1996b). Neuere Arbeiten legen eine akute Veränderung von passivem Gewebewiderstand und -steifigkeit nach statischem Dehnen der ischiokruralen Muskulatur (Marshall et al. 2011; Nordez et al. 2006; Nordez et al. 2008b; Nordez et al. 2010; Reid und McNair 2004; Herda et al. 2011; Whatman et al. 2006) und der Wadenmuskulatur (Muir et al. 1999; Morse et al. 2008; Duong et al. 2001; Nakamura et al. 2013) nahe. Die Gewebesteifigkeit (im

Englischen als „stiffness“ bezeichnet) ist in diesem Zusammenhang definiert über die Steigung der Spannungs-Dehnungs-Kurve (Nordez et al. 2006). Charakteristisch zeigen die Ergebnisse der genannten Studien eine Rechtsverschiebung dieser Spannungs-Dehnungs-Kurve. So ist bei gleichem Dehnungsgrad der passive Gewebewiderstand und die Steifigkeit nach der Dehnung verringert oder bei gleichem Widerstand wird ein höherer Dehnungswinkel erreicht. Diese Verschiebung macht sich vor allem in endgradigen Gelenkwinkeln bemerkbar, während in mittleren Gelenkwinkeln keine Unterschiede in Gewebewiderstand oder Stiffness messbar sind. Die erhöhte Beweglichkeit wird akut ebenso über eine erhöhte maximale Dehnungsspannung erzielt (s. Abbildung 9 A). Als mögliche Gründe hierfür werden verschiedene Mechanismen diskutiert:

- Veränderung der Stiffness des Muskel-Sehnen-Komplexes auf Grund der thixotropen Eigenschaften des Gewebes (Whatman et al. 2006)
- Veränderungen in der Anzahl der Querbrücken zwischen Aktin- und Myosinfilamenten (Proske und Morgan 1999)
- Veränderte Ausrichtung der Kollagenfasern im inter- und paramuskulären Bindegewebe (Nordez et al. 2008b; Stromberg und Wiederhielm 1969)
- Umverteilung von in der Grundsubstanz gespeichertem Wasser (McNair et al. 2001)

Interessanterweise ist diese Reduktion der Dehnungsspannung selbst nach intensivem Dehnen (5x90 Sekunden) nach etwa 60 min wieder abgeklungen (Magnusson et al. 1996a). Zudem scheinen kürzere Dehndauern (1x60 Sekunden oder 2x30 Sekunden) kaum oder keinen Einfluss auf die viskoelastischen Eigenschaften zu haben (Magnusson et al. 2000; McNair et al. 2001), weshalb eine dauerhafte viskoelastische Verformung durch Dehnübungen als treibender Faktor für Veränderungen in der Beweglichkeit unrealistisch erscheint (Weppler und Magnusson 2010).

### 3.2 Veränderung der Dehnwahrnehmung und Dehntoleranz

Eine veränderte Wahrnehmung von Dehnungsspannung oder Dehnschmerz scheint ebenfalls eine Rolle bei akuten sowie längerfristigen Veränderungen der

Beweglichkeit nach statischem Dehnen zu spielen (Weppler und Magnusson 2010; Nordez et al. 2017).

In ihrer Untersuchung konnten Halbertsma et al. bei 16 Studenten durch ein 10-minütiges statisches Dehnen der ischiokruralen Muskulatur zwar eine Vergrößerung des range of motion, aber keine Rechtsverschiebung in der Spannungs-Deformationskurve nachweisen (Halbertsma et al. 1996). Ebenso fand die gleiche Arbeitsgruppe nach einem vierwöchigen Dehnungsprogramm der Hamstring-Muskulatur zwar eine erhöhte Beweglichkeit, ein erhöhtes maximales Drehmoment sowie eine während der Dehnung später einsetzende Schmerzwahrnehmung, allerdings ebenfalls keine Veränderung des passiven Gewebewiderstandes (Halbertsma und Goeken 1994). Die Veränderungen in der Beweglichkeit erklären die Autoren mit einer Veränderung der Dehntoleranz, welche in einer erhöhten maximal tolerierten Dehnungsspannung und einem später einsetzenden Dehngefühl resultierte.

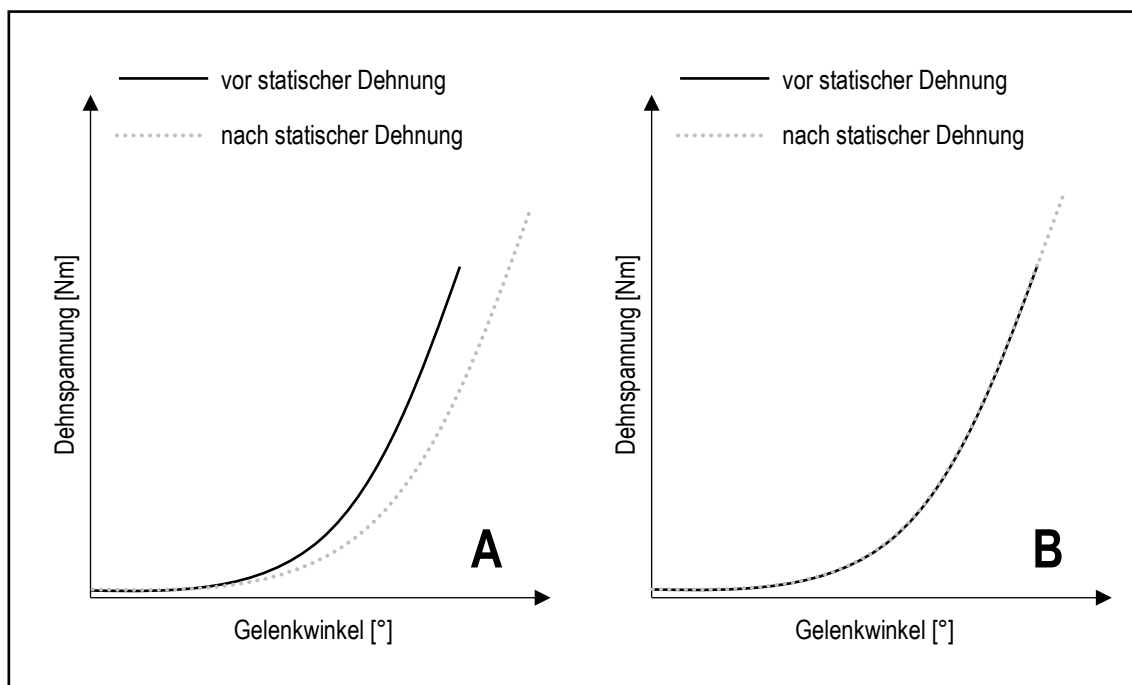
Cabido et al. untersuchten den akuten Effekt von zwei Dehnmethoden (Dehnung bei konstanter Dehnungsspannung oder bei konstantem Winkel) bei 23 Männern auf die passive Stiffness und die Dehnwahrnehmung im Bereich des hinteren Oberschenkels. Beide Methoden steigerten erwartungsgemäß die Beweglichkeit, ebenso konnten die Autoren eine Reduktion der passiven Stiffness feststellen. Damit einhergehend gaben die Probanden ebenso nach beiden Dehnmethoden das erste Dehngefühl in einem größeren Gelenkwinkel an, was die Autoren als eine Veränderung der Dehntoleranz und Dehnwahrnehmung deuten (Cabido et al. 2014).

Bezüglich längerfristiger Effekte evaluierten Ylinen et al. (2009) ein vierwöchiges Dehntraining der hinteren Oberschenkelmuskulatur auf Beweglichkeit, Dehnungsspannung und Dehnwahrnehmung. Nach dem Dehntraining stiegen Beweglichkeit und maximale Dehnungsspannung signifikant an. Ebenso trat das erste Dehngefühl in einem größeren bzw. späteren Gelenkwinkel auf. Keinen Effekt hatte das Dehnen dagegen auf die Dehnungsspannung in definierten Gelenkwinkeln (Ylinen et al. 2009). Auch hier diskutieren die Autoren als Ursache für die erhöhte Beweglichkeit lediglich Veränderungen in der Dehnwahrnehmung und -toleranz.

Ebenfalls für die Beteiligung neurophysiologischer Mechanismen bei Veränderungen der Beweglichkeit nach Dehnung sprechen eine Reihe von weiteren

Befunden. In der Arbeit von Chaouachi et al. (2017) war nach Dehnung der einen unteren Extremität ebenfalls die Beweglichkeit der kontralateralen Seite erhöht, in der Arbeit von Behm et al. (2016a) war nach Dehnung der unteren Extremität ebenfalls die Beweglichkeit der oberen Extremität erhöht und umgekehrt.

Entsprechend der teilweise widersprüchlichen Befunde in der Literatur bleibt die Frage nach den treibenden Faktoren und Mechanismen für Veränderungen der Beweglichkeit nach Dehnen noch offen. Sowohl akute Veränderung der viskoelastischen Eigenschaften (Abbildung 9 A) als auch eine veränderte Dehnwahrnehmung und Dehntoleranz einhergehend mit einer höheren maximal tolerierten Dehnungsspannung (Abbildung 9 B) könnten für die nach statischem Dehnen beobachtete höhere Beweglichkeit verantwortlich sein. Zudem könnten weiteren nicht-muskuläre Strukturen, wie etwa periphere Nerven oder myofasziale Verbindungen, bei Veränderungen der Beweglichkeit eine Rolle zu spielen (Nordez et al. 2017).



**Abbildung 9:** Schematische Darstellung der möglichen Veränderung der Spannungs-Deformationskurve nach statischem Dehnen; **A:** Vergrößerte Beweglichkeit durch Rechtsverschiebung der Spannungs-Deformations-Kurve und erhöhte maximale Dehnungsspannung; **B:** Vergrößerte Beweglichkeit ohne Rechtsverschiebung der Spannungs-Deformations-Kurve durch erhöhte maximale Dehnungsspannung

### 3.3 Forschungsdefizit

Wie in Kapitel 2.5 dargestellt, weisen aktuelle Forschungsarbeiten auf einen positiven Effekt von Foam Rolling-Techniken auf die Beweglichkeit hin. Die meisten Studien thematisieren bisher jedoch vor allem funktionelle Parameter, wie die Veränderung der Gelenkbeweglichkeit oder Veränderungen in komplexeren, mehrgelenkigen Bewegungen. Die zu Grunde liegenden Mechanismen für Veränderungen innerhalb dieser Parameter sind bisher allerdings noch vollkommen unklar. Wie in Kapitel 3.1 sowie 3.2 dargestellt, sind auch bezüglich der Veränderungen nach statischem Dehnen die zu Grunde liegenden Mechanismen nicht vollständig geklärt. Im Gegensatz zu statischem Dehnen scheint Foam Rolling weiter keinen negativen Einfluss auf die neuromuskuläre Leistungsfähigkeit zu haben (siehe Kapitel 2.7). Dies lässt vermuten, dass jeweils andere Mechanismen den Veränderungen in der Beweglichkeit zu Grunde liegen.

Ebenfalls ist bisher ungeklärt, ob SMR-Techniken – wie der Name jedoch vermuten lässt – einen spezifischen Effekt auf das fasziale Bindegewebe haben. Auch ist bisher unklar, ob die Bewegungen einzelner Schichten der Faszie durch SMR-Applikation verändert werden können. Die Kenntnis der zu Grunde liegenden Mechanismen (strukturelle/biomechanische Veränderungen vs. neurophysiologische Adaptation) erlaubt einen zielgerichteten Einsatz von SMR-Methoden in der Trainings- und Therapiepraxis. Aus diesem Forschungsdefizit heraus ergeben sich folgende Leitfragen dieser Disseration:

1. Führt eine Foam Rolling Anwendung gegenüber einer Vergleichsintervention (passives, statisches Dehnen) oder einer passiven Kontrollbedingung zu einer akuten Veränderung der Flexibilität der Muskulatur am vorderen Oberschenkel?
2. Führt eine Foam Rolling Anwendung gegenüber einer Vergleichsintervention (passives, statisches Dehnen) oder einer passiven Kontrollbedingung zu einer akuten Veränderung des passiven Gewebewiderstandes oder der Gewebesteifigkeit am vorderen Oberschenkel?



3. Führt eine Foam Rolling Anwendung gegenüber einer Vergleichsintervention (passives, statisches Dehnen) oder einer passiven Kontrollbedingung zu einer akuten Veränderung der Dehnwahrnehmung am vorderen Oberschenkel?
  
4. Führt eine Foam Rolling Anwendung gegenüber einer Vergleichsintervention (passives, statisches Dehnen) oder einer passiven Kontrollbedingung zu einer akuten Veränderung der Gleitbewegungen einzelner Faszien-schichten am vorderen Oberschenkel?

## 4 Methodik

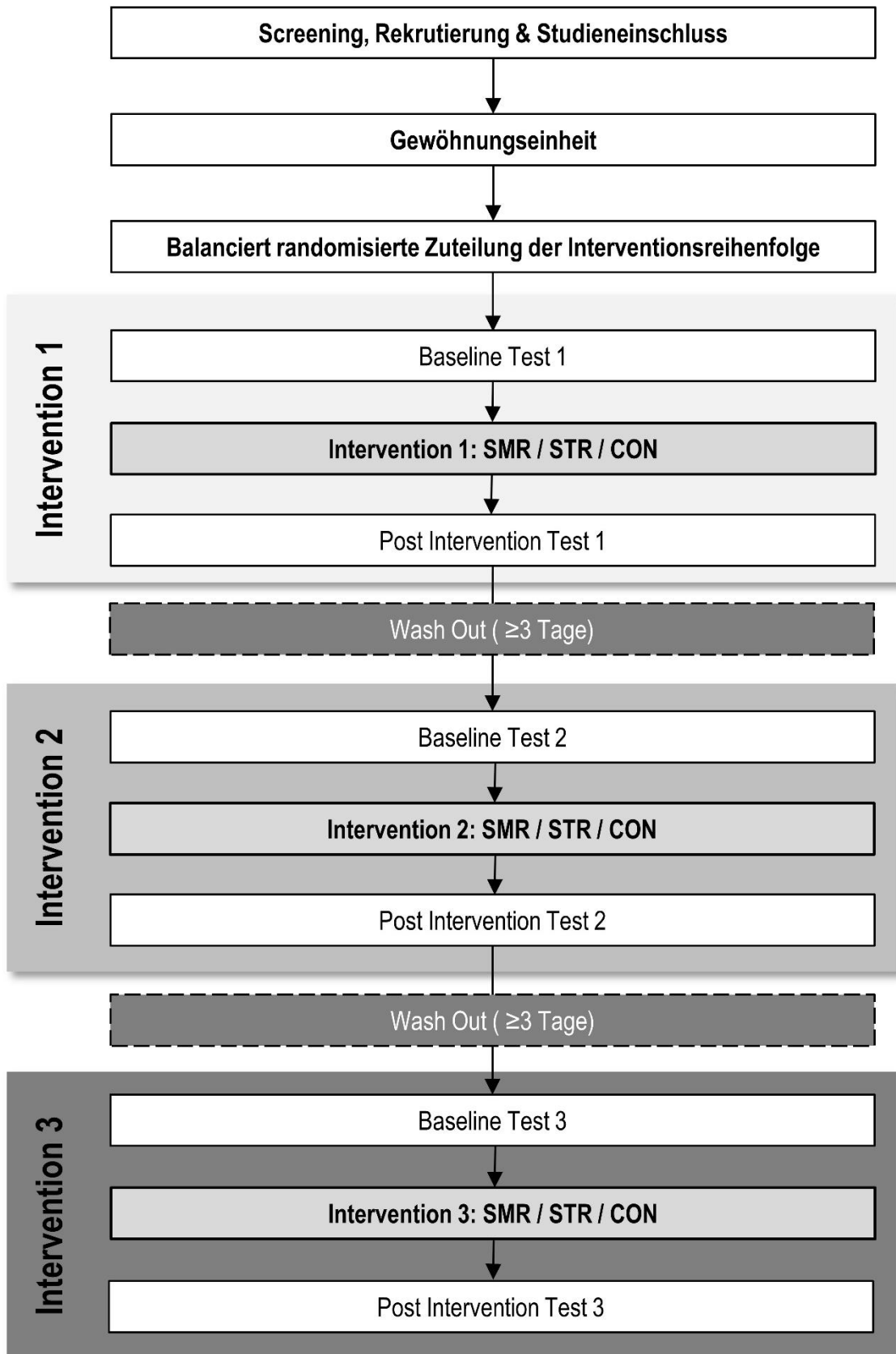
### 4.1 Studiendesign

Zur Überprüfung der beschriebenen Fragestellungen wurde ein randomisiertes Cross-Over Studiendesign gewählt, in dem jeder Proband jede der folgenden Interventionen durchlief:

- a) eine 2x60-sekündige SMR Anwendung auf dem vorderen Oberschenkel
- b) eine 2x60-sekündige passive statische Dehnanwendung am vorderen Oberschenkel
- c) keine Intervention (Kontrollbedingung)

Eine nähere Beschreibung der Interventionen folgt in Kapitel 4.6. Die Reihenfolge der einzelnen Interventionen wurde ausbalanciert randomisiert zugeteilt (s. Kapitel 4.5). Das Cross-Over Design minimiert eine mögliche ungleiche Verteilung bekannter oder unbekannter konfundierender Variablen innerhalb der Stichprobe. Dies ermöglicht sowohl die Überprüfung von Inner- als auch Zwischengruppendifferenzen (Mills et al. 2009).

Mindestens zwei Tage vor Beginn der ersten Versuchsbedingungen durchliefen die Probanden eine standardisierte Gewöhnungseinheit um eventuelle Lern- oder Gewöhnungseffekte zu minimieren. Diese umfasste einen Durchlauf des gesamten Testprozederes sowie eine Einführung in die gewählte SMR-Technik. Vor jeder der drei Interventionen wurden die Hauptzielparameter erhoben. Der initialen Messung folgte eine 15-minütige Pause um eine mögliche Überlagerung des Interventionseffektes durch das Messprozedere zu verhindern. Direkt im Anschluss an Intervention- oder Kontrollbedingung folgte die erneute Erfassung der Hauptzielparameter. Ein Datenerfassungsbogen findet sich der Vollständigkeit halber im Anhang. Alle Versuchsbedingungen wurden zur gleichen Tageszeit ( $\pm 2$  Stunden) für jeden Probanden, mit jeweils mindestens dreitägiger „wash-out“-Phase zwischen den einzelnen Versuchsbedingungen durchgeführt (Ryan et al. 2008). Das Studiendesign ist in Abbildung 10 schematisch dargestellt.



**Abbildung 10:** Schematische Darstellung des Studienablaufes; die Reihenfolge der Interventionen wurde ausbalanciert randomisiert zugeteilt. SMR: Self-Myofascial-Release, STR: Stretching, CON: passive Kontrollbedingung

#### 4.2 Studienplanung und ethische Begutachtung

Die Studie wurde anhand der SPIRIT Guidelines (*Standard Protocol Items: Recommendations for Interventional Trials*) geplant und durchgeführt (Chan et al. 2013). Datenerhebung, -transfer, -lagerung und -analyse von persönlichen Daten während der gesamten Studienphase geschah im Einklang mit geltendem Recht. Vor Studienteilnahme wurde die Probanden über Ziele, mögliche Risiken und Nutzen der Studie aufgeklärt und unterzeichneten daraufhin eine Einverständniserklärung zur Studienteilnahme. Probandenaufklärung sowie Einverständniserklärung befinden sich im Anhang. Alle Daten wurden im Zentrum *reaktiv* in Kronberg erhoben, digital oder auf Papier aufgezeichnet und jederzeit vor dem Zugriff Dritter geschützt. Alle Daten wurden pseudonymisiert gespeichert und waren lediglich dem Studienleiter, dem Studienarzt sowie den beteiligten Wissenschaftlern zugänglich. Vor Studienbeginn wurde diese durch die lokale Ethikkommission des Fachbereiches 05 (Psychologie und Sportwissenschaften) der Goethe-Universität Frankfurt geprüft und genehmigt. Der positive Bescheid der Ethikkommission befindet sich im Anhang. Die Studie wurde à-priori im zentralen Studienregister „clinicaltrials.gov“ mit der Nummer „NCT02919527“ registriert (<https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT02919527>). Das Studienprotokoll wurde außerdem bereits während des Rekrutierungs- und Datenerhebungsprozesses nach *peer-review* Begutachtung publiziert (Krause et al. 2017).

#### 4.3 Fallzahlplanung

Ausgehend von Vorstudien zum Effekt von statischem Dehnen auf die passive Gewebespannung (Whatman et al. 2006; Nordez et al. 2006) wurde eine Fallzahlplanung mit G\*Power (G\*Power, Version 3.1, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Deutschland) durchgeführt (Faul et al. 2007). Ausgehend von einem mittleren Effekt ( $f^2=0.25$ ;  $\alpha=0.05$  und  $\beta=0.80$ ) ergab die Fallzahlschätzung eine Stichprobengröße von  $n=42$  Probanden. Auf Grund eines geschätzten Drop-outs von 10% sowie des Cross-Over Studiendesigns wurden  $n=16$  Probanden in die Studie eingeschlossen.

#### 4.4 Stichprobe

Die Rekrutierung der Stichprobe erfolgte mittels persönlicher Ansprache im persönlichen Umfeld sowie digital über soziale Netzwerke. Um eine möglichst homogene Stichprobe zu gewährleisten, wurden folgende Ein- und Ausschlusskriterien berücksichtigt:

Einschlusskriterien:

- Alter zwischen 20 und 40 Jahren
- Keine orthopädischen Erkrankungen der unteren Extremität innerhalb der letzten 12 Monate

Ausschlusskriterien:

- Jegliche psychiatrischer, kardiovaskulärer, endokrinologischer, neurologischer oder metabolischer Krankheitsgeschichte
- Einnahme von Medikamenten, die die Schmerzwahrnehmung beeinflussen könnten
- Akuter oder chronischer Muskelkater
- Schwangerschaft oder Stillperiode
- Unspezifische muskuloskelettale Beschwerden

Ausgehend von der Fallzahlplanung wurden insgesamt 16 Probanden in die Studie eingeschlossen. Eine deskriptive Darstellung der Stichprobencharakteristik gibt Tabelle 2.

**Tabelle 2:** Deskriptive Darstellung der Stichprobencharakteristik. MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung

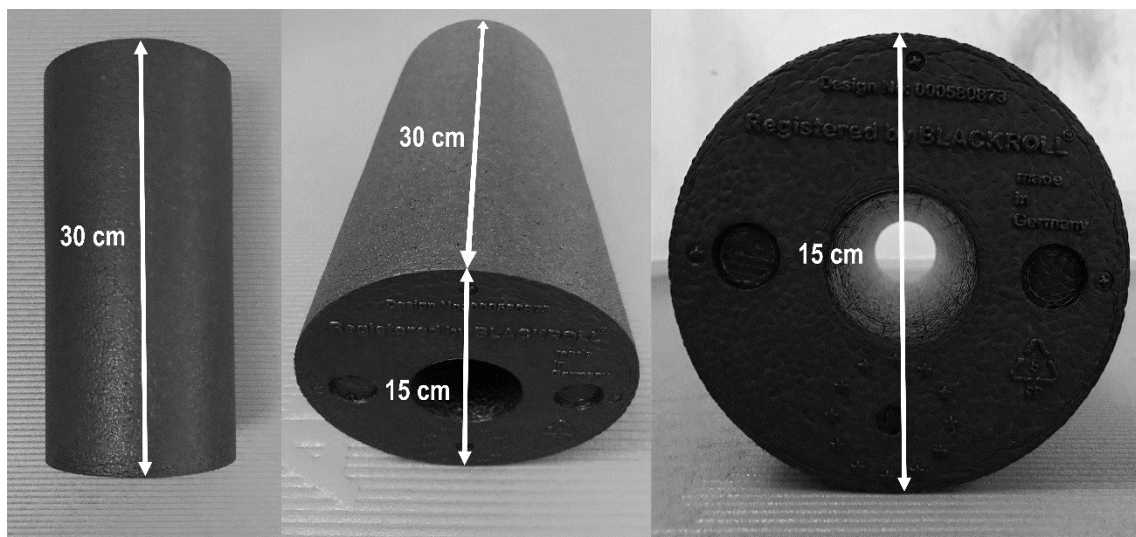
Geschlecht	n	Alter (MW±SD)	Größe (MW±SD)	Gewicht (MW±SD)	BMI (MW±SD)
<b>Weiblich</b>	6	33,5±5,6 J	168,5±6,6 cm	58,2±4,8 kg	20,5±1,9 kg/m <sup>2</sup>
<b>Männlich</b>	10	31,2±4,8 J	183,0±6,2 cm	90,2±17,0 kg	27,1±5,9 kg/m <sup>2</sup>
<b>Gesamt</b>	16	32,1±5,0 J	177,6±9,5 cm	78,2±20,9 kg	24,6±5,8 kg/m <sup>2</sup>

#### 4.5 Randomisierung

Die ausbalancierte Randomisierung der Interventionsreihenfolge für jeden Probanden wurde mittels computerbasiertem Randomisierungsalgorithmus durchgeführt ([www.randomization.com](http://www.randomization.com)) (Suresh 2011). Die Seite der Intervention (rechts oder links) wurde mit dem gleichen Algorithmus ebenfalls zufällig ausgewählt. Beide Randomisierungslisten befinden sich im Anhang (Anhang II & III).

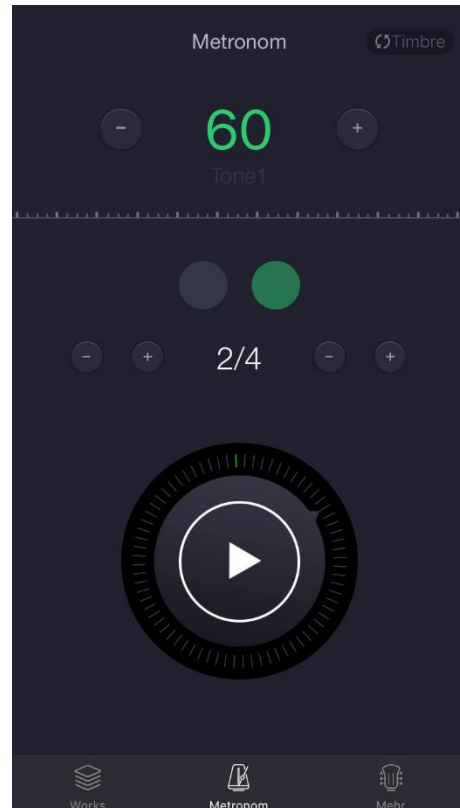
#### 4.6 Intervention

Die SMR Intervention bestand aus zwei 60-sekündigen Durchgängen dynamischen SMR mit einer Polypropylen Hartschaumrolle mit einer Länge von 30 cm und einem Durchmesser von 15 cm (Blackroll, Blackroll GmbH, Bottighofen, Schweiz, siehe Abbildung 11). Eigene Vorstudien ergaben eine optimale Dosis-Wirkungs-Beziehung von Behandlungsdauer und Beweglichkeitsverbesserung bei einer Anwendungsdauer von zwei mal 60 Sekunden (Krause et al. 2016a). In Bauchlage verwendeten die Probanden ihr Körpergewicht um Druck auf das Gewebe des vorderen Oberschenkels auszuüben. Durch Verschieben des Körpers auf den aufgestützten Unterarmen induzierten die Probanden eine Rollbewegung, ausgehend von der Startposition direkt unterhalb des vorderen großen Darmbeinstachels bis zum Knie. Nach Erreichen der Endposition oberhalb der Patella kehrten die Probanden die Rollbewegung um und erreichten so wieder die Startposition (siehe Abbildung 13).

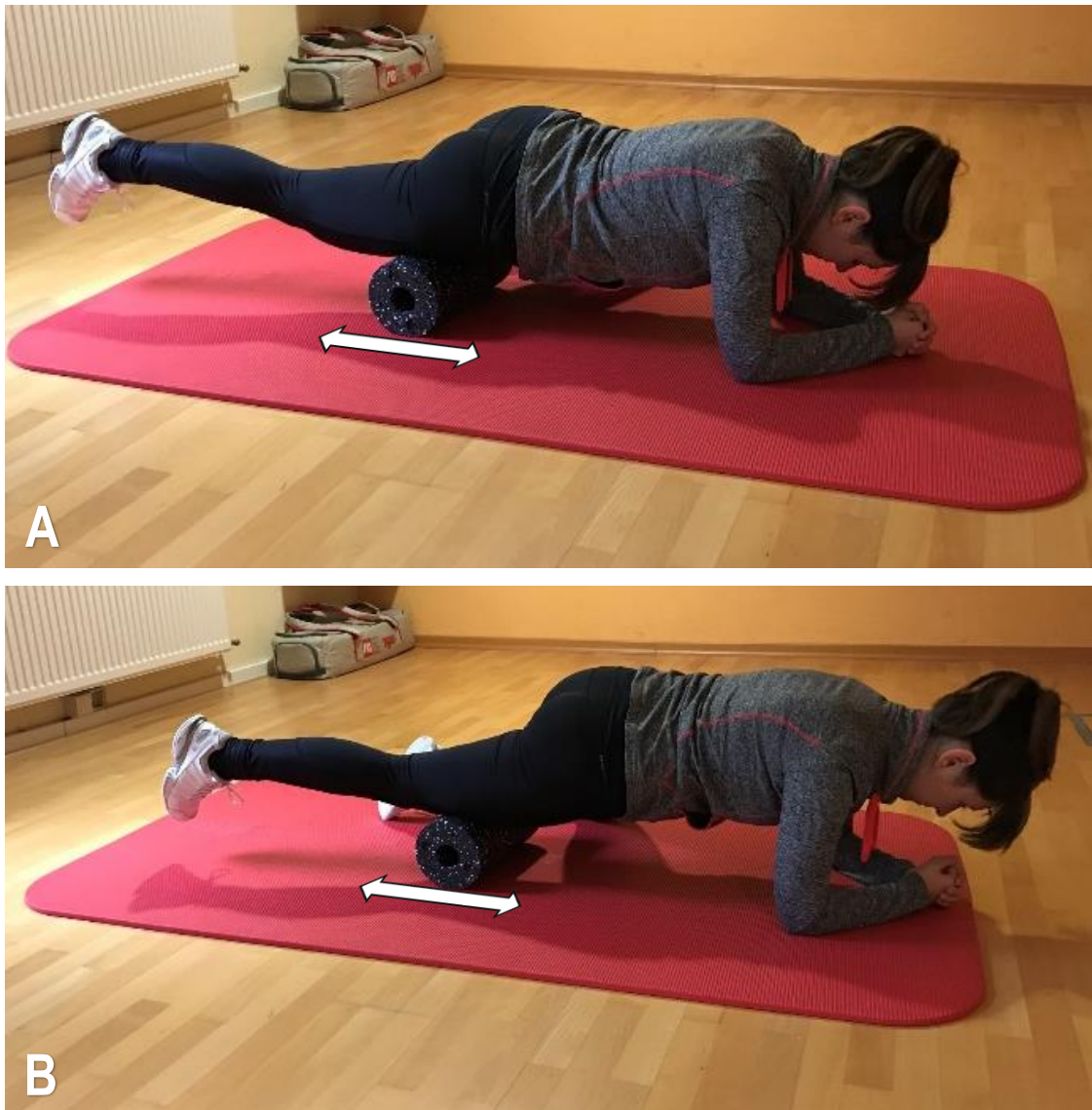


**Abbildung 11:** Ansicht und Maße der verwendeten Hartschaumrolle (Blackroll, Blackroll GmbH, Bottighofen, Schweiz)

Dies wurde für den restlichen Interventionszeitraum für insgesamt 60 Sekunden wiederholt. Die Standardisierung der Rollfrequenz erfolgte mittels eines auf 60 beats-per-minute (bpm) eingestellten digitalen Metronoms (App für iPhone: Metronom, Version 1.1, Beijing Buluogang Co., China; Abbildung 12). Die Probanden konnten so die Rollfrequenz sowohl akustisch als auch visuell kontrollieren. Sie wurden instruiert, eine Auf- bzw. Abrollbewegung innerhalb von zwei Metronomschlägen auszuführen. Dies resultierte in einer Ausführung von 15 kompletten Rollzyklen innerhalb der 60-sekündigen Intervention und einer Rollfrequenz von 0,25 Hz. Die Intensität des verwendeten Druckes wurde subjektiv unter Verwendung einer Numerischen Rating Skala (NRS) kontrolliert. Die Probanden wurden instruiert, den Druck während der SMR Intervention subjektiv so zu wählen, dass er einem NRS Wert von 7/10 entspricht (0=kein Unbehagen/Schmerz und 10=maximales Unbehagen/Schmerz, Halperin et al. 2014). Nach Beendigung des ersten Interventionsdurchgangs folgte eine 30-sekündige Pause in entspannter Bauchlage, daran anschließend der zweite Durchgang der SMR-Intervention.



**Abbildung 12:** Das verwendete digitale Metronom. Zu sehen ist die eingestellte Frequenz (60 bpm) sowie die Visualisierung des Rolltempos über die beiden blauen/grünen Flächen oberhalb der Taktangabe



**Abbildung 13:** Start (A) und Endposition (B) der SMR Intervention

Analog zur SMR-Intervention wurde auch die passive, statische Dehnintervention des vorderen Oberschenkels in Bauchlage ausgeführt. Unter Verwendung eines Lagerungskeils mit einem Steigungswinkel von  $20^\circ$  wurde das Hüftgelenk in eine Streckung von insgesamt  $200^\circ$  und der m. rectus femoris in Vordehnung gebracht. In dieser Position führte der Untersucher ein passives Dehnmanöver des vorderen Oberschenkels durch. Dazu beugte er unter stetiger visueller sowie manueller Kontrolle von Nebenbewegungen des Beckens und der lumbalen Wirbelsäule manuell das Knie des Probanden. Die Dehnintensität wurde über das subjektive Feedback des Probanden kontrolliert. Angestrebt wurde auch hier ein subjektives Intensitätsgefühl von 7/10 auf der oben erwähnten NRS. Die Dehnposition wurde



für 60 Sekunden gehalten, gefolgt von einer 30-sekündigen Pause und einem zweiten Dehndurchgang mit gleicher subjektiver Intensität.

#### 4.7 Hauptzielparameter

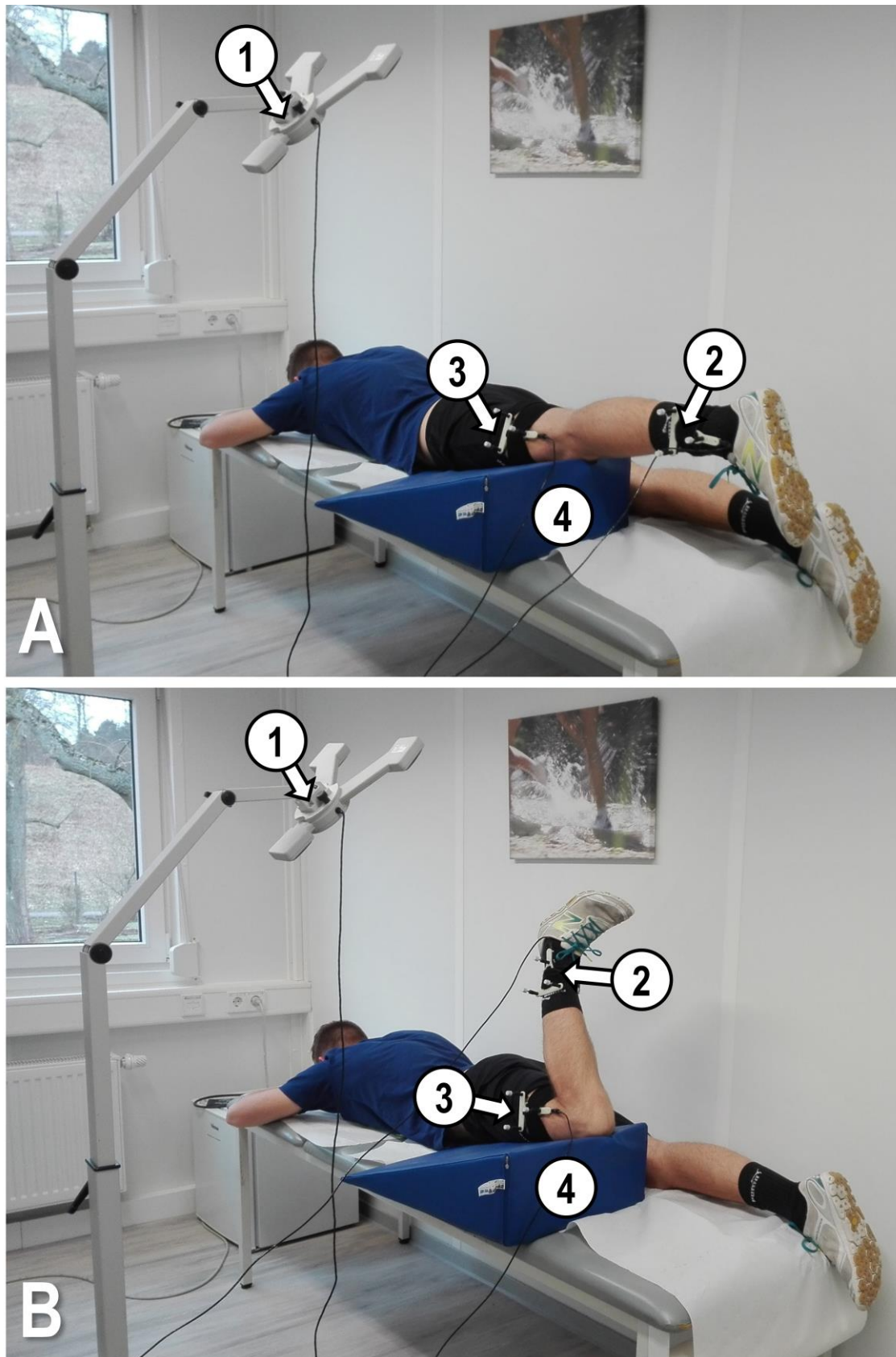
##### 4.7.1 *Aktive und passive Gelenkbeweglichkeit*

Die Erfassung des maximalen aktiven und passiven Knieflexionswinkels erfolgte mittels ultraschalltopometrischem 3D Bewegungsanalyse-System (Zebris CMS20, zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland). Das System arbeitet über die Laufzeitmessung von Ultraschallimpulsen, die von Ultraschallsendern ausgehend über Mikrofone aufgenommen und digital verarbeitet werden. Mittels Triangulation und Laufzeitberechnung kann die Position einzelner Sender im Raum jederzeit bestimmt werden. Das System arbeitet mit einer Winkelmessgenauigkeit von  $\pm 0,5\%$  bei einer Messauflösung von 0,1 mm (Dalichau et al. 1998). Die Inter- als auch Intrarater-Reliabilität des Messverfahrens zur Bestimmung von Gelenkwinkeln wird als gut bis exzellent beschrieben ( $r$  zwischen .72-.96) (Natalis und König 1999; Portscher et al. 2000).

Zur Ermittlung des maximalen Knieflexionswinkels wurden die Probanden in Bauchlage auf einer Behandlungsliege positioniert. Eigene Pilotuntersuchungen ergaben, dass in neutraler Hüftposition die endgradige Knieflexion meist durch anthropometrische Faktoren und Weichteilhemmung und weniger durch die Flexibilität der vorderen Oberschenkel- und Hüftmuskulatur eingeschränkt wird. Daher wurde zur Vordehnung dieser Muskelgruppen ein Lagerungskeil mit einer Steigung von  $20^\circ$  verwendet. Der Keil wurde mit der Oberkante am vorderen großen Darmbeinstachel der getesteten Extremität als einfach zu identifizierbarem knöchernen Orientierungspunkt ausgerichtet. Dies gewährleistete einen identischen Hüftstreckungsgrad von  $200^\circ$  bei jedem Probanden zu jedem Messzeitpunkt.

Ein Triplet von Ultraschall-Markern wurde am lateralen Unterschenkel sowie ein Markertriplet als Referenz am lateralen Oberschenkel fixiert (siehe Abbildung 14 für eine genauere Darstellung des Messaufbaus). Aus der beschriebenen Ausgangsposition heraus führten die Probanden zunächst drei maximale, aktive Knieflexion-Extensionszyklen in selbstgewählter Geschwindigkeit durch. Um

unerwünschte Nebenbewegungen auszuschließen, fixierte der Untersucher das Becken und die lumbale Wirbelsäule. Im Anschluss führte der Untersucher drei maximale, passive Knieflexions-Extensionszyklen durch. Die Bewegungen wurden in drei Dimensionen mit einer Abtastrate von 20 Hz aufgezeichnet. Das maximale aktive und passive Bewegungsausmaß in der Sagitalebene (Knieflexion) wurde als die maximale Auslenkung des Markertriplets am Unterschenkel zum Referenztriplet am Oberschenkel relativ zur Startposition berechnet.

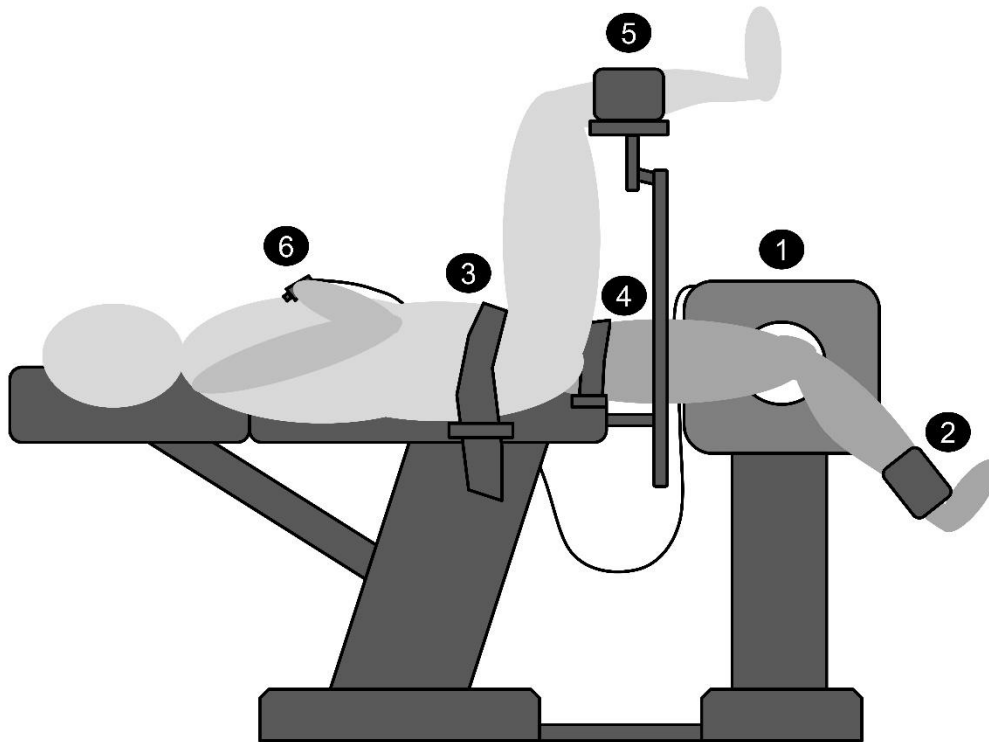


**Abbildung 14:** Messung der aktiven Knieflexionsfähigkeit mit dem ultraschallbasierten Bewegungsanalyse-System (Zebis CMS20) zu Beginn (A) und am Ende (B) der maximalen aktiven Knieflexion. 1: Ultraschallmikrofon zur Erfassung der Signale der Ultraschallmarker. 2: Markertriplett am lateralen Unterschenkel; 3: Referenz Markertriplett am lateralen Oberschenkel; 4: Lagerungskeil mit 20° Steigung zur Überstreckung des Hüftgelenkes.

#### 4.7.2 *Passiver Gewebewiderstand und Gewebesteifigkeit*

Zur Quantifizierung des passiven Gewebewiderstandes sowie der Gewebesteifigkeit wurden die Probanden in standardisierter Position auf dem Sitz des Dynamometers (Biodex System 3 Pro, Biodex Medical, Shirley, NY, USA) positioniert. Das Becken sowie der Oberschenkel des zur Testung herangezogenen Beines wurden zur Minimierung unerwünschter Nebenbewegungen mit Gurten fixiert, zudem wurde der Oberschenkel des entgegengesetzten Beines in einer Position von 90° Hüftflexion positioniert, um Nebenbewegungen des Beckens und der lumbalen Wirbelsäule zu Vermeiden. Die Kniegelenkachse wurde bündig mit der Drehachse des Dynamometers ausgerichtet. Eine detaillierte Darstellung der Testpositionierung liefert Abbildung 15. Um den passiven Widerstand des Gewebes des vorderen Oberschenkels zu quantifizieren, wurde der Unterschenkel aus der Position der vollen Kniestreckung (0°) in die maximal zu erreichende Knieflexionsstellung bewegt. Als Winkelgeschwindigkeit wurde in Anlehnung an vorherige Studien eine Geschwindigkeit von 5°/s gewählt (Magnusson et al. 1995; Nordez et al. 2006; Ryan et al. 2008). Zudem kommt es bei niedrigen Winkelgeschwindigkeiten in der Regel zu keiner Auslösung von Reflexmechanismen (Chalmers 2004) und zu unerwünschten Messartefakten.

Drehmoment (T) und Winkel ( $\theta$ ) wurden mit einer Frequenz von 100Hz digital aufgezeichnet. Die Gütekriterien der Testmethode wurden für verschiedene Positionen und Muskelgruppen evaluiert. Das verwendete Messsystem weist im passiven Modus unter Laborbedingungen für den Parameter Drehmoment eine perfekte Reliabilität mit einem ICC von 1,00 auf (Nordez et al. 2008a). Bei Reliabilitätsstudien am Sprunggelenk (Plantar-/Dorsiflexion) variieren die ICC Werte zwischen 0,88 und 0,98 (Bressel et al. 2004; Buckner et al. 2015; Araujo et al. 2011), für Hüftrotation ergaben sich ICC-Werte zwischen 0,92-0,99 (Carvalhais et al. 2011), für Hüftflexion zwischen 0,72-0,92 (Palmer et al. 2013). Insgesamt wird die Methodik als valides Verfahren zur reproduzierbaren Quantifizierung der passiven Gewebeeigenschaften in vivo beschrieben und findet so seit Jahren in der sportwissenschaftlichen und medizinischen Forschung Anwendung.



**Abbildung 15:** Schematische Darstellung der Positionierung der Probanden auf dem isokinetischen Dynamometer; 1: Isokinetischer Dynamometer; 2: Fixierung des zu testenden Unterschenkels; 3: Becken Fixiergurt; 4: Oberschenkel Fixiergurt; 5: Fixierung des kontralateralen Unterschenkels; 6: Stopp-Taster zum Anhalten der Bewegung bei der Evaluation des Winkels der ersten Dehnwahrnehmung

Nach Herstellervorgaben wurden die aufgezeichneten Drehmoment-Rohdaten im Anschluss gravitationsbereinigt (Biodex 2014). Ausgehend von einem rechten Winkel zur Vertikalen in der Startposition der passiven Bewegung wurde mittels Cosinus-Funktion die Gravitationskomponente des gemessenen Drehmomentes berechnet und entsprechend vom absolut gemessenen Drehmoment abgezogen:

$$T_{\text{grav}} = T_{\text{roh}} - (T_{\text{roh}} * \cos \theta)$$

Zur weiteren Datenverarbeitung wurde das Signal anschließend mit einem Butterworth-Low-Pass Filter vierter Ordnung und einer Cut-Off Frequenz von 10 Hz gefiltert (Ryan et al. 2008; Ryan et al. 2009; Carvalhais et al. 2011). Insgesamt wurden fünf passive Dehnungen ausgeführt und aufgezeichnet. Für die finale Auswertung wurden die Drehmomentwerte der letzten drei Dehnzyklen gemittelt.

Um die individuelle Beziehung zwischen Gelenkwinkel und Drehmoment zu bestimmen, wurde im Anschluss eine Polynomfunktion vierter Ordnung berechnet. Ein Polynom vierter Ordnung wird in der Literatur als optimale Funktion zur Beschreibung der biomechanischen und viskoelastischen Gewebeeigenschaften *in vivo* beschrieben (Nordez et al. 2006; Herda et al. 2013; Herda et al. 2010). Dementsprechend ergab sich für jede aufgezeichnete passive Bewegung eine spezifische Polynomfunktion folgenden Formates:

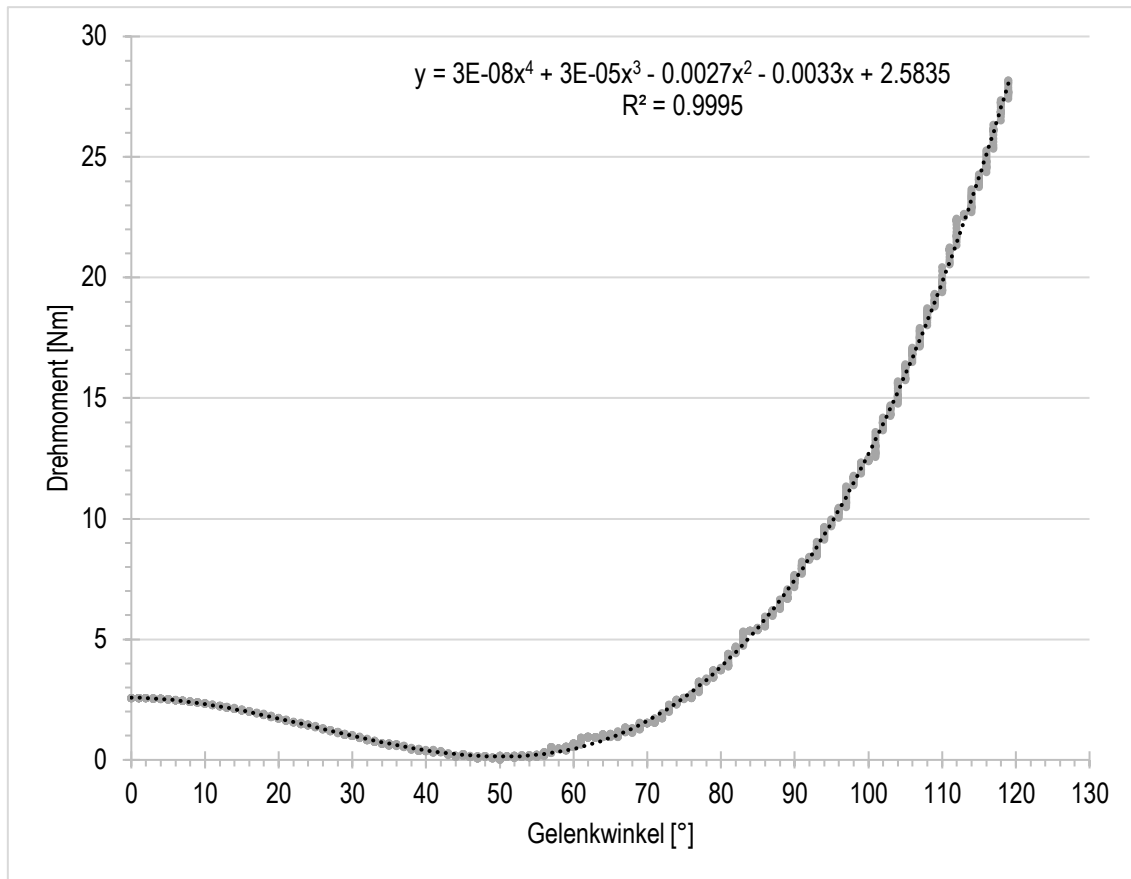
$$T(\theta) = a\theta^4 + b\theta^3 + c\theta^2 + d\theta + e$$

T entspricht dem zu bestimmenden Drehmoment [Nm] im Winkel  $\theta$  [°] während a, b, c, d und e die Konstanten der Polynomfunktion beschreiben. Anhand dieser Funktion lassen sich in jedem beliebigen Winkel die korrespondierenden Drehmomentwerte in Newtonmeter [Nm] berechnen. Diese entsprechen dem passiven Gewebewiderstand, im englischen als „passive resistive torque“ (kurz PRT) bezeichnet.

Als Maß der passiven Stiffness bzw. Gewebesteifigkeit hat sich in der Forschung der Parameter der Steigung eben dieser Kurve etabliert (Herda et al. 2011; Herda et al. 2010; Herda et al. 2013; Nordez et al. 2006; Nordez et al. 2008b). Physiologisch entspricht die Steigung das in jedem Winkel benötigte Drehmoment, um das Gewebe weiter zu deformieren bzw. zu dehnen. Mathematisch lässt sich die Steigung der Kurve anhand deren erster Ableitung bestimmen:

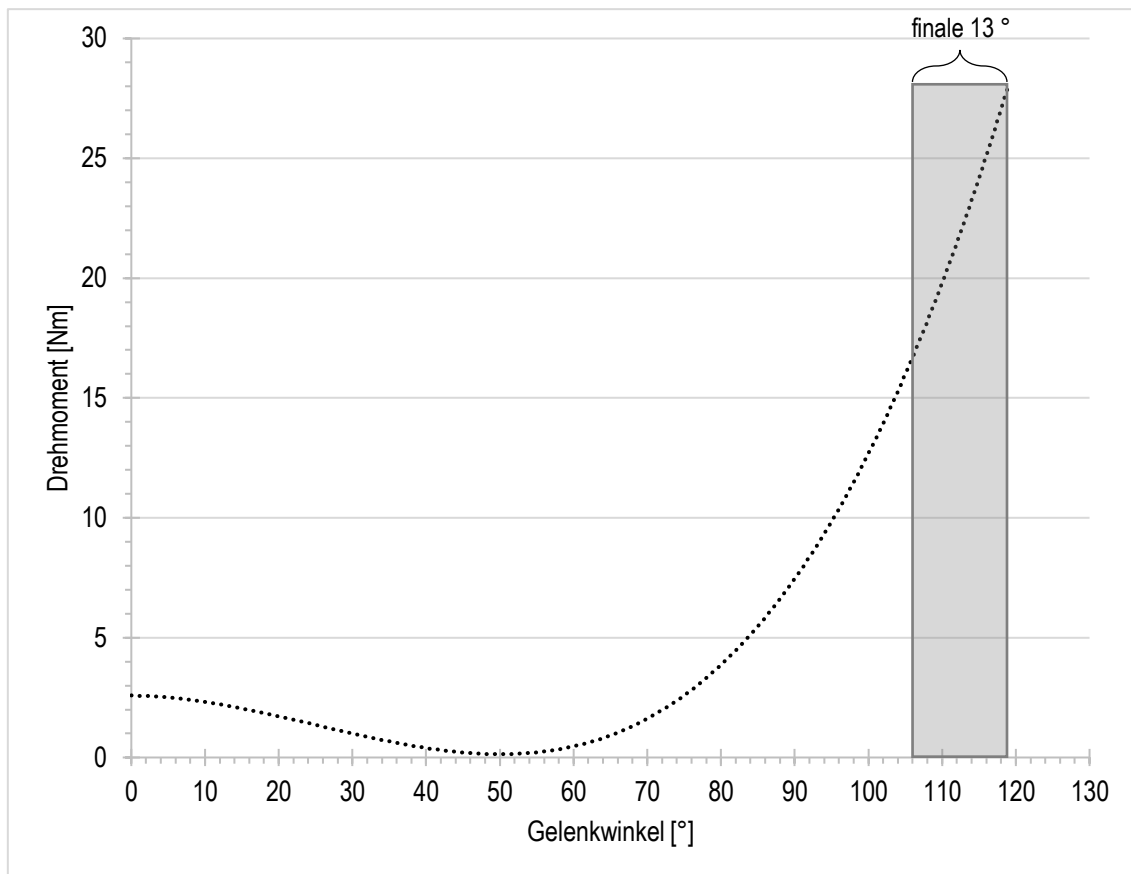
$$St(\theta) = 4*a\theta^3 + 3*b\theta^2 + 2*c\theta + d$$

St entspricht der zu bestimmenden Stiffness [Nm/°] im Winkel  $\theta$  [°] während a, b, c und d wiederum die Konstanten der Polynomfunktion beschreiben. Korrespondierend zu den Drehmomentwerten erlaubt es die Formel in jedem Winkel die Steigung und entsprechend die passive Gewebestiffness in Nm/° zu berechnen. Abbildung 16 zeigt exemplarisch die schwerkraftkorrigierten und gefilterten Drehmomentdaten einer Messung, inklusiver der berechneten Polynomfunktion vierter Ordnung und deren Bestimmtheitsmaß.



**Abbildung 16:** Exemplarische Darstellung der während einer passiven Knieflexion gemessenen Drehmomentwerte und der berechneten Polynomfunktion

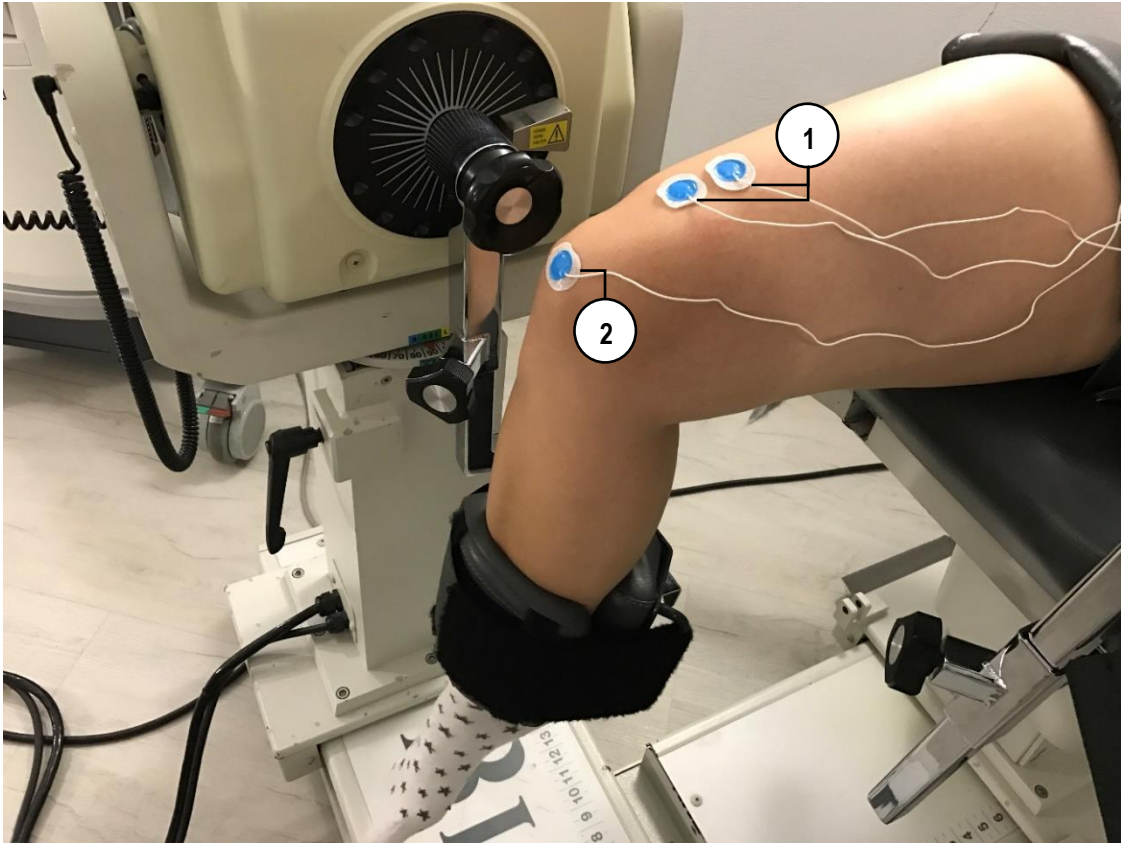
In Anlehnung an bisher publizierte Studien wurden Werte für passiven Gewebewiderstand und passive Stiffness relativ zum individuellen Bewegungsausmaß bestimmt. In der Regel zeigen sich Veränderungen des Gewebewiderstandes im Endbereich der Belastungs-Deformations-Kurve (Magnusson et al. 1995; Magnusson et al. 1996a). Daher wurden PRT und Stiffness an vier definierten Gelenkwinkeln innerhalb der individuell letzten 13° der Bewegung (13°, 9°, 5° und 1° vor Ende der Bewegung, siehe Abbildung 17) bestimmt (Ryan et al. 2008). Mittelwerte für die Maße von PRT und Stiffness wurden zudem als globale Indizes des Gewebewiderstandes und der Gewebestiffness gebildet.



**Abbildung 17:** Exemplarisch dargestellte Belastungs-Deformations-Kurve. Grau markiert sind die letzten 13° vor dem individuellen Bewegungsende, in denen Werte für Dehnungsspannung und Stiffness berechnet wurden.

Während der passiven Bewegung wurde die Aktivität des m. rectus femoris mittels Oberflächen-EMG überwacht. In Anlehnung an SENIAM Empfehlungen (Hermens et al. 2000) wurden zwei Elektroden (Ambu Blue Sensor, Ambu GmbH, Bad Nauheim, Deutschland) in einem 8-mm Abstand auf dem Muskelbauch des m. rectus femoris sowie eine Referenzelektrode auf der Patella angebracht (Abbildung 18). Die Probanden erhielten ein live Biofeedback über ihre Muskelaktivität um ungewollte Kontraktionen der getesteten Muskulatur zu verhindern. Im Falle einer übermäßigen Kontraktion wurde der entsprechende Dehnzyklus von der weiteren Datenauswertung ausgeschlossen. Zudem wurde die Muskelaktivität per Ultraschall überwacht. So kann in allen eingeschlossenen Dehnzyklen von einer rein passiven Dehnung ohne beteiligte Muskelkontraktion des m. rectus femoris ausgegangen werden.





**Abbildung 18:** Positionierung der EMG-Elektroden; 1: Elektroden zur Ableitung des EMG-Signals des m. rectus femoris; 2: Referenzelektrode an der Patella

#### 4.7.3 Dehnwahrnehmung

Zur Quantifizierung der Dehnwahrnehmung wurde der Parameter der Position des ersten Dehngefühls während passiver Bewegungen erhoben. Diese wurde mit dem isokinetischen Dynamometer in der in Kapitel 4.7.2 beschriebenen und in Abbildung 15 zu erkennenden Messposition bestimmt. Im passiven Modus wurde das Knie aus voller Knieextension mit einer Winkelgeschwindigkeit von  $5^\circ/\text{s}$  in Flexionsstellung bewegt. Der Proband betätigte einen Stopp-Knopf, um die passive Bewegung am Punkt des ersten subjektiv wahrgenommen Dehngefühls anzuhalten. Der Winkel konnte dann direkt an der Steuereinheit des Dynamometers abgelesen werden. Reliabilität und Validität des verwendeten Dynamometers bzgl. Winkelmessungen werden in der Literatur als exzellent (ICC zwischen 0,99 und 1,00) angegeben (Drouin et al. 2004). Die Reliabilität für Messungen des ersten Dehngefühls ist mit einem ICC Wert von 0,93 exzellent, der Messfehler wird mit 5,6% angegeben (Cabido et al. 2014). Es wurden drei passive Bewegungen bis zum Punkt des ersten

Dehngefühls ausgeführt und der Mittelwert aus diesen zur weiteren Analyse herangezogen.

#### 4.7.4 Fasziale Gleitbewegung

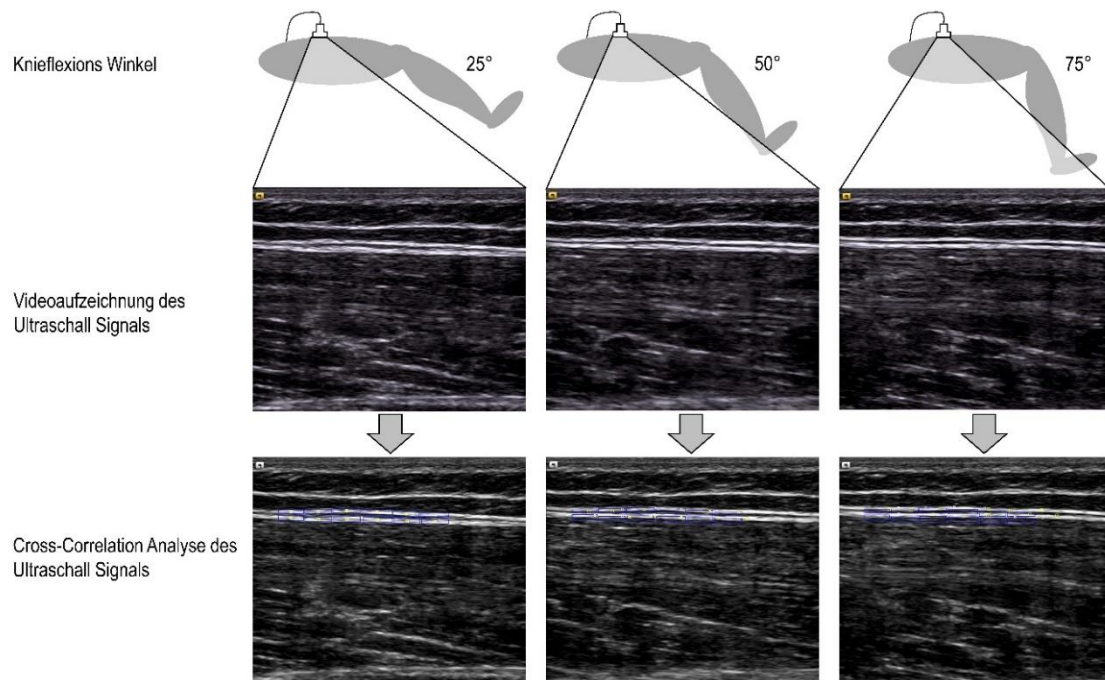
Die Erfassung der Gleitbewegung der Fascia Lata<sup>1</sup> am vorderen Oberschenkel erfolgte während der bereits beschriebenen passiven Knieflexion mittels eines hochauflösenden Ultraschallsystems (Siemens Acuson X300, Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Deutschland). Ein linearer Ultraschallkopf (4-11.4 MHz, 38,4 mm footprint) wurde auf dem proximalen Drittel des Muskelbauches des m. rectus femoris aufgesetzt, mit dem jeweils 20-sekündige Videosequenzen des Ultraschallsignales aufgezeichnet wurden (Abbildung 19). Die Messposition wurde mittels wasserfester Permanentmarker auf der Haut markiert. Die Probanden wurden instruiert die Markierungen täglich zu erneuern, um eine gleichbleibende Positionierung des Ultraschallkopfes während aller Test-Termine zu ermöglichen. Die fasziale Gleitbewegung einzelner Faszien-schichten wurde im Anschluss mittels Cross-Correlation-Analyse quantifiziert. Das Verfahren, entwickelt von Andrew Dilley und Kollegen (Dilley et al. 2001) in MATLAB (The Math-Works, Inc, Natick, MA, USA), wird verwendet um Pixelverschiebungen innerhalb definierter Regionen zwischen zwei aufeinanderfolgenden Frames zu berechnen. Dazu werden die Videosequenzen zunächst in graustufige Einzelbilder (frames) zerlegt.



**Abbildung 19:** Positionierung des Ultraschallkopfes (A), Aufzeichnung des Ultraschallsignals während der passiven Gelenkbewegung (B)

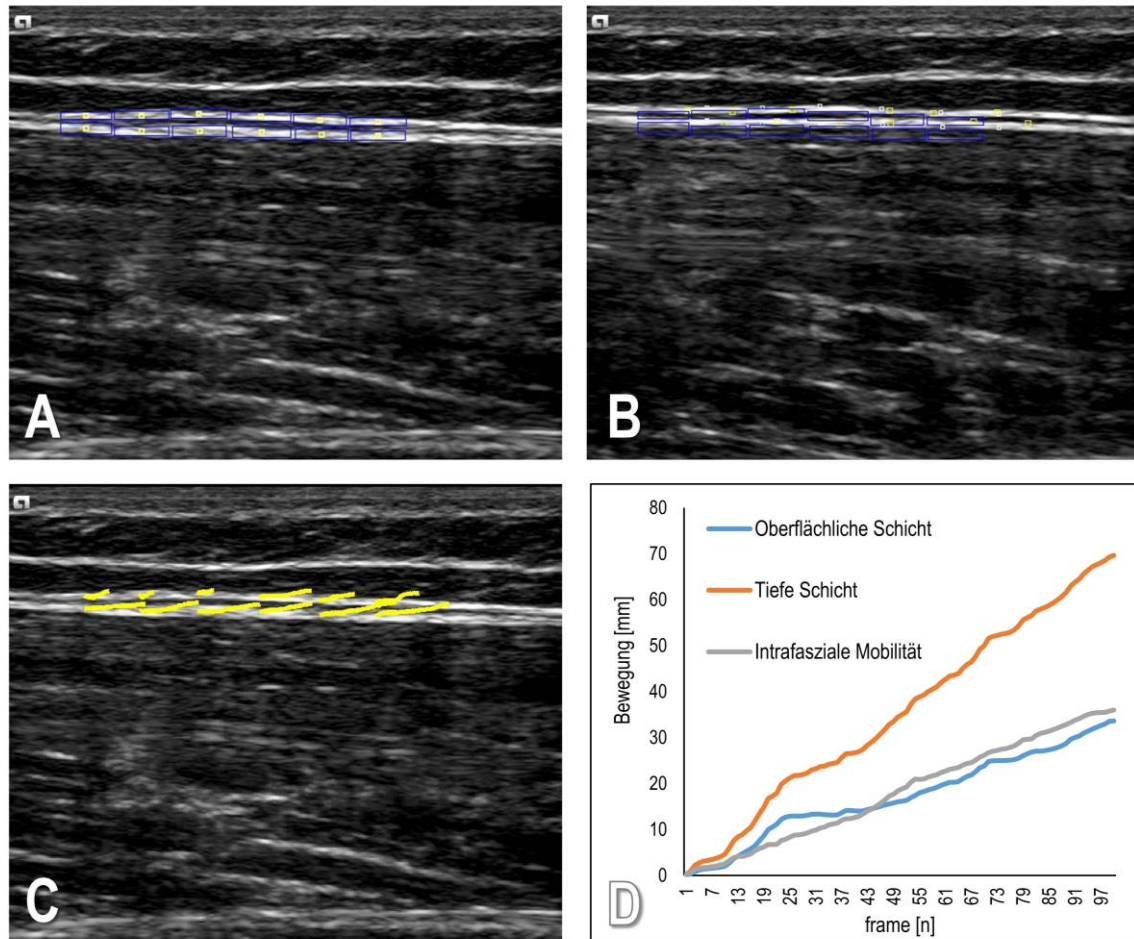
<sup>1</sup> Die Fascia Lata (derbe Bindegewebshülle des Oberschenkels) umhüllt alle Muskeln des Oberschenkels (Zilles und Tillmann 2010)

Daraufhin können rechteckige Fenster (als „region of interest“, kurz ROI bezeichnet) definiert werden, innerhalb derer die Bewegung quantifiziert werden soll. Der Algorithmus berechnet die Korrelationskoeffiziente für Pixelverschiebung der innerhalb der ROIs befindlichen Graustufenpixel in vier Richtungen (rechts, links, oben und unten). Diejenige Pixelverschiebung, die den höchsten Korrelationskoeffizient ergibt, entspricht der relativen Bewegung der ROI zwischen beiden Frames (Dilley et al. 2001). Die Methode wurde bisher vor allem zur Quantifizierung von Nervenbewegungen in vivo intensiv eingesetzt. Reliabilitätsuntersuchungen ergaben insgesamt eine gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse (ICCs jeweils zwischen 0.70 – 0.99) (Boyd et al. 2012; Dilley et al. 2007; Carroll et al. 2012; Coppieters et al. 2009; Ellis et al. 2012; Julius et al. 2004; Dilley et al. 2001; Ellis et al. 2008). Jeweils sechs ROIs wurden in der oberflächlichen sowie der tiefen Schicht der fascia lata definiert, um Bewegungen in beiden Schichten repräsentativ quantifizieren zu können. Für die finale Auswertung wurden zunächst alle Videoaufzeichnungen mit offensichtlichen Bewegungsartefakten (z.B. durch Bewegung oder Verrutschen des Ultraschallkopfes) aussortiert. Um Bewegungsartefakte zu Beginn und am Ende der passiven Knieflexion zu eliminieren, wurden zudem die ersten und letzten 25° bzw. 5 Sekunden der Bewegung der Videoaufzeichnungen nicht in die Auswertung mit einbezogen. Insgesamt erfolgte dementsprechend die Auswertung der Gleitbewegungen einzelner Schichten der Fascia Lata während passiver Knieflexion in einem Winkel zwischen 25° und 75° (Abbildung 20).



**Abbildung 20:** Darstellung des Kniewinkels, der Videoaufnahmen des Ultraschallsignals sowie der Cross-Correlation-Analyse der Ultraschallsignale während passiver Knieflexion

Im Anschluss an die Cross-Correlation-Analyse wurde das Mittel der maximalen Bewegung der jeweiligen sechs ROIs in lateraler Richtung als maximale Bewegung der einzelnen Schichten berechnet. Als Maß der Gleitbewegung der beiden Schichten zueinander bzw. der intrafaszialen Mobilität wurde die Differenz der Bewegung der oberflächlichen gegenüber der tiefen Schicht berechnet (Abbildung 21).



**Abbildung 21:** Visuelle Darstellung der Cross-Correlation Analyse eines exemplarischen Ultraschall-Videos zu Beginn (A) und am Ende (B) der passiven Bewegung. Die blauen Boxen repräsentieren die individuellen ROIs, die gelben Quadrate die individuelle Bewegung der einzelnen ROIs und die weißen Quadrate die gemittelte Bewegung aller ROIs. Der resultierende Graph der Bewegungen der jeweiligen ROIs ist in (C), die mittlere Bewegung der oberflächlichen und tiefen Faszienschicht sowie die mittlere intrafasziale Mobilität während der passiven Bewegung in (D) zu erkennen.

#### 4.8 Inferenzstatistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte im Anschluss an die digitale Aufbereitung nach Überprüfung der Anwendungsvoraussetzungen mittels parametrischer oder nicht-parametrischer Testverfahren. Unterschiede bezüglich der aktiven und passiven Gelenkbeweglichkeit wurden auf Grund des Cross-Over-Designs zunächst mittels Friedman Tests und post-hoc mittels Wilcoxon-Tests inklusive Bonferroni-Holm-Korrektur auf statistische Signifikanz geprüft. Absolute prä-post-Differenzen von PRT und Stiffness wurden mit jeweils fünf einzelnen (jeweils eine pro Winkel sowie eine für das mittlere Maß von PRT und Stiffness) 1x3 ANCOVAs (Winkel x Gruppe) kontrolliert mittels Baselinewerten auf Signifikanz geprüft. Im Falle eines signifikanten Einflusses der Baselinewerte oder der Interventionsgruppe wurden

Intra- und Intergruppenunterschiede mittels geschätzter Randmittel inklusive 95%-Konfidenzintervall auf Signifikanz untersucht. Auch für den Winkel der ersten Dehnwahrnehmung sowie die Parameter der faszialen Gleitbewegung wurden die prä-post-Differenzen varianzanalytisch (1x3 ANCOVA kontrolliert mittels Baselinewerten) und im Anschluss mittels geschätzter Randmittel inklusive 95%-Konfidenzintervall (CI) auf signifikante Intra- und Intergruppenunterschiede hin geprüft. Effektstärken (Cohen's  $d$ ) wurden über den Quotient der Standardabweichung der Baselinewerte und der mittleren prä-post-Veränderungen berechnet. Die day-to-day Reliabilität der Messverfahren wurde mittels Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) und zugehörigem 95%-Konfidenzintervall anhand der Baselinewerte der drei Messzeitpunkte bestimmt. Alle statistischen Analysen wurden mit der Software „SPSS“ (Version 22.0, SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde à priori auf  $\alpha=0.05$  festgelegt.

## 5 Ergebnisse

Innerhalb des Probandenkollektives gab es während der Studienphase keine Dropouts und keinerlei unerwünschte Nebenwirkungen auf Grund einer der Interventionen oder des Messprozederes. Die Ergebnisse der einzelnen Outcome Parameter sind in den folgenden Abschnitten ausführlich dargestellt.

### 5.1 Aktive und passive Gelenkbeweglichkeit

Die Ergebnisse der Beweglichkeitsmessung eines Probanden nach statischer Dehnintervention konnten auf Grund fehlerhafter Aufzeichnung nicht in die Analyse einbezogen werden. Die maximale Gelenkbeweglichkeit vor und nach den drei jeweiligen Interventionen ist Tabelle 3 zu entnehmen. Die Reliabilitätsanalyse für die Maße des aktiven ( $ICC_{(3,1)} = 0,837$  (95%-CI: 0,671 – 0,934),  $p > 0,0001$ ), als auch des passiven Bewegungsausmaßes ( $ICC_{(3,1)} = 0,822$  (95%-CI: 0,644 – 0,927),  $p > 0,0001$ ) deuten auf eine gute Reliabilität des Messprotokolls hin.

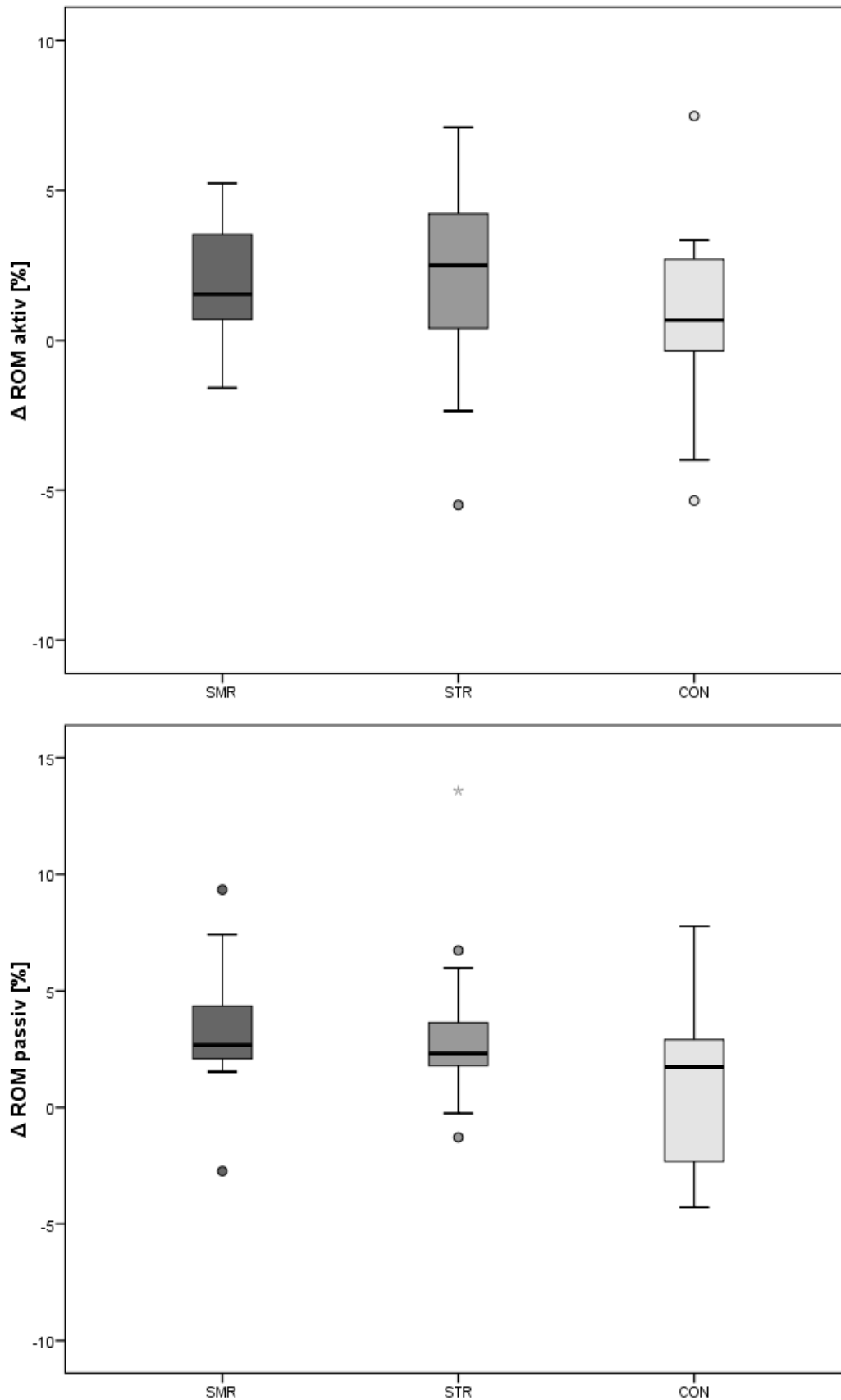
Der Friedmann-Test ergab einen signifikanten Effekt bezüglich des aktiven ( $Chi^2=16,121$ ,  $p=0,007$ ) und des passiven Bewegungsausmaßes ( $Chi^2=16,113$ ,  $p=0,007$ ). Die anschließenden post-hoc Vergleiche mittels Wilcoxon-Test ergaben eine signifikante Steigerung des aktiven Bewegungsausmaßes nach SMR (kleiner Effekt), während die Veränderungen nach Stretching oder Kontrolle nicht überzufällig waren. Die post-hoc Analysen ergaben eine nach SMR (kleiner Effekt) sowie Stretching (mittlerer Effekt) erhöhte passive Beweglichkeit. Nach Kontrollbedingung war die Veränderung der passiven Beweglichkeit nicht überzufällig (siehe Tabelle 3). Die relativen Veränderungen der aktiven und passiven Beweglichkeit sind in Abbildung 22 grafisch veranschaulicht.

**Tabelle 3:** Maximale aktive und passive Gelenkbeweglichkeit vor und nach Intervention. SMR: Self-Myofascial-Release; STR: Stretching; CON: passive Kontrollbedingung, SD: Standardabweichung, ES: Effektstärke

		prä Intervention Median (Range)	post Intervention Median (Range)	mittlere Veränderung [%] ± SD	p-Wert	ES
<b>SMR</b>	aktive Knieflexion [°]	135.2 (115.8 – 146.2)	137.1 (118.2 – 146.8)	1.8 ± 1.9	.006	.25
	passive Knieflexion [°]	143.4 (119.9 – 158.4)	150.3 (131.1 – 161.7)	3.4 ± 2.7	.006	.47
<b>STR</b>	aktive Knieflexion [°]	135.0 (115.2 – 148.7)	139.5 (118.2 – 145.8)	1.9 ± 3.2	.092	.28
	passive Knieflexion [°]	150.5 (124.8 – 163.6)	156.2 (133.2 – 168.9)	3.2 ± 3.5	.002	.51
<b>CON</b>	aktive Knieflexion [°]	134.2 (115.2 – 144.7)	134.9 (110.6 – 146.2)	0.3 ± 3.5	.469	.02
	passive Knieflexion [°]	151.0 (124.6 – 163.4)	150.9 (119.9 – 163.8)	0.3 ± 4.2	.861	.02

Die weitere inferenzstatistische Analyse der relativen Differenzen mittels parameterfreiem Friedmann-Test ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen hinsichtlich Veränderungen der aktiven ( $\text{Chi}^2=2,133$ ,  $p=0,344$ ) oder der passiven Beweglichkeit ( $\text{Chi}^2=5,200$ ,  $p=0,074$ ), daher wurde auf weitere post-hoc Analysen verzichtet.





**Abbildung 22:** Box-Plots der relativen prä-post-Veränderungen [%] der aktiven und passiven Knieflexionsbeweglichkeit in den jeweiligen Interventionsgruppen. Die Boxen repräsentieren den jeweiligen Interquartilbereich, die Linie innerhalb der Boxen den Median der Messwerte, die Antennen / Whiskers die Minima und Maxima. Kreise und Sterne markieren Ausreißer. SMR: Self-Myofascial-Release; STR: Stretching; CON: passive Kontrollbedingung

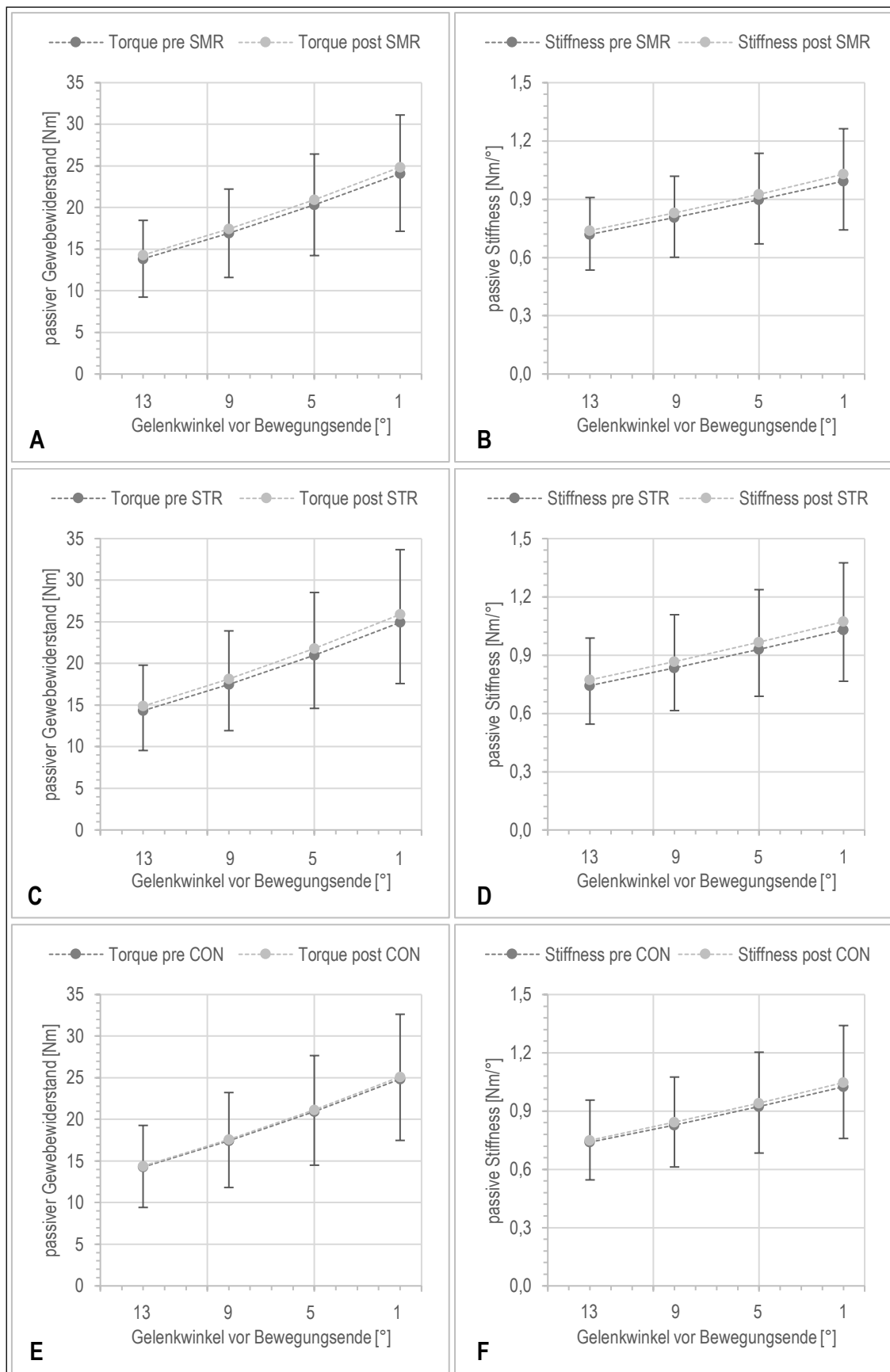
## 5.2 Passiver Gewebewiderstand und Gewebesteifigkeit

Für die Parameter des passiven Gewebewiderstandes (Torque) sowie der Gewebesteifigkeit (Stiffness) konnten die Ergebnisse aller Probanden in die Analyse einbezogen werden. Die Maße beider Parameter stiegen mit steigendem Gelenkwinkel kongruent an. Die deskriptiven Ergebnisse der Erfassung des passiven Gewebewiderstandes und der passiven Stiffness sind in Tabelle 4 aufgeführt. Eine grafische Darstellung liefert Abbildung 23.

Die Reliabilität wurde in diesem Fall für die mittleren Drehmoment und Stiffness Werte der letzten 13° der passiven Bewegung bestimmt. Für alle untersuchten Maße ergaben sich hohe Einschätzungen der Reliabilität des verwendeten Messverfahrens (mittleres Drehmoment:  $ICC_{(3,1)}$ : 0,933 (0,854 – 0,974),  $p > 0,0001$ ; mittlere Stiffness:  $ICC_{(3,1)}$ : 0,927 (0,842 – 0,972),  $p < 0,0001$ ).

**Tabelle 4:** Passiver Gewebewiderstand (Torque) und passive Gewebesteifigkeit (Stiffness) an den relativ zum Bewegungsausmaß definierten Gelenkwinkeln (13°, 9°, 5° & 1° vor Bewegungsende) vor und nach SMR, passivem Stretching oder Kontrollbedingung. MW: Mittelwert, SD: Standardabweichung

		prä Intervention (MW ± SD)	post Intervention (MW ± SD)
<b>SMR</b>	Torque 13°	13,8 ± 4,6 Nm	14,3 ± 4,2 Nm
	Torque 9°	16,9 ± 5,3 Nm	17,4 ± 4,8 Nm
	Torque 5°	20,3 ± 6,1 Nm	20,9 ± 5,5 Nm
	Torque 1°	24,1 ± 6,9 Nm	24,9 ± 6,3 Nm
	<i>Mittlerer Torque</i>	<i>18,8 ± 5,7 Nm</i>	<i>19,4 ± 5,2 Nm</i>
	Stiffness 13°	0,72 ± 0,18 Nm/°	0,74 ± 0,17 Nm/°
	Stiffness 9°	0,81 ± 0,20 Nm/°	0,83 ± 0,19 Nm/°
	Stiffness 5°	0,90 ± 0,23 Nm/°	0,93 ± 0,21 Nm/°
	Stiffness 1°	0,99 ± 0,25 Nm/°	1,03 ± 0,23 Nm/°
	<i>Mittlere Stiffness</i>	<i>0,85 ± 0,22 Nm/°</i>	<i>0,88 ± 0,20 Nm/°</i>
<b>Stretching</b>	Torque 13°	14,3 ± 4,8 Nm	14,9 ± 4,9 Nm
	Torque 9°	17,5 ± 5,6 Nm	18,2 ± 5,8 Nm
	Torque 5°	21,0 ± 6,4 Nm	21,8 ± 6,7 Nm
	Torque 1°	24,9 ± 7,3 Nm	25,9 ± 7,8 Nm
	<i>Mittlerer Torque</i>	<i>19,4 ± 6,0 Nm</i>	<i>20,2 ± 6,3 Nm</i>
	Stiffness 13°	0,74 ± 0,20 Nm/°	0,77 ± 0,22 Nm/°
	Stiffness 9°	0,83 ± 0,22 Nm/°	0,87 ± 0,24 Nm/°
	Stiffness 5°	0,93 ± 0,24 Nm/°	0,97 ± 0,27 Nm/°
	Stiffness 1°	1,03 ± 0,26 Nm/°	1,07 ± 0,30 Nm/°
	<i>Mittlere Stiffness</i>	<i>0,88 ± 0,23 Nm/°</i>	<i>0,92 ± 0,26 Nm/°</i>
<b>Kontrolle</b>	Torque 13°	14,3 ± 4,6 Nm	14,4 ± 4,9 Nm
	Torque 9°	17,4 ± 5,6 Nm	17,6 ± 5,6 Nm
	Torque 5°	20,9 ± 6,4 Nm	21,1 ± 6,5 Nm
	Torque 1°	24,8 ± 7,4 Nm	25,1 ± 7,5 Nm
	<i>Mittlerer Torque</i>	<i>19,4 ± 6,0 Nm</i>	<i>19,6 ± 6,1 Nm</i>
	Stiffness 13°	0,74 ± 0,19 Nm/°	0,75 ± 0,21 Nm/°
	Stiffness 9°	0,81 ± 0,21 Nm/°	0,84 ± 0,23 Nm/°
	Stiffness 5°	0,92 ± 0,24 Nm/°	0,94 ± 0,26 Nm/°
	Stiffness 1°	1,03 ± 0,27 Nm/°	1,05 ± 0,29 Nm/°
	<i>Mittlere Stiffness</i>	<i>0,88 ± 0,23 Nm/°</i>	<i>0,90 ± 0,25 Nm/°</i>



**Abbildung 23:** Mittelwerte und Standardabweichungen des passiven Gewebewiderstandes (A, C, E) und der passiven Stiffness (B, D, F) an relativ zum Bewegungsausmaß definierten Gelenkwinkeln (13°, 9°, 5° & 1° vor Bewegungsende) vor und nach SMR (A & B), passivem Stretching (C & D) oder passiver Kontrollbedingung (E & F)

Rein deskriptiv zeigte sich ein Anstieg der Maße des Gewebewiderstandes sowie der passiven Stiffness nach allen Interventionen sowie der Kontrollbedingung im Vergleich zur Baseline. Die inferenzstatistische Auswertung der prä-post Differenzen mittels ANCOVA ergab allerdings in keinem Winkel einen signifikanten Effekt der Intervention oder der Baselinewerte auf die Veränderung von Gewebewiderstand oder Stiffness (siehe Tabelle 5).

**Tabelle 5:** Geschätzte Randmittel und 95%-Konfidenzintervall der prä-post Differenzen des passiven Gewebewiderstandes und der passiven Stiffness. SMR: Self-Myofascial-Release; STR: Stretching; CON: passive Kontrollbedingung

	SMR prä-post Differenz Geschätzte Randmittel (95%-CI)	STR prä-post Differenz Geschätzte Randmittel (95%-CI)	CON prä-post Differenz Geschätzte Randmittel (95%-CI)	p-Wert
Torque 13° [Nm]	+0.43 (-0.13 – 1.00)	+0.55 (-0.02 – 1.11)	+0.13 (-0.44 – 0.70)	.544
Torque 9° [Nm]	+0.52 (-0.17 – 1.21)	+0.67 (-0.02 – 1.37)	+0.17 (-0.52 – 0.86)	.575
Torque 5° [Nm]	+0.63 (-0.22 – 1.47)	+0.82 (-0.03 – 1.67)	+0.22 (-0.62 – 1.07)	.517
Torque 1° [Nm]	+0.76 (-0.28 – 1.79)	+0.98 (-0.05 – 2.01)	+0.29 (-0.74 – 1.32)	.472
<i>Mittlerer Torque [Nm]</i>	<i>+0.58 (-0.20 – 1.37)</i>	<i>+0.76 (-0.03 – 1.54)</i>	<i>+0.20 (-0.59 – 0.98)</i>	<i>.592</i>
Stiffness 13° [Nm/°]	+0.019 (-0.013 – 0.052)	+0.029 (-0.003 – 0.062)	+0.010 (-0.023 – 0.042)	.690
Stiffness 9° [Nm/°]	+0.024 (-0.016 – 0.064)	+0.033 (-0.006 – 0.073)	+0.016 (-0.024 – 0.055)	.817
Stiffness 5° [Nm/°]	+0.030 (-0.017 – 0.076)	+0.038 (-0.009 – 0.085)	+0.019 (-0.028 – 0.065)	.841
Stiffness 1° [Nm/°]	+0.036 (-0.019 – 0.090)	+0.043 (-0.012 – 0.097)	+0.022 (-0.033 – 0.076)	.858
<i>Mittlere Stiffness [Nm/°]</i>	<i>+0.027 (-0.016 – 0.071)</i>	<i>+0.036 (-0.007 – 0.079)</i>	<i>+0.016 (-0.027 – 0.060)</i>	<i>.815</i>

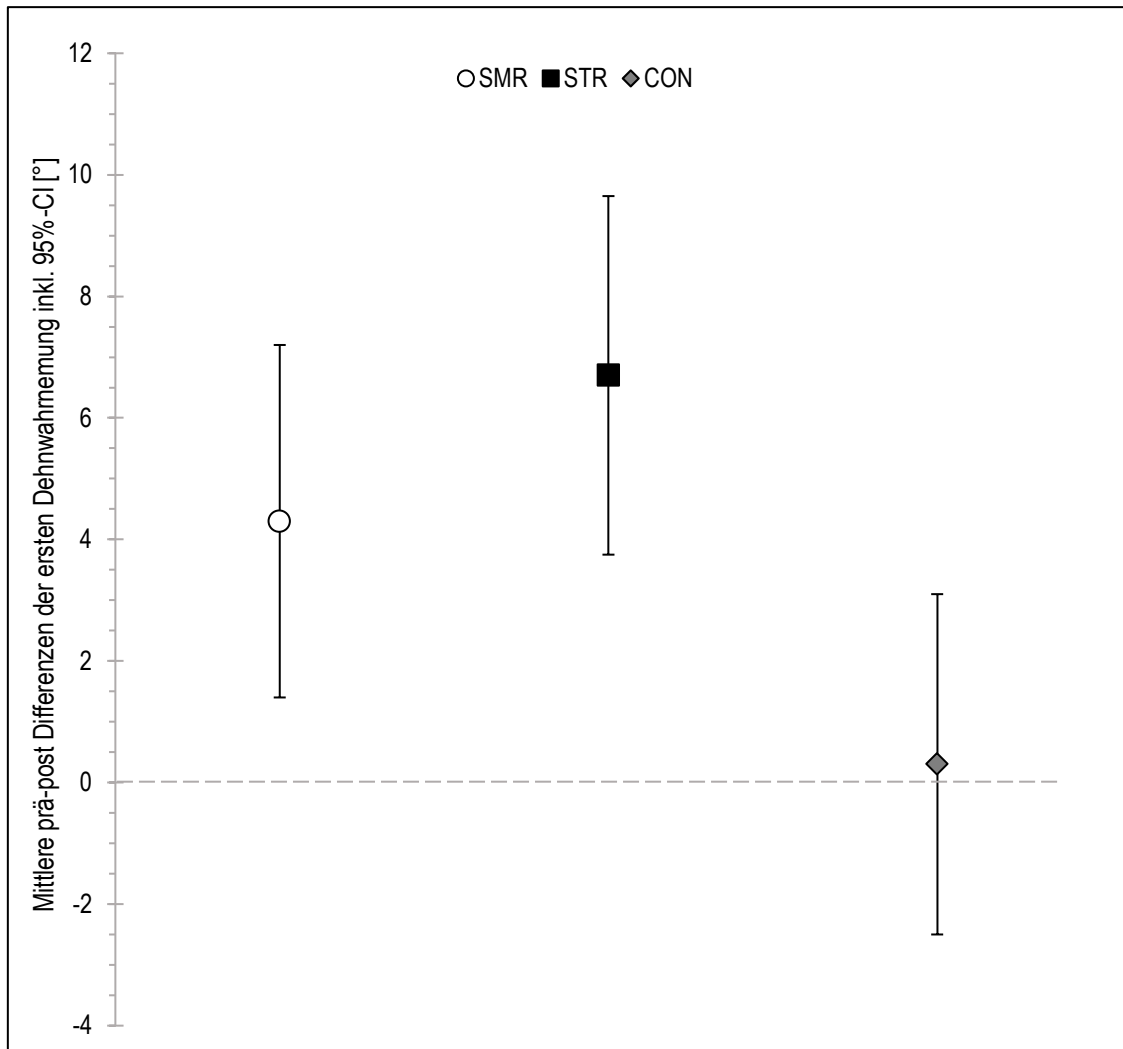
### 5.3 Dehnwahrnehmung

Jeweils zwei Probanden erreichten vor und nach SMR- oder Dehnintervention sowie ein Proband vor und nach der passiven Kontrollbedingung während der passiven Bewegung keine Position, in denen sie ein Dehngefühl angaben. Daher wurden lediglich die Ergebnisse der restlichen 14 (SMR und Dehnintervention) bzw. 15 (passive Kontrolle) Probanden in die Analyse einbezogen. Der Winkel der ersten subjektiv empfundenen Dehnwahrnehmung vor und nach Intervention- oder Kontrollbedingung ist in Tabelle 6 zu erkennen. Die Reliabilitätsanalyse ergab eine hohe Reliabilität des Messverfahrens zur Ermittlung des Winkels der ersten Dehnwahrnehmung anhand der drei Baselinemessungen (ICC<sub>(3,1)</sub>: 0,901 (0,789 – 0,961),  $p > 0,0001$ ).

**Tabelle 6:** Winkel der ersten Dehnwahrnehmung vor und nach jeweiliger Intervention. SMR: Self-Myofascial-Release; STR: Stretching; CON: passive Kontrollbedingung; MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung

	prä Intervention (MW ± SD)	post Intervention (MW ± SD)
<b>SMR</b>	104,2° ± 17,5°	107,6° ± 15,5°
<b>STR</b>	98,3° ± 17,0°	104,7 ± 12,9°
<b>CON</b>	102,5° ± 14,3°	102,6° ± 15,5°

Die statistische Auswertung mittels ANCOVA ergab einen signifikanten Effekt der Intervention auf Veränderungen des Winkels der ersten Dehnwahrnehmung ( $F_{(2, 39)}=5,052$ ,  $p=0,011$ ) unter Kontrolle der Baselinewerte als Kovariate. Die geschätzten Randmittel inklusive 95%-Konfidenzintervalle zeigten eine Vergrößerung des Winkels der ersten Dehnwahrnehmung nach SMR (+4,3° (1,4°-7,2°), ES: 0,23) und Stretching (+6,7° (3,7°-9,6°), ES: 0,55), während dieser nach der Kontrollbedingung unverändert blieb (+0,3° (-2,5°-3,1°), ES: 0,01). Die Ergebnisse deuten ebenfalls auf einen signifikanten Unterschied zwischen SMR sowie Stretching gegenüber der passiven Kontrollgruppe hin (siehe Abbildung 24).



**Abbildung 24:** Geschätzte Randmittel und 95% Konfidenzintervalle der absoluten prä-post Differenzen des Winkels des ersten Dehngefühls. SMR: Self-Myofascial-Release, STR: Stretching, CON: passive Kontrollbedingung

#### 5.4 Fasziale Gleitbewegung

Die Ultraschallmessung eines Probanden nach SMR musste auf Grund von Messartefakten von der Analyse ausgeschlossen werden. Im Mittel bewegte sich die oberflächliche Schicht der *fascia lata* während der passiven Bewegung bei den jeweiligen Baselinemessungen um  $32 \pm 28$  mm, die tiefe Schicht um  $62 \pm 36$  mm, die intrafasziale Mobilität betrug im Mittel  $29 \pm 15$  mm. Eine differenzierte Darstellung der faszialen Gleitbewegung innerhalb der Gruppen liefert Tabelle 7.

Die Reliabilitätsanalyse der Baselinewerte ergab eine hohe Reliabilität des Messverfahrens für die Erfassung der Bewegung der oberflächlichen ( $ICC_{(3,1)}: 0,878$  (0,745 – 0,951),  $p < 0,0001$ ) und tiefen Faszien-schicht ( $ICC_{(3,1)}: 0,769$  (0,548 – 0,907),  $p < 0,0001$ ).

**Tabelle 7:** Bewegung der oberflächlichen und tiefen Schicht der fascia lata sowie intrafasziale Mobilität vor und nach jeweiliger Intervention. SMR: Self-Myofascial-Release, STR: Stretching, CON: passive Kontrollbedingung; MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung

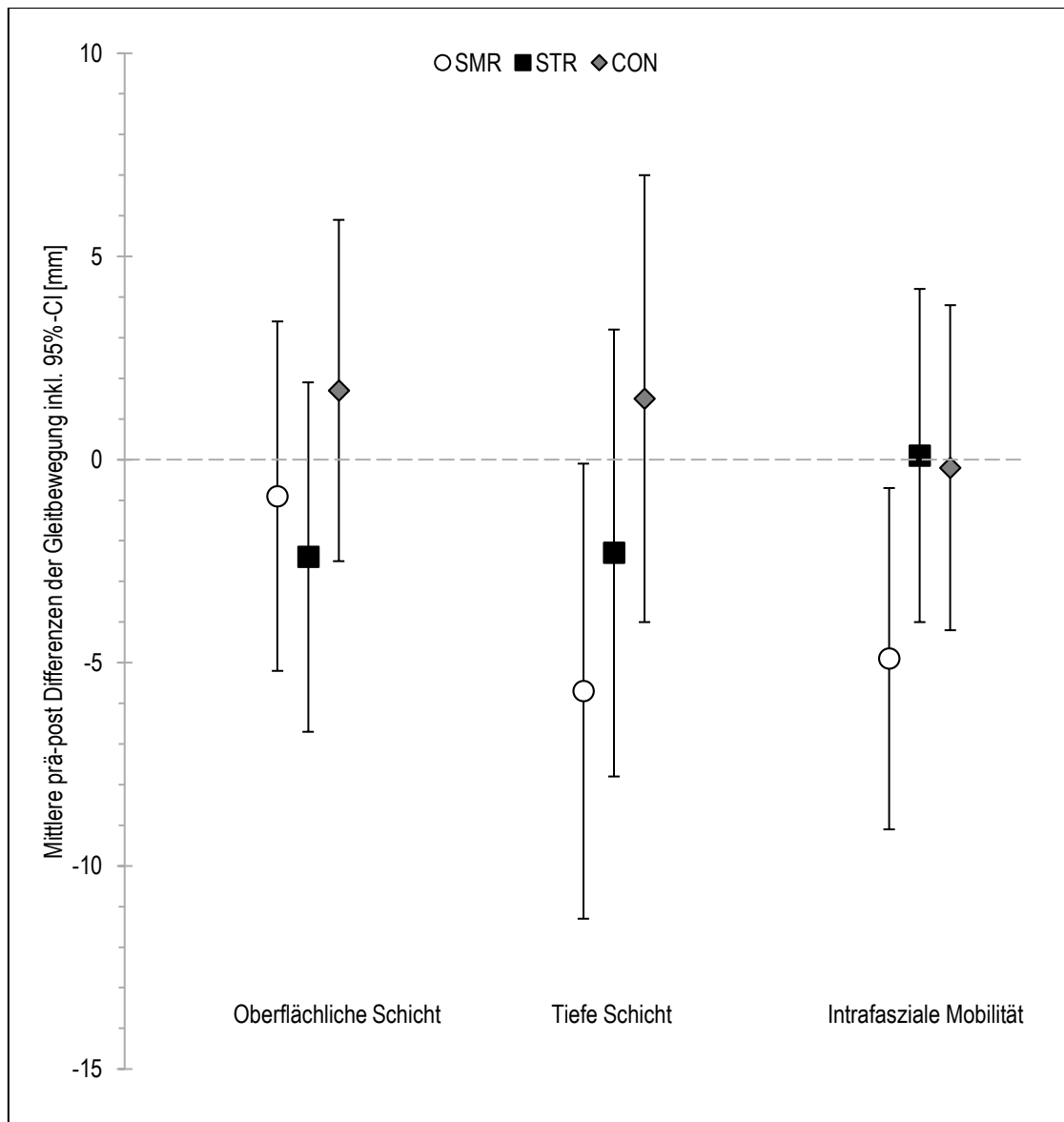
	Bewegung der oberflächlichen Schicht [mm] MW ( $\pm$ SD)		Bewegung der tiefen Schicht [mm] MW ( $\pm$ SD)		Intrafasziale Mobilität [mm] MW ( $\pm$ SD)	
	prä	post	prä	post	prä	post
<b>SMR</b>	34 $\pm$ 29	33 $\pm$ 31	63 $\pm$ 36	57 $\pm$ 37	29 $\pm$ 14	24 $\pm$ 12
<b>STR</b>	32 $\pm$ 25	30 $\pm$ 22	62 $\pm$ 31	59 $\pm$ 30	30 $\pm$ 16	30 $\pm$ 14
<b>CON</b>	32 $\pm$ 31	34 $\pm$ 30	61 $\pm$ 42	62 $\pm$ 36	29 $\pm$ 16	29 $\pm$ 15

Die Varianzanalyse ergab keinen Effekt der Baselinewerte ( $F_{(1, 44)}=2,857$ ,  $p=0,098$ ) oder der Intervention ( $F_{(2, 44)}=0,857$ ,  $p=0,431$ ) auf die Bewegung der oberflächlichen Schicht der fascia lata. Bezüglich der tiefen Schicht ergab die Varianzanalyse einen signifikanten Effekt der Baselinewerte auf Veränderungen der Bewegung ( $F_{(1, 43)}=5,819$ ,  $p=0,020$ ), jedoch kein Interventionseffekt ( $F_{(2, 43)}=1,702$ ,  $p=0,194$ ). Aufgrund des signifikanten Einflusses der Baseline Kovariate wurden Unterschiede innerhalb und zwischen den Gruppen dennoch mittels geschätzten Randmittel inklusive 95% Konfidenzintervalle analysiert. Nach SMR verringerte sich die Bewegung der tiefen Schicht (-5,7mm (-11,3mm – -0,1mm), ES: 0,09), während diese nach Stretching (-2,3mm (-7,7mm – 3,2mm), ES: 0,07) oder passiver Kontrolle (+1,5mm (-4,0mm – 6,9mm), ES: 0,04) unverändert blieb. Die Ergebnisse legen neben dem Interventionseffekt innerhalb der SMR Gruppe ebenso einen Gruppenunterschied zwischen SMR und passiver Kontrolle nahe.

Ähnlich verhielten sich die Ergebnisse der Varianzanalyse der intrafaszialen Bewegung. Die Baselinewerte als Kovariate hatten einen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse ( $F_{(1, 43)}=11,619$ ,  $p=0,001$ ), nicht jedoch die Intervention ( $F_{(2, 43)}=1,865$ ,  $p=0,167$ ). Auch hier wurden jedoch auf Grund des signifikanten Einflusses der Baselinewerte Unterschiede innerhalb und zwischen den Gruppen mittels geschätzten Randmittel inklusive 95% Konfidenzintervalle analysiert. Nach SMR



reduzierte sich die intrafasziale Mobilität (-4.9mm (-9.1mm – -0.7mm), ES: 0,36), nicht jedoch nach Stretching (+0.1mm (-3.9mm – 4.2mm), ES: 0,0) oder der passiven Kontrollbedingung (-0.2mm (-4.2mm – 3.8mm), ES: 0,01). Hier deuten die Ergebnisse neben dem Interventionseffekt innerhalb der SMR Gruppe zudem auf einen Gruppenunterschied von SMR gegenüber Stretching und Kontrolle hin (siehe Abbildung 25).



**Abbildung 25:** Geschätzte Randmittel und 95% Konfidenzintervalle der absoluten prä-post Differenzen der Gleitbewegungen der oberflächlichen und tiefen Schicht sowie der intrafaszialen Mobilität. SMR: Self-Myofascial-Release; STR: Stretching; CON: passive Kontrollbedingung

## 6 Diskussion

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit erlauben erstmals Rückschlüsse zu den Effekten von SMR auf Parameter der Beweglichkeit, der Gewebestiffness, der subjektiven Dehnwahrnehmung sowie der Gleitbewegung einzelner Faszienschichten. Einzelne Teilaspekte der genannten Parameter wurden bereits in einigen wenigen Vorstudien evaluiert. Das Gros der bisherigen Forschung widmete sich allerdings eher den Auswirkungen von SMR auf funktionelle Parameter wie Beweglichkeit, Muskelschmerz oder der neuromuskulären Leistungsfähigkeit. Die vorliegende Forschungsarbeit fasst nun neben dem funktionellen Parameter der Gelenkbeweglichkeit weiterführend die subjektive Dehnwahrnehmung sowie die biomechanischen Größen des Gewebewiderstandes, der Gewebestiffness und der faszialen Gleitbewegung in einer Studie zusammen. So ergeben sich zusammenhängende Erkenntnisse zu den akuten Effekten von SMR sowie möglicher Mechanismen für die in der Literatur beschriebenen Beweglichkeitsveränderungen nach SMR und statischem Dehnen.

Die vorliegenden Ergebnisse legen nahe, dass SMR am vorderen Oberschenkel einen positiven Einfluss auf die aktive und passive Kniebeweglichkeit hat, ohne dabei den passiven Gewebewiderstand oder die passive Gewebestiffness zu verändern. Vielmehr scheint SMR auf neurophysiologischer Ebene einen Einfluss auf die subjektive Dehnwahrnehmung und auf biomechanischer Ebene auf die Gleitbewegung der tiefen Faszienschicht gegenüber der oberflächlichen Schicht sowie der Muskulatur zu haben. In den folgenden Abschnitten werden die Ergebnisse differenziert für die erhobenen Zielparameter im Kontext der aktuellen Studienlage diskutiert.

### 6.1 Aktive und passive Gelenkbeweglichkeit

In Übereinstimmung mit aktuellen systematischen Übersichtsarbeiten zeigte sich auch in der vorliegenden Arbeit ein positiver Effekt von SMR auf die aktive und passive Gelenkbeweglichkeit (Cheatham et al. 2015; Beardsley und Škarabot 2015). Nach SMR Anwendung an gleicher Muskelgruppe wie in der vorliegenden Arbeit (am vorderen Oberschenkel) zeigten auch MacDonald et al. (2013) und Bradbury-Squires et al. (2015) eine erhöhte passive Beweglichkeit in Knieflexion. Beide

Arbeiten verwendeten das gleiche Messverfahren, um die Kniegelenksbeweglichkeit zu messen. In einer knienden Ausfallschrittposition („*kneeling lunge position*“) wurde das hintere Bein vom Untersucher passiv flektiert. Durch die Position wird das zu testende Bein durch eine Hüftstreckung vorgedehnt und fixiert, während das kontralaterale Bein und das Becken über den Ausfallschritt fixiert sind. In der hier vorliegenden Arbeit wurde für die Evaluation der Kniegelenksbeweglichkeit eine liegende Position mit passiver Hüftüberstreckung und fixiertem Becken auf einer Behandlungsliege gewählt. Dadurch war die Positionierung des Probanden noch einfacher zu standardisieren als in der Ausfallschrittposition, was ebenfalls durch die gezeigte hohe Reliabilität des hier verwendeten Messverfahrens und -protokolls unterstrichen wird. Zusammenfassend verfolgen die in dieser Arbeit sowie die in den o.g. Studien verwendete Messposition das gleiche Ziel: das zu testende Bein wird in Hüftextension fixiert und Nebenbewegungen des Beckens oder des kontralateralen Beines minimiert.

Auch in der Arbeit von Murray et al. 2016 zeigten sich nach SMR am vorderen Oberschenkel Veränderungen in der Beweglichkeit, allerdings wurde hier nicht die reine Knieflexion getestet. Die Beweglichkeit wurde definiert als der am Endpunkt durch standardisierten Druck erreichten Winkel in Knieflexion und Hüftextension (Fourchet et al. 2013). Die Kombination aus beiden Bewegungsrichtungen war nach SMR signifikant zur Baseline erhöht, nicht jedoch jede Einzelbewegung alleine. Allerdings könnte das Messverfahren die Beweglichkeit unterschätzen, da durch den standardisierten Druck nicht zwangsläufig eine endgradige Bewegung erzielt wurde. Zudem war die SMR Intervention mit nur einem Durchgang von 60 Sekunden möglicherweise zu kurz um akute Veränderungen in der Beweglichkeit zu induzieren.

In der Arbeit von Vigotsky et al. dagegen war die reine Hüftextensionsfähigkeit nach gleicher FR Anwendung wie in der vorliegenden Studie erhöht, allerdings war kein Unterschied in der Knieflexionsfähigkeit oder der Kombination aus Hüftstreckung und Knieflexion nach FR zu erkennen. Hier wurde allerdings ebenfalls kein endgradiger passiver Beweglichkeitstest durchgeführt, sondern Hüft- und Kniewinkel im modifizierten Thomas Test per Videoanalyse quantifiziert (Vigotsky et al. 2015). Beim modifizierten Thomas Test liegt der Proband in Rückenlage an der

Kante einer Behandlungsliege. In dieser Position fixiert er das nicht zu testende Bein mit beiden Händen in maximal möglicher Hüftflexion und versucht das kontralaterale Bein in Richtung Boden zu bringen (Harvey 1998). Dementsprechend lässt sich der Test ebenfalls als Messverfahren zur Quantifizierung der aktiven Beweglichkeit, vor allem des Hüft- und weniger des Kniegelenkes beschreiben.

Auch Bushell et al. konnten nach 3x60 Sekunden FR am vorderen Oberschenkel keinen positiven Effekt auf die komplexe Beweglichkeit innerhalb eines Ausfallschrittes zeigen. Auch hier wurde die Beweglichkeit nicht passiv und endgradig erfasst, sondern der Hüftextensionswinkel per Videoanalyse während eines Ausfallschrittes bestimmt (Bushell et al. 2015).

Die mittleren Veränderungen der passiven Knieflexionsbeweglichkeit waren in der vorliegenden Studie mit 4,8° bzw. 3,4% geringer als in den Studien von MacDonald et al. (10,6°) oder Bradbury-Squires et al. (10% - 16%). Die Veränderungen in aktiver Knieflexion waren mit im Mittel 2,3° bzw. 1,8% vergleichbar mit den Veränderungen der aktiven Hüftstreckung aus der Studie von Vigotsky et al. (im Mittel 1,86°). Allerdings fällt die Vergleichbarkeit auf Grund der unterschiedlichen getesteten Bewegungen (Kniebeugung vs. Hüftstreckung) schwer. Auswirkungen bzgl. der Beweglichkeit in Hüftstreckung ist nach SMR am vorderen Oberschenkel letztendlich nur durch einen möglichen Effekt für den m. rectus femoris zu erwarten, da dieser der einzige zweigelenkige Muskelanteil des m. quadrizeps femoris ist (Zilles und Tillmann 2010). Die Knieflexionsfähigkeit dagegen ist u. a. von der Flexibilität des gesamten Quadrizeps determiniert. Allerdings könnten globale und neurophysiologisch wirkende Mechanismen auch in nicht primär betroffenen Bewegungsrichtungen, Muskelgruppen oder Gelenken Effekte induzieren. Ebenfalls ist eine weiterleitende Veränderung der Beweglichkeit in entfernten Gelenken über myofasziale Ketten denkbar (Wilke et al. 2016; Krause et al. 2016b).

Der Vergleich zu den an anderen Muskelgruppen gefundenen Veränderungen hinsichtlich der Beweglichkeit fällt auf Grund der differenzierten biomechanischen Funktionen der jeweiligen Muskelgruppen und der differenten Messverfahren noch schwerer. Behara & Jacobson beobachteten im Mittel etwa 14° Zugewinn in passiver Hüftflexion. Die Stichprobe setzte sich allerdings aus College Footballspielern der höchsten Spielklasse zusammen, was die Vergleichbarkeit mit der vorliegenden Stichprobe weiter erschwert (Behara und Jacobson 2017). In der Studie von Mohr

und Kollegen vergrößerte sich der Hüftflexionswinkel im Mittel  $6,9^\circ$ , allerdings waren diese Veränderungen nicht signifikant zur Ausgangsbedingung (Mohr et al. 2014).

Im Bereich des Sprunggelenks vergrößerte sich die Beweglichkeit nach 3x30-sekündiger SMR-Applikation mittels Massageroller um 3,6% (Halperin et al. 2014). Nach 3x30 Sekunden Foam Rolling der Wadenmuskulatur vergrößerte sich in einer Studie die Sprunggelenksbeweglichkeit um 8,8% (Kelly und Beardsley 2016), in einer anderen dagegen nicht signifikant zur Baseline (Škarabot et al. 2015). Die Veränderungen liegen damit trotz gleicher Testposition (Lunge Test) in einer relativ weiten Range, sind im Mittel aber vergleichbar mit hier berichteten Beweglichkeitsveränderungen.

Interessanter weise vergrößerte sich in der vorliegenden Arbeit die aktive Beweglichkeit lediglich nach SMR signifikant zur Baseline, während die passive Beweglichkeit sowohl nach SMR als auch nach passiver Dehnung signifikant zur Baseline anstieg. Die berechneten Effektstärken deuten für die aktive und passive Beweglichkeit nach SMR auf einen kleinen Effekt, für die passive Beweglichkeit nach statischer Dehnung auf einen mittleren Effekt hin. Die hier evaluierte SMR Intervention hatte im Gegensatz zur statischen Dehnung einen Effekt auf die aktive Beweglichkeit. In Bezug zur passiven Beweglichkeit zeigte sich ein leicht höherer Effekt nach der Dehnung als nach SMR. Die Dehnintervention war gekennzeichnet durch ein rein passives Stretching durch den Untersucher, während die SMR Intervention eine aktive Kontraktion verschiedener Muskeln, vor allem zur Stabilisierung der Körperposition während des Bewegens auf der Hartschaumrolle, erforderte. Möglicherweise führte dies nach SMR zu einer erhöhten Aktivierung der zur Knieflexion benötigten Muskeln an der Oberschenkelrückseite während der Messung der aktiven Beweglichkeit. Dies könnte zu einer höheren aktiven Knieflexionsfähigkeit nach SMR als nach rein statischem passivem Dehnen geführt haben. Allerdings konnten in der vorliegenden Arbeit die muskuläre Erregung mittels EMG weder während der Interventionen noch während der Messung der Knieflexionsbeweglichkeit erfasst werden. Bei genauerem Blick in die Daten wird allerdings auch deutlich, dass die mittlere Veränderung der aktiven Knieflexion nach Dehnung sogar größer als nach SMR sind (1,9% vs. 1,8%), allerdings eine deutlich größere Streuung aufweisen (3,2% vs. 1,9%). Dies führte in der

inferenzstatistischen Auswertung zum (knapp) nicht signifikanten Anstieg der aktiven Knieflexionsfähigkeit nach der Dehnintervention.

## 6.2 Passiver Gewebewiderstand und Gewebesteifigkeit

Erwartungsgemäß und in Einklang mit den Ergebnissen vorheriger Studien an anderen Muskelgruppen stiegen mit steigendem Knieflexionswinkel kongruent der passive Gewebewiderstand sowie die passive Gewebestiffness der vorderen Oberschenkelmuskulatur an. Allerdings hatte weder SMR noch statisches Dehnen trotz des Zugewinnes an Beweglichkeit einen Einfluss auf beide Parameter. Ähnliche Ergebnisse zeigten Morales-Artacho et al. (2017) in einer aktuellen Studie nach SMR im Bereich des hinteren Oberschenkels. Die Probanden führten hier Foam Rolling, ein Warm-Up auf einem Fahrradergometer oder eine Kombination aus beiden Interventionen durch. Im Anschluss wurde die Gewebestiffness mittels isokinetischem Dynamometer und Scherwellenelastographie erfasst. Lediglich das Ergometertraining und die Kombination aus Ergometer und SMR führten zu einer Reduktion der passiven Stiffness gemessen mittels isokinetischem Dynamometer. Der „*shear elastic modulus*“ als ultraschallbasierte statische Messung der Steifigkeit verringerte sich nach allen Interventionen. Auch die Ergebnisse von Murray et al. im Bereich des vorderen Oberschenkels deuten darauf hin, dass SMR keinen Einfluss auf den passiven Gewebewiderstand des Quadrizeps zu haben scheint. Durch Applikation einer konstanten Dehnungskraft konnten die Autoren keine Veränderung des maximalen Knieflexionswinkels nach SMR feststellen (Murray et al. 2016). Im Umkehrschluss legt dies nahe, dass es zu keiner Rechtsverschiebung der Spannungs-Deformationskurve durch SMR kam, ansonsten hätte bei gleicher einwirkender externer Dehnungskraft ein höherer Gelenkwinkel erreicht werden müssen. Nach manueller Massage der Wadenmuskulatur zeigten sich bei Thomson et al. (2015) weder Veränderungen der Beweglichkeit noch der passiven Muskelspannung. Möglicherweise erklärt dies, weshalb SMR trotz eines Zugewinns an Beweglichkeit in den meisten Studien nicht mit einer Reduktion der neuromuskulären Leistungsfähigkeit einherging (Behara und Jacobson 2015; MacDonald et al. 2013; Sullivan et al. 2013).

Während das Gros der Studien im Bereich der hinteren Oberschenkelmuskulatur auf eine akute Reduktion der passiven Stiffness nach statischem Dehnen hindeuten (Magnusson et al. 1995; Nordez et al. 2006; Reid und McNair 2004; Whatman et al. 2006), gibt es bisher erst eine Studie, die ebendies wie in der vorliegenden Arbeit für den vorderen Oberschenkel evaluiert hat (Stafilidis und Tilp 2015). Ähnlich unserer Ergebnisse konnten die Autoren keinen Einfluss von statischer Dehnung auf die passive Stiffness des Quadrizeps zeigen. Die Dehndauern waren mit 15 oder 60 Sekunden allerdings deutlich kürzer als in der hier gewählten Intervention (2x60 Sekunden). Dennoch unterstützt dies die hier vorliegenden Ergebnisse, und legen nahe, dass weder SMR noch statisches Dehnen einen Einfluss auf die passive Gewebespannung des vorderen Oberschenkels zu haben scheint.

Andere Messverfahren erfassen passive Stiffness nicht als Verhalten gegenüber einer Dehnungs- sondern vielmehr gegenüber einer Kompressionskraft (Kerins et al. 2013; Wilke und Banzer 2014). Möglicherweise quantifiziert dies, trotz gleicher Nomenklatur, andere physiologische und biomechanische Gewebeeigenschaften und führt dementsprechend zu differenten Messergebnissen. So war der „*shear modulus*“ im Bereich der Hamstrings in der Studie von Morales-Artacho et al. etwa nach allen getesteten Interventionen reduziert, nicht jedoch die Gewebespannung gegenüber einer passiven Dehnung am isokinetischen Dynamometer. Nach einer siebenminütigen manuellen Massage der Wadenmuskulatur reduzierte sich ebenfalls der „*shear modulus*“ des medialen gastrocnemius direkt nach der Intervention (Eriksson Crommert et al. 2015). Das in den Studien genutzte, ultraschallbasierte Verfahren verwendet rechtwinklig zum Ultraschallkopf verlaufende Scherwellen. Diese breiten sich in unterschiedlich festen Geweben unterschiedlich schnell aus – in festen Geweben schneller, in weichen Geweben langsamer. Neben des regulären senkrecht verlaufenden Ultraschallsignals kann der spezielle Schallkopf ebenso die quer verlaufenden Scherwellen erfassen. Aus der Laufzeit der Scherwellen im Ultraschallsignal können Rückschlüsse über die Gewebesteifigkeit in vivo gezogen werden (Bercoff et al. 2004; Brandenburg et al. 2014). Allerdings erlaubt die Scherwellenelastographie keine dynamische, sondern lediglich eine statische Erfassung der relevanten Parameter in konstanter Position. Das Verfahren erlaubt, ähnlich einer isometrischen gegenüber einer isokinetischen Kraftmessung, lediglich Aussagen zur Gewebesteifigkeit in den jeweils getesteten

Gelenkwinkeln oder Positionen, nicht kontinuierlich über die gesamte Bewegungsbahn. Am Quadrizeps ergaben sich jedoch in höheren Knie- bzw. Dehnungswinkeln ebenfalls höhere Stiffness-Werte (Le Sant et al. 2015). Eine Messung der Stiffness des m. biceps brachii ergab in 90° Ellenbogenflexion, also bei entspanntem Muskel, signifikant niedrigere Werte als in voller Extension im Ellenbogen (Eby et al. 2015). Die Stiffness des Trapezius nahm von der Ruheposition zu einer 30° Abduktion im Schultergelenk im Mittel um über 50% zu (Leong et al. 2013), was zumindest für diese statischen Messungen für eine hohe Validität des Messverfahrens spricht.

Die Betrachtung des morphologischen Korrelats dieser verschiedenen Messansätze erlaubt Erklärungsansätze möglicher divergenter Messergebnisse. Während der Widerstand gegenüber einer dehnenden Kraft eher durch Aktin-, Myosin- und Titinfilamente sowie das Netz kollagener Fasern im inter- und intramuskulären Bindegewebe determiniert wird, wirken komprimierenden Kräften eher die Moleküle der Grundsubstanz und das in der extrazellulären Matrix gebundene Wasser entgegen (Diemer 2017; Zilles und Tillmann 2010). Entsprechend würden sich Veränderungen der Gewebehydratation etwa vorrangig auf die Kompressionssteifigkeit, Veränderung der Struktur, Ausrichtung oder der mechanischen Eigenschaften der Kollagenfasern oder der Myofilamente primär auf die Dehnungssteifigkeit auswirken. Veränderungen der Kollagenstruktur sind auf Grund der nötigen Dauer solcher Anpassungen für akute Effekte unwahrscheinlich. Möglich erscheinen allerdings akute Veränderungen etwa im Wassergehalt der Grundsubstanz nach SMR, welches sich auf Maße der Kompressionssteifigkeit ausüben könnte. Untersuchungen in der eigenen Arbeitsgruppe zeigen beispielsweise nach FR am vorderen Oberschenkel eine veränderte Kompressionssteifigkeit bzw. *Tissue Compliance* (bisher unveröffentlichte Daten).

### 6.3 Dehnwahrnehmung

Der Winkel der ersten Dehnwahrnehmung vergrößerte sich sowohl nach statischem Dehnen als auch nach SMR überzufällig zur Baseline sowie im Vergleich zur Kontrollbedingung. Die Probanden gaben also das erste subjektiv wahrgenommene Dehngefühl in einem größeren Kniewinkel bzw. einem höheren Dehnungsgrad des



Quadrizeps an. Dies ist die erste Studie, die einen Einfluss von SMR auf Parameter der Dehnwahrnehmung beschreibt. Lediglich die aktuelle Studie einer japanischen Arbeitsgruppe liefert teilweise analoge Ergebnisse. Akazawa et al. (2016) ließen ihre Probanden über zwölf Wochen eine Selbstmassage im Bereich der Insertion der Hamstringmuskulatur in der Kniekehle durchführen und beobachteten im Anschluss eine erhöhte Beweglichkeit und Dehntoleranz ohne Veränderung der passiven Gewebestiffness oder der Struktur der Sehne oder des Muskels. Die Autoren diskutieren verschiedene Möglichkeiten für die erhöhte Dehntoleranz. So könnte die Massage u. a. den Stress während der Beweglichkeitsmessung auf die peripheren Nerven reduziert haben, welches wiederum zur erhöhten Dehntoleranz und Beweglichkeit führte. Auch wenn Muskelgruppe sowie Technik und Lokalisation der Massage in diesem Fall differieren, unterstützt dies die Ergebnisse der vorliegenden Studie bzgl. des Effektes von SMR auf die Dehnwahrnehmung.

Wiederum bezüglich der Effekte statischer Dehnmethoden finden sich in der Literatur wiederholt Hinweise zu Veränderungen der Dehnwahrnehmung im Bereich des hinteren Oberschenkels. Cabido et al. verglichen in ihrer aktuellen Studie die akuten Effekte zweier verschiedener Dehnmethoden auf die passive Spannung und die Dehnwahrnehmung. Beide Dehnmethoden führten zu einer Reduktion der passiven Dehnungsspannung sowie zu einer Verschiebung des Winkels der ersten Dehnwahrnehmung in einen höheren Dehnungsgrad (Cabido et al. 2014). Nach einmaliger 10-minütiger Dehnintervention (10x30 Sekunden statisches Stretching, 30 Sekunden Pause) konnten Halbertsma et al. (1996) keine Veränderungen der passiven Stiffness, jedoch eine erhöhte Beweglichkeit und Dehntoleranz feststellen. Auch nach einer vierwöchigen, täglich im Heimtraining durchgeführten Dehnintervention des hinteren Oberschenkels, veränderte sich die passive Spannung in gleichen Gelenkwinkeln nicht. Die Probanden wurden aber dennoch beweglicher und tolerierten eine höhere maximale Dehnungsspannung (Halbertsma und Goeken 1994). Ähnliche Ergebnisse liefert die Arbeit von Ylinen et al. (2009). Nach ebenfalls vierwöchiger Dehnintervention der hinteren Oberschenkelmuskulatur (einmal täglich als Heimübungsprogramm, jeweils 6x30 Sekunden) vergrößerte sich die Beweglichkeit der Hüfte im *straight leg raise* sowie der Winkel des ersten Dehngefühls signifikant zur Baseline, ohne Veränderungen der passiven Dehnungs- oder Kompressionsstiffness. Verwendet wurden in allen

Arbeiten und damit vergleichbar mit der Methodik der vorliegenden Dissertation, ein elektronisch gesteuerter Dynamometer mit gekoppeltem Kraftaufnehmer, der das Bein mit konstanter Winkelgeschwindigkeit bewegte.

Als ursächlich für Veränderungen bezüglich der Dehnwahrnehmung und -toleranz werden verschiedene, v.a. neurophysiologische Mechanismen diskutiert. Behm et al. (2016a) konnten nach Dehnungsübungen der oberen und unteren Extremität jeweils im anderen Körpersegment Veränderungen in der Beweglichkeit feststellen. Auch in der Arbeit von Chaouachi et al. (2017) verbesserte sich die Beweglichkeit der nicht gedehnten Hüfte in fast gleichem Maße wie die der gedehnten Seite. Die Autoren diskutieren eine global erhöhte Dehnungstoleranz Ursache für diese Effekte. Auch wenn die grundlegenden Mechanismen für diese Veränderungen bisher unklar sind, werden Informationen bezüglich der somatosensorischen Wahrnehmung von Muskellänge und Veränderungen der Dehnungsspannung auf kortikaler Ebene verarbeitet (Chaouachi et al. 2017). Diskutiert wird eine globale und nicht lediglich lokale Veränderung der Dehnwahrnehmung und -toleranz auf Grund der engen Vernetzung der beteiligten kortikalen Strukturen (Amann et al. 2013).

Wie in Kapitel 2.3 dargestellt, stellen auch im Rahmen faszienorientierter Behandlungsansätze neurophysiologische Effekte potentielle Wirkmechanismen dar. In einem mathematischen 3D Modell konnten Chaudhry et al. (2008) zeigen, dass für die Deformation von derbem Bindegewebe (wie der fascia lata) Kräfte nötig sind, die jene beim SMR oder auch bei manueller Behandlung auftretenden um Längen überschreiten. Daher werden vor allem für Akuteffekte nach solchen Behandlungen vermehrt neurophysiologische Mechanismen als ursächlich diskutiert. Durch Druck stimulierte Mechanorezeptoren (z.B. Ruffini- und Paccini-Körperchen), welche in hoher Dichte in faszialen Geweben gefunden wurden (Wilke et al. 2017), sollen etwa eine Reduktion der Feuerungsrate der Alpha-Motoneurone und so eine Abnahme des Muskeltonus induzieren (Schleip 2003a; Simmonds et al. 2012). Eine Reduktion der Muskelspannung konnte, wie im vorherigen Kapitel diskutiert, in der vorliegenden Arbeit allerdings nicht nachgewiesen werden. Möglich ist eine reduzierte Aktivierung nozizeptiver freier Nervenendigungen in Muskel- und Bindegewebe im Anschluss an die als schmerzhaft empfundene Dehnung oder SMR Applikation (Magnusson et al. 1996a; Marchettini 1993).

Eine manuelle Massage reduzierte nach Muskelkaterinduktion durch exzentrische Kontraktionen der Handgelenksstrecker den mechanischen Muskelschmerz und die Muskelschmerzen während Dehnung, allerdings nicht den Muskelschmerz in Ruhe (Frey Law et al. 2008). Ähnliche Effekte wurden nach SMR-Anwendung im Bereich der Oberschenkelmuskulatur beobachtet (Jay et al. 2014; MacDonald et al. 2014). Auch die Druckschmerzschwelle des Quadrizeps ohne Muskelkaterinduktion veränderte sich nach 2-minütiger SMR Applikation (Cheatham et al. 2017), ebenso die der ipsilateralen Hamstrings und des kontralateralen Quadrizeps (Cheatham und Baker 2017; Cheatham und Kolber 2017). Diese Ergebnisse könnten auf eine reduzierte Aktivität nozizeptiver Nervenendigungen in Muskel und Bindegewebe nach SMR Anwendung hindeuten, auf entfernt des eigentlichen Anwendungsgebietes.

Die Ausschüttung verschiedener Neurotransmitter über absteigende schmerzmodulierende Regelkreise könnte in diesem Zusammenhang eine entscheidende Rolle spielen, gerade weil dies global auftretende Effekte nach Massage oder SMR mit erklären kann. Von Interesse sind in diesem Zusammenhang verschiedene Neurotransmitter, u. a. Oxytocin, Serotonin, Dopamin und Cortisol. In Tierversuchen zeigte sich durch mechanische Stimulation – ähnlich einer Massage – ein anti-nozizeptiver Effekt, vermutlich ausgelöst durch eine Oxytocin-Ausschüttung ins Plasma und der grauen Masse im Bereich des Mittelhirns (Agren et al. 1995; Ge et al. 2002). Beim Menschen wurde ein Anstieg der Oxytocinkonzentration nach Massage sowohl bei Frauen als auch bei Männern bestätigt (Morhenn et al. 2012; Bello et al. 2008). Ebenfalls zeigte sich eine erhöhte Dopamin- und Serotoninkonzentration (Hernandez-Reif et al. 2001; Field et al. 2005) sowie eine reduzierte Cortisolkonzentration (Field et al. 2005) nach manueller Massage. Allerdings waren die verwendeten Massagedauern in den genannten Studien mit im Mittel 30 Minuten deutlich länger als die hier verwendete Dauer von insgesamt nur zwei Minuten. Zudem ist eine ähnliche hormonelle Antwort nach Selbstmassage bisher nicht untersucht. Da vor allem die Oxytocinausschüttung vornehmlich bei direktem menschlichen Hautkontakt ausgeschüttet wird (Vigotsky und Bruhns 2015), ist fraglich ob eine Selbstmassage eine ähnliche Ausschüttung induzieren kann. Nichtsdestotrotz wird dies als Mechanismus für die Reduktion von Muskelschmerz nach SMR diskutiert (Jay et al.

2014). Dieser schmerzdämpfende Effekt könnte ebenso die Dehnwahrnehmung verändern und diese so in einen höheren Dehnungsgrad verlagern. Ein möglicher Effekt auf die Dehntoleranz wirkt vor diesem Hintergrund ebenfalls plausibel, kann auf Basis der vorliegenden Daten allerdings nicht verifiziert werden.

Insgesamt deuten die Ergebnisse auf einen signifikanten Einfluss der Dehnwahrnehmung auf Veränderungen der Beweglichkeit nach SMR und statischem Dehnen hin. Interessanterweise verschob sich die Dehnwahrnehmung nach statischem Dehnen deutlicher in einen höheren Gelenkwinkel als nach SMR, was für eine größere Wirkung der Dehnung auf Veränderungen der Dehnwahrnehmung spricht. Allerdings scheint dies auch bei Beweglichkeitsveränderungen nach SMR eine Rolle zu spielen. Welche neurophysiologischen Mechanismen oder potentielle Neuropeptide in diesem Zusammenhang eine Rolle spielen könnten, ist bisher unklar und sollte in künftigen Studien thematisiert werden.

#### 6.4 Fasziale Gleitbewegung

Zum ersten Mal konnte in der vorliegenden Studie gezeigt werden, dass SMR einen selektiven und direkten Effekt auf die Gleitbewegung einzelner Faszien-schichten am vorderen Oberschenkel hat. Im Bereich der thorakolumbalen Faszie konnte eine aktuelle Studie einen akuten Effekt von SMR auf die Gesamtmobilität der Faszie zeigen (Griefahn et al. 2017). Insgesamt 38 Probanden führten ein Foam Rolling im Bereich der dorsalen Körperseite (m. gluteus maximus, erector spinae, Brustwirbelsäule und m. latissimus dorsi, jeweils 3x30 Sekunden Anwendung) durch. Nach der Intervention erhöhte sich die Mobilität der thorakolumbalen Faszie während aktiver Wirbelsäulenflexion signifikant zur Baseline. Allerdings bestimmten die Autoren in dieser Studie lediglich die Gesamtmobilität der Faszie. Sie untersuchten zwar ebenfalls zwei separate Schichten der fascia thoracolumbalis, differenzierten allerdings in der Auswertung nicht in Bewegungen einzelner Schichten. Ebenfalls im Bereich der lumbalen Wirbelsäule zeigte die Arbeitsgruppe um Helen Langevin Veränderungen der Struktur (Langevin et al. 2009) sowie der Scherbewegungen innerhalb der thorakolumbalen Faszie (Langevin et al. 2011) bei Patienten mit unspezifischem Rückenschmerz. Eine zweite aktuelle Studie

untersuchte die akuten und längerfristigen Effekte eines Trainings mit der sog. MELT Methode („*Myofascial Energetic Length Technique*“), bestehend aus SMR Übungen mit Bällen und Hartschaumrollen, auf die Dicke der thorakolumbalen Faszie bei Patienten mit chronisch unspezifischem Rückenschmerz (Sanjana et al. 2017). Direkt im Anschluss als auch nach vierwöchigem Training war die Dicke des perimuskulären Bindegewebes auf Höhe des zweiten Lendenwirbels in Relation zur Baseline im Mittel um etwa ein Viertel reduziert, ebenso ging die Schmerzstärke (NRS) signifikant zurück. Interessanterweise korrespondiert dies mit der um 25% erhöhten Dicke des perimuskulären Bindegewebes bei Patienten mit unspezifischen Rückenschmerzen in der Studie von Langevin et al. (2009). Die Faziendicke scheint in beiden Studien mit der subjektiven Schmerzsymptomatik zusammenzuhängen. Im Bereich des Nackens zeigten sich Veränderungen der Faziendicke des Stenocleidomastoideus bei Patienten mit chronischen Nackenbeschwerden (Stecco et al. 2014). Diese Befunde sprechen für eine Beteiligung des Bindegewebes bzw. der Veränderungen der Struktur des Bindegewebes bei unspezifischen Schmerzsymptomen im Bereich des Rückens und Nackens.

Zur Quantifizierung der Faszienbewegung verwendeten sowohl Griefahn als auch Langevin die in der vorliegenden Arbeit verwendete Cross-Correlation-Analyse von Ultraschallvideos. In den Arbeiten von Langevin et al. und Sanjana et al. an der thoracolumbalen Faszie sowie von Stecco et al. am Nacken nutzen die Autoren ebenfalls Sonographie zum Messen der Faziendicke und -struktur. Unterschiede hinsichtlich der Gewebebeschaffenheit sowie des methodischen Vorgehens erschweren an dieser Stelle die Vergleichbarkeit der Ergebnisse. Es lässt sich jedoch erkennen, dass sich die Verwendung von Ultraschallsystemen zur Evaluation der Eigenschaften des Bindegewebes in vivo etabliert hat.

Unsere Ergebnisse legen nahe, dass die Bewegung der oberflächlichen Fazienschicht nach SMR konstant zur Baseline blieb, während sich die Gleitbewegung der tiefen Schicht verringerte, was in einer reduzierten intrafaszialen Mobilität mündete. Innerhalb der anderen Bedingungen (statisches Dehnen oder passive Kontrolle) ergaben sich Veränderungen zur Baseline in keinem der gemessenen Parameter. Dehnung und Bewegung des Muskels wurden in Geschwindigkeit ( $5^\circ/\text{s}$ ) mittels isokinetischem Dynamometer sowie bezüglich des analysierten Winkelbereiches über die Auswahl des Videosignals standardisiert.

Dies legt nahe, dass es nach SMR zu einer Art Abkoppelung der Bewegung der tiefen Faszien-schicht von der Bewegung des darunter liegenden Muskels bzw. dessen Epimysiums kam. Die SMR Anwendung führte zu einer erhöhten Gleitbewegung in der Schnittstelle zwischen tiefer Faszien-schicht und Muskel bzw. Epimysium, was im Umkehrschluss weniger Gleitbewegung zwischen oberflächlicher und tiefer Faszien-schicht induzierte.

Mit Hyaluronsäure versetztes loses Bindegewebe findet sich nicht nur innerhalb der Faszie zwischen einzelnen Schichten, sondern auch zwischen tiefer Faszien-schicht und Epimysium (Pavan et al. 2014; Findley 2011). Die Applikation von Kompression wird in der Literatur als ein potentieller Ansatz zum Lösen von Adhäsionen zwischen einzelnen Faszien-schichten und Verbesserung der fasziellen Gleitbewegung beschrieben (Martinez Rodriguez und Galan del Rio 2013; Tozzi 2012). Welche strukturellen oder mechanischen Veränderungen diesen potentiellen Effekten zu Grunde liegen, wird von den Autoren leider nicht beschrieben. Bove und Chapelle konnten in einer Tierstudie zeigen, dass manuelle Manipulationen postoperative viszerale Adhäsionen reduzieren konnte (Bove und Chapelle 2012). Die Autoren diskutieren eine durch die manuelle Behandlung assistiv verbesserte Bewegung zwischen Bauchdecke und Organen als mögliche Ursache für die reduzierten Adhäsionen in der Versuchsgruppe. Allerdings wurden Effekte hier innerhalb einer siebentägigen Periode nach täglicher Manipulation evaluiert, weshalb Aussagen über mögliche Akuteffekte schwer zu treffen sind. Auch die Übertragbarkeit des Tiermodells im Bereich der viszeralen Organe nach operativ induzierten Adhäsionen auf die Effekte am Oberschenkel gesunder Menschen scheint eher begrenzt möglich.

Diskutiert wird in diesem Zusammenhang unter anderem eine Veränderung der viskoelastischen Eigenschaften des losen Bindegewebes zwischen tiefer Faszien-schicht und Muskel im Anschluss an die Kompression und Rollbewegung auf Grund von Verschiebungen der elektromagnetischen Ladung der Kollagenfasern und der Grundsubstanzmoleküle innerhalb der extrazellulären Matrix (Fukada und Yasuda 1964; O'Connell 2003). Dieser als *piezoelektrischer Effekt* beschriebene Mechanismus ist potentiell in der Lage, intra- und extrazelluläre Umbauprozesse positiv zu beeinflussen (Schleip 2003a). Auf Grund der benötigten Zeit solcher

morphologischen Umbauprozesse scheint er allerdings für akute Effekte nicht relevant zu sein (Schleip 2003a; Beardsley und Škarabot 2015).

Ebenso könnten durch SMR die thixotropen Eigenschaften des losen Bindegewebes verändert worden sein (Barnes 1997). Über eine Zufuhr von Energie durch die Kompression könnte sich das lose Bindegewebe von einem eher festen zu einem eher flüssigen Aggregatzustand verändert haben, was zu einer verbesserten Gleitbewegung des Muskels gegenüber bzw. unter der tiefen Faszien-schicht führte. Als letzte Möglichkeit könnte eine durch SMR Anwendung induzierte temporäre Dehydratation mit anschließend superkompensatorischer Rehydratation des Bindegewebes eine Rolle bei Veränderungen der faszialen Mobilität spielen (Schleip und Müller 2013). Allerdings scheinen die meisten dieser Erklärungsansätze auf Grund der zeitlichen Kinetik als eher unwahrscheinlich für die in der vorliegenden Arbeit untersuchten Akuteffekte.

Zudem konnten in der vorliegenden Arbeit keine Parameter zur Viskosität des losen Bindegewebes respektive der Gewebhydratation erfasst werden, daher sind Überlegungen bezüglich der Mechanismen einer veränderten faszialen Mobilität eher spekulativ als evidenzgestützt. Des Weiteren waren mögliche Veränderungen in diesen Parametern nicht ausreichend, um die Stiffness der gesamten myotendinösen Einheit des Quadrizeps zu verändern. Allerdings könnte die veränderte fasziale Bewegung nach SMR zur verbesserten Beweglichkeit, etwa über eine veränderte Rückmeldung propriozeptiver Rezeptoren oder nozizeptiver Nervenendigungen durch die reduzierte Bewegung der tiefen Faszien-schicht, mit beitragen.

Es sollte an dieser Stelle noch Erwähnung finden, dass bisher noch unklar erscheint, ob die in der vorliegenden Arbeit beobachteten Veränderungen der faszialen Gleitbewegung einen biopositiven Effekt darstellen. Zumindest akut berichtete kein Proband von negativ wahrgenommenen Auswirkungen der SMR Intervention. In der Studie von Sanjana et al. (2017) ging die Reduktion der Dicke des perimuskulären Bindegewebes sowohl akut als auch nach 4-wöchigem Training mit einer signifikanten Schmerzreduktion bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen einher. In der Studie von Tozzi et al. (2011) veränderte sich bei Patienten mit Nackenbeschwerden die qualitativ eingeschätzte Gleitbewegung verschiedener Faszien-schichten in der Nackenregion nach einer manuellen

myofaszialen Behandlungstechnik einhergehend mit einer Reduktion des Schmerzes. Beide Befunde könnten auf einen Einfluss faszialer Gleitbewegungen bei der Entstehung unspezifischer myofaszialer Schmerzen hindeuten. In der Literatur finden sich ansonsten keine Belege negativer Akuteffekte von SMR oder manueller myofaszialer Behandlungstechniken. Die Frage, ob Veränderungen der faszialen Gleitbewegung bei langfristigem Training auch bionegative Effekte nach sich ziehen könnten, ist bisher ungeklärt. Ebenso unklar ist noch, ob diese in der vorliegenden Arbeit gezeigten Veränderungen der faszialen Gleitbewegungen während passiver Bewegung auch bei aktiver Kontraktion der behandelten Muskulatur zu beobachten sind.

Abschließend lassen die ermittelten Effektstärken für Veränderungen der Bewegung der tiefen Schicht sowie der intrafaszialen Mobilität allerdings nur auf einen kleinen Effekt der Foam Rolling Intervention schließen. Dennoch stellte sich dieser Effekt als signifikant gegenüber der Baseline-Erhebung sowie im Fall der intrafaszialen Mobilität auch gegenüber der anderen Interventionsbedingungen heraus.

### 6.5 Studienlimitationen

Einige Limitationen der vorliegenden Studie müssen an dieser Stelle genannt werden. Die gewählte Positionierung auf dem Dynamometer erlaubte eine gleichzeitige Erfassung fast aller Outcome Parameter (passive Stiffness, fasziale Gleitbewegung & subjektives Dehngefühl). Ähnlich wie in der Studie von Stafilidis und Tilp (Stafilidis und Tilp 2015) wurde die Knieflexion in den meisten Fällen vom Sitz des Dynamometers und nicht der terminalen Knieflexion beschränkt. Die gewählte Position erlaubte allerdings eine deutlich höhere Knieflexion als in der vorher genannten Studie, über die liegende Position eine höhere Vorspannung des m. rectus femoris sowie durch die Kippung des Beckens durch die 90° Stellung des kontralateralen Beines eine gute Fixierung zur Vermeidung von Nebenbewegungen. Die Verwendung einer anderen Messposition bzw. die Evaluation der Effekte an einer anderen Muskelgruppe hätten keine gleichzeitige Erfassung der Hauptoutcomes ermöglicht. Die Evaluation der Stiffness der Hamstring-Muskulatur beispielsweise erfordert eine durch Hüftflexion erreichte Vordehnung und



Fixierung der Position über Polster am hinteren Oberschenkel, was eine gleichzeitige Ultraschallmessung unmöglich gemacht hätte. In der gewählten Position erreichten zudem vor allem sehr bewegliche Probanden nicht immer den Punkt eines subjektiv empfundenen ersten Dehngefühls. Es scheint durchaus möglich, dass sich Veränderungen in Bezug auf Gewebewiderstand und –stiffness nach SMR in einem höheren Knieflexionswinkel, d.h. näher am Ende der maximalen Beweglichkeit, zeigen.

Eine weitere Studienlimitation ist die fehlende Verblindung des Untersuchers. Dies wäre auf Grund der methodischen Qualität der Studie zwar wünschenswert gewesen, aufgrund mangelnder personeller Ressourcen allerdings nicht realisierbar. Auch wenn der Untersucher alle Erhebungen möglichst objektiv ohne Hinblick auf die Forschungsfragen durchführte, kann ein gewisses Maß Verzerrung, zumindest für die Ergebnisse der passiven Beweglichkeitsmessung, nicht vollkommen ausgeschlossen werden. Allerdings wurden sämtliche Outcome-Parameter zu einem späteren Zeitpunkt ausgewertet, weshalb eine direkte Zuordnung der Rohdaten zur jeweiligen Intervention und damit ein möglicher Einfluss des Untersuchers auf die Ergebnisse so weitgehend ausgeschlossen werden kann.

## 6.6 Praktische Implikationen

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Studie lassen sich verschiedene Implikationen für die Trainings- und Therapiepraxis ableiten. Der Erhalt von Flexibilität und Beweglichkeit ist ein grundlegendes Ziel vieler Trainingsprogramme. Das American College of Sports Medicine (ACSM) empfiehlt Übungen zum Erhalt oder der Verbesserung der Beweglichkeit 2-3-mal wöchentlich in das Training zu integrieren (Garber et al. 2011). Als mögliche Trainingsinhalte werden hier vor allem verschiedene Dehnmethoden (statisches Dehnen, ballistisches Dehnen, PNF Methoden) aufgeführt, welche im längerfristigen Zugewinn an Beweglichkeit etwa ähnliche Ergebnisse liefern. Die Dehnposition sollte für 10 bis 30 Sekunden in einem Punkt gehalten werden, an dem ein leichter Dehnschmerz auftritt. Vor dem Hintergrund der vorliegenden Ergebnisse erscheint auch SMR als eine weitere Möglichkeit des Trainings zum Erhalt oder der

Verbesserung der Gelenkbeweglichkeit und könnte alternativ oder supplementär zum regulären und klassischen Dehnen eingesetzt werden.

Vor allem im Kontext des Warm-ups in kraft- und schnellkraftbetonten Sportarten wird mittlerweile auf statische Dehnmethode verzichtet. Aktuelle systematische Übersichtsarbeiten zeigen eine nach statischem Dehnen akut reduzierte neuromuskuläre Leistungsfähigkeit, vor allem in Parametern der Sprung- und Explosivkraft (Behm und Chaouachi 2011; Kay und Blazevich 2012; Behm et al. 2016b). SMR dagegen scheint nach aktuellem Kenntnisstand keinen negativen Akuteinfluss auf die neuromuskuläre Leistungsfähigkeit zu haben (Cheatham et al. 2015; Beardsley und Škarabot 2015). Die Verwendung von SMR zusätzlich oder anstatt dynamischer Dehnmethode zur Steigerung der Beweglichkeit im Rahmen des Aufwärmens erscheint daher im Kontext der aktuellen Ergebnisse als zielführend. Ebenfalls der fehlende Einfluss vom SMR auf die passiven Gewebeeigenschaften legt eine Eignung im Rahmen des Warm-Ups zur Verbesserung der Beweglichkeit nahe.

Studien zu Langfristeffekten statischer Dehnmethode zeigen allerdings keinen negativen Einfluss auf die neuromuskuläre Leistung (Kallerud und Gleeson 2013; Rubini et al. 2007). Studien zu mittel- oder langfristigen Effekten von SMR auf die Beweglichkeit gibt es bisher nur wenige, keine dagegen zu den langfristigen Effekten von SMR auf die Leistungsfähigkeit. Daher sind die Einordnung der Ergebnisse sowie die Gabe von Empfehlungen für die Integration von SMR in einen langfristigen Trainingsprozess auf Grundlage der bisherigen Studienlage schwierig.

Die veränderte Dehnwahrnehmung nach SMR könnte moduliert werden über eine reduzierte Aktivität nozizeptiver Nervenendigungen sowie einer potentiellen Ausschüttung verschiedener schmerzdämpfender Neurotransmitter. Dies könnte bei Patienten mit chronischen myofaszialen Schmerzsymptomen einen positiven Einfluss auf die Schmerzsymptomatik haben. Die in der Literatur beobachtete globale Wirkung von SMR auf die Druckschmerzschwelle auch entfernt liegender Körperregionen (Cheatham und Baker 2017; Cheatham und Kolber 2017) legen einen möglichen Einsatz und Effekt auch fern der behandelten Struktur nahe.

Die Veränderung der Gleitbewegung der tiefen Faszienschicht und der intrafaszialen Gleitbewegung könnte ebenso für verschiedene Patientengruppen potentiell eine positive Anpassung bedeuten. Veränderungen der Struktur und der

Mobilität der Faszie fanden sich bei Schmerzpatienten im Bereich des unteren Rückens (Langevin et al. 2011; Langevin et al. 2009) und des Nackens (Stecco et al. 2014). Ähnlich der Veränderung der Faszien Dicke (Sanjana et al. 2017) könnte eine SMR Anwendung auch bei diesen pathologischen Veränderungen einen Effekt auf Parameter der Beweglichkeit einzelner Faszien Schichten haben und so die Schmerzsymptomatik positiv beeinflussen. Die endgültige Übertragbarkeit der Ergebnisse auf diese oder andere Patientengruppen steht allerdings noch aus.

## 7 Fazit und Ausblick

Zusammenfassend lassen sich, in Anlehnung an die formulierten Forschungsfragen, einige Ergebnisse festhalten, die im Folgenden nochmals kurz zusammengefasst werden. Ebenfalls ergeben die Resultate interessante und vielversprechende Anknüpfungspunkte für zukünftige Studien.

Die Anwendung von Foam Rolling am vorderen Oberschenkel führt zu einer Verbesserung der aktiven und passiven Knieflexion, die vergleichbar mit den Effekten nach statischem Dehnen ist. Keinen Einfluss dagegen scheinen FR und statisches Dehnen auf Basis der Resultate der vorliegenden Studie auf die Gewebespannung des Quadrizeps während passiver Knieflexion zu haben. Allerdings ergibt sich für beide Interventionen eine Verschiebung der Dehnwahrnehmung in einen höheren Gelenkwinkel bzw. Dehnungsgrad. Veränderungen der Gleitbewegung der tiefen Schicht der fascia lata und der intrafaszialen Mobilität während passiver Bewegung werden lediglich durch SMR induziert, nicht jedoch durch statische Dehnung oder passive Kontrollbedingung. Die Ergebnisse legen weiter den Einsatz von SMR zusätzlich oder anstatt klassischer Dehnmethoden im Kontext des Beweglichkeitstrainings sowie dynamischer Dehnmethoden zur Steigerung der Beweglichkeit im Rahmen des Aufwärmens vor kraft- und schnellkraftbetonten Sportarten nahe.

Unklar bleiben bisher die Effekte von FR auf die passive Gewebesteifigkeit und fasziale Gleitbewegung anderer Körperregionen oder Muskelgruppen sowie diesen Veränderungen zu Grunde liegenden Mechanismen. Da in der vorliegenden Arbeit nur junge, gesunde Probanden eingeschlossen wurden, bleibt auch die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf spezielle Personen- oder Patientengruppen bisher unklar. Ebenso hinsichtlich möglicher Veränderungen faszialer Gleitbewegungen nach SMR während aktiver Muskelkontraktion ergeben sich wertvolle Anknüpfungspunkte für zukünftige Studien.

Ein Großteil der Studien im Kontext von Dehnen oder SMR und Veränderungen der Beweglichkeit nutzen die hintere Oberschenkelmuskulatur zur Evaluation der Effekte. Aus diesem Grund bietet sich diese Region ebenfalls zur weiteren Überprüfung der Effekte von SMR auf die passive Gewebespannung an. Hier könnten Effekte auf die passive Stiffness in einem endgradigen Bewegungsbereich – allerdings nur ohne gleichzeitige Ultraschallmessung – evaluiert werden. Die

Wadenmuskulatur bietet die Möglichkeit, die Erfassung der passiven Stiffness und der faszialen Gleitbewegung zu kombinieren. Weiter sollte überprüft werden, ob SMR einen potentiellen Effekt auf pathologische Veränderungen des Bindegewebes bei speziellen Patientengruppen hat, bei denen solche Veränderungen beobachtet wurden. Auch eine mögliche Altersabhängigkeit der Effekte auf Grund von morphologischen Anpassungen der Bindegewebsstruktur im Altersverlauf scheint denkbar und könnte Anknüpfungspunkt zukünftiger Studien sein.

Ebenfalls die mittel- und langfristigen Effekte von SMR auf die in der vorliegenden Arbeit erhobenen Parameter sind mögliche Forschungsansätze anschließender Studien. Im längerfristigen Trainingsverlauf scheinen – im Gegensatz zu den hier untersuchten Akuteffekten – morphologische Anpassungen im Bereich des Bindegewebes möglich. Die Turnoverzeit von Hyaluronsäure wird mit einem bis mehreren Tagen (Fraser et al. 1997), der Grundsubstanzmoleküle mit etwa 2-9 Tagen (Diemer 2017), die von kollagenen Fasern, je nach Lokalisation, zwischen 45 und 244 Tagen (Rucklidge et al. 1992) angegeben. Besonders für das kollagenreiche Sehngewebe ist eine erhöhte Kollagenumschlagsrate nach intensiver Belastung bestätigt (Kjaer et al. 2005; Kjaer et al. 2009; Miller et al. 2005). Ein längerfristig angelegtes Training könnte demnach in einem absehbaren Zeitraum durchaus morphologische Adaptationen im Muskel- und Bindegewebe induzieren. Denkbar wäre eine Reorganisation der extrazellulären Matrix, im speziellen des kollagenen Fasernetzes und der Grundsubstanzmoleküle. Solche Anpassungen, zu erwarten in einem Zeitraum von sechs bis zwölf Monaten (Schleip und Müller 2013), könnten dann wiederum einen Einfluss auf die viskoelastischen Gewebeeigenschaften und faszialen Gleitbewegungen haben. Schließlich scheint auch die Wirkung von SMR auf neurophysiologische Parameter sowie der Oxytocin-, Serotonin- und Dopamin-Ausschüttung (wie nach manueller Massage) ein vielversprechender Anknüpfungspunkt zum tieferen Verständnis der Effekte von SMR und deren zu Grunde liegenden Mechanismen.

## Schlusswort

Schreiben musste ich diese Arbeit zwar allein – doch an ihrem guten Gelingen beteiligt waren jede Menge mir nahestehender Menschen, denen ich an dieser Stelle danken möchte.

Zu allererst meiner Frau Sandra, die mich in allen Phasen dieser Arbeit mit voller Kraft unterstützt, mir in manch schwerer Stunde stets Motivation gab die Flinte nicht ins Korn zu werfen und die sich außerdem noch als Model für die meisten Abbildungen in dieser Dissertation zur Verfügung gestellt hat. Ohne dich hätte ich diese Arbeit niemals so zu Ende gebracht.

Als zweites meinen Kollegen Dr. Jan Wilke und Dr. Daniel Niederer, sowie Prof. Dr. Lutz Vogt, die mich in der Planung und Durchführung der Studie sowie der Datenauswertung stets mit zielführenden Diskussionen und Hilfestellung begleitet und unterstützt haben. Jan, dir gilt mein weiterer Dank für die kritischen Anmerkungen zur prä-finalen Version dieser Dissertation.

Mein Dank gilt natürlich meinem Betreuer und Gutachter Prof. Dr. Dr. Banzer, der es mir ermöglicht hat, diese Arbeit in der Abteilung Sportmedizin zu planen und durchzuführen sowie für seine konstruktiven Anmerkungen im Rahmen der Anfertigung dieser Dissertation.

Zudem möchte ich dem Zweitgutachter dieser Dissertation, Prof. Dr. Werner Klingler danken, dass er sich die Zeit genommen hat, Methodik sowie Ergebnisse mit mir persönlich zu besprechen und die Arbeit zu begutachten.

Mein besonderer Dank gilt ebenso allen Probanden, die sich freiwillig in meine Hände begeben haben und ohne die diese Studie nie hätte gelingen können.

Dem gesamten Team des reaktiv gilt mein Dank, dass ich Teile der Räumlichkeiten unseres Zentrums für etwa einen Monat blockieren konnte sowie für die Nutzung des Biodex Dynamometers.

Und zu guter Letzt natürlich möchte ich meiner Familie danken. Meinen Eltern, die mich in jeder Phase meiner Ausbildung in allen vorstellbaren Aspekten unterstützt und bestärkt haben, und bei meinen Schwestern, die mir stets moralischen und seelischen Beistand geleistet haben.

**Literaturverzeichnis**

- Adstrum, Sue; Hedley, Gil; Schleip, Robert; Stecco, Carla; Yucesoy, Can A. (2017): Defining the fascial system. In: *J Bodyw Mov Ther* 21 (1), S. 173–177. DOI: 10.1016/j.jbmt.2016.11.003.
- Agren, Greta; Lundeberg, Thomas; Uvnäs-Moberg, Kerstin; Sato, Akio (1995): The oxytocin antagonist 1-deamino-2-d-Tyr-(Oet)-4-Thr-8-Orn-oxytocin reverses the increase in the withdrawal response latency to thermal, but not mechanical nociceptive stimuli following oxytocin administration or massage-like stroking in rats. In: *Neuroscience Letters* 187 (1), S. 49–52. DOI: 10.1016/0304-3940(95)11335-T.
- Ajimsha, M. S.; Al-Mudahka, Noora R.; Al-Madzhar, J. A. (2015): Effectiveness of myofascial release: systematic review of randomized controlled trials. In: *J Bodyw Mov Ther* 19 (1), S. 102–112. DOI: 10.1016/j.jbmt.2014.06.001.
- Akazawa, Naoki; Okawa, Naomi; Kishi, Masaki; Nakatani, Kiyoshi; Nishikawa, Katsuya; Tokumura, Daichi et al. (2016): Effects of long-term self-massage at the musculotendinous junction on hamstring extensibility, stiffness, stretch tolerance, and structural indices. A randomized controlled trial. In: *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine* 21, S. 38–45. DOI: 10.1016/j.ptsp.2016.01.003.
- Amann, Markus; Venturelli, Massimo; Ives, Stephen J.; McDaniel, John; Layec, Gwenael; Rossman, Matthew J.; Richardson, Russell S. (2013): Peripheral fatigue limits endurance exercise via a sensory feedback-mediated reduction in spinal motoneuronal output. In: *J Appl Physiol (1985)* 115 (3), S. 355–364. DOI: 10.1152/jappphysiol.00049.2013.
- Appell, Hans-Joachim; Stang-Voss, Christiane (2008): Funktionelle Anatomie. Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung. 4., vollst. überarb. Aufl. Heidelberg: Springer (Springer-Lehrbuch).
- Araujo, V. L.; Carvalhais, V. O.; Souza, T. R.; Ocarino, J. M.; Goncalves, G. G.; Fonseca, S. T. (2011): Validity and reliability of clinical tests for assessing passive ankle stiffness. In: *Revista brasileira de fisioterapia (Sao Carlos (Sao Paulo, Brazil))* 15 (2), S. 166–173.
- Athenstaedt, Herbert (1974): PYROELECTRIC AND PIEZOELECTRIC PROPERTIES OF VERTEBRATES. In: *Ann NY Acad Sci* 238 (1 Electrically), S. 68–94. DOI: 10.1111/j.1749-6632.1974.tb26780.x.
- Axelson, H. W.; Hagbarth, K.-E. (2001): Human motor control consequences of thixotropic changes in muscular short-range stiffness. In: *The Journal of physiology* 535 (1), S. 279–288. DOI: 10.1111/j.1469-7793.2001.00279.x.
- Azevedo, D. C.; Melo, R. M.; Alves, Correa R. V.; Chalmers, G. (2011): Uninvolved versus target muscle contraction during contract: relax proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. In: *Physical therapy in sport : official*

- journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine* 12 (3), S. 117–121. DOI: 10.1016/j.ptsp.2011.04.003.
- Barnes, Mark F. (1997): The basic science of myofascial release. Morphologic change in connective tissue. In: *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 1 (4), S. 231–238. DOI: 10.1016/S1360-8592(97)80051-4.
- Beardsley, Chris; Škarabot, Jakob (2015): Effects of self-myofascial release: A systematic review. In: *Journal of bodywork and movement therapies* 19 (4), S. 747–758. DOI: 10.1016/j.jbmt.2015.08.007.
- Behara, Brandon; Jacobson, Bert H. (2015): The acute effects of deep tissue foam rolling and dynamic stretching on muscular strength, power and flexibility in Division I Lineman. In: *Journal of orthopaedic trauma*. DOI: 10.1519/JSC.0000000000001051.
- Behara, Brandon; Jacobson, Bert H. (2017): Acute Effects of Deep Tissue Foam Rolling and Dynamic Stretching on Muscular Strength, Power, and Flexibility in Division I Linemen. In: *Journal of strength and conditioning research* 31 (4), S. 888–892. DOI: 10.1519/JSC.0000000000001051.
- Behm, D. G.; Cavanaugh, T.; Quigley, P.; Reid, J. C.; Nardi, P. S.; Marchetti, P. H. (2016a): Acute bouts of upper and lower body static and dynamic stretching increase non-local joint range of motion. In: *European journal of applied physiology* 116 (1), S. 241–249. DOI: 10.1007/s00421-015-3270-1.
- Behm, D. G.; Chaouachi, A. (2011): A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. In: *European journal of applied physiology* 111 (11), S. 2633–2651. DOI: 10.1007/s00421-011-1879-2.
- Behm, David G.; Blazevich, Anthony J.; Kay, Anthony D.; McHugh, Malachy (2016b): Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: a systematic review. In: *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme* 41 (1), S. 1–11. DOI: 10.1139/apnm-2015-0235.
- Behrends, Jan C.; Bischofberger, Josef; Deutzmann, Rainer; Ehmke, Heimo; Frings, Stephan; Grissmer, Stephan et al. (2012): Quergestreifte Skelettmuskulatur. In: Jan Behrends, Josef Bischofberger und Rainer Deutzmann (Hg.): *Duale Reihe Physiologie*. 2., aktualisierte Auflage. Stuttgart: Thieme (DUALE REIHE Herausgegeben von Alexander Bob und Konstantin Bob).
- Bello, Debra; White-Traut, Rosemary; Schwertz, Dorie; Pournajafi-Nazarloo, Hossein; Carter, C. Sue (2008): An exploratory study of neurohormonal responses of healthy men to massage. In: *Journal of alternative and complementary medicine (New York, N.Y.)* 14 (4), S. 387–394. DOI: 10.1089/acm.2007.0660.
- Bercoff, J.; Tanter, M.; Fink, M. (2004): Supersonic shear imaging. A new technique for soft tissue elasticity mapping. In: *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.* 51 (4), S. 396–409. DOI: 10.1109/TUFFC.2004.1295425.



- Bhattacharya, Visweswar; Barooah, Partha Sarathi; Nag, Tapas Chandra; Chaudhuri, Gaurab Ranjan; Bhattacharya, Siddhartha (2010): Detail microscopic analysis of deep fascia of lower limb and its surgical implication. In: *Indian J Plast Surg* 43 (2), S. 135–140. DOI: 10.4103/0970-0358.73424.
- Biodex (2014): Biodex Advantage Software (V.4x) - Operation Manual. Online verfügbar unter [https://umanitoba.ca/faculties/kinrec/media/Biodex\\_software.pdf](https://umanitoba.ca/faculties/kinrec/media/Biodex_software.pdf).
- Bove, Geoffrey M.; Chapelle, Susan L. (2012): Visceral mobilization can lyse and prevent peritoneal adhesions in a rat model. In: *J Bodyw Mov Ther* 16 (1), S. 76–82. DOI: 10.1016/j.jbmt.2011.02.004.
- Boyd, Benjamin S.; Gray, Andrew T.; Dilley, Andrew; Wanek, Linda; Topp, Kimberly S. (2012): The pattern of tibial nerve excursion with active ankle dorsiflexion is different in older people with diabetes mellitus. In: *Clinical Biomechanics* 27 (9), S. 967–971. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2012.06.013.
- Bradbury-Squires, David J.; Noftall, Jennifer C.; Sullivan, Kathleen M.; Behm, David G.; Power, Kevin E.; Button, Duane C. (2015): Roller-massager application to the quadriceps and knee-joint range of motion and neuromuscular efficiency during a lunge. In: *Journal of athletic training* 50 (2), S. 133–140. DOI: 10.4085/1062-6050-49.5.03.
- Brandenburg, Joline E.; Eby, Sarah F.; Song, Pengfei; Zhao, Heng; Brault, Jeffrey S.; Chen, Shigao; An, Kai-Nan (2014): Ultrasound elastography: the new frontier in direct measurement of muscle stiffness. In: *Archives of physical medicine and rehabilitation* 95 (11), S. 2207–2219. DOI: 10.1016/j.apmr.2014.07.007.
- Bressel, Eadric; Larsen, Brian T.; McNair, Peter J.; Cronin, John (2004): Ankle joint proprioception and passive mechanical properties of the calf muscles after an Achilles tendon rupture: a comparison with matched controls. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 19 (3), S. 284–291. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2003.12.008.
- Buckner, Samuel L.; Jenkins, Nathaniel D.M.; Costa, Pablo B.; Ryan, Eric D.; Herda, Trent J.; Cramer, Joel T. (2015): Comparing passive angle–torque curves recorded simultaneously with a load cell versus an isokinetic dynamometer during dorsiflexion stretch tolerance assessments. In: *Medical engineering & physics* 37 (5), S. 494–498. DOI: 10.1016/j.medengphy.2015.02.010.
- Bushell, Jennifer E.; Dawson, Sierra M.; Webster, Margaret M. (2015): Clinical Relevance of Foam Rolling on Hip Extension Angle in a Functional Lunge Position. In: *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* 29 (9), S. 2397–2403. DOI: 10.1519/JSC.0000000000000888.
- Cabido, Christian E. T.; Bergamini, Juliana C.; Andrade, Andre G. P.; Lima, Fernando V.; Menzel, Hans J.; Chagas, Mauro H. (2014): Acute effect of constant torque and angle stretching on range of motion, muscle passive properties, and

- stretch discomfort perception. In: *Journal of strength and conditioning research* 28 (4), S. 1050–1057. DOI: 10.1519/JSC.0000000000000241.
- Carroll, Matthew; Yau, Janet; Rome, Keith; Hing, Wayne (2012): Measurement of tibial nerve excursion during ankle joint dorsiflexion in a weight-bearing position with ultrasound imaging. In: *Journal of Foot and Ankle Research* 5 (1), S. 1. DOI: 10.1186/1757-1146-5-5.
- Carvalho, Viviane Otoni do Carmo; Araújo, Vanessa Lara de; Souza, Thales Rezende; Gonçalves, Gabriela Gomes Pavan; Ocarino, Juliana de Melo; Fonseca, Sérgio Teixeira (2011): Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness. In: *Manual Therapy* 16 (3), S. 240–245. DOI: 10.1016/j.math.2010.10.009.
- Cavanaugh, Mark Tyler; Aboodarda, Saied Jalal; Hodgson, Daniel; Behm, David George (2016): Foam Rolling of Quadriceps Decreases Biceps Femoris Activation. In: *Journal of strength and conditioning research*. DOI: 10.1519/JSC.0000000000001625.
- Chalmers, Gordon (2004): Re-examination of the possible role of Golgi tendon organ and muscle spindle reflexes in proprioceptive neuromuscular facilitation muscle stretching. In: *Sports biomechanics* 3 (1), S. 159–183. DOI: 10.1080/14763140408522836.
- Chan, A. W.; Tetzlaff, J. M.; Gotzsche, P. C.; Altman, D. G.; Mann, H.; Berlin, J. A. et al. (2013): SPIRIT 2013 explanation and elaboration: guidance for protocols of clinical trials. In: *BMJ (Clinical research ed.)* 346, e7586. DOI: 10.1136/bmj.e7586.
- Chan, Yuan-Chi; Wang, Tzyy-Jiuan; Chang, Cheng-Chiang; Chen, Liang-Cheng; Chu, Heng-Yi; Lin, Shiou-Ping; Chang, Shin-Tsu (2015): Short-term effects of self-massage combined with home exercise on pain, daily activity, and autonomic function in patients with myofascial pain dysfunction syndrome. In: *Journal of physical therapy science* 27 (1), S. 217–221. DOI: 10.1589/jpts.27.217.
- Chaouachi, Anis; Padulo, Johnny; Kasmi, Sofien; Othmen, Aymen Ben; Chatra, Moktar; Behm, David G. (2017): Unilateral static and dynamic hamstrings stretching increases contralateral hip flexion range of motion. In: *Clinical physiology and functional imaging* 37 (1), S. 23–29. DOI: 10.1111/cpf.12263.
- Chaudhry, Hans; Schleip, Robert; Ji, Zhiming; Bukiet, Bruce; Maney, Miriam; Findley, Thomas (2008): Three-Dimensional Mathematical Model for Deformation of Human Fasciae in Manual Therapy. In: *J Am Osteopath Assoc* 108 (8), S. 379–390. DOI: 10.7556/jaoa.2008.108.8.379.
- Cheatham, S. W.; Kolber, M. J.; Cain, M.; Lee, M. (2015): The effects of self myofascial release using a foam roller or roller massager on joint range of motion, muscle recovery and performance: A systematic review. In: *International journal of sports physical therapy* 10 (6), S. 827–838.

- Cheatham, Scott W.; Baker, Russell (2017): Differences in pressure pain threshold among men and women after foam rolling. In: *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. DOI: 10.1016/j.jbmt.2017.06.006.
- Cheatham, Scott W.; Kolber, Morey J. (2017): Does Self-Myofascial Release With a Foam Roll Change Pressure Pain Threshold of the Ipsilateral Lower Extremity Antagonist and Contralateral Muscle Groups? An Exploratory Study. In: *J Sport Rehabil*, S. 1–18. DOI: 10.1123/jsr.2016-0196.
- Cheatham, Scott W.; Kolber, Morey J.; Cain, Matt (2017): COMPARISON OF VIDEO-GUIDED, LIVE INSTRUCTED, AND SELF-GUIDED FOAM ROLL INTERVENTIONS ON KNEE JOINT RANGE OF MOTION AND PRESSURE PAIN THRESHOLD. A RANDOMIZED CONTROLLED TRIAL. In: *International journal of sports physical therapy* 12 (2), S. 242–249.
- Coppieters, M. W.; Hough, A. D.; Dilley, A. (2009): Different nerve-gliding exercises induce different magnitudes of median nerve longitudinal excursion: an in vivo study using dynamic ultrasound imaging. In: *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 39 (3), S. 164–171. DOI: 10.2519/jospt.2009.2913.
- Couture, Grace; Karlik, Dustin; Glass, Stephen C.; Hatzel, Brian M. (2015): The Effect of Foam Rolling Duration on Hamstring Range of Motion. In: *The open orthopaedics journal* 9, S. 450–455. DOI: 10.2174/1874325001509010450.
- Dalichau, S.; Scheele, K.; Reissdorf, C.; Huebner, J. (1998): Die kinematische Ganganalyse unter besonderer Berücksichtigung von Lendenwirbelsäule und Becken. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 49 (11/12), S. 340–346.
- Davidson, C. J.; Ganion, L. R.; Gehlsen, G. M.; Verhoestra, B.; Roepke, J. E.; Sevier, T. L. (1997): Rat tendon morphologic and functional changes resulting from soft tissue mobilization. In: *Medicine and science in sports and exercise* 29 (3), S. 313–319.
- Diemer, Frank (2017): Praxis der medizinischen Trainingstherapie I. Lendenwirbelsäule, Sakroiliakalgelenk und untere Extremität. 3., aktualisierte und erweiterte Auflage. Stuttgart: Thieme.
- Dilley, A.; Greening, J.; Lynn, B.; Leary, R.; Morris, V. (2001): The use of cross-correlation analysis between high-frequency ultrasound images to measure longitudinal median nerve movement. In: *Ultrasound in medicine & biology* 27 (9), S. 1211–1218.
- Dilley, A.; Summerhayes, C.; Lynn, B. (2007): An in vivo investigation of ulnar nerve sliding during upper limb movements. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 22 (7), S. 774–779. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2007.04.004.
- Drouin, J. M.; Valovich-mcLeod, T. C.; Shultz, S. J.; Gansneder, B. M.; Perrin, D. H. (2004): Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. In: *European*

- journal of applied physiology* 91 (1), S. 22–29. DOI: 10.1007/s00421-003-0933-0.
- Duong, B.; Low, M.; Moseley, A. M.; Lee, R. Y.; Herbert, R. D. (2001): Time course of stress relaxation and recovery in human ankles. In: *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 16 (7), S. 601–607.
- Eby, Sarah F.; Cloud, Beth A.; Brandenburg, Joline E.; Giambini, Hugo; Song, Pengfei; Chen, Shigao et al. (2015): Shear wave elastography of passive skeletal muscle stiffness: influences of sex and age throughout adulthood. In: *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 30 (1), S. 22–27. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2014.11.011.
- Eisenbrand, R. (2016): Millionengeschäft Faszien: So profitieren findige Online-Marketer vom Hype. <http://www.onlinemarketingrockstars.de>. Online verfügbar unter <http://www.onlinemarketingrockstars.de/faszien-rolle/>.
- Eliava, Marina; Melchior, Meggane; Knobloch-Bollmann, H. Sophie; Wahis, Jérôme; da Silva Gouveia, Miriam; Tang, Yan et al. (2016): A New Population of Parvocellular Oxytocin Neurons Controlling Magnocellular Neuron Activity and Inflammatory Pain Processing. In: *Neuron* 89 (6), S. 1291–1304. DOI: 10.1016/j.neuron.2016.01.041.
- Ellis, R.; Hing, W.; Dilley, A.; McNair, P. (2008): Reliability of measuring sciatic and tibial nerve movement with diagnostic ultrasound during a neural mobilisation technique. In: *Ultrasound in medicine & biology* 34 (8), S. 1209–1216. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2008.01.003.
- Ellis, R. F.; Hing, W. A.; McNair, P. J. (2012): Comparison of longitudinal sciatic nerve movement with different mobilization exercises: an in vivo study utilizing ultrasound imaging. In: *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 42 (8), S. 667–675. DOI: 10.2519/jospt.2012.3854.
- Eriksson Crommert, M.; Lacourpaille, L.; Heales, L. J.; Tucker, K.; Hug, F. (2015): Massage induces an immediate, albeit short-term, reduction in muscle stiffness. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 25 (5), e490–6. DOI: 10.1111/sms.12341.
- Faul, F.; Erdfelder, E.; Lang, A. G.; Buchner, A. (2007): G\*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. In: *Behavior research methods* 39 (2), S. 175–191.
- Field, Tiffany; Hernandez-Reif, Maria; Diego, Miguel; Schanberg, Saul; Kuhn, Cynthia (2005): Cortisol decreases and serotonin and dopamine increase following massage therapy. In: *The International journal of neuroscience* 115 (10), S. 1397–1413. DOI: 10.1080/00207450590956459.
- Findley, Thomas W. (2011): Fascia Research from a Clinician/Scientist's Perspective. In: *International Journal of Therapeutic Massage & Bodywork* 4 (4), S. 1–6.

- Fourchet, Francois; Materne, Olivier; Horobeanu, Cosmin; Hudacek, Tomas; Buchheit, Martin (2013): Reliability of a novel procedure to monitor the flexibility of lower limb muscle groups in highly-trained adolescent athletes. In: *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine* 14 (1), S. 28–34. DOI: 10.1016/j.ptsp.2012.02.004.
- Fraser, J. R.; Laurent, T. C.; Laurent, U. B. (1997): Hyaluronan. Its nature, distribution, functions and turnover. In: *Journal of internal medicine* 242 (1), S. 27–33.
- Frey Law, Laura A.; Evans, Stephanie; Knudtson, Jill; Nus, Steven; Scholl, Kerri; Sluka, Kathleen A. (2008): Massage reduces pain perception and hyperalgesia in experimental muscle pain. A randomized, controlled trial. In: *The journal of pain : official journal of the American Pain Society* 9 (8), S. 714–721. DOI: 10.1016/j.jpain.2008.03.009.
- Frontera, Walter R.; Ochala, Julien (2015): Skeletal Muscle. A Brief Review of Structure and Function. In: *Calcified Tissue International* 96 (3), S. 183–195. DOI: 10.1007/s00223-014-9915-y.
- Fukada, Eiichi; Yasuda, Iwao (1964): Piezoelectric Effects in Collagen. In: *Jpn. J. Appl. Phys.* 3 (2), S. 117–121. DOI: 10.1143/JJAP.3.117.
- Garber, Carol Ewing; Blissmer, Bryan; Deschenes, Michael R.; Franklin, Barry A.; Lamonte, Michael J.; Lee, I-Min et al. (2011): American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. In: *Medicine and science in sports and exercise* 43 (7), S. 1334–1359. DOI: 10.1249/MSS.0b013e318213febf.
- Ge, Yuan; Lundeberg, Thomas; Yu, Long-Chuan (2002): Blockade effect of mu and kappa opioid antagonists on the anti-nociception induced by intra-periaqueductal grey injection of oxytocin in rats. In: *Brain Research* 927 (2), S. 204–207. DOI: 10.1016/S0006-8993(01)03346-7.
- Gehlsen, G. M.; Ganion, L. R.; Helfst, R. (1999): Fibroblast responses to variation in soft tissue mobilization pressure. In: *Medicine and science in sports and exercise* 31 (4), S. 531–535.
- Gibson, William; Arendt-Nielsen, Lars; Taguchi, Toru; Mizumura, Kazue; Graven-Nielsen, Thomas (2009): Increased pain from muscle fascia following eccentric exercise: animal and human findings. In: *Experimental brain research* 194 (2), S. 299–308. DOI: 10.1007/s00221-008-1699-8.
- Graumann, Lutz; Andrä, Marcel; Pfitzer, Torsten (2015): Funktionelles Faszientraining mit der Blackroll. München: riva.
- Griefahn, Annika; Oehlmann, Jan; Zalpour, Christoff; Piekartz, Harry von (2017): Do exercises with the Foam Roller have a short-term impact on the

- thoracolumbar fascia? - A randomized controlled trial. In: *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 21 (1), S. 186–193. DOI: 10.1016/j.jbmt.2016.05.011.
- Grieve, Rob; Goodwin, Faye; Alfaki, Mostapha; Bourton, Amey-Jay; Jeffries, Caitlin; Scott, Harriet (2015): 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. In: *J Bodyw Mov Ther* 9 (3), S. 544–552. DOI: 10.1016/j.jbmt.2014.12.004.
- Halbertsma, J. P.; Goeken, L. N. (1994): Stretching exercises: effect on passive extensibility and stiffness in short hamstrings of healthy subjects. In: *Archives of physical medicine and rehabilitation* 75 (9), S. 976–981.
- Halbertsma, J. P.; van Bolhuis, A. I.; Goeken, L. N. (1996): Sport stretching: effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. In: *Archives of physical medicine and rehabilitation* 77 (7), S. 688–692.
- Halper, Jaroslava; Kjaer, Michael (2014): Basic components of connective tissues and extracellular matrix: elastin, fibrillin, fibulins, fibrinogen, fibronectin, laminin, tenascins and thrombospondins. In: *Advances in experimental medicine and biology* 802, S. 31–47. DOI: 10.1007/978-94-007-7893-1\_3.
- Halperin, Israel; Aboodarda, Saied Jalal; Button, Duane C.; Andersen, Lars L.; Behm, David G. (2014): Roller massager improves range of motion of plantar flexor muscles without subsequent decreases in force parameters. In: *International journal of sports physical therapy* 9 (1), S. 92–102.
- Harvey, D. (1998): Assessment of the flexibility of elite athletes using the modified Thomas test. In: *Br J Sports Med* 32 (1), S. 68–70. DOI: 10.1136/bjism.32.1.68.
- Healey, Kellie C.; Hatfield, Disa L.; Blanpied, Peter; Dorfman, Leah R.; Riebe, Deborah (2014): The effects of myofascial release with foam rolling on performance. In: *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* 28 (1), S. 61–68. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3182956569.
- Herda, T. J.; Costa, P. B.; Walter, A. A.; Ryan, E. D.; Hoge, K. M.; Kerksick, C. M. et al. (2011): Effects of two modes of static stretching on muscle strength and stiffness. In: *Medicine and science in sports and exercise* 43 (9), S. 1777–1784. DOI: 10.1249/MSS.0b013e318215cda9.
- Herda, T. J.; Ryan, E. D.; Costa, P. B.; Walter, A. A.; Hoge, K. M.; Uribe, B. P. et al. (2010): Acute effects of passive stretching and vibration on the electromechanical delay and musculotendinous stiffness of the plantar flexors. In: *Electromyography and clinical neurophysiology* 50 (6), S. 277–288.
- Herda, Trent J.; Herda, Nathan D.; Costa, Pablo B.; Walter-Herda, Ashley A.; Valdez, Andrea M.; Cramer, Joel T. (2013): The effects of dynamic stretching on the passive properties of the muscle-tendon unit. In: *Journal of sports sciences* 31 (5), S. 479–487. DOI: 10.1080/02640414.2012.736632.

- Hermens, H. J.; Freriks, B.; Disselhorst-Klug, C.; Rau, G. (2000): Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. In: *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 10 (5), S. 361–374.
- Hernandez-Reif, M.; Field, T.; Krasnegor, J.; Theakston, H. (2001): Lower back pain is reduced and range of motion increased after massage therapy. In: *The International journal of neuroscience* 106 (3-4), S. 131–145.
- Hotfiel, T; Swoboda, B; Krinner, S; C, Grim; Engelhardt, M; Uder, M; Hei, R (2016): Acute effects of lateral thigh foam rolling on arterial tissue perfusion determined by spectral Doppler and Power Doppler ultrasound. In: *Journal of strength and conditioning research*. DOI: 10.1519/JSC.0000000000001641.
- Jarvinen, T. A.; Jozsa, L.; Kannus, P.; Jarvinen, T. L.; Jarvinen, M. (2002): Organization and distribution of intramuscular connective tissue in normal and immobilized skeletal muscles. An immunohistochemical, polarization and scanning electron microscopic study. In: *Journal of muscle research and cell motility* 23 (3), S. 245–254.
- Jay, Kenneth; Sundstrup, Emil; Sondergaard, Stine D.; Behm, David; Brandt, Mikkel; Saervoll, Charlotte A. et al. (2014): Specific and cross over effects of massage for muscle soreness: randomized controlled trial. In: *International journal of sports physical therapy* 9 (1), S. 82–91.
- Julius, Andrea; Lees, Rebecca; Dilley, Andrew; Lynn, Bruce (2004): Shoulder posture and median nerve sliding. In: *BMC musculoskeletal disorders* 5 (1), S. 1. DOI: 10.1186/1471-2474-5-23.
- Junker, Daniel; Stöggel, Thomas (2015): The foam roll as a tool to improve hamstring flexibility. In: *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. DOI: 10.1519/JSC.0000000000001007.
- Kallerud, Heidi; Gleeson, Nigel (2013): Effects of stretching on performances involving stretch-shortening cycles. In: *Sports Med* 43 (8), S. 733–750. DOI: 10.1007/s40279-013-0053-x.
- Kay, Anthony D.; Blazevich, Anthony J. (2012): Effect of acute static stretch on maximal muscle performance: a systematic review. In: *Medicine and science in sports and exercise* 44 (1), S. 154–164. DOI: 10.1249/MSS.0b013e318225cb27.
- Kelly, S.; Beardsley, C. (2016): Specific and Cross-Over Effects of Foam Rolling on Ankle Dorsiflexion Range of Motion. In: *International journal of sports physical therapy* 11 (4), S. 544–551.
- Kerins, Caitlyn M.; Moore, Stephanie D.; Butterfield, Timothy A.; McKeon, Patrick O.; Uhl, Timothy L. (2013): Reliability of the myotonometer for assessment of posterior shoulder tightness. In: *International journal of sports physical therapy* 8 (3), S. 248–255.

- Kim, Kanghoon; Park, Sunghyun; Goo, Bong-Oh; Choi, Seok-Cheol (2014): Effect of Self-myofascial Release on Reduction of Physical Stress: A Pilot Study. In: *Journal of physical therapy science* 26 (11), S. 1779–1781. DOI: 10.1589/jpts.26.1779.
- Kjaer, M.; Langberg, H.; Heinemeier, K.; Bayer, M. L.; Hansen, M.; Holm, L. et al. (2009): From mechanical loading to collagen synthesis, structural changes and function in human tendon. In: *Scand J Med Sci Sports* 19 (4), S. 500–510. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2009.00986.x.
- Kjaer, M.; Langberg, H.; Miller, B. F.; Boushel, R.; Crameri, R.; Koskinen, S. et al. (2005): Metabolic activity and collagen turnover in human tendon in response to physical activity. In: *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions* 5 (1), S. 41–52.
- Klingler, W.; Velders, M.; Hoppe, K.; Pedro, M.; Schleip, R. (2014): Clinical relevance of fascial tissue and dysfunctions. In: *Current pain and headache reports* 18 (8), S. 439. DOI: 10.1007/s11916-014-0439-y.
- Krause, Frieder; Wilke, Jan; Niederer, Daniel; Vogt, Lutz; Banzer, Winfried (2017): Acute effects of foam rolling on passive tissue stiffness and fascial sliding: study protocol for a randomized controlled trial. In: *Trials* 18 (1), S. 114. DOI: 10.1186/s13063-017-1866-y.
- Krause, Frieder; Wilke, Jan; Vogt, Lutz; Banzer, Winfried (2016a): Dosis-Wirkungs-Beziehung von Self-Myofascial-Release - Eine randomisierte, kontrollierte Studie. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 67 (7-8), S. 190.
- Krause, Frieder; Wilke, Jan; Vogt, Lutz; Banzer, Winfried (2016b): Intermuscular force transmission along myofascial chains: a systematic review. In: *Journal of anatomy* 228 (6), S. 910–918. DOI: 10.1111/joa.12464.
- Lakie, M.; Robson, Lesley G. (1988): THIXOTROPIC CHANGES IN HUMAN MUSCLE STIFFNESS AND THE EFFECTS OF FATIGUE. In: *Experimental Physiology* 73 (4), S. 487–500. DOI: 10.1113/expphysiol.1988.sp003169.
- Lakie, M.; Walsh, E. G.; Wright, G. W. (1980): Passive wrist movements - a large thixotropic effect. In: *Journal of Physiology* 300 (suppl), S. 36–37.
- Langevin, H. M.; Huijing, P. A. (2009): Communicating About Fascia: History, Pitfalls, and Recommendations. In: *International Journal of Therapeutic Massage & Bodywork* 2 (4), S. 3–8.
- Langevin, Helene M.; Fox, James R.; Koptiuch, Cathryn; Badger, Gary J.; Greenan-Naumann, Ann C.; Bouffard, Nicole A. et al. (2011): Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain. In: *BMC musculoskeletal disorders* 12, S. 203. DOI: 10.1186/1471-2474-12-203.
- Langevin, Helene M.; Stevens-Tuttle, Debbie; Fox, James R.; Badger, Gary J.; Bouffard, Nicole A.; Krag, Martin H. et al. (2009): Ultrasound evidence of altered lumbar connective tissue structure in human subjects with chronic



- low back pain. In: *BMC musculoskeletal disorders* 10, S. 151. DOI: 10.1186/1471-2474-10-151.
- Lau, Wing Yin; Blazevich, Anthony J.; Newton, Michael J.; Wu, Sam Shi Xuan; Nosaka, Kazunori (2015): Changes in electrical pain threshold of fascia and muscle after initial and secondary bouts of elbow flexor eccentric exercise. In: *European journal of applied physiology* 115 (5), S. 959–968. DOI: 10.1007/s00421-014-3077-5.
- Le Sant, Guillaume; Ates, Filiz; Brasseur, Jean-Louis; Nordez, Antoine (2015): Elastography Study of Hamstring Behaviors during Passive Stretching. In: *PloS one* 10 (9), e0139272. DOI: 10.1371/journal.pone.0139272.
- Leong, Hio-Teng; Ng, Gabriel Yin-Fat; Leung, Vivian Yee-Fong; Fu, Siu Ngor (2013): Quantitative estimation of muscle shear elastic modulus of the upper trapezius with supersonic shear imaging during arm positioning. In: *PloS one* 8 (6), e67199. DOI: 10.1371/journal.pone.0067199.
- MacDonald, Graham Z.; Button, Duane C.; Drinkwater, Eric J.; Behm, David George (2014): Foam rolling as a recovery tool after an intense bout of physical activity. In: *Medicine and science in sports and exercise* 46 (1), S. 131–142. DOI: 10.1249/MSS.0b013e3182a123db.
- MacDonald, Graham Z.; Penney, Michael D H; Mullaley, Michelle E.; Cuconato, Amanda L.; Drake, Corey D J; Behm, David G.; Button, Duane C. (2013): An acute bout of self-myofascial release increases range of motion without a subsequent decrease in muscle activation or force. In: *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* 27 (3), S. 812–821. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31825c2bc1.
- Magnusson, S. P.; Aagaard, P.; Nielson, J. J. (2000): Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle-tendon unit. In: *Medicine and science in sports and exercise* 32 (6), S. 1160–1164.
- Magnusson, S. P.; Simonsen, E. B.; Aagaard, P.; Gleim, G. W.; McHugh, M. P.; Kjaer, M. (1995): Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 5 (6), S. 342–347.
- Magnusson, S. P.; Simonsen, E. B.; Aagaard, P.; Kjaer, M. (1996a): Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. In: *The American journal of sports medicine* 24 (5), S. 622–628.
- Magnusson, S. P.; Simonsen, E. B.; Dyhre-Poulsen, P.; Aagaard, P.; Mohr, T.; Kjaer, M. (1996b): Viscoelastic stress relaxation during static stretch in human skeletal muscle in the absence of EMG activity. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 6 (6), S. 323–328.
- Marchettini, P. (1993): Muscle pain. Animal and human experimental and clinical studies. In: *Muscle & nerve* 16 (10), S. 1033–1039. DOI: 10.1002/mus.880161006.

- Markovic, Goran (2015): Acute effects of instrument assisted soft tissue mobilization vs. foam rolling on knee and hip range of motion in soccer players. In: *Journal of bodywork and movement therapies* 19 (4), S. 690–696. DOI: 10.1016/j.jbmt.2015.04.010.
- Marshall, P. W.; Cashman, A.; Cheema, B. S. (2011): A randomized controlled trial for the effect of passive stretching on measures of hamstring extensibility, passive stiffness, strength, and stretch tolerance. In: *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia* 14 (6), S. 535–540. DOI: 10.1016/j.jsams.2011.05.003.
- Marshall, Paul W. M.; Siegler, Jason C. (2014): Lower hamstring extensibility in men compared to women is explained by differences in stretch tolerance. In: *BMC musculoskeletal disorders* 15, S. 223. DOI: 10.1186/1471-2474-15-223.
- Martinez Rodriguez, Raul; Galan del Rio, Fernando (2013): Mechanistic basis of manual therapy in myofascial injuries. Sonoelastographic evolution control. In: *Journal of bodywork and movement therapies* 17 (2), S. 221–234. DOI: 10.1016/j.jbmt.2012.08.006.
- Martínez-Cabrera, Francisco Ignacio; Núñez-Sánchez, Francisco Javier (2016): Acute Effect of a Foam Roller on the Mechanical Properties of the Rectus Femoris Based on Tensiomyography in Soccer Players. In: *saj* 4 (2), S. 26–32. DOI: 10.13189/saj.2016.040203.
- Mauntel, Timothy C.; Clark, Michael A.; Padua, Darin A. (2014): Effectiveness of Myofascial Release Therapies on Physical Performance Measurements. A Systematic Review. In: *Athletic Training & Sports Health Care* 6 (4), S. 189–196. DOI: 10.3928/19425864-20140717-02.
- McHugh, M. P.; Cosgrave, C. H. (2010): To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. In: *Scand J Med Sci Sports* 20 (2), S. 169–181. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2009.01058.x.
- McNair, P. J.; Dombroski, E. W.; Hewson, D. J.; Stanley, S. N. (2001): Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. In: *Medicine and science in sports and exercise* 33 (3), S. 354–358.
- Mikesky, Alan E.; Bahamonde, Rafael E.; Stanton, Katie; Alvey, Thurman; Fitton, Tom (2002): Acute effects of The Stick on strength, power, and flexibility. In: *Journal of strength and conditioning research* 16 (3), S. 446–450.
- Miller, Benjamin F.; Olesen, Jens L.; Hansen, Mette; Dossing, Simon; Crameri, Regina M.; Welling, Rasmus J. et al. (2005): Coordinated collagen and muscle protein synthesis in human patella tendon and quadriceps muscle after exercise. In: *The Journal of physiology* 567 (Pt 3), S. 1021–1033. DOI: 10.1113/jphysiol.2005.093690.
- Miller, Jacklyn K.; Rockey, Ashley M. (2006): Foam Rollers Show No Increase in the Flexibility of the Hamstring Muscle Group (9).

- Mills, Edward J.; Chan, An-Wen; Wu, Ping; Vail, Andy; Guyatt, Gordon H.; Altman, Douglas G. (2009): Design, analysis, and presentation of crossover trials. In: *Trials* 10 (1), S. 27. DOI: 10.1186/1745-6215-10-27.
- Mohr, Andrew R.; Long, Blaine C.; Goad, Carla L. (2014): Effect of foam rolling and static stretching on passive hip-flexion range of motion. In: *Journal of sport rehabilitation* 23 (4), S. 296–299. DOI: 10.1123/jsr.2013-0025.
- Monteiro, Estevao Rios; Cavanaugh, Mark Tyler; Frost, David Michael; Novaes, Jefferson da Silva (2017a): Is self-massage an effective joint range-of-motion strategy? A pilot study. In: *Journal of bodywork and movement therapies* 21 (1), S. 223–226. DOI: 10.1016/j.jbmt.2016.10.003.
- Monteiro, Estevao Rios; Neto, Victor Goncalves Correa (2016): Effect of different Foam Rolling volumes on Kne Extension Fatigue. In: *International journal of sports physical therapy* 11 (7), S. 1076–1081.
- Monteiro, Estevao Rios; Skarabot, Jakob; Vigotsky, Andrew D.; Brown, Amanda Fernandes; Gomes, Thiago Matassoli; Novaes, Jefferson da Silva (2017b): Acute Effects of different Self-Massage Volumes on the FMS Overhead Squat Performance. In: *International journal of sports physical therapy* 12 (1), S. 94–104.
- Monteiro, Estevao Rios; Skarabot, Jakob; Vigotsky, Andrew D.; Brown, Amanda Fernandes; Gomes, Thiago Matassoli; Novaes, Jefferson da Silva (2017c): Maximum Repetition Performance after different Antagonis Foam Rolling Volumes in the Inter-Set Rest Period. In: *International journal of sports physical therapy* 12 (1), S. 76–84.
- Morales-Artacho, A. J.; Lacourpaille, L.; Guilhem, G. (2017): Effects of warm-up on hamstring muscles stiffness: Cycling vs foam rolling. In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. DOI: 10.1111/sms.12832.
- Morhenn, Vera; Beavin, Laura E.; Zak, Paul J. (2012): Massage increases oxytocin and reduces adrenocorticotropin hormone in humans. In: *Alternative therapies in health and medicine* 18 (6), S. 11–18.
- Morse, C. I.; Degens, H.; Seynnes, O. R.; Maganaris, C. N.; Jones, D. A. (2008): The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. In: *The Journal of physiology* 586 (1), S. 97–106. DOI: 10.1113/jphysiol.2007.140434.
- Muir, I. W.; Chesworth, B. M.; Vandervoort, A. A. (1999): Effect of a static calf-stretching exercise on the resistive torque during passive ankle dorsiflexion in healthy subjects. In: *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 29 (2), 106-13; discussion 114-5. DOI: 10.2519/jospt.1999.29.2.106.
- Murray, Andrew M.; Jones, Thomas W.; Horobeanu, Cosmin; Turner, Anthony P.; Sproule, John (2016): Sixty Seconds of Foam Rolling does not affect Functional Flexibility or Change Muscle Temperature in Adolescent Athletes. In: *International journal of sports physical therapy* 11 (5), S. 765–776.

- Nakamura, Masatoshi; Ikezoe, Tome; Takeno, Yohei; Ichihashi, Noriaki (2013): Time course of changes in passive properties of the gastrocnemius muscle-tendon unit during 5 min of static stretching. In: *Man Ther* 18 (3), S. 211–215. DOI: 10.1016/j.math.2012.09.010.
- Natalis, M.; Konig, A. (1999): Noninvasive, accurate and reliable measurement of cervical spine motion with a 3D real-time ultrasound motion analyzer. In: *Ultraschall in der Medizin (Stuttgart, Germany : 1980)* 20 (2), S. 70–73. DOI: 10.1055/s-1999-14237.
- Nordez, A.; Casari, P.; Cornu, C. (2008a): Accuracy of Biodex system 3 pro computerized dynamometer in passive mode. In: *Medical engineering & physics* 30 (7), S. 880–887. DOI: 10.1016/j.medengphy.2007.11.001.
- Nordez, A.; Cornu, C.; McNair, P. (2006): Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 21 (7), S. 755–760. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2006.03.005.
- Nordez, A.; McNair, P.; Casari, P.; Cornu, C. (2008b): Acute changes in hamstrings musculo-articular dissipative properties induced by cyclic and static stretching. In: *International journal of sports medicine* 29 (5), S. 414–418. DOI: 10.1055/s-2007-964980.
- Nordez, A.; McNair, P. J.; Casari, P.; Cornu, C. (2010): Static and cyclic stretching: their different effects on the passive torque-angle curve. In: *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia* 13 (1), S. 156–160. DOI: 10.1016/j.jsams.2009.02.003.
- Nordez, Antoine; Gross, Raphaël; Andrade, Ricardo; Le Sant, Guillaume; Freitas, Sandro; Ellis, Richard et al. (2017): Non-Muscular Structures Can Limit the Maximal Joint Range of Motion during Stretching. In: *Sports Med.* DOI: 10.1007/s40279-017-0703-5.
- O'Connell, Judith (2003): Bioelectric Responsiveness of Fascia: A Model for Understanding the Effects of Manipulation. In: *Techniques in Orthopaedics* 18 (1), S. 67–73.
- Okamoto, Takanobu; Masuhara, Mitsuhiko; Ikuta, Komei (2014): Acute effects of self-myofascial release using a foam roller on arterial function. In: *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* 28 (1), S. 69–73. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31829480f5.
- Palmer, Ty B.; Jenkins, Nathaniel D. M.; Cramer, Joel T. (2013): Reliability of manual versus automated techniques for assessing passive stiffness of the posterior muscles of the hip and thigh. In: *Journal of sports sciences* 31 (8), S. 867–877. DOI: 10.1080/02640414.2012.753159.
- Pavan, Piero G.; Stecco, Antonio; Stern, Robert; Stecco, Carla (2014): Painful connections: densification versus fibrosis of fascia. In: *Current pain and headache reports* 18 (8), S. 441. DOI: 10.1007/s11916-014-0441-4.

- Peacock, Corey A.; Krein, Darren D.; Antonio, Jose; Sanders, Gabriel J.; Silver, Tobin A.; Colas, Megan (2015): Comparing Acute Bouts of Sagittal Plane Progression Foam Rolling vs. Frontal Plane Progression Foam Rolling. In: *Journal of strength and conditioning research* 29 (8), S. 2310–2315. DOI: 10.1519/JSC.0000000000000867.
- Peacock, Corey A.; Krein, Darren D.; Silver, Tobin A.; Sanders, Gabriel J.; Carlowitz, Kyle-Patrick A. von (2014): An Acute Bout of Self-Myofascial Release in the Form of Foam Rolling Improves Performance Testing. In: *International Journal of Exercise Science* 7 (3), S. 202–211.
- Pearcey, Gregory; Bradbury-Squires, David J.; Kawamoto, Jon-Erik; Drinkwater, Eric J.; Behm, David G.; Button, Duane C. (2015): Foam rolling for delayed-onset muscle soreness and recovery of dynamic performance measures. In: *Journal of athletic training* 50 (1), S. 5–13. DOI: 10.4085/1062-6050-50.1.01.
- Portscher, M.; Vogt, L.; Pfeifer, K.; Banzer, W. (2000): Reproduzierbarkeit kinematischer Messungen der Lumbalregion in der klinischen Ganganalyse. In: *Sportverletzung Sportschaden : Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin* 14 (2), S. 50–54. DOI: 10.1055/s-2000-7399.
- Pratesi, Alessandra; Tarantini, Francesca; Di Bari, Mauro (2013): Skeletal muscle: an endocrine organ. In: *Clinical cases in mineral and bone metabolism : the official journal of the Italian Society of Osteoporosis, Mineral Metabolism, and Skeletal Diseases* 10 (1), S. 11–14. DOI: 10.11138/ccmbm/2013.10.1.011.
- Proske, U.; Morgan, D. L. (1999): Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle? In: *Journal of muscle research and cell motility* 20 (5-6), S. 433–442.
- Rajendra Acharya, U.; Paul Joseph, K.; Kannathal, N.; Lim, Choo Min; Suri, Jasjit S. (2006): Heart rate variability. A review. In: *Medical and Biological Engineering and Computing* 44 (12), S. 1031–1051. DOI: 10.1007/s11517-006-0119-0.
- Reichel, Hans (1960): Muskelphysiologie. Berlin: Springer (Lehrbuch der Physiologie).
- Reid, D. A.; McNair, P. J. (2004): Passive force, angle, and stiffness changes after stretching of hamstring muscles. In: *Medicine and science in sports and exercise* 36 (11), S. 1944–1948.
- Roylance, Derek; George, James; Hammer, Adam; Rencher, Nicole; Fellingham, Gilbert; Hager, Ronald; Myrer, William (2013): Evaluating Acute Changes in Joint Range-of-motion using Self-myofascial Release, Postural Alignment Exercises, and Static Stretches. In: *International Journal of Exercise Science* 6 (4). Online verfügbar unter <http://digitalcommons.wku.edu/ijes/vol6/iss4/6>.

- Rubini, Ercole C.; Costa, Andre L. L.; Gomes, Paulo S. C. (2007): The effects of stretching on strength performance. In: *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 37 (3), S. 213–224.
- Rucklidge, G. J.; Milne, G.; McGaw, B. A.; Milne, E.; Robins, S. P. (1992): Turnover rates of different collagen types measured by isotope ratio mass spectrometry. In: *Biochimica et biophysica acta* 1156 (1), S. 57–61.
- Ryan, E. D.; Herda, T. J.; Costa, P. B.; Defreitas, J. M.; Beck, T. W.; Stout, J.; Cramer, J. T. (2009): Determining the minimum number of passive stretches necessary to alter musculotendinous stiffness. In: *Journal of sports sciences* 27 (9), S. 957–961. DOI: 10.1080/02640410902998254.
- Ryan, Eric D.; Beck, Travis W.; Herda, Trent J.; Hull, Holly R.; Hartman, Michael J.; Costa, Pablo B. et al. (2008): The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. In: *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 38 (10), S. 632–639. DOI: 10.2519/jospt.2008.2843.
- Sanjana, Faria; Chaudhry, Hans; Findley, Thomas (2017): Effect of MELT method on thoracolumbar connective tissue. The full study. In: *Journal of bodywork and movement therapies* 21 (1), S. 179–185. DOI: 10.1016/j.jbmt.2016.05.010.
- Schilder, Andreas; Hoheisel, Ulrich; Magerl, Walter; Benrath, Justus; Klein, Thomas; Treede, Rolf-Detlef (2014): Sensory findings after stimulation of the thoracolumbar fascia with hypertonic saline suggest its contribution to low back pain. In: *Pain* 155 (2), S. 222–231. DOI: 10.1016/j.pain.2013.09.025.
- Schleip, R.; Klingler, W.; Lehmann-Horn, F. (2005): Active fascial contractility: Fascia may be able to contract in a smooth muscle-like manner and thereby influence musculoskeletal dynamics. In: *Med Hypotheses* 65 (2), S. 273–277. DOI: 10.1016/j.mehy.2005.03.005.
- Schleip, Robert (2003a): Fascial plasticity – a new neurobiological explanation. Part 1. In: *Journal of bodywork and movement therapies* 7 (1), S. 11–19. DOI: 10.1016/S1360-8592(02)00067-0.
- Schleip, Robert (2003b): Fascial plasticity – a new neurobiological explanation Part 2. In: *Journal of bodywork and movement therapies* 7 (2), S. 104–116. DOI: 10.1016/S1360-8592(02)00076-1.
- Schleip, Robert; Bayer, Johanna (2015): Faszien-Fitness. Vital, elastisch, dynamisch in Alltag und Sport. Orig.-Ausg., 2. Aufl. München: riva-Verl.
- Schleip, Robert; Duerselen, Lutz; Vleeming, Andry; Naylor, Ian L.; Lehmann-Horn, Frank; Zorn, Adjo et al. (2012a): Strain hardening of fascia: static stretching of dense fibrous connective tissues can induce a temporary stiffness increase accompanied by enhanced matrix hydration. In: *J Bodyw Mov Ther* 16 (1), S. 94–100. DOI: 10.1016/j.jbmt.2011.09.003.

- Schleip, Robert; Jäger, Heike; Klingler, Werner (2012b): What is 'fascia'? A review of different nomenclatures. In: *J Bodyw Mov Ther* 16 (4), S. 496–502. DOI: 10.1016/j.jbmt.2012.08.001.
- Schleip, Robert; Müller, Divo Gitta (2013): Training principles for fascial connective tissues: scientific foundation and suggested practical applications. In: *Journal of bodywork and movement therapies* 17 (1), S. 103–115. DOI: 10.1016/j.jbmt.2012.06.007.
- Schleip, Robert; Naylor, Ian L.; Ursu, Daniel; Melzer, Werner; Zorn, Adjo; Wilke, Hans-Joachim et al. (2006): Passive muscle stiffness may be influenced by active contractility of intramuscular connective tissue. In: *Med Hypotheses* 66 (1), S. 66–71. DOI: 10.1016/j.mehy.2005.08.025.
- Schroeder, Allison N.; Best, Thomas M. (2015): Is self myofascial release an effective preexercise and recovery strategy? A literature review. In: *Current sports medicine reports* 14 (3), S. 200–208. DOI: 10.1249/JSR.0000000000000148.
- Simmonds, Nigel; Miller, Peter; Gemmell, Hugh (2012): A theoretical framework for the role of fascia in manual therapy. In: *J Bodyw Mov Ther* 16 (1), S. 83–93. DOI: 10.1016/j.jbmt.2010.08.001.
- Škarabot, Jakob; Beardsley, Chris; Stirn, Igor (2015): Comparing the effects of self-myofascial release with static stretching on ankle range-of-motion in adolescent athletes. In: *International journal of sports physical therapy* 10 (2), S. 203–212.
- Stafilidis, Savvas; Tilp, Markus (2015): Effects of short duration static stretching on jump performance, maximum voluntary contraction, and various mechanical and morphological parameters of the muscle-tendon unit of the lower extremities. In: *European journal of applied physiology* 115 (3), S. 607–617. DOI: 10.1007/s00421-014-3047-y.
- Standring, Susan (2008): *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*: Elsevier Ltd.
- Staubesand, J.; Li, Y. (1996): Zum Feinbau der Fascia cruris mit besonderer Berücksichtigung epi- und intrafaszialer Nerven. In: *Manuelle Medizin* 34, S. 196–200.
- Stecco, Antonio; Meneghini, Andrea; Stern, Robert; Stecco, Carla; Imamura, Marta (2014): Ultrasonography in myofascial neck pain: randomized clinical trial for diagnosis and follow-up. In: *Surgical and radiologic anatomy : SRA* 36 (3), S. 243–253. DOI: 10.1007/s00276-013-1185-2.
- Stecco, Carla (2015): *Functional atlas of the human fascial system*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier.
- Stecco, Carla; Corradin, Marco; Macchi, Veronica; Morra, Aldo; Porzionato, Andrea; Biz, Carlo; Caro, Raffaele de (2013): *Plantar fascia anatomy and its*

- relationship with Achilles tendon and paratenon. In: *J Anat* 223 (6), S. 665–676. DOI: 10.1111/joa.12111.
- Stecco, Carla; Porzionato, Andrea; Lancerotto, Luca; Stecco, Antonio; Macchi, Veronica; Day, Julie Ann; Caro, Raffaele de (2008): Histological study of the deep fasciae of the limbs. In: *Journal of bodywork and movement therapies* 12 (3), S. 225–230. DOI: 10.1016/j.jbmt.2008.04.041.
- Stecco, Carla; Porzionato, Andrea; Macchi, Veronica; Tiengo, Cesare; Parenti, Anna; Aldegheri, Roberto et al. (2006): Histological characteristics of the deep fascia of the upper limb. In: *Ital J Anat Embryol* 111 (2), S. 105–110.
- Stecco, Carla; Stern, R.; Porzionato, A.; Macchi, V.; Masiero, S.; Stecco, A.; Caro, R. de (2011): Hyaluronan within fascia in the etiology of myofascial pain. In: *Surgical and radiologic anatomy : SRA* 33 (10), S. 891–896. DOI: 10.1007/s00276-011-0876-9.
- Stemper, Theodor (2017): Fitness Trends Deutschland 2017. Hg. v. F&G - Fitness und Gesundheit. Online verfügbar unter [http://www.fitness-und-gesundheit.de/bericht\\_fitness-trends-deutschland-2017-10454.html](http://www.fitness-und-gesundheit.de/bericht_fitness-trends-deutschland-2017-10454.html).
- Stromberg, D. D.; Wiederhielm, C. A. (1969): Viscoelastic description of a collagenous tissue in simple elongation. In: *Journal of applied physiology* 26 (6), S. 857–862.
- Su, Hsuan; Chang, Nai-Jen; Wu, Wen-Lan; Guo, Lan-Yuen; Chu, I-Hua (2016): Acute Effects of Foam Rolling, Static Stretching, and Dynamic Stretching During Warm-Ups on Muscular Flexibility and Strength in Young Adults. In: *Journal of sport rehabilitation*, S. 1–24. DOI: 10.1123/jsr.2016-0102.
- Sullivan, Kathleen M.; Silvey, Dustin B J; Button, Duane C.; Behm, David G. (2013): Roller-massager application to the hamstrings increases sit-and-reach range of motion within five to ten seconds without performance impairments. In: *International journal of sports physical therapy* 8 (3), S. 228–236.
- Suresh, K. (2011): An overview of randomization techniques: An unbiased assessment of outcome in clinical research. In: *Journal of Human Reproductive Sciences* 4 (1), S. 8–11. DOI: 10.4103/0974-1208.82352.
- Tesarz, J.; Hoheisel, U.; Wiedenhofer, B.; Mense, S. (2011): Sensory innervation of the thoracolumbar fascia in rats and humans. In: *Neuroscience* 194, S. 302–308. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2011.07.066.
- Thömmes, Frank (2015): Faszientraining. Physiologische Grundlagen, Trainingsprinzipien, Anwendung im Team- und Ausdauersport sowie Einsatz in Prävention und Rehabilitation. 7. erw. Neuaufl. München: Copress-Verl. (Copress Sport).
- Thomson, Daniel; Gupta, Amitabh; Arundell, Jesica; Crosbie, Jack (2015): Deep soft-tissue massage applied to healthy calf muscle has no effect on passive mechanical properties: a randomized, single-blind, cross-over study. In: *BMC*



- sports science, medicine and rehabilitation* 7, S. 21. DOI: 10.1186/s13102-015-0015-8.
- Tozzi, Paolo (2012): Selected fascial aspects of osteopathic practice. In: *J Bodyw Mov Ther* 16 (4), S. 503–519. DOI: 10.1016/j.jbmt.2012.02.003.
- Tozzi, Paolo; Bongiorno, Davide; Vitturini, Claudio (2011): Fascial release effects on patients with non-specific cervical or lumbar pain. In: *J Bodyw Mov Ther* 15 (4), S. 405–416. DOI: 10.1016/j.jbmt.2010.11.003.
- Unterstell, Rembert (2013): Treibstoff der Nähe. In: *forschung - Mitteilungen der DFG* 38 (4), S. 14–16. DOI: 10.1002/fors.201490001.
- van der Wal, Jaap (2009): The Architecture of the Connective Tissue in the Musculoskeletal System—An Often Overlooked Functional Parameter as to Proprioception in the Locomotor Apparatus. In: *Int J Ther Massage Bodywork* 2 (4), S. 9–23.
- Vattanasilp, W.; Ada, L.; Crosbie, J. (2000): Contribution of thixotropy, spasticity, and contracture to ankle stiffness after stroke. In: *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* 69 (1), S. 34–39. DOI: 10.1136/jnnp.69.1.34.
- Vigotsky, Andrew D.; Bruhns, Ryan P. (2015): The Role of Descending Modulation in Manual Therapy and Its Analgesic Implications: A Narrative Review. In: *Pain research and treatment* 2015, S. 292805. DOI: 10.1155/2015/292805.
- Vigotsky, Andrew D.; Lehman, Gregory J.; Contreras, Bret; Beardsley, Chris; Chung, Bryan; Feser, Erin H. (2015): Acute effects of anterior thigh foam rolling on hip angle, knee angle, and rectus femoris length in the modified Thomas test. In: *PeerJ* 3, e1281. DOI: 10.7717/peerj.1281.
- Wagner, Norbert; Dannecker, Günther (2007): Pädiatrische Rheumatologie. Heidelberg: Springer Medizin.
- Walsh, E. G. (1992): Postural thixotropy: a significant factor in the stiffness of paralysed limbs? In: *Paraplegia* 30 (2), S. 113–115. DOI: 10.1038/sc.1992.36.
- Walsh, E. G.; Wright, G. W. (1988): POSTURAL THIXOTROPY AT THE HUMAN HIP. In: *Exp Physiol* 73 (3), S. 369–377. DOI: 10.1113/expphysiol.1988.sp003153.
- Weerapong, P.; Hume, P. A.; Kolt, G. S. (2005): The mechanisms of massage and effects on performance, muscle recovery and injury prevention. In: *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 35 (3), S. 235–256.
- Wendell-Smith, C. P. (1997): Fascia: an illustrative problem in international terminology. In: *Surgical and radiologic anatomy : SRA* 19 (5), S. 273–277.
- Weppler, C. H.; Magnusson, S. P. (2010): Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? In: *Physical therapy* 90 (3), S. 438–449. DOI: 10.2522/ptj.20090012.
- Whatman, Chris; Knappstein, Alice; Hume, Patria (2006): Acute changes in passive stiffness and range of motion post-stretching. In: *Physical therapy in sport :*

- official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine* 7 (4), S. 195–200. DOI: 10.1016/j.ptsp.2006.07.002.
- Wilke, J.; Banzer, W. (2014): Die nicht invasive Untersuchung faszieller Strukturen – Eine narrative Übersichtsarbeit. In: *Phys Med Rehab Kuror* 24 (03), S. 117–124. DOI: 10.1055/s-0034-1370952.
- Wilke, J.; Vogt, L.; Niederer, D.; Banzer, W. (2016): Is remote stretching based on myofascial chains as effective as local exercise? A randomised-controlled trial. In: *Journal of sports sciences*, S. 1–7. DOI: 10.1080/02640414.2016.1251606.
- Wilke, Jan; Krause, Frieder; Vogt, Lutz; Banzer, Winfried (2015): What Is Evidence-Based About Myofascial Chains: A Systematic Review. In: *Archives of physical medicine and rehabilitation*. DOI: 10.1016/j.apmr.2015.07.023.
- Wilke, Jan; Schleip, Robert; Klingler, Werner; Stecco, Carla (2017): The Lumbodorsal Fascia as a Potential Source of Low Back Pain: A Narrative Review. In: *BioMed research international* 2017, S. 5349620. DOI: 10.1155/2017/5349620.
- Willard, F. H.; Vleeming, A.; Schuenke, M. D.; Danneels, L.; Schleip, R. (2012): The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. In: *J Anat* 221 (6), S. 507–536. DOI: 10.1111/j.1469-7580.2012.01511.x.
- Wolfe, Robert R. (2006): The underappreciated role of muscle in health and disease. In: *Am J Clin Nutr* 84 (3), S. 475–482. Online verfügbar unter <http://ajcn.nutrition.org/content/84/3/475.full>.
- Yahia, L.; Rhalmi, S.; Newman, N.; Isler, M. (1992): Sensory innervation of human thoracolumbar fascia. An immunohistochemical study. In: *Acta Orthop Scand* 63 (2), S. 195–197.
- Yahia, L. H.; Pigeon, P.; DesRosiers, E. A. (1993): Viscoelastic properties of the human lumbodorsal fascia. In: *Journal of biomedical engineering* 15 (5), S. 425–429.
- Yanagishita, Masaki (1993): Function of proteoglycans in the extracellular matrix. In: *Pathology International* 43 (6), S. 283–293. DOI: 10.1111/j.1440-1827.1993.tb02569.x.
- Ylinen, Jari; Kankainen, Tuomas; Kautiainen, Hannu; Rezasoltani, Asghar; Kuukkanen, Tiina; Hakkinen, Arja (2009): Effect of stretching on hamstring muscle compliance. In: *Journal of rehabilitation medicine* 41 (1), S. 80–84. DOI: 10.2340/16501977-0283.
- Zilles, Karl; Tillmann, Bernhard (2010): Anatomie. Heidelberg: Springer.

**Abkürzungsverzeichnis**

1-RM: One Repetition Maximum / Einer-Wiederholungsmaximum

ACSM: American College of Sports Medicine

ANCOVA: Analysis of Covariance

BMI: Body Mass Index

bpm: beats per minute

BVGD: Bundesverbandes Gesundheitsstudios Deutschland

CI: Konfidenzintervall

CON: passive Kontrollbedingung

EMG: Elektromyographie

ES: Effektstärke

FR: Foam Rolling

HRV: Herzfrequenzvariabilität

ICC: Intraklassen-Korrelationskoeffizient

IGF-I: Insulin-like-growth-factor-I

IL: Interleukin

LCT: loose connective tissue

MELT: Myofascial Energetic Length Technique

MST: Massagetool

MVC: Maximum Voluntary Contraction

MW: Mittelwert

NDI: Neck Disability Index

NFL: National Football League

NO: Stickstoffoxid

NRS: Numeric Rating Scale

PNF: Propriozeptive neromuskuläre Fazilitation

PRT: Passive Resistive Torque

RCT: Randomized Controlled Trial

RM: Repetition Maximum

ROI: Region of Interest

ROM: Range of Motion

RT: Randomized Trial

SD: Standardabweichung

SENIAM: Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles

SMR: Self-Myofascial-Release

SPIRIT: Standard Protocol Items: Recommendations for Interventional Trials

St: Stiffness

STR: Stretching

T: Drehmoment

VAS: Visuelle Analog Skala

WST: Within Subject Trial

$\theta$ : Winkel

**Abbildungsverzeichnis**

<b>Abbildung 1:</b> Exemplarische FR-Anwendung am hinteren Oberschenkel .....	2
<b>Abbildung 2:</b> Schematische Darstellung des Skelettmuskulatur vom Gesamtmuskel bis zu den kontraktiven Filamenten.....	5
<b>Abbildung 3:</b> Mikroskopische Darstellung der Faszia Cruris am Unterschenkel und der Brachialfaszie am Oberarm.....	7
<b>Abbildung 4:</b> Potentielle Wirkmechanismen myofaszialer Behandlungstechniken (modifiziert nach Weerapong et al. 2005) .....	10
<b>Abbildung 5:</b> Verschiedene SMR Tools .....	13
<b>Abbildung 6:</b> Anwendungsbeispiele des Foamrollings an drei Körperpartien .....	14
<b>Abbildung 7:</b> Suchanfragen zu den Stichworten „Muskel“, „Faszien“ und „Blackroll“ in Deutschland von 01/2004 bis 08/2016.....	15
<b>Abbildung 8:</b> Schematische Darstellung des passiven Gewebewiderstandes während dynamischer und statischer Dehnphase .....	32
<b>Abbildung 9:</b> Schematische Darstellung der möglichen Veränderung der Spannungs-Deformationskurve nach statischem Dehnen .....	35
<b>Abbildung 10:</b> Schematische Darstellung des Studienablaufes .....	39
<b>Abbildung 11:</b> Ansicht und Maße der verwendeten Hartschaumrolle .....	42
<b>Abbildung 12:</b> Das verwendete digitale Metronom.....	43
<b>Abbildung 13:</b> Start ( <b>A</b> ) und Endposition ( <b>B</b> ) der SMR Intervention .....	44
<b>Abbildung 14:</b> Messung der aktiven Knieflexionsfähigkeit mit dem ultraschallbasierten Bewegungsanalyse-System (Zebris CMS20) .....	47
<b>Abbildung 15:</b> Schematische Darstellung der Positionierung der Probanden auf dem isokinetischen Dynamometer .....	49
<b>Abbildung 16:</b> Exemplarische Darstellung der während einer passiven Knieflexion gemessenen Drehmomentwerte und der berechneten Polynomfunktion.....	51
<b>Abbildung 17:</b> Exemplarisch dargestellte Belastungs-Deformations-Kurve .....	52
<b>Abbildung 18:</b> Positionierung der EMG-Elektroden .....	53
<b>Abbildung 19:</b> Positionierung des Ultraschallkopfes ( <b>A</b> ), Aufzeichnung des Ultraschallsignals während der passiven Gelenkbewegung ( <b>B</b> ).....	54
<b>Abbildung 20:</b> Darstellung des Kniewinkels, der Videoaufnahmen des Ultraschallsignals sowie der Cross-Correlation-Analyse der Ultraschallsignale während passiver Knieflexion.....	56
<b>Abbildung 21:</b> Visuelle Darstellung der Cross-Correlation Analyse eines exemplarischen Ultraschall-Videos zu Beginn ( <b>A</b> ) und am Ende ( <b>B</b> ) der passiven Bewegung.....	57

<b>Abbildung 22:</b> Box-Plots der relativen prä-post-Veränderungen [%] der aktiven und passiven Knieflexionsbeweglichkeit in den jeweiligen Interventionsgruppen .....	61
<b>Abbildung 23:</b> Mittelwerte und Standardabweichungen des passiven Gewebewiderstandes ( <b>A, C, E</b> ) und der passiven Stiffness ( <b>B, D, F</b> ) an relativ zum Bewegungsausmaß definierten Gelenkwinkeln (13°, 9°, 5° & 1° vor Bewegungsende) vor und nach SMR ( <b>A &amp; B</b> ), passivem Stretching ( <b>C &amp; D</b> ) oder passiver Kontrollbedingung ( <b>E &amp; F</b> ) .....	64
<b>Abbildung 24:</b> Geschätzte Randmittel und 95% Konfidenzintervalle der absoluten prä-post Differenzen des Winkels des ersten Dehngefühls .....	67
<b>Abbildung 25:</b> Geschätzte Randmittel und 95% Konfidenzintervalle der absoluten prä-post-Differenzen der Bewegungen der oberflächlichen und tiefen Schicht sowie der intrafaszialen Mobilität .....	69

**Tabellenverzeichnis**

<b>Tabelle 1:</b> Charakteristika der Studien zu SMR und verschiedenen Outcome Parametern.....	26
<b>Tabelle 2:</b> Deskriptive Darstellung der Stichprobencharakteristik .....	41
<b>Tabelle 3:</b> Maximale aktive und passive Gelenkbeweglichkeit vor und nach Intervention .....	60
<b>Tabelle 4:</b> Passiver Gewebewiderstand und passive Gewebesteifigkeit an den relativ zum Bewegungsausmaß definierten Gelenkwinkeln vor und nach SMR, passivem Stretching oder Kontrollbedingung.....	63
<b>Tabelle 5:</b> Geschätzte Randmittel und 95%-Konfidenzintervall der prä-post Differenzen des passiven Gewebewiderstandes und der passiven Stiffness .....	65
<b>Tabelle 6:</b> Winkel der ersten Dehnwahrnehmung vor und nach jeweiliger Intervention .....	66
<b>Tabelle 7:</b> Bewegung der oberflächlichen und tiefen Schicht der fascia lata sowie intrafasziale Mobilität vor und nach jeweiliger Intervention .....	68

## **Eidesstattliche Erklärung**

„Ich erkläre hiermit, dass die vorliegende Dissertation selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel verwendet wurden.

Ich erkläre gleichermaßen, dass die Stellen der Dissertation, die anderen Werken dem Wortlaut oder dem Sinn nach entnommen sind, durch Angabe der Quelle kenntlich gemacht wurden.

Weiterhin erkläre ich, dass ich zuvor keine Promotionsverfahren beantragt habe und dass mir die Promotionsordnung bekannt ist.“

Frankfurt, den 04. Oktober 2017



**Publikationsliste**Peer-reviewed Publikationen

Giesche F, **Krause F**, Niederer D, Wilke J, Engeroff T, Vogt L, Banzer W. *Visual and instrumental diagnostics using chromokinegraphics: reliability and validity for low back pain stratification*. J Back Musculoskelet Rehabil. 2018 accepted

**Krause F**, Dust K, Banzer W, Vogt L. *Cohort Survey on Prevalence and Subjectively-Perceived Effects of Kinesiotape*. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 2017(68):116-120

**Krause F**, Wilke J, Niederer D, Vogt L, Banzer W. *Acute effects of foam rolling on passive tissue stiffness and fascial sliding: study protocol for a randomized controlled trial*. Trials. 2017 Mar 9;18(1):114.

**Krause F**, Wilke J, Vogt L, Banzer W. *Intermuscular force transmission along myofascial chains: a systematic review*. J Anat. 2016 Jun;228(6):910-8.

Wilke J, Fleckenstein J, **Krause F**, Vogt L, Banzer W. *Sport-specific functional movement can simulate aspects of neuromuscular fatigue occurring in team sports*. Sports Biomech. 2016 Jun;15(2):151-61.

Wilke J, **Krause F**, Vogt L, Banzer W. *What is evidence-based about myofascial chains? A systematic review*. Arch Phys Med Rehabil. 2016 Mar;97(3):454-61.

Wilke J, **Krause F**, Niederer D, Engeroff T, Nürnberger F, Vogt L, Banzer W. *Appraising the methodological quality of cadaveric studies: validation of the QUACS scale*. J Anat. 2015 May;226(5):440-6.

Nicht peer-reviewed Publikationen

**Krause F**, Wilke J. *Relevanz myofaszialer Ketten in der Bewegungstherapie muskuloskeletaler Erkrankungen – Kritische Literaturübersicht*. manuelletherapie. 2017; 21(04):189-194.

**Krause F**, Thiel C, Vogt L, Tran H, Banzer W. *Der Beobachtungszeitraum als Kriterium repräsentativer Bewegungserfassung*. pt\_Zeitschrift für Physiotherapeuten. 2011; 63(11):54-57.

Buchbeiträge

**Krause F.** *Faszientraining – die neue Wunderwaffe?* 31. Darmstädter Sport-Forum: Moden und Mythen – Was bringen "moderne" Trainingsmethoden wirklich? 2016. Shaker Verlag, Hrsg: Josef Wiemeyer, pp.

**Krause F, Grigereit A.** *Faszienspezifisches Training im Volleyball.* Volleyball international in Forschung und Lehre 2013 bis 2015. 2016. Feldhaus, Hrsg: Karlheinz Langolf, Reinhard Roth, pp.313-320.

**Krause F, Banzer W, Vogt L.** *Dosis-Wirkungs-Beziehung habitueller körperlicher Aktivität und sympathikovagaler Balance junger Frauen.* 2014. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, Band 233: Herzfrequenzvariabilität: Grundlagen – Methoden – Anwendungen, Czwalina, Hrsg: Kuno Hottenrott, Thomas Gronwald, Hendrik Schmidt, pp.76-81.

Ausgewählte Kongressbeiträge

Vogel J, Niederer D, **Krause F**, Vogt L, Banzer W. *Verletzungen und funktioneller Leistungsstatus im Nachwuchsleistungsfußball: ein 2-Jahres-Monitoring.* 2018 Deutscher Olympischer Sportärztekongress in Hamburg

**Krause F**, Wilke J, Niederer D, Vogt L, Banzer W. *Acute effects of Self-Myofascial-Release on range of motion and passive muscle stiffness: a randomized, controlled trial.* 2017. CONNECT 2017 "Connective Tissues in Sports Medicine" in Ulm: *Dieses Arbeit wurde mit dem "Best Poster Award" ausgezeichnet*

**Krause F**, Wilke J, Vogt L, Banzer W. *Dosis-Wirkungs-Beziehung von Self-Myofascial-Release Behandlungen – Eine randomisierte, kontrollierte Studie.* 2016. 47. Deutscher Sportärztekongress in Frankfurt.

**Krause F**, Wilke J, Vogt L, Banzer W. *Intermuscular force transmission along myofascial chains: A systematic Review.* 2015. 4th International Fascia Research Congress in Washington D.C.

- Krause F**, Wilke J, Vogt L, Banzer W. *Pain elimination patterns of different myofascial tissues*. 2015. 4th International Fascia Research Congress in Washington D.C.
- Krause F**, Wilke J, Banzer W, Vogt L. *Intermuskulärer Spannungsübertrag im Verlauf myofaszialer Meridiane: Eine systematische Übersicht*. 2015. 46. Deutscher Sportärztekongress in Frankfurt.
- Giesche F, **Krause F**, Niederer D, Rickert M, Vogt L, Banzer W. *Trennschärfe von Kennwerten der Wirbelsäulenbewegung bei chronisch-unspezifischem Rückenschmerz*. 2015 46. Deutscher Sportärztekongress in Frankfurt.
- Vogt L, **Krause F**, Banzer W. *Dose-response Of Habitual Physical Activity (MVPA) And Heart Rate Variability In Young Women*. 2014. 61<sup>st</sup> Annual Meeting of the ACSM in Orlando, Florida.
- Krause F**, Vogt L, Banzer W. *Dose-response of habitual physical activity and heart rate variability in young women*. 2014. 19. Jahreskongress des European College of Sport Science in Amsterdam.
- Krause F**, Dust K, Vogt L, Banzer W. *Nutzung und subjektive Effekte von Kinesiotape bei Studierenden der Sportwissenschaften*. 2014. 45. Deutscher Sportärztekongress in Frankfurt.
- Wilke J, **Krause F**, Vogt L, Banzer W. *Anatomische Korrelate myofaszialer Meridiane: Eine systematische Übersichtsarbeit*. 2014. 45. Deutscher Sportärztekongress in Frankfurt.
- Krause F**, Vogt L, Banzer W. *Therapiedichte und Behandlungserfolg chronischer Rückenschmerzen*. 2013. 44. Deutscher Sportärztekongress in Frankfurt.
- Krause F**, Thiel C, Vogt L, Balloff A, Skyes K, Banzer W. *Energieumsatz im Profifußball*. 2011. 42. Deutscher Sportärztekongress in Frankfurt.
- Krause F**, Thiel C, Tran H, Vogt L, Banzer W. *Beobachtungszeiträume zur näherungsweise Abbildung des wahren körperlichen Aktivitätsverhaltens*. 2009. 41. Deutscher Sportärztekongress in Ulm.

## Anhang

### I. Ethikvotum



Prof. Dr. A. Klein, Goethe-Universität, Gebäude PEG,  
Abt. Methodenlehre, Grüneburgplatz 1, 60323 Frankfurt/M.

Fachbereich Psychologie und  
Sportwissenschaften

Ethikkommission

Prof. Dr. A. Klein  
( Vorsitzender der EK)

Telefon +49 (0)69 798 35253  
E-Mail klein@psych.uni-frankfurt.de

[http://www.uni-frankfurt.de/fb/fb05/dekanat/  
ethikkommission\\_fb\\_5/index.html](http://www.uni-frankfurt.de/fb/fb05/dekanat/ethikkommission_fb_5/index.html)

Datum: 25.9.16

### **Stellungnahme der Ethikkommission des Fachbereichs 5 Psychologie und Sportwissenschaften**

**Studie:** „Lokale Akuteffekte einer Self-Myofascial-Release Anwendung auf viskoelastische Gewebeeigenschaften“

**Bearbeitungsnummer:** 2016-38

**Antragsteller:** Prof Banzer, Krause

Ihr Kurzantrag über die oben genannte Studie wurde von dem (stellv.) Vorsitzenden sowie einem weiteren Gutachter der Ethikkommission geprüft. Wir sind zu der Überzeugung gelangt, dass auf der Basis der vorliegenden Unterlagen gegen die Studie keine Bedenken bestehen, wenn die u. a. Fragen kurz per Email beantwortet werden können bzw. die u. a. Auflagen erfüllt werden.

Fragen:

Wir haben uns nur gefragt: Könnte man die Studie nicht gänzlich anonymisieren? Wieso

werden die Personennamen noch 10 Jahre – getrennt gespeichert von den Studienergebnissen - behalten? Dafür besteht eigentlich keine Notwendigkeit.

Auflagen: -/-

Viel Erfolg bei Ihrer Studie!

Anmerkung:

Die Zustimmung der Ethikkommission entbindet den Studienleiter nicht von seiner ethischen und juristischen Verantwortung für die Studie. Wenn Sie eine Ergänzung oder eine Revision einreichen, markieren Sie bitte Ihre Änderungen. Vielen Dank.

Mit freundlichen Grüßen

(A.Klein)

## II. Randomisierung der Treatmentreihenfolge

**A Randomization Plan**  
from  
<http://www.randomization.com>

1. \_\_\_\_\_
  - STR
  - SMR
  - CON
2. \_\_\_\_\_
  - CON
  - STR
  - SMR
3. \_\_\_\_\_
  - CON
  - STR
  - SMR
4. \_\_\_\_\_
  - CON
  - SMR
  - STR
5. \_\_\_\_\_
  - SMR
  - CON
  - STR
6. \_\_\_\_\_
  - SMR
  - STR
  - CON
7. \_\_\_\_\_
  - STR
  - CON
  - SMR
8. \_\_\_\_\_
  - SMR
  - STR
  - CON
9. \_\_\_\_\_
  - STR
  - SMR
  - CON
10. \_\_\_\_\_
  - STR
  - CON

- SMR
- 11. \_\_\_\_\_
  - CON
  - SMR
  - STR
- 12. \_\_\_\_\_
  - SMR
  - CON
  - STR
- 13. \_\_\_\_\_
  - SMR
  - STR
  - CON
- 14. \_\_\_\_\_
  - STR
  - CON
  - SMR
- 15. \_\_\_\_\_
  - SMR
  - CON
  - STR
- 16. \_\_\_\_\_
  - STR
  - SMR
  - CON

16 subjects randomized into 1 block  
To reproduce this plan, use the seed 19582  
Randomization plan created on 19.9.2016, 09:57:49

## III. Randomisierung der Treatmentseite

**A Randomization Plan**  
from  
<http://www.randomization.com>

1. L \_\_\_\_\_
2. L \_\_\_\_\_
3. L \_\_\_\_\_
4. R \_\_\_\_\_
5. L \_\_\_\_\_
6. R \_\_\_\_\_
7. R \_\_\_\_\_
8. R \_\_\_\_\_
9. R \_\_\_\_\_
10. L \_\_\_\_\_
11. R \_\_\_\_\_
12. L \_\_\_\_\_
13. L \_\_\_\_\_
14. R \_\_\_\_\_
15. R \_\_\_\_\_
16. L \_\_\_\_\_

16 subjects randomized into 1 block  
To reproduce this plan, use the seed 19031  
along with the number of subjects per block/number of blocks  
and (case-sensitive) treatment labels as entered originally.  
Randomization plan created on 19.9.2016, 10:02:19



## IV. Probandenaufklärungsbogen



## Probandenaufklärung

Sehr geehrte Probandin, sehr geehrter Proband,

wir laden Sie ein, an einer wissenschaftlichen Untersuchung teilzunehmen, die lokale und akute Effekte einer einmaligen Selbstmassage-Anwendung näher beleuchtet.

### **Hintergrund und Zielstellungen**

Die Verwendung von sog. *Foamrolls* oder Hartschaumrollen zur Eigenbehandlung erfreut sich in Sport, Therapie und Rehabilitation großer Beliebtheit. Erste Untersuchungen weisen auf einen positiven Effekt von Selbstmassage (Self-Myofascial-Release (SMR)) Techniken mit diesen Hartschaumrollen auf die Beweglichkeit hin. Unklar ist jedoch bisher, ob sich ähnlich wie beim statischen Dehnen die passive Gewebespannung durch das Foamrolling beeinflussen lässt und sich Effekte auch an der Verschieblichkeit der Bindegewebshülle um den Muskel zeigen.

### **Möglicher Nutzen aus Ihrer Teilnahme an der Studie**

Die Ergebnisse dieser Studie versprechen neue Erkenntnisse über die Effekte von SMR Techniken. Dies ermöglicht eine bessere Planung und Integration dieser in die Trainings- und Therapiepraxis. Trotz möglicher kurzzeitiger Effekte ist für Sie kein langfristiger Nutzen durch die einmalige Behandlung zu erwarten.

### **Durchführung der Studie**

Die Studie besteht für Sie aus vier Terminen, an dem nach einer Eingewöhnungseinheit die im Folgenden beschriebenen Interventionen sowie die Kontrollbedingung jeweils einmal, die beschriebenen Messungen an jedem Testtermin zweimal durchgeführt werden. Der Zeitaufwand beträgt je Termin ca. 30-40 Minuten, bei vier Terminen also etwa 120-160 min im Zeitraum von ca. drei Wochen. Eine Aufwandsentschädigung o.ä. erhalten Sie nicht.

Zuerst erfassen wir das maximale Bewegungsausmaß Ihres Hüftgelenkes mit einem standardisierten Messaufbau. Danach nutzen wir ein computergestütztes Messsystem, um Ihr Bein in langsamer und kontrollierter Geschwindigkeit insgesamt sechs Mal in eine definierte Beugeposition und wieder zurück in die Startposition

zu bewegen. Der passive Widerstand Ihres Gewebes wird dabei kontinuierlich aufgezeichnet. Zur Kontrolle, ob Ihre Muskulatur währenddessen nicht aktiv ist, befestigen wir selbstklebende Elektroden in der Mitte des Muskels und überprüfen die Aktivität mittels Elektromyographie (EMG). Zusätzlich führen wir eine Ultraschallmessung auf der Vorderseite Ihres Oberschenkels durch und zeichnen das Videosignal zur Analyse auf. Alle Verfahren sind nicht invasiv sowie vollkommen strahlungsfrei und unbedenklich.

Im Anschluss an die Eingangsmessung werden Sie nach einer 15 minütigen Pause in zufälliger Reihenfolge jeweils einer der beiden Versuchsgruppen sowie der Kontrollbedingung zugeordnet. In der ersten Versuchsgruppe führen Sie eine 2x60-sekündige SMR Anwendung auf der Oberschenkelvorderseite durch. In der zweiten Versuchsgruppe wird Ihre Oberschenkelvorderseite in gleicher Position wie bei der Messung des passiven Gewebewiderstandes ebenfalls für 2x60 Sekunden passiv gedehnt. In der Kontrollbedingung findet hingegen keine Dehnung oder SMR statt. Direkt im Anschluss erfolgen wiederum die Erfassung des maximalen Bewegungsausmaßes, der passiven Gewebespannung sowie die Ultraschallmessung. Neben den beschriebenen Messverfahren erheben wir Daten über Ihr Alter, Geschlecht, Größe und Gewicht, jedoch keinerlei vertrauliche Informationen wie Krankengeschichte, autobiographische Erlebnisse, politische und religiöse Einstellungen.

### **Freiwilligkeit**

Ihre Teilnahme ist freiwillig und dient rein wissenschaftlichen Zwecken. Sie können jederzeit, auch ohne Angaben von Gründen, Ihre Teilnahmebereitschaft widerrufen, ohne dass Ihnen dadurch irgendwelche Nachteile entstehen.

### **Datensicherheit**

Die im Rahmen der Studie erhobenen Messdaten werden von uns **pseudonymisiert** (Ihr Name wird durch eine Probandennummer ersetzt) und entsprechend den Richtlinien des Datenschutzgesetzes vertraulich behandelt und nur für die Zwecke der wissenschaftlichen Forschung verwendet. Die erhobenen Daten werden gespeichert und mit einem Verschlüsselungsprogramm vor unbefugtem Zugriff geschützt. Jederzeit, auch nach Beendigung der Studie, haben Sie das Recht, die Löschung Ihrer personenbezogenen Daten zu verlangen. Spätestens nach der gesetzlichen Aufbewahrungsfrist von 10 Jahren werden Ihre Daten gelöscht.

### **Mögliche Risiken, Beschwerden und Begleiterscheinungen**

Spezielle Risiken bestehen für die Intervention oder Messungen nicht. Die Messverfahren sind vollkommen strahlungsfrei und nicht invasiv. Da es sich bei der Messung um kontrolliert durchgeführte Bewegungen handelt, die das Maß von Alltagsbewegungen nicht überschreiten, ist das Risiko von Verletzungen sehr niedrig. In einigen wenigen Fällen kann es durch SMR zu Muskelkater oder muskelkater-ähnlichen Symptomen kommen, die aber innerhalb weniger Tage abklingen.

Adresse und Ansprechpartner

Johann Wolfgang Goethe-Universität

Abteilung Sportmedizin

Ginnheimer Landstraße 39

D-60487 Frankfurt am Main

**Projektleitung**

Prof. Dr. med. Dr. phil. W. Banzer

**Ansprechpartner:**

Frieder Krause (M.A.)

[krause@sport.uni-frankfurt.de](mailto:krause@sport.uni-frankfurt.de)

Tel.: 069-798 245 44

## V. Einverständniserklärung

**Einverständniserklärung****„Lokale Akuteffekte einer Self-Myofascial-Release Anwendung  
auf viskoelastische Gewebeeigenschaften“**

Name des Probanden (Druckbuchstaben): \_\_\_\_\_

Probanden-Nr.: \_\_\_\_\_

Ich erkläre mich bereit, an der Studie teilzunehmen.

Ich bin von Herrn/Frau \_\_\_\_\_ ausführlich und verständlich über die Studiendurchführung, mögliche Belastungen und Risiken sowie über Wesen, Bedeutung und Tragweite der Studie sowie die sich für mich daraus ergebenden Anforderungen aufgeklärt worden. Ich habe darüber hinaus den Text der Probandenaufklärung und dieser Einwilligungserklärung gelesen und verstanden. Aufgetretene Fragen wurden mir vom Untersuchungsleiter verständlich und ausreichend beantwortet. Ich hatte ausreichend Zeit, Fragen zu stellen und mich zu entscheiden.

Ich werde den Anforderungen, die für die Durchführung der Studie erforderlich sind, Folge leisten, behalte mir jedoch das Recht vor, meine freiwillige Mitwirkung jederzeit zu beenden, ohne dass mir daraus Nachteile entstehen.

**Datenschutz**

**Ich habe verstanden, dass meine Daten vertraulich behandelt werden und nicht an Dritte weitergegeben werden. Ich bin mit der Aufzeichnung der im Rahmen der Studie erhobenen Messdaten sowie persönlicher Daten und ihrer pseudonymisierten Verwendung, z. B. für Veröffentlichungen, einverstanden. Ich bin damit einverstanden, dass die pseudonymisierten Daten für Reanalysen**

gesichert in der Abteilung Sportmedizin aufbewahrt werden. Ebenfalls erkläre ich mein Einverständnis damit, dass persönlichen Daten (Name, Anschrift, Telefonnummer und Geburtsdatum) in der Patientenakte sowie einer Identifizierungsliste gesichert und getrennt von den restlichen Daten in der Abteilung Sportmedizin aufbewahrt werden. Mir ist bekannt, dass ich jederzeit, d.h. auch nach Ende der Studienteilnahme, das Recht habe, ohne Angabe von Gründen eine Löschung meiner Daten und meines gesamten Datensatzes zu verlangen.

***Eine Kopie der Probandenaufklärung und der Einwilligungserklärung habe ich erhalten. Das Original verbleibt bei der Abteilung Sportmedizin der Goethe-Universität Frankfurt am Main.***

---

(Datum, Unterschrift des Probanden)

---

(Datum, Unterschrift des Untersuchungsleiters)

## VI. Datenblätter zur Erfassung der Messdaten

**Datenblatt FR Studie****T1**

Prob-ID: \_\_\_\_\_ Untersucher: \_\_\_\_\_ Datum: \_\_\_\_\_

Geschlecht: m  w  Größe: \_\_\_\_\_ Gewicht: \_\_\_\_\_ Geburtsdatum: \_\_\_\_\_Seite Treatment:  re  li Treatment: \_\_\_\_\_

Einstellung Isokinet:

Sitz: \_\_\_\_\_ Höhe Sitz: \_\_\_\_\_ Dynamometer: \_\_\_\_\_ Höhe Beinauflage: \_\_\_\_\_

**Pre-Messung 1**

First stretch sensation: \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ Mittelwert: \_\_\_\_\_

PRT Messung: ROM Messung:  aktiv  passiv*15 min Pause*

Treatment: \_\_\_\_\_

**Post-Messung 1**

First stretch sensation: \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ Mittelwert: \_\_\_\_\_

PRT Messung: ROM Messung:  aktiv  passiv

## T2

Prob-ID: \_\_\_\_\_ Untersucher: \_\_\_\_\_ Datum: \_\_\_\_\_

Geschlecht: m  w  Größe: \_\_\_\_\_ Gewicht: \_\_\_\_\_ Geburtsdatum: \_\_\_\_\_

Seite Treatment:  re  li Treatment: \_\_\_\_\_

Einstellung Isokinet:

Sitz: \_\_\_\_\_ Höhe Sitz: \_\_\_\_\_ Dynamometer: \_\_\_\_\_ Höhe Beinauflage: \_\_\_\_\_

### Pre-Messung 1

First stretch sensation: \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ Mittelwert: \_\_\_\_\_

PRT Messung:

ROM Messung:  aktiv  passiv

*15 min Pause*

Treatment: \_\_\_\_\_

### Post-Messung 1

First stretch sensation: \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ Mittelwert: \_\_\_\_\_

PRT Messung:

ROM Messung:  aktiv  passiv

### T3

Prob-ID: \_\_\_\_\_ Untersucher: \_\_\_\_\_ Datum: \_\_\_\_\_

Geschlecht: m  w  Größe: \_\_\_\_\_ Gewicht: \_\_\_\_\_ Geburtsdatum: \_\_\_\_\_

Seite Treatment:  re  li Treatment: \_\_\_\_\_

Einstellung Isokinet:

Sitz: \_\_\_\_\_ Höhe Sitz: \_\_\_\_\_ Dynamometer: \_\_\_\_\_ Höhe Beinauflage: \_\_\_\_\_

#### Pre-Messung 1

First stretch sensation: \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ Mittelwert: \_\_\_\_\_

PRT Messung:

ROM Messung:  aktiv  passiv

*15 min Pause*

Treatment: \_\_\_\_\_

#### Post-Messung 1

First stretch sensation: \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ Mittelwert: \_\_\_\_\_

PRT Messung:

ROM Messung:  aktiv  passiv