

**Auswirkung einer Behandlung des lateralen Triggerbandes
des Oberschenkels nach Prinzipien des
Fasziendistorsionsmodells auf die Hüftbeweglichkeit**

MASTER - THESIS

zur Erlangung des akademischen Grades

Master of Science

im Universitätslehrgang Osteopathie

vorgelegt von

Ksenija Schulz

Matrikelnummer: 0164236

Department für Gesundheitswissenschaften, Medizin und Forschung

an der Donau-Universität Krems

Betreuerin: Katharina Wimmer MSc



Hannover, November 2020

Eidesstattliche Erklärung

Ich, Ksenija Schulz, geboren am 27. Oktober 1969 in Obninsk, Russland, erkläre,

1. dass ich meine Master Thesis selbständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und mich auch sonst keiner unerlaubten Hilfen bedient habe,
2. dass ich meine Master Thesis bisher weder im In- noch im Ausland in irgendeiner Form als Prüfungsarbeit vorgelegt habe,
3. dass ich, falls die Master Thesis mein Unternehmen oder einen externen Kooperationspartner betrifft, meinen Arbeitgeber über Titel, Form und Inhalt der Master Thesis unterrichtet und sein Einverständnis eingeholt habe.

Danksagung

Großen Dank an Katharina Wimmer MSc, die als Betreuerin meiner Arbeit an meiner Studie mitgewirkt hat.

Jürg Kafader MSc möchte ich für die konstruktiven und kritischen Vorschläge danken. Die selbstlose Bereitschaft, die aufkommenden Fragen zu diskutieren, die Probleme zu lösen sowie die offenen Gespräche in der Studienzeit, schätzte ich sehr. Mein Dank gilt Stefanie Busch MSc für das akribische Korrekturlesen und Dipl.Ing. Jan Asbeck für seine Empfehlungen bei ingenieurwissenschaftlichen Disziplinen.

Für die Offenbarung der statistischen Wahrheiten und für die korrekte Überprüfung der praktischen Fertigkeiten in diesem Gebiet danke ich Dipl.-Math. Ulrike von Hehn. Ohne die schnelle, professionelle statistische Auswertung mit vielen sachlichen Ratschlägen von wäre diese Forschungsarbeit kaum denkbar. Mein besonderer Dank gilt Dipl.-Ing. Daniel Matern dafür, dass er mir neben der kritischen Betreuung der Studie, mit seinem statistischen Wissen freundschaftlich zur Seite stand.

An alle Teilnehmenden, die sich bereitwillig für eine kräftige fasziale Technik zur Verfügung gestellt und aufopferungsvoll die Messungen über sich ergehen lassen haben und sich all die schmerzhaften Griffe der Faszientechnik nie anmerken ließen. Einen großen Dank und großes Lob.

An alle helfenden Hände, die sich bemüht haben, die Studie zu gestalten, an alle Helfenden, die ihr intellektuelles und sachliches Wissen zum Gelingen des Experimentes beigetragen haben, möchte ich ein herzliches „Danke“ aussprechen.

Diese Arbeit möchte ich meinem Vater widmen.

Zusammenfassung

Ziele Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Auswirkung einer Behandlung des Tractus Iliotibialis nach dem Faszienmodell auf die Hüftflexion.

Dies basiert auf der Grundlage der osteopathischen Medizin über das Gewebekontinuum, und der Prävalenz eines Belastungsmusters auf die myofasziale Kraftübertragung über die gesamte Länge der Fasziata mit ihrer Verstärkung als Tractus iliotibialis bis zur Hüft- und Beckenregion.

Studiendesign Interventionelle, prospektive, einfach verblindete randomisierte kontrollierte Studie.

Materialien und Methoden An der Studie nahmen 64 gesunde Testpersonen, welche einen Ausdauersport wie Laufen, Radfahren, Ballsport regelmäßig zweimal oder häufiger in der Woche in den letzten zwei Jahren betrieben haben, teil. Diese wurden in zwei Gruppen nach dem Zufallsprinzip verteilt. Eine Gruppe wurde nach dem Faszienmodell am Tractus Iliotibialis behandelt, die Kontrollgruppe erhielt eine Scheinbehandlung mit Ultraschall. Die Hüftflexion wurde mit dem Straight Leg Raise Test (SLR) gemessen.

Ergebnisse Ein signifikanter Gruppenunterschied hinsichtlich der Winkelmessungen prä- oder post Behandlung konnte nicht gezeigt werden (t-Test für unabhängige Stichproben, $p=0,060$ und $p=0,150$).

Diskussion Die vorliegende Studie zeigt, dass die ursprüngliche Hypothese bezüglich der Auswirkung der fasziellen Behandlung nach dem Faszienmodell auf den Parameter Mobilität nicht bestätigt werden kann. Mit dieser Studie konnten keine ausreichenden wissenschaftlichen Belege für die Veränderung der Hüftbeweglichkeit gefunden werden. Die statistische Analyse zeigt, dass bei beiden Messungen kein signifikanter Unterschied innerhalb der Gruppen festgestellt werden kann. Das spezifische Erscheinungsbild, das die Behandlung rechtfertigen würde, war bei keiner Testperson zu finden. Darum kann diese Aussage nicht verallgemeinert werden.

Schlüsselwörter Fasziensforschung, Faszienmodell, FDM, Osteopathie, SLR

Abstract

Objectives The aim of this research is to investigate the prevalence of a load pattern on the myofascial power transmission over the entire length of the fascial lata with its reinforcement as iliotibial tract up to the hip and pelvic region based on the osteopathic medicine via the tissue continuum. This study explains whether treatment of the iliotibial tract according to the fascia distortion model leads to a change in hip flexion or not.

Study design interventional, prospective, single-blind, randomized controlled trial.

Materials and Methods The study included 64 healthy test subjects who had practiced endurance sports such as running, cycling, ball sports regularly twice or more often a week in the past two years. They were randomly divided into two groups. One group was treated according to the fascia distortion model on the Iliotibial tract. The other group, the control group received a sham treatment with ultrasound. The hip flexion was measured using the Straight Leg Raise Test (SLR).

Results A significant group difference with regard to the angle measurements before and after the intervention cannot be shown (t-test for independent samples, $p = 0.060$ and $p = 0.150$).

Discussion The presented study shows that the original hypothesis regarding the effect of fascial treatment according to fascia distortion model on the parameter mobility cannot be confirmed. The statistical analysis shows that there is no significant difference between the groups in both measurements. Sufficient scientific evidence for the change in hip mobility could not be confirmed with this study. The specific appearance that would justify the treatment was not found in any of the subjects. That is why this statement cannot be generalized.

Keywords Fascialresearch, fascia distortion model, FDM, osteopathy, SLR

Inhaltsverzeichnis

Eidesstattliche Erklärung	I
Danksagung	II
Zusammenfassung	III
Abstract	IV
1 Einleitung.....	1
2 Theoretischer Hintergrund	4
2.1 Die anatomischen und physiologischen Grundlagen der Faszie	4
2.1.1 Definition Faszie	4
2.1.2 Die Mikroanatomie der Faszie	5
2.1.3 Die Makroanatomie der Faszie	8
2.2 Die Hintergründe zur funktionellen Neurologie.....	10
2.2.1 Die Faszie als Sinnesorgan	10
2.3 Biomechanische Hintergründe.....	14
2.3.1 Die Rolle der Faszien bei der Lastübertragung.....	14
2.3.2 Die biomechanischen Aspekte zur Lastübertragung	16
2.3.3 Dehnung und Spannung.....	16
2.3.4 Steifigkeit und Viskoelastizität.....	17
2.3.5 Mechanobiologie des Bindegewebes.....	18
2.3.6 Myotendinöse und myofasziale Kraftübertragung	19
2.4 Manuelle Therapie der Faszie	20
2.4.1 Adaption der Faszien bei mechanischer Belastung.....	20
2.4.2 Manuelle Therapie der Faszie auf der Grundlage des FDM.....	24
3 Forschungsfrage und Hypothesen	27
4 Methodologie	29
4.1 Literaturrecherche.....	29
4.2 Forschungsdesign	29
4.3 Stichprobenbeschreibung	30
4.4 Ein- und Ausschlusskriterien.....	30
4.4.1 Einschlusskriterien.....	31
4.4.2 Ausschlusskriterien.....	31

4.5	Fallzahlbegründung	33
4.6	Erheben von Daten, Messgeräte, Datentypen	33
4.6.1	Die Art der Materialien	34
4.6.2	SLR Test Validität und Reliabilität.....	35
4.6.3	Anwendungssoftware „Goniometer Records“	37
4.7	Studienablauf.....	37
4.7.1	Durchführung der Randomisierung und Verblindung	39
4.7.2	Durchführung der Messung	39
4.7.3	Durchführung der FDM-Therapie	41
4.7.4	Durchführung der Scheinbehandlung	41
4.8	Datenverarbeitung und -auswertung.....	41
5	Ergebnisse.....	43
5.1	Die Zusammenfassung der Messergebnisse zur Analyse der Hüftflexion	43
5.2	Ausgangswerte zum Zeitpunkt prä sowie post im Gruppenvergleich	48
5.3	Die Veränderung innerhalb der Gruppe	49
5.4	Vergleich der absoluten und relativen Winkeländerung	49
5.5	Der Einfluss der Intervention unter Berücksichtigung der Straten	50
6	Diskussion und Konklusion	52
6.1	Zusammenfassung und Bewertung der Studienergebnisse	52
6.2	Vergleich der Studienergebnisse mit der Literatur.....	52
6.3	Diskussion zur Stichprobe	53
6.4	Diskussion zur Fallzahlberechnung	54
6.5	Diskussion zur Behandlung	54
6.5.1	Die Begleiterscheinungen.....	54
6.5.2	Der Effekt durch die Behandlung	55
6.6	Diskussion der Messung.....	56
6.6.1	Messung der Hüftflexion	56
6.6.2	Der Einfluss der Fixation des Knie- sowie Fußgelenkes	56
6.6.3	Der gewählte Messparameter: Beweglichkeit <i>versus</i> Schmerz	57
6.7	Die Aussagenkraft der Studie	58

6.8 Die Konklusion.....	58
Literaturverzeichnis.....	61
Tabellenverzeichnis	84
Abbildungsverzeichnis	85
Abkürzungsverzeichnis	86
ANHANG A Studieninformation und Einwilligungserklärung.....	88
ANHANG B Muster Datenerhebungsblätter	98
ANHANG C Rohdaten	100
ANHANG short english version.....	101
Abstract	103

1 Einleitung

Das klassische Erklärungsmodell der Kraftübertragung im menschlichen Körper basiert sich auf der Annahme, dass durch Kontraktion der Muskelfasern Kraft erzeugt wird, welche dann direkt über die Sehne auf das Skelett übertragen wird. Im Gegensatz dazu legen die neuesten Erkenntnisse nahe, dass Muskeln mechanisch mit umgebenden Strukturen verbunden sind und nicht als unabhängige Aktuatoren angesehen werden können (Huijing, Maas, & Baan, 2003). Vielmehr wird es dank der modernen Forschungsmethoden klarer, weshalb die Architektur der Faszien für das Verständnis der Übertragung von Kräften wichtiger sei als die klassische anatomische Betrachtung von Einzelstrukturen wie Muskeln und Sehnen (Van der Wal, 2009). Die Kraftübertragung zwischen den Muskeln ist dank der Aktivierung der gesamten myofaszialen Ketten möglich. Anstatt sich auf einzelne Strukturen, wie Muskeln oder Gelenke zu konzentrieren, könnte man diese Erkenntnisse bei der ganzheitlichen Diagnostik und Therapie der chronischen Zustände oder Schmerzausstrahlungssymptome zu Hilfe rufen (Krause, Wilke, Vogt, & Banzer, 2016).

Die Fortschritte in digitaler Videoendoskopie während chirurgischer Eingriffe erlauben das lebendige Gewebe auf meso- und mikroskopischen Ebene zu betrachten und dabei ein grundlegendes architektonisches Muster nicht nur für die Gelenke, sondern auch für die Organe, für Haut, Fett, Muskeln, Knochen, Sehnen, Nerven und Blutgefäße als kontinuierliches fibrilläres Netzwerk, als eine totale Gewebekontinuität zu erkennen (Guimberteau & Armstrong, 2016). Schon im letzten Jahrhundert beschrieb Still (1899, p.163) die Faszie als eine *„umhüllende, teilende und alles durchdringende Struktur“*. *„Wenn wir über die in den Faszien lokalisierten Lebenskräfte nachdenken, müssen wir uns vergegenwärtigen, dass sie den ganzen Körper durchziehen“* (Still, 2005, p. III-38). Er war fest überzeugt, dass die Mehrung vom Wissen über die Faszien, mehr als bei irgendeiner anderen Struktur des Körpers, die Türen für mehr Erkenntnis über den Körper öffnet. Stills Begeisterung und die neuen Forschungsmöglichkeiten inspirieren die theoretische und therapeutische Medizin zu neuen und unterschiedlichen Denkmodellen in der Diagnostik und Therapie. Nach Popper (2002) sind die wissenschaftlichen Aussagen modellhaft, also vorläufig. In der Wissenschaft werden verschiedene Ideen, Hypothesen und Theoreme experimentell geprüft. Auch die Medizin arbeitet mit Modellen und versucht die Beobachtungen durch theoretische oder experimentelle Methoden zu erklären. Das Faziendistorsionsmodell (FDM) ist ein anatomisches Modell und ist methodenneutral. Es beschäftigt sich mit Faszien und ihren spezifischen Störungen in ihrer Gewebekontinuität. Es betrachtet sechs Distorsionen, welche dank der genauen Lokalisation und der Art der Schmerzen mittels Körpersprache der PatientInnen erkannt und entsprechend behandelt werden (Typaldos,

1999). Dennoch fehlt es noch an dem Verständnis der physiologischen Prozesse und den Mechanismen hinter den Wirkungen der faszialen Techniken. Weiter fehlen noch sichere klinische Nachweise zu den Konzepten. Die endoskopische Forschung zeigt die dreidimensionale Auswirkung einer mechanischen Belastung auf das subkutane fibrilläre Netzwerk mit der darauffolgenden Form- und Spannungsveränderung aufgrund von Mechanotransmission (Guimberteau & Armstrong, 2016). Als lebendes Gewebe können die Faszien als Sensoren für mechanische Spannungen bezeichnet werden. Chaitow (2013) beschreibt die Spannungübertragung infolge der Mechanotransduktion über das Zytoskelett auf die benachbarten Strukturen als eine Antwort der Bindegewebezellen auf manuelle Kompression, Dehnung oder Bewegung. Geleitet von der Idee der Faszienreaktion auf eine mechanische Stimulation, wäre eine Folge die Veränderung der Spannung mit der Wirkung auf die Nachbarstrukturen. Aus osteopathischer Sicht spielt das Becken mit der Berücksichtigung der funktionellen Zusammenhänge nach Tensegrity-Modell eine Schlüsselrolle in der Biomechanik (Huijing, 2009). Die resultierenden Kräfte und Momente, welche durch die anatomischen Achsen der Gelenke und die mechanischen Achsen der Kraftübertragung beeinflusst werden, beeinträchtigen somit die Belastung der Knie- und Hüftgelenke (Augat, 2011). Der Tractus iliotibialis (ITB) ist eine wichtige Struktur für die Biomechanik des Hüft- und des Kniegelenks. Die Übertragung der Spannung vom Becken auf das Bein erfolgt über die kontinuierliche Verbindung zwischen dem Musculus (M.) gluteus maximus (GM) und der Faszie lata (FL) (Huijing & Langevin, 2009; Stecco, Gilliar, Hill, Fullerton, & Stecco, 2013). Die FL ist die tiefe Faszie des Oberschenkels. Sie gleicht einem Strumpf, der ein Ektoskelett für seine Muskeln bildet. Die laterale sehnige Verdickung der Fascia lata wird als ITB bezeichnet. Der ITB dient auch als eine Sehne für Tensor fascia latae (TFL) und GM (Benjamin, 2009; Fairclough et al., 2006).

In einer experimentellen Studie verifizierten Vleeming, Pool-Goudzwaard, Stoeckart, van Wingerden und Snijders die Zugkraftübertragung über die lumbale Faszie auf die unteren Extremitäten (1995). Huijing (1999) kam zu signifikanten Ergebnissen der Kraftübertragung über Epimysium auf die synergistischen und antagonistischen Muskeln. Die praktischen Auswirkungen dieser Übertragung wurden in einer Studie an der Universität Melbourne in Australien demonstriert (Franklyn-Miller et al., 2009). Während einer experimentellen Untersuchung wurde 240 % Spannung im ITB bei gleichzeitiger 100% Spannung in den ischiocruralen Strukturen des hinteren Oberschenkels mittels Mikrodehnmessstreifen beim passiven Straight Leg Raise (SLR) Test gemessen. Die Ergebnisse des Experimentes unterstützten die Biotensegritätstheorie nach Levin und Martin (2012) über die Spannungsübertragung auf die benachbarten Strukturen. Diese Studie wurde an nicht lebenden Geweben durchgeführt. Wie Gisler (2012) vermutet, wird die Kraftübertragung

auch in einer aktiven Umgebung stattfinden, wenn auch möglicherweise geringere Belastungswerte in vivo-Befunden wegen der Absorption der Kräfte zu erwarten sind. Der Mangel in der Einheitlichkeit bei der Faszien-Forschung liegt daran, dass die isolierten Strukturen unter Laborbedingungen und nicht bei anatomisch intaktem Gewebe untersucht werden (Schleip et al., 2012; Solomonow, 2009).

Vor diesem Hintergrund beschäftigt sich die vorliegende Arbeit mit zentraler Fragestellung, ob es weitere Hinweise zu experimenteller moderner Forschung der Faszien gibt, welche die Integrität und die Kontinuität des Fasziengewebes durch Zug-, Last- und Kraftübertragung erklären können.

2 Theoretischer Hintergrund

In diesem Kapitel werden einerseits die anatomischen und physiologischen Grundlagen der Faszien im Allgemeinen besprochen. Darin sind neurologischen und die biomechanischen Aspekte enthalten. Folgend wird das ITB im Speziellen beschrieben. Schließlich wird das FDM im Kontext der osteopathischen und orthopädischen Medizin dargestellt.

2.1 Die anatomischen und physiologischen Grundlagen der Faszie

In diesem Abschnitt werden neben der Definition der Faszie auch Mikro- und Makroanatomie sowie funktionelle Zusammenhänge erörtert.

2.1.1 Definition Faszie

Laut Pons Wörterbuch (2020) wird das Wort „*fascia* <ae> (*fascis*) als *Binde, Band oder Bandage*“ ins Deutsche übertragen. Je nachdem, welche Ziele jedes Wissenschaftsgebiet sich bezüglich der Faszie stellt, wird auch das Faziengewebe unterschiedlich definiert. Die Anatomen befreien die anatomischen Strukturen von Bindegewebe, um sich gezielt dem Erkenntnisgewinn aus der Zergliederung zu widmen. Die Welt der Wissenschaft konzentriert sich bei der Forschung auf die speziellen genetischen und molekularen Aspekte der extrazellulären Matrix des Bindegewebes, während im therapeutischen Bereich der Fokus auf ihre Funktion und Reaktion als Stützapparat gelenkt wird. Da die Bezeichnung der Faszie von der Perspektive der AnwenderInnen und dem Zweck der Anwendung abhängig ist, hat das internationale Komitee der Fascia Research Society (2018) die folgende Nomenklatur mit zwei wichtigen Aspekten aus sowohl morphologischer als auch funktioneller Sicht auf dem fünften internationalen Faszien-Kongress in Berlin empfohlen. Danach wird die Faszie als eine bindegewebige Schicht unter der Haut mit der Funktion die Muskeln und innere Organe zu verbinden, umzufüllen und diese voneinander zu trennen definiert (Stecco & Schleip, 2016). Die Definition nach den funktionellen Kriterien beinhaltet die sensorischen und immunologischen Eigenschaften des Faziensystems. Dabei wird die Faszie aufgrund ihrer direkten und indirekten Rolle bei der Kraftübertragung als Schlüsselement in der Biomechanik dargestellt. Aus dieser Sicht gehört die Faszie zu einer Untergruppe innerhalb der größeren Gewebegruppe, die als ein Faziensystem definiert wird. Hierzu gehören die tiefen und oberflächlichen Faszien, das Fettgewebe, die viszeralen umhüllenden Faszien, Gelenkkapseln, Bänder, Membranen, Meningen, Sehnen und Sehnenplatten, Periost und alle intramuskulären und intermuskulären Bindegewebe. Dieses System aus dem weichen, kollagenhaltigen, lockeren oder dichten fibrösen Bindegewebe durchdringt kontinuierlich den ganzen Körper, verleiht allen Strukturen eine

Form, verbindet alle Teile miteinander und ermöglicht ein Funktionieren aller Teile als eine Einheit. Dieses Faszien-system wird wiederum als eine Untergruppe innerhalb der noch größeren Gruppe von Gewebe unterschieden und als Binde- und Stützgewebe in der Medizin von Federative Committee on Anatomical Terminology definiert (Adstrum, Hedley, Schleip, Stecco, & Yucesoy, 2017).

2.1.2 Die Mikroanatomie der Faszie

Aus der histologischen Sicht gehören Blut, Knochen, Knorpel, lymphoides und hämatopoetisches Gewebe, Fett, Sehnen, Bänder, Muskelumhüllungen, Hirnhaut, alle viszeralen Verbindungen und Abdeckungsfaszies mesenchymalen Ursprungs zum Binde- und Stützgewebe. Im engeren Sinne werden beim Bindegewebe das lockere faserige, das straffe faserige und das retikuläre Bindegewebe unterschieden. Ihre Gemeinsamkeit befindet sich in der extrazellulären Matrix zwischen den Zellen (Ulfing, 2019).

Weiter wird zwischen fixen und mobilen Zellen unterschieden. Je nach Gewebetyp gehören zu den ortsansässigen Zellenpopulationen die Fibroblasten und Fibrozyten, die Chondroblasten und Chondrozyten, die Osteoblasten und Osteozyten, die Odontoblasten und Odontozyten, die Adipozyten sowie die Endothelzellen (Gotzos, 2019). Die metabolisch aktiven Blasten unterscheiden sich von weniger aktiven Zellen. Die Fibroblasten sind die Hauptzellen des Bindegewebes und spielen eine wichtige Rolle bei der Synthese der Grundsubstanz und der Fasern. Die Fibrozyten befinden sich im Ruhezustand, haben Kontakt mit anderen Fibrozyten und bilden somit das Netz aus Zellen mit Zell-Zell-Verbindungen sowie Kanäle zwischen den Zellen wie Tight - und Gap- Junction aus (Bolander, 2005; Gotzos, 2019). Bei mikroskopischen Analysen der menschlichen Faszie fanden (Masi & Hannon, 2008) heraus, dass einige Zellen mit Kontraktilität analog der glatten Muskulatur reagierten. Diese hochkontraktilen Zellen sind eine besondere Ausprägungsform der Fibroblasten, die sich überall in unterschiedlicher Dichte im Faszien-gewebe befinden. Sie reagieren auf Zytokine wie transformierende Wachstumsfaktoren Beta 1 und beeinflussen die Faszienkontraktilität. Zu einer speziellen Fibrozytenform des faserreichen Gewebes gehören die Tendozyten oder Flügelzellen, welche im straffen parallelfaserigen Gewebe der Sehnen nah an Kollagenfibrillen liegen und von Proteoglykanen wie Biglykan und Fibromodulin der Matrix umgeben sind (Benjamin, 2009). Die Tendozyten stammen von den Somiten und beeinflussen Aufbau und Erneuerung von Kollagen, Differenzierung von Sehnen und Sekretionsprozesse in der Matrix (Brent, Schweitzer, & Tabin, 2003; Magnusson, Langberg, & Kjaer, 2010).

Zu den mobilen Zellen gehören Histiozyten, Monozyten, Makrophagen, Mastzellen, Plasmazellen sowie die Leukozyten. Die Makrophagen, einige Mastzellen und Lymphozyten sind bei Aktivierung der Immunreaktionen des Körpers, bei Entzündungen sowie bei der Durchblutung des Gewebes beteiligt (Van den Berg, 2014).

Die extrazelluläre Matrix (ECM) besteht aus Grundsubstanz, Bindegewebsfasern mit kollagenen und elastischen Eigenschaften, nicht kollagenen Verbindungsproteinen sowie aus Wasser. Die Grundsubstanz enthält die Glykosaminoglykane, die Proteoglykane sowie Adhäsionsproteine. Zu den Glykosaminoglykanen gehören Hyaluronsäure, Chondroitin-4-Sulfat, Chondroitin-6-Sulfat, Dermatansulfat, Keratansulfat, Heparansulfat und Heparin. Die Proteoglykane enthalten ein Zentralprotein aus über 2.000 Aminosäuren und binden zu 70% Chondroitin- und Keratinsulfatketten. Zu Adhäsionsproteinen gehören die Glykoproteine. Zusammen mit den Vernetzungsproteinen Laminin und Fibronectin können die Glykoproteine neben Adhäsion der Matrixstrukturen auch andere zahlreiche Funktionen erfüllen (Ulfig, 2019).

Im Bindegewebe werden die Kollagenfasern, welche den zweithöchsten Anteil ausmachen, von den elastischen Fasern unterschieden. Zu den wichtigsten von den bisher bekannten 28 Kollagenarten gehören Kollagen Typ I, II, III und IV. Kollagene bestehen aus langen Polypeptidketten, jeweils in Form einer linksgängigen Spirale oder Alpha-Helix, die sich umeinander schrauben, eine rechtsgängige Spirale bilden und ein Kollagenmolekül oder Tropokollagen darstellen. Ihre Synthese erfolgt im endoplasmatischen Retikulum. Die Tropokollagene verbinden sich im Zwischenzellraum zu Mikrofibrillen, welche Kollagenfibrillen bilden. Solche Kollagenfibrillen bilden zum Beispiel den Nucleus pulposus der Bandscheibe oder das hyaline Knorpelgewebe. Das geformte parallelfaserige straffe Bindegewebe kommt in Bändern, Sehnen und Aponeurosen vor. Das ungeformte geflechtartige straffe Bindegewebe ist in Gelenkkapseln, im intraneuralen und intramuskulären Bindegewebe zu finden. Zu 95% ist Kollagen Typ I an dem Knochenaufbau beteiligt und verleiht dem Gewebe die Zugfestigkeit. Das Kollagen besteht strukturell aus kettenförmigen Proteinverbindungen wie Glyzin, Prolin und Hydroxyprolin und wird nicht direkt in die Matrix, sondern im extrazellulären Raum eingebunden (Van den Berg, 2014).

Die elastischen Fasern werden im endoplasmatischen Retikulum der Fibroblasten und Myofibroblasten synthetisiert. Es wird zwischen α -Elastin aus 27 Peptidketten mit je etwa 35 Aminosäuren und β -Elastin aus zwei Peptidketten mit je 27 Aminosäuren unterschieden. Elastin ist aus Aminosäuren wie Kollagen aufgebaut. Dank der vielfachen Verzweigung der elastischen Fasern entsteht eine netzartige Struktur. Die Fasern sind bis zu 150% dehnbar und aufgrund der Speicherung der potenziellen Energie haben sie die Eigenschaft, nach

der Dehnung in die ursprüngliche Position zurückzukehren. Sie befinden sich im elastischen Knorpel, im lockeren Bindegewebe, in Gefäßwänden, in der Haut, in Bändern und Sehnen (Van den Berg, 2014).

Nichtkollagene Proteine sind Verbindungsproteine mit der Funktion, die Kollagenfasern an die Zellmembran zu binden und die mechanischen Kräfte, die auf das Gewebe wirken, zu übertragen. Diese Vernetzungsproteine wie Fibronectin, Laminin, Chondronektin, Osteonektin und andere verbinden die Proteoglykane mit Hyaluronsäureketten. Des Weiteren steuern sie die Migration der Zellen durch das Bindegewebe und kontrollieren die Aktivität des Zellkerns sowie der Zellorganellen (Van den Berg, 2014).

Ein erwachsener Mensch besteht zu etwa 70% aus Wasser, davon sind 30% intrazellulär und 70% extrazellulär. Das extrazelluläre Wasser befindet sich zu fast 67% als interstitielle Flüssigkeit im Körper, zu 20% in den Blutgefäßen und der Rest als transzelluläre Flüssigkeit im Nervensystem. Im Bindegewebe befindet sich das Wasser sowohl im freien Zustand als auch gebunden durch Bildung von Wasserstoffbrücken. Aufgrund dessen übernimmt das Wasser viele physiologischen Prozesse im Körper, wie z.B. den Transport von Stoffen, Energie und Information. Ebenso übernimmt es die Versorgung der Zellen mit Nährstoffen, die Ausscheidung der Abbaustoffe, Regulation des Säure-Basen-Haushalts und als Reaktionspartner bei Stoffwechselprozessen. Das Wasser in Form von Synovia wirkt als ein Gleitmittel in den Gelenken. Im Bindegewebe befinden sich Deckzellen, die Synovia-ähnliche Flüssigkeit produzieren und somit die Reibung in den Sehnen, Bändern und zwischen den Faszien-schichten senken (Van den Berg, 2014).

Im engeren Sinne werden das lockere faserige, das straffe faserige und das retikuläre Bindegewebe unterschieden. Das lockere Bindegewebe besteht aus der amorphen Grundsubstanz mit dünnen, glatten und verzweigten elastischen Fasern und deutlich dickeren, gewellten Kollagenfasern. Das lockere Gewebe umhüllt die Organe, füllt die Zwischenräume, dient als Verschiebeschicht zwischen Muskelschichten, als Wasserspeicher sowie spielt eine große Rolle bei der Immunabwehr. Das straffe Bindegewebe enthält wenig Grundsubstanz und viele Fasern, die eng aneinander liegen. Nach der Anordnung der Kollagenfasern werden straffes geflechtartiges und straffes parallelfaseriges Bindegewebe unterschieden. Die Kapseln von inneren Organen, die harte Hirnhaut, das Stratum fibrosum der Gelenkkapsel und Periost, die Faszien der Muskeln, des Knorpels, der Lederhaut sowie Sklera und Cornea des Auges werden aus dem geflechtartigen straffen Bindegewebe gebildet. Das straffe parallelfaserige Bindegewebe formt die Sehnen und die Bänder. Zu dieser Gruppe gehören die elastischen Bänder wie Stimmband, Nackenband sowie Ligamentum flava zwischen den Wirbeln. Die

fibroblastischen Retikulumzellen und retikulären Fasern aus Typ III-Kollagenen zusammen mit anderen speziellen Zellen gründen das retikuläre Bindegewebe. Das ist das Grundgewebe in lymphatischen Organen sowie im Knochenmark (Ulfig, 2019).

2.1.3 Die Makroanatomie der Faszie

Van der Wal überträgt das Konzept der zwei „*Konnektivitätsmuster*“ der Abtrennung und der Verbindung während der Differenzierung des primären Bindegewebes und seiner funktionellen Entwicklung auf die Faszienanatomie (2014, p. 59). Die Faszien der Muskeln ermöglichen somit die Verschiebung der Muskeln gegen andere Strukturen. Gleichzeitig dienen sie als Insertionsflächen für die skelettale Strukturen und verbinden mechanisch alle Teile miteinander. Diese Sichtweise ist für das Verständnis der mechanischen und funktionellen Aspekte der Faszie bei der Kraftübertragung grundlegend. Still (1897) hat ausführlich über die Universalität dieser Grundsubstanz oder Faszien als einer verbindenden Substanz geschrieben. Im Fasziengewebe bilden sich mehrere Schichten ohne klar definierte Grenzen, die sich über mehrere Strukturen und Organsysteme flächig ausbreiten.

Die Beschreibung der Faszie, basierend auf den Untersuchungen von mehreren Autoren, beschränkt sich auf das unregelmäßige geflechtartige Bindegewebe als ein System. Dieses System besteht aus vier umhüllenden Schichten im Körper, nämlich: der meningealen, der viszeralen, der oberflächlichen und der tiefen Faszie (Benjamin, 2009; Willard, Vleeming, Schuenke, Danneels, & Schleip, 2012).

Die meningeale Faszie umhüllt das Nervensystem, welche embryologisch der primitiven Meninx entstammt. Diese spielt eine Schlüsselrolle in der Regulation des Wachstums des darunter liegenden Nervensystems. Das meningeale Bindegewebe bildet Dura und Leptomeninx aus und umkleidet die peripheren Nerven mit dem Epineurium. Diese Kontinuität ist nicht nur mechanisch durch Verbindung der peripheren Nerven mit dem Zentralnervensystem mittels Nervenhiillen gewährleistet, sondern auch durch chemische und elektrische Weiterleitung der Informationen mittels Neurotransmitter (Butler, Gore, Rolf, & Jones, 1994).

Die viszerale Faszie erstreckt sich von der Schädelbasis bis in das Becken und umgibt die Körperhöhlen, wie Pleura-, Pericard- und Peritonealhöhle. Einerseits besteht nach außen der Kontakt mit der parietalen Leibeshöhle, namentlich im Brustraum und im Bauch-Becken-Bereich, und andererseits nach medial entlang der Mittellinie, wo sie das Mediastinum im Brustkorb, die Mittellinienstrukturen im Bauch und im Becken ausfüllt und

Leitungsschichten für die Gefäße bildet. Embryologisch entstammt sie dem viszeralem Mesoderm und ist als lockeres geflechtartiges Gewebe aufgebaut. Die Kontinuität der viszeralem Faszie von Nasopharynx bis zum Levator ani wurde schon im Jahre 1890 von Anderson und Makins beschrieben. Die Chirurgie der letzten Jahre fokussierte sich eher auf die topographische Analyse mit lokaler Beschreibung der Organe und auf die Unterscheidung der Querschnittschichten, um den Operationsweg zu schildern oder um pathologische Gewebestörungen zu klären, ohne dabei die funktionellen Aspekte zu betrachten. Das enterale Nervensystem umfasst mehr als 100 Millionen Neuronen, die meisten von ihnen gehören zu den Interozeptoren und liegen im Bindegewebe zwischen der inneren und äußeren Schicht der Lamina muscularis externa oder in der Submucosa.

Unmittelbar unter der Haut befindet sich eine Schicht aus dichtem und alveolärem Bindegewebe mit einer speziellen Passage für die Nerven sowie für die Blut- und Lymphgefäße (Abu-Hijleh, Dharap, & Harris, 2014). Die Fascia superficialis umhüllt wie die Haut alle Strukturen im Körper und stellt analog zum Nervensystem als ein mechanosensitives und körperweit integratives Signalübertragungssystem“ dar (Langevin, 2006).

Die Rumpffaszie ist der übergeordnete Begriff für alle Schichten der tiefen Körperfaszie. Sie setzt sich weiter als Hülfaszie für die Extremitäten in Form von Muskelsepten fort und betont die gemeinsame embryonale Entwicklung und strukturelle Kontinuität. In der tiefen Faszie des Rumpfes unterscheidet man mehrere Blätter wie das oberflächliche, das mittlere und das tiefe Blatt. Diese formieren ein Gebilde aus Kollagenfaserbändern über den Aponeurosen, den Ligamenten und anderen Faszien. Sie bilden eine direkte oder indirekte Verbindung auf der einen Seite über das Becken zu den unteren Extremitäten und auf der anderen Seite über den Schultergürtel zu den oberen Extremitäten. Bei diesen Strukturen handelt es sich um eine funktionell verbundene Bindegewebsstruktur mit kontraktilen Zellen und Elementen unterschiedlicher Festigkeit (Vleeming et al., 1995).

Die tiefe Faszie der unteren Extremitäten setzt sich seriell kontinuierlich von der Fascia glutea über die FL und die Fascia cruris in die Fascia plantaris fort. Die Kontinuität der tiefen Faszie ist auch zum Periost, Sehnen und Ligamenten gegeben (Benjamin, 2009). Zwischen der oberflächlichen und tiefen Schicht der Beinfaszie befindet sich ein aus lockerem, nachgiebigem Bindegewebe bestehender Verschiebespalt. Darüber wird das subkutane Gewebe der oberflächlichen Faszie durch eine Schicht aus Kollagen in drei Lagen aus dem subkutanen Fettgewebe, membranösen Bindegewebe und der tiefen Fettschicht unterteilt. Darunter wird das Muskelgewebe mit einem unregelmäßigen Netz aus Kollagen- und Elastin-Fasern mit vielen Fibroblasten umhüllt. Es bilden sich kräftige Septen dazwischen

und unterteilen die Muskeln in Muskellogen. Lateral wird die tiefe Oberschenkelfaszie durch einen kräftigen Faserzug, den ITB, auch als Maissiat-Band bekannt, verstärkt. Topographisch wird diese Struktur als sehnige Verlängerung des TFL und des GM betrachtet. Der ITB ist eng mit dem TFL anterior und dem GM posterior im Bereich unterhalb Trochanter major verbunden, ohne dabei am Knochen fixiert zu sein. In seiner Länge hat er die Verbindung wie M. vastus lateralis zum Septum intermuskulare laterale. Distal hat er einen aponeuroseartigen Ansatz am Tuberculum gerdi der Tibia und erstreckt sich kontinuierlich anterolateral in die Fascia cruris (Huang et al., 2013).

In einem biomechanischen System der Beine kann der ITB als eine von der FL unabhängige Sehne des „*Beckendeltamuskels*“, gebildet aus GM und TFL, angesehen werden (Gerlach & Lierse, 1990, p. 13). Der ITB gleitet in einer Loge aus schräg- und horizontalverlaufenden Fasern der FL. Gemeinsam mit dem intramuskulären Septum des Femurs reduzieren diese Strukturen die auf die Knochen wirkende Kräfte. In dieser Hinsicht ist die Zugfestigkeitseigenschaft des ITB nur in Relation zu den Nachbarstrukturen anzusehen.

Zusammengefasst verbindet das globale fibrilläre Netzwerk alle Teile des Körpers miteinander. Es ist beweglich sowie anpassungsfähig. Es ermöglicht die Kraft elastisch zu absorbieren oder diese weiterzuleiten. Es kommuniziert und ist in der Lage auf Druck und weitere Formen angewandter Kraft durch eine Veränderung der Form zu antworten (Chaitow, 2016). Die Faszie könnte in Bezug auf Körpereigenempfindung als das wichtigste Wahrnehmungsorgan des Körpers angesehen werden (Bordoni & Zanier, 2014).

2.2 Die Hintergründe zur funktionellen Neurologie

In diesem Kapitel wird auf die komplexe Interaktion zwischen Faszien und Nervensystem eingegangen. Anschließend die Rolle der Faszie bei der Entwicklung einer segmentalen somatischen Dysfunktion in einem neurofaszialen osteopathischen Modell erläutert.

2.2.1 Die Faszie als Sinnesorgan

Der menschliche Körper wird in der Osteopathie als funktionelle Einheit betrachtet, in der jeder Bereich über das Faszienskontinuum mit einem anderen in Verbindung steht, wodurch ein perfektes tensegritives Gleichgewicht entsteht (Bordoni & Zanier, 2014). Eine osteopathische Behandlung umfasst verschiedene Techniken, die jeweils darauf abzielen, über die Afferenzen die Reaktionen des Bindegewebes zu beeinflussen. Da jede manuelle Anwendung über die Faszie je nach Art, Stärke und Dauer sowohl eine lokale als auch eine spinale bzw. eine zentrale Interaktion mittels des afferenten und efferenten

Leitungssystems erzielen kann, ist Verständnis dieser Mechanismen für die Therapie von großer Bedeutung (Bordoni & Zanier, 2015).

Im Bereich des Fühlens werden die Exterozeption, Propriozeption sowie Enterozeption unterschieden. Die Exterozeption umfasst die Wahrnehmung von Außenreizen im speziellen Sinne als Sensorik sowie generelle Sensibilität der Körperoberfläche. Neben der epikritischen Sensibilität, die feinere Berührungen und Bewegungsempfindungen umschließt, beziehen sich die protopathische Empfindungen auf drohende vitale Gefahren wie eine Reizwahrnehmung von Schmerz, Temperatur sowie starken Druck oder Berührung. Die Tiefensensibilität unterteilt sich in Stellungs-, Bewegungs- und Kraftsinn mit Beteiligung des Vestibularapparates. Die Enterozeption erfasst die Wahrnehmung der inneren Organe. Die Fühler dieser drei Wahrnehmungsbereiche sind die Rezeptoren für mechanische, thermische und nozizeptive Reize (Merker, 1997).

Die Einteilung bei den Nervenfasern orientiert sich an der Leitungsgeschwindigkeit der Reizübertragung und wird in der Literatur unterschiedlich klassifiziert. Die Afferenzen treten über die Hinterhörner des Rückenmarks ein und werden nach Lloyd und Hunt eingeteilt. Die efferenten Fasern ziehen aus dem Rückenmark über die Vorderhörner und werden nach Erlanger und Gasser unterschieden. Die Afferenzen aller Mechanorezeptoren werden über markhaltige Fasern der Klasse II geleitet. Funktionell und morphologisch können sie in Intensitäts-, Geschwindigkeits- sowie Beschleunigungsdetektoren eingeteilt werden (Fruhstorfer, 2003). Zur ersten Gruppe gehören die Merkel-Zellen, die Pinkus-Iggo-Tastscheiben sowie die Ruffini-Körperchen. Die Merkel-Zellen und die Haarscheiben reagieren auf Druck- und Dehnungsreiz und sind großflächig in der Haut verteilt. Die Ruffini-Körperchen sind in der Subcutis, dem submukösen Bindegewebe sowie in den Gelenkkapseln zu finden. Neben Druck- und Spannungsempfindung beteiligen sie sich auch bei der Wahrnehmung der Gelenkstellung. Die Meissner-Körperchen, die Haarfollikelrezeptoren sowie die freien Nervenendigungen liegen unmittelbar in der Epidermis. Sie erfassen die Scherkräfte und reagieren auf die Geschwindigkeit einer Reizänderung bei einer Berührung. Die Beschleunigungsdetektoren wie Vater-Pachini-Körperchen vermitteln Berührungs- und Vibrationsempfindungen. Diese Rezeptoren finden sich sowohl im subkutanen Fettgewebe als auch im Bereich von Gelenken, Faszien, Bändern, Sehnen, Knochen, Blutgefäßen sowie im Bauchraum (Merker, 1997). Bei Warm- und Kaltrezeptoren handelt es sich um freie Nervenendigungen. Histologisch unterscheiden sich diese Rezeptoren kaum von Schmerzrezeptoren. Für den Oberflächenschmerz mit hellem Charakter sind die markhaltigen Fasern der Klasse III zuständig. Die dumpfe und tiefe Schmerzempfindung wird über die marklose Fasern Klasse IV geleitet (Merker, 1997).

Die Propriozeptoren verarbeiten die Reize aus dem Körper und werden in Muskelspindeln, Sehnen- und Gelenkrezeptoren unterteilt. Die Afferenzen dieser Rezeptoren gehören den Klassen I und II an. Bei einer Muskeldehnung unter normalen Verhältnissen registriert das Spannungskontrollsystem eine Spannungsveränderung in den Sehnenorganen bzw. eine Muskellängenveränderung in den Muskelspindeln und leitet die Information mit Ib-Afferenzen bzw. mit Ia- und II-Afferenzen. Die durch Afferenzen vermittelte differenzierte Informationen von Rezeptoren werden an efferente Motoneurone, an präganglionäre Neurone des autonomen Systems, an Interneurone sowie an Neurone aufsteigender Trakte spinal übertragen (Fruhstorfer, 2003). Die Muskelspindeln besitzen eine eigene Innervation durch γ -Motoneurone, die im Vorderhorn liegen und über die A γ -Fasern an den peripheren Abschnitten der intrafusalen Fasern enden. Somit wird die Empfindlichkeit des Dehnungsrezeptors durch die intrafusale Vorspannung reguliert. Die Innervation der extrafusalen Muskulatur erfolgt über die im Vorderhorn des Rückenmarks gelegenen α -Motoneurone. Bei Erregungen von Primärafferenzen über spinale Verschaltung kann es zu einer stereotypen motorischen Reaktion kommen. Der monosynaptische Reflexbogen verbindet unmittelbar die Afferenz und ein Motoneuron. Die polysynaptischen Reflexe wie Beugereflexe haben die Ib- und III-Afferenzen (Hick, 1997). Durch eine Muskeldehnung kann ein Reflex ausgelöst werden. Dabei bilden die Ia-Afferenzen der Muskelspindeln den Eingang. Bei aktiver Kontraktion eines Muskels nimmt die Spannung zu und die Länge ab. Bei passiver Dehnung des Muskels kommt es zu vergrößerter Spannung und Länge und zur Aktivierung der Ib-Afferenz (Bruggencate & Dieringer, 2003).

Die Chemo-, Presso-, Volumen-, Dehnungs- sowie die Osmorezeptoren sind für die Homöostase des inneren Milieus zuständig. Dabei handelt es sich um die freie Nervenendigungen in den inneren Organen mit generellen viszerale Afferenzen der Klasse III und IV und Efferenzen von Typ B- und C-Fasern. Die Rezeptoren mit speziellen viszerale Afferenzen sind ausschließlich im Kopfbereich anzutreffen (Merker, 1997).

In der Osteopathie ist das Konzept der somatischen Dysfunktion das vorherrschende Modell für die klinische Praxis. Dieser Begriff ist auf der Basis von Stills (2005) Läsionsverständnis im Sinne einer Zirkulationsstörung von Gewebeflüssigkeit oder Kompression deren neuronalen Kontrollzentren geprägt. Still betonte, dass primäre Läsionen insbesondere im Bereich der Wirbelsäule entstehen. Im Laufe des 20. Jahrhunderts wurden darauf verschiedene evidenzbasierten Erklärungsmodelle mit einem Fokus auf die Nozizeption aufgrund von einer spinalen Fazilitation vorgeschlagen (Liem, 2018). Auch die Rolle der Faszie wurde bei der Entwicklung einer segmentalen somatischen Dysfunktion in einem neurofaszialen Modell integriert (Tozzi, 2015). Die

eigentliche Definition einer somatischen Dysfunktion wird auf Störungen der Wirbelsäulenstrukturen einschließlich der Nerven, der Muskeln, Ligamente, der Organe, der Haut, des Blutes auf einer segmentalen Ebene bezogen (AAOM, 2017). Infolge einer Verletzung der muskuloskelettalen Strukturen, welche reichlich Mechano-, Chemo- und Nozizeptoren enthalten, kann es zu einer Veränderung der sensorischen Leitung kommen. Unter der Berücksichtigung der Schmerzpsychologie, Haltungskontrollmechanismen und Neuroplastizität kann die Chronifizierung von Schmerzen zu einem Zyklus von verminderter Bewegung, Umbau des Bindegewebes, Entzündung, Sensibilisierung des Nervensystems und verminderter Mobilität führen (Langevin & Sherman, 2007; Pelletier, Bourbonnais, & Higgins, 2018). Die Kenntnis des Konzepts einer somatischen Läsion ist für die diagnostische Zwecke und für das Verständnis osteopathischer Intervention von Bedeutung (Liem, 2018). Durch eine gezielte osteopathische Intervention wird versucht, den inneren Funktionskreis zu beeinflussen, um dem Körper eine Möglichkeit zu geben in die Selbstregulation zu kommen. Dabei geht es um das Prinzip der Kompensation mit Störung der Homöostase mit anschließender Superkompensation.

Laut Standley und Meltzer (2008) ist es offensichtlich, dass die manuelle Anwendung aus einer osteopathischen Perspektive mit unterschiedlichen Druck- und Zugrichtungen sowie Frequenz oder Dauer, wichtige physiologische Zellreaktionen wie Schmerz, vegetative Reaktionen, Entzündung oder Spannungsveränderung hervorrufen. Eine osteopathische manipulative Behandlung kann das autonome Nervensystem, die neuronalen Reflexleistungen sowohl an den Muskeln als auch an den viszeralen Organen aufgrund ihrer neurophysiologischen Wirkung auf die Organisation in den kortikalen sensomotorischen Bereichen beeinflussen (Van den Berg, 2016). Die adäquaten Reize werden in einem Rezeptor wahrgenommen und in elektrische Signale umgewandelt. Die Grundlage jeder neuronalen Aktivität ist das Membranruhepotenzial. Von diesem Ruhepotenzial ausgehend, kann ein Aktionspotential durch die Depolarisation mit einer Fortleitung der Erregung ausgelöst werden. Die Muskelspindel- und Golgi-Sehnen-Organ-Afferenzen können exzitatorische oder inhibitorische Effekte infolge der somatosomatischen Reflexe hervorrufen. Die Modulation von Schmerzen kann direkt an den Schmerzrezeptoren bei gleichzeitiger Aktivierung der Mechanorezeptoren mit einer niedrigen Reizschwelle durch eine sanfte manuelle Intervention stattfinden. Außerdem kann die Dehnungsempfindlichkeit der Muskelspindeln dabei verringert werden und somit zur Abnahme der Erregbarkeit des kortikospinalen und spinalen Reflexes bzw. zu einer verminderten motorischen Erregbarkeit führen (Fryer, Glynn, Masin, Wroe, & Pearce, 2013). Die sanften Techniken wie leichte Vibrationen, langsam ausgeführte Dehnungen, rhythmische Bewegungen gehören zu solchen Interventionen, wobei die

Entladungsfrequenz der Ia-Fasern gering bleibt (Bruggencate & Dieringer, 2003). Ausserdem kommt es dabei zur Senkung der sympathischen Reflexaktivität (Ito, Sato, Shimamura, & Swenson, 1984). Die nächste Ebene der Reizverarbeitung geschieht auf der Segmentebene. Es gibt experimentelle Hinweise, dass die gezielten segmentalen Interventionen die primären afferenten Neuronen des paraspinalen Gewebes und somit das motorische Kontrollsystem und die Schmerzverarbeitung beeinflussen (Pickar, 2002). Die zentrale körpereigene Schmerzmodulation geschieht auf der Mittelhirn- und Hirnstamm-Ebene sowie im Hinterhorn des Rückenmarks durch die Produktion der körpereigenen schmerzlindernden Substanzen. Der Effekt von protopathischen Empfindungen wie die Reizwahrnehmung von Schmerz und starken Druck am Beispiel der kräftigen fasziellen Techniken sowie Temperatur bei Kälteanwendung kann ebenfalls in der Therapie genutzt werden. Die analgetische Wirkung geschieht über die absteigenden nozizeptiven Bahnen mit der Hemmung nozizeptiver Signale im Hinterhorn (Willis & Westlund, 1997). Als die Voraussetzung dafür gilt die Fähigkeit der PatientInnen, die Schmerzen im limbischen System gut verarbeiten zu können (Van den Berg, 2016).

Um die Wirkung der osteopathischen Interventionen an der Faszie zu verstehen, sind weitere Untersuchungen der Interaktion zwischen Faszie und Nervensystem notwendig, um die Evidenz für die osteopathische Praxis zu erhöhen. Im nächsten Schritt werden die biomechanischen Begriffe wie Last sowie Lastübertragung definiert.

2.3 Biomechanische Hintergründe

Dieser Abschnitt ist den grundlegenden Begriffen der Kraftübertragung in der Biomechanik gewidmet. Zunächst wird der Rolle der Faszien bei der Lastübertragung erläutert und auf die Veränderung der physikalischen Eigenschaften des menschlichen Gewebes mittels Krafteinwirkung eingegangen. Danach werden die Faktoren erwähnt, welche die mechanischen Eigenschaften des Fasziennetzes beeinflussen. Letztlich wird die Mechanotransduktion erklärt sowie die Wege der Kraftübertragung erläutert.

2.3.1 Die Rolle der Faszien bei der Lastübertragung

Nach dem klassischen Modell der Biomechanik wird die Kontraktion eines Muskels als Annäherung der beiden sehnigen Ansätze des Muskels am Skelett beschrieben. Das Seilzug-Modell, angewandt am Bizeps, beschreibt nach dem Hebelgesetz den Mechanismus der Kraftmessung bei einem isolierten Muskel und vollständiger Entfernung der extramuskulären Bindegewebe. In der Mehrzahl der früheren Arbeiten wurde Muskelgewebe unter experimentellen Bedingungen untersucht, wodurch Strukturen

eliminiert wurden, die möglicherweise an Mechanismen der intermuskulären oder extramuskulären Kraftübertragung beteiligt waren (Yucesoy & Huijing, 2007). Während chirurgischer Eingriffe kamen Guimberteau und Armstrong (2016) zur Erkenntnis, dass es nicht möglich ist, die einzelnen Strukturen, welche das multifibrilläre Netzwerk mit seiner chaotischen Konfiguration bilden, isoliert zu betrachten, dass die Natur nicht geradlinig funktioniert, und, dass das lineare Gesetz von Ursache und Wirkung, das sich auf das Verhältnis zweier Variablen mit einem konstanten Verhältnis bezieht, tatsächlich auf nichtlinearen Grundsätzen beruhen könnte. Das Betrachten lebender Strukturen mittels der Videoskopie mit vielfacher Vergrößerung offenbart die extrazelluläre fibrilläre Welt als ein gewebtes Netz, das die Zellen umgibt und ihnen ihre Form anzunehmen und zu erhalten hilft. Die Fibrillen bestehen Fasern von variierender Dichte. Sie verlaufen nah aneinander oder weit voneinander entfernt in verschiedenen Richtungen. Die Hautoberfläche weist ein bestimmtes Muster mit vielen Polyedern auf, welche sich bei der Bewegung dehnen und wieder zusammenziehen und dabei ihre Form verändern. Während der Zugausübung kann man die Kraftlinien erkennen, welche durch Furchen zwischen den Polyedern entstehen. Wird die Kraft aufgehoben, kehrt dieses System in die Ausgangsposition zurück (Guimberteau & Armstrong, 2016).

Die Fascia superficialis liegt innerhalb der Subcutis und kann als fibrilläre Verstärkung, jedoch nicht als eine separat von anderen Strukturen existierende Schicht angesehen werden. Die Muskelfaszie oder Fascia profunda ist viel stärker und dicker als die Fascia superficialis. Während der Muskelkontraktion verhindert die Muskelfaszie eine ineffiziente Energieausbreitung und ermöglicht somit die Kraftweiterleitung zu Aponeurosen oder Septen, die als verdichtete Bereiche immer aus demselben fibrillären Gewebe bestehen. Die Muskelfaszie bildet mit der Umgebung eine Kontinuität aus. Die Fasern des Epimysiums, welche den Muskel direkt umhüllen, bilden mit Peri- und Endomysium ein kontinuierliches System aus ineinander verflochtenen Fasern, deren Architektur weder parallel noch regelmäßig ist. Das dreidimensionale Gewebe aus ineinander verflochtenen Filamenten um eine Sehne spielt die Rolle eines kollagenen Absorptionssystems und ermöglicht die Gewebekontinuität mit benachbarten Strukturen. Dasselbe Gleitsystem wie um eine Sehne wird auch bei den Blutgefäßen, Nerven und Periost beobachtet. Dieses fibrilläre Netzwerk erstreckt sich vom Zellkern bis zur Hautoberfläche und stellt somit unserem ganzen Körper ein Gewebekontinuum bereit. Das lebende Gewebe steht in totaler Kontinuität unter Spannung und weist keine lineare und chaotische, sondern eine effiziente Organisation auf. Die Mobilität der Fibrillen, im Unterschied zu der Bewegung der starren Druckstäbe und gespannten Kabel an den Kreuzungen im Tensegrity-Modell, erlaubt eine einwirkende Kraft zu absorbieren (Guimberteau & Armstrong, 2016). Fuller (1975) hat ein

energieeffizientes Modell entworfen, wobei die Strukturen einer Konstruktion, bestehend aus Druckstäben und miteinander verbundenen unter Zug stehender Kabel, in einem Zustand des Gleichgewichtes und der permanenten Spannung stehen. Das Prinzip der myofaszialen Zuggurtung wurde am Beispiel des ITB schon im Jahr 1973 von Pauwels erklärt. Er stellte die myofasziale Strukturen, die Last des Körpergewichtes balancieren, als Zugseile oder Ketten dar. Das Tensegrity-Modell erklärt die Wirkungsweise der Tensegrity auf den menschlichen Körper (S. M. Levin & Martin, 2012). Dieses Modell kann auf alle biologischen Organismen von der Ebene der Moleküle bis zur Dimension der Strukturen im Körper angewendet werden. Insbesondere werden die Phänomene des menschlichen Körpers erklärt, wie die Fähigkeit seiner Strukturen, der Schwerkraft zu widerstehen.

2.3.2 Die biomechanischen Aspekte zur Lastübertragung

Die Belastung bzw. die Last wird in der technischen Mechanik als Summation aller Kräfte, welche auf einen Gegenstand einwirken, definiert (Gross, Hauger, Schröder, & Wall, 2011). Die Lastverteilung kann punktuell, entlang einer Strecke oder einer Fläche erfolgen. Nach dem Newtonischen Reaktionsgesetz ist die innere Spannung dann die Folge der Lastwirkung. Die Biomechanik beschäftigt sich mit Spannung als Zug- und Druckspannung z.B. bei myofaszialen Strukturen, wenn die Last als Summe aller Kräfte und Momente senkrecht zur Fläche wirkt, und Schubspannung, wenn die Last parallel zur Schnittfläche gerichtet ist (Simon, 2011). Dabei kommt es zu einer Verformung des Körpers, die von der einwirkenden Kraft, den mechanischen Eigenschaften des Materials und der ursprünglichen Form und Größe des Körpers abhängig ist (Putzer, Haselbacher, Hörmann, Klima, & Nogler, 2017). Obwohl das Gewebe ein Teil des kontinuierlichen Faszien-systems ist, gibt es keine Garantie für eine Kraftübertragung, wenn die Struktur, welche die Kraft weiterleitet, sehr dehnbar ist. Aus biomechanischer Perspektive kommt es zu keiner Kraftübertragung, wenn das Gewebe sehr nachgiebig ist. Der Spannungsaufbau mit weiterer Kraftweiterleitung ist erst nach einer maximalen Überstreckung der Struktur möglich. In der Medizin dienen die Kenntnisse der physikalischen Grundbegriffe aus der Rheologie und der Elastizitätslehre als ein Modell zur Beschreibung der Eigenschaften des Bindegewebes. Um die Kraftübertragung vereinfacht zu beschreiben, kann sich die Biomechanik auf die zwei Parameter Dehnung und Spannung fokussieren.

2.3.3 Dehnung und Spannung

Zu den mechanischen Eigenschaften deformierbarer Körper gehören Dehnung und Spannung. Die Dehnung ist eine dimensionslose Größe und führt zu relativen Längen- oder

Winkelveränderungen. Die Dehnung kann statisch oder dynamisch sein. Die Spannung wird als Quotient aus der Kraft und der Fläche des mechanisch beanspruchten Körpers beschrieben (Trautwein, Kreibitz, & Hüttermann, 2014). Die Funktionsfähigkeit und Charakterisierung eines Materials werden anhand einer Spannungs-Dehnungs-Kurve während eines Zugversuchs an einem Präparat ermöglicht. Die Spannungs-Dehnungs-Kurve zeigt drei charakteristischen Bereiche (Dürselen & Freutel, 2015). Am Anfang des Zugspannungsverlaufes kommt es zu elastischer Dehnung mit der Ausrichtung der Kollagenfasern in Zugrichtung. Zunächst dehnen sich die Fasern annähernd linear. Das myofasziales Gewebe bzw. die Muskeln unterscheiden sich von einem nichtlinear elastischen Material dadurch, dass sie einer Verlängerung aktiv entgegengesetzt wirken können (Brinckmann, Frobin, Leivseth, & Drerup, 2012). Daraufhin folgt der nächste Bereich der Kurve, wobei es zu den ersten Kollagenfaserrissen kommt. Viidik, Danielsen und Oxlund (1982) untersuchten das viskoelastische Verhalten von einer isolierten Sehne auf eine zunehmende mechanische Dehnung und fanden heraus, dass bei einer Dehnung um 1-1,5% es zur plastischen Verformung der Kollagenfasern kommt. Im dritten Bereich der Kurve setzt die plastische Verformung mit bleibender Längenänderung bei einer Dehnung um 4% bis zum anschließenden kompletten Riss ein (Schleip, 2003a). Die maximale Zugfestigkeit des Bindegewebes ist geschlechts- und altersspezifisch und von der Querschnittsgröße, von der Art der Kraft oder der Geschwindigkeit der Verformung abhängig (Burstein, 1997; Grellmann & Seidler, 2015). Es ist zu erwarten, dass sich In-vivo gemessene Zugfestigkeit eines Muskels wegen seiner Innervation von einem passiven Zustand unterscheidet (Brinckmann et al., 2012). Anhand der Spannungs-Dehnungs-Kurve lassen sich biomechanische Parameter ableiten. Dazu gehören die Steifigkeit und viskoelastische Parameter.

2.3.4 Steifigkeit und Viskoelastizität

Solche Eigenschaften des myofaszialen Gewebes wie seine Steifigkeit oder Nachgiebigkeit beeinflussen die mechanische Kraftübertragung zwischen den Muskeln (Smeulders & Kreulen, 2007; Yucesoy & Huijing, 2007). Der Begriff Steifigkeit beschreibt den Widerstand oder die Größe in der Technik, welche einer Verformung des Körpers unter Kraft- bzw. Momenteinwirkung entgegenwirkt. Es werden verschiedene Arten der Steifigkeit unterschieden: Dehn-, Biege-, Schub- und Torsionssteifigkeit. Der Kehrwert der Steifigkeit definiert die Nachgiebigkeit des Körpers, welche seine Eigenschaft beschreibt, dem Druck oder Zug nachzugeben. Dabei entsteht Vorspannungsverlust als Dehnung oder als plastische Verformung (Burstein, 1997).

Die Steifigkeit ist von den elastischen Eigenschaften des Körpers und seiner Geometrie abhängig (Brinckmann et al., 2012). Zu den Hauptbestandteilen des Bindegewebes gehört die Grundsubstanz, die aus Polysacchariden und Wasser besteht, worin die Proteine Elastin und Kollagen in unterschiedlichen Zusammensetzungen je nach Gewebeart eingebettet sind. Aus technischer Sicht geht es hier um ein zusammengesetztes Material mit viskosen, elastischen und plastischen Anteilen. Die Grundsubstanz verhält sich wie Flüssigkeit wegen der inneren Reibung durch die Kohäsion der Moleküle viskos (Lohmann, 2005).

Die Biomechanik beschreibt die Elastizität als eine Eigenschaft des Gewebes, seine Form unter Belastung ohne Beeinträchtigung der Integrität zu verändern. Bei einwirkender Kraft werden Form und Volumen der verformenden Kraft angepasst. Wenn die Kraft nicht mehr wirkt, erhält das Gewebe Form und Volumen wieder. Das Elastin im Bindegewebe reagiert wie ein Festkörper überwiegend elastisch mit geringer Reißfestigkeit und mit hoher Reißdehnbarkeit. Die elastische Deformation ist dadurch gekennzeichnet, dass die von äußeren Kräften angewandte Energie reversibel als Deformationsenergie gespeichert wird (Brinckmann et al., 2012). Wenn das Gewebe nicht mehr oder nicht sofort die ursprüngliche Form nach einer mechanischen Belastung erhält, wird es als plastisch bezeichnet (Huijing & Baan, 2001).

2.3.5 Mechanobiologie des Bindegewebes

Die Mechanotransduktion ist ein Prozess, bei dem die Bindegewebszellen auf die mechanische Stimulation reagieren und diese in biochemische Signale umwandeln. Über die Botenstoffe kommt es zu Induktion der verschiedenen Reaktionen auf der Zellebene, die das Zellverhalten wie Proliferation, Differenzierung, das Wachstum und das Überleben der Zellkomponenten, beeinflussen (Alonso & Goldmann, 2016). Die in der amorphen Matrix liegenden Kollagenfasern aus hydrierten Proteoglykanen bilden die Grundlage für die mechanische Verbindung im Bindegewebetzwerk (Purslow, 2010). Die Fibroblasten des netzförmigen Bindegewebes reagieren bei Gewebedehnung über die Membranverbindungen namens Gap Junction. Dabei wird die Formveränderung über das Zytoskelett vermittelt. Die Zelloberflächenadhäsionsrezeptoren wirken wie Zeltheringe bei der mechanischen Koppelung des Zytoskeletts an das ECM, um physikalische Kräfte wahrzunehmen. Daher üben die ECM-Rezeptoren wie Integrine eine mechanische Funktion aus und dienen somit als Mechanorezeptoren. Die Untersuchungen zeigen, dass Zellen steif werden, wenn Spannungen auf Integrine ausgeübt werden, während nur eine minimale Reaktion bei anderen Strukturen beobachtet wird. Darüber hinaus wird die Steifigkeit durch ein mechanisches Zusammenspiel aller drei Zytoskelettfilamentsysteme

wie Mikrofilamente, Mikrotubuli und Zwischenfilamente vermittelt. Der Grad der Zellsteifigkeit könnte sofort erhöht oder erniedrigt werden, indem die Zytosketalspannung erhöht bzw. verringert wird. Dies wird auch als Vorspannung bezeichnet (Ingber, Wang, & Stamenović, 2014).

Die Erhaltung der Gewebekontinuität unter Bewegung In-vivo kann mithilfe von Videoskopie dargestellt werden. Das fibrilläre Netzwerk aus Bindegewebe reagiert infolge der Krafteinwirkung von außen wie bei einer manuellen Mobilisation, oder es reagiert von innen, wie es bei Muskelkontraktion oder durch Übertragung der Bewegung der Sehnen vorkommt. Die Kraft wird übertragen, dabei in drei Dimensionen verteilt und unter Erhaltung der Gewebekontinuität absorbiert (Guimberteau & Armstrong, 2016). Das gesamte Netzwerk aus vorgespannten Druck- und Zug- Elementen befindet sich in einem Zustand der isometrischen Spannung und reagiert stark unmittelbar auf äußere mechanische Reize ähnlich einer Tensegrity-Architektur. Bei synchroner Verkürzung aller Sarkomere verkürzt sich die Myofibrille, dadurch die Muskelfaser, dann das Muskelbündel und zuletzt der gesamte Muskel (Hick, 1997). Somit kommt es zur Generierung der mechanischen Kraft bzw. der Muskelkontraktion. Die Übertragung der generierten Kraft auf die umgebende zelluläre Matrix oder Nachbarzellen erfolgt über eine mechanische Verbindung mittels eines Netzes der Zwischenfilamente und über den direkten Kontakt der Zellmembranen miteinander oder der Zellmembran mit der extrazellulären Matrix (Mayans, Wuerges, Canela, Gautel, & Wilmanns, 2001). Diese Kontakte als Signaltransduktionszentren sorgen für dynamische, bidirektionale Verbindungen zwischen dem Zytoskelett und der ECM. Sie funktionieren als Mechanosensoren, die in der Weiterleitung der Kräfte beteiligt sind (Geiger, Bershadsky, Pankov, & Yamada, 2001).

2.3.6 Myotendinöse und myofasziale Kraftübertragung

Bei der myotendinösen Kraftübertragung ist jede Muskelfaser mindestens mit einem myotendinösen Übergang ausgestattet. Der auf das Sarkomer ausgeübte myotendinöse Zug wird innerhalb jeder Myofibrille an die nächsten in Reihe angeschalteten Sarkomere übertragen, bis die angewandte Kraft und Gegenkraft im Gleichgewicht sind und alle Sarkomere innerhalb der Myofaser die gleiche Länge haben. Dem gegenüber steht die myofasziale Kraftübertragung (Maas, Baan, & Huijing, 2001). Hier bestehen Verbindungen über das intrazelluläre Zytoskelett und die trans-membranösen Moleküle zwischen Sarkomeren und umgebenden Kollagenfasern nicht nur an den Enden von Myofasern, sondern auch entlang ihrer gesamten Peripherie. Daher werden innerhalb einer Myofaser mehrere Reaktionskräfte auf Sarkomere ausgeübt. Als Folge müssen nicht alle Sarkomere in der Reihe die gleichen Längen und Kräfte aufweisen, da myofasziale und myotendinöse

Reaktionskräfte verhindern können, dass einige von ihnen mehr verkürzen als andere, welche ausschließlich der Kraftübertragung auf myotendinösem Wege ausgesetzt sind. Somit erstreckt sich die Spannung auf dem myofaszialen Weg über die benachbarten Muskeln und sogar darüber hinaus (Huijing, 2014). Die Rolle des intramuskulären Bindegewebes im Muskelkraftübertragungssystem wurde von Turrina, Martínez-González, und Stecco (2013) hervorgehoben. Eine epimuskuläre myofasziale Übertragung kann intermuskulär zwischen den synergistischen Muskeln oder extramuskulär zwischen den Nerven-Gefäßen-Scheiden, intermuskulären Septen, dem Periost oder der Membrana interossea sowie den tiefen Faszien erfolgen. Die Experimente zeigen, dass ein Muskel neben der mechanischen Interaktion mit extramuskulärem Gewebe die Kräfte, die sich als Summe mehrerer, auch entgegengesetzter gleichzeitig wirkender Kräfte, zusammensetzen, über die Sehnen nach proximal sowie nach distal erzeugt (Maas et al., 2001).

2.4 Manuelle Therapie der Faszie

Dieses Kapitel beschäftigt sich mit physiologischen und pathologischen Einflüssen der Faszie auf die Biomechanik. Es werden die Reaktionen des Fasziennetzes auf die Kräfte, die sowohl durch die inneren Prozesse als auch durch die Schwerkraft auf uns einwirken, erläutert. Danach werden die Therapiemöglichkeit der Weichteilgewebe auf der Grundlage des FDM mit Fokus auf die Triggerband-Technik erklärt.

2.4.1 Adaption der Faszien bei mechanischer Belastung

Die Fähigkeit, aktiv auf einwirkende Kräfte mit funktioneller Anpassung zu reagieren, entspricht dem biochemischen und biomechanischen Verhalten des Binde- und Stützgewebes im Unterschied zum passiven Verhalten der technischen Stoffe (Kummer, 2005). Das lebende Gewebe und die Organe befinden sich im dynamischen Gleichgewicht und verändern ihre mechanischen Eigenschaften infolge der Reaktion auf Spannungsänderungen als Phänomen der funktionellen Anpassung unter physiologischer Belastung. Dieses Phänomen ist als Wolffs Gesetz beim Knochenumbau bekannt (Wolff, 2010). Frost (1990) stellte das Modell für eine Beschreibung des Knochenbaus durch maximale elastische Verformung als eine Ergänzung des Wolffs-Gesetzes auf. Er beschrieb einen linearen Zusammenhang der Muskel-Knochen-Anpassung in ihrem physiologischen Regelkreis. Das Davis-Gesetz als eine empirische Umsetzung dieses Modells beschreibt die Anpassungsmechanismen des Bindegewebes (Davis, Quinn, Whiteman, Williams, & Young, 2008). Die experimentellen Versuche zeigen, dass Sehnen und Bänder in der Lage sind, sich an die Änderung der Spannung anzupassen, wenn das

Ausmaß der Spannungsänderung innerhalb zulässiger Bereiche liegt (Hayashi, 1996). Die Adaption des Bindegewebes erfolgt langsam, die Halbwertszeit der Erneuerung beträgt Monate bis Jahre (Schleip & Baker, 2015).

Das biologische Gewebe ist im Vergleich zu den technischen Stoffen inhomogen und anisotrop. Dies bedeutet, dass es seine physikalischen Eigenschaften mit der Richtung der Krafteinwirkung ändert. Aufgrund der Gewebe-Erinnerung oder gerichteten Elastizität erfolgt die Verformung des Gewebes gemäß der Faserstruktur (P. Levin, 2019). Die mechanische Antwort des Gewebes unterscheidet sich, abhängig davon, ob die Kraft entlang der Richtung des Kollagenfaserverlaufs angesetzt wird oder anders (Henderson, Friend, Toscano, Parsons, & Tarlton, 2014). Die anisotropen Eigenschaften der ganzen Faszie sind komplexer, denn die räumliche Orientierung der Fasern der Einzelschichten unterscheidet sich von einer Schicht zur anderen. Das lockere Bindegewebe zwischen benachbarten Schichten ermöglicht lokales Gleiten. Aus mechanischer Sicht heraus könnten darum die einzelnen Schichten unabhängig voneinander betrachtet werden. Jede Verbindung zwischen den Schichten erfordert eine Analyse der miteinander verbundenen Schichten als einzigartige Struktur. Bei miteinander verbundenen Schichten wird die wirkende Kraft entsprechend der relativen Steifheit berechnet und die Reaktion des Gewebes wird global betrachtet. Im Gegensatz dazu, wenn die Schichten nicht miteinander verbunden sind, müssen sie als separate Strukturen und die Kräfte unabhängig von der Wirkung auf jede Schicht angesehen werden (Purslow, 2010).

Die Reaktion der Stoffe auf eine Zug- oder Druck-Belastung ist von inneren Strukturen abhängig. So reagieren die Sehnen im Labor wie ein Gummiband: je länger es in die Länge gezogen wird, desto schmaler wird es. Bei In-vivo-Ultraschalluntersuchungen wurde beobachtet, dass sich die menschliche Sehne bei einer Zugbelastung ausbreitet und somit als ein auxetischer Stoff reagierte. Aus der Festigkeitslehre in der Mechanik ist bekannt, dass solche Stoffe bei einer Zugbelastung viel Energie aufnehmen können. Ähnlich einer Feder können die viskoelastische Strukturen die gespeicherte Energie effizient wieder freigegeben (Gatt et al., 2015).

Die Anpassungsfähigkeit der Kollagenstruktur wird von der Schwerkraft stark beeinflusst. Chaitow (1988) beschreibt die Eigenschaften der Fascia lata an der Außenseite des Oberschenkels, die eine stärkere Festigkeit aufweist als die Faszie der Innenseite oder als die Faszie der untrainierten Menschen und Personen nach langer Immobilisierung. Otsuka et al. (2018) fanden heraus, dass die Morphologie und elastische Eigenschaften der Fascia lata orts- und geschlechtsabhängig sind. Auch ist sie lateral signifikant dicker im Vergleich zu den anderen Stellen und ihre Steifigkeit ist signifikant höher in Längs- als in

Querrichtung. Bei Schwerelosigkeit kommt es zur Veränderung der Faszie mit Abbau der Knochensubstanz (Ingber, 2008). Als Resultat der mechanischen Belastung steigt die Gewebekonzentration von Wachstumshormonen wie Somatotropin und Interleukin. Auch bei Inaktivität kommt es zur anfänglichen kompensatorischen Steigerung von Wachstumshormonen, um dem Kollagenabbau entgegenzuwirken. Bei den Untersuchungen In-vivo wurde ein Hysterese-Effekt beobachtet. Dabei wurden beim Dehnen des Gewebes größere Widerstände als beim Entdehnen gemessen. Mit zunehmender Häufigkeit des Dehnens sinkt der Widerstand des Gewebes (Taylor, Dalton, Seaber, & Garrett, 1990).

Zur Erklärung der Fazieneigenschaften wurde ein Erklärungsmodell herangezogen, welches den Gel-Sol-Aggregatzustand der Faszie bei Zufuhr von Energie in Form von Wärme oder von mechanischem Druck bei langandauernden Prozessen erklärt. Der Begriff Thixotropie kommt aus der Rheologie und bedeutet die zeitabhängige Abnahme der Viskosität bei Fluiden infolge äußerer Einflüsse und Rückkehr zum ursprünglichen Zustand zurück nach Beendigung der Kraftwirkung (Specka, 2009). Des Weiteren bewirkt eine Temperaturerhöhung des Gewebes eine Tonuserhöhung der Muskelfasern, gleichzeitig führt dies jedoch auch zu einer Steifigkeitsverringerng der kollagenen Muskel- und Gelenksanteile (Klingler, Schlegel, & Schleip, 2008). Die Mechanorezeptoren interagieren mit der ECM und haben die Fähigkeit, die Steifigkeit des umliegenden Gewebes zu erfassen (Discher, 2005) sowie eine sekundenschnelle Viskositätsänderung der Grundsubstanz auszulösen und somit die Steifigkeit des Gewebes zu beeinflussen (Schleip, 2003b).

Im Alter und bei Personen nach langer Immobilisation finden sich Mikrostrukturveränderungen der Kollagenfasern mit einer verminderten Resistenz gegen Zugkraft und zu reduzierten Dehnbarkeit der elastischen Fasern (Reeves, Maganaris, & Narici, 2003). Die pathologischen Veränderungen am Bindegewebe betreffen die Zahl und die Art der Fibrozyten, Fibroblasten sowie Myofibroblasten, die Zusammensetzung der Grundsubstanz, die Architektur und funktionelle Eigenschaften der Kollagenfasern, das Verhältnis von Metalloproteinasen und deren Inhibitoren. Eine Vermehrung von Fibrozyten und Kollagenfasern führt zu fibrotischen Veränderung des Bindegewebes. Eine Verminderung von Fibrozyten führt hingegen zu einer Sklerose. Die fibrosklerotische Reaktionen können das Cross-linking der Kollagene beeinflussen und somit die Funktion- und Stoffwechseleigenschaften der Fasern verändern. Bei einer Zunahme der Fibroblasten kommt es zum ECM-Anstieg mit der Folge der Gewebedeformierung (Ziemer, 2015).

Die Faszie antwortet mit ständiger Anpassung und Veränderung auf regelmäßige und spezifische Reize (Kjaer et al., 2009). Dabei reagieren die Fibroblasten dynamisch und stimulieren die Matrix, sich an die Belastung andauernd neu anzupassen. Ingber (2014) untersuchte die Reaktion der Fibroblasten auf mechanische Belastung und kam zum Schluss, dass die Fibroblasten primär auf Zug und weniger auf Druck mit Verfestigung reagieren. Der Umbau des Bindegewebes wird von Myofibroblasten reguliert, die das verletzte Gewebe reparieren und eine neue ECM absondern können. Mit Hilfe der Rasterelektronenmikroskopie wurde bei einem speziellen Test bestätigt, dass die Myofibrillen viskoelastische Eigenschaften haben und eine Steigerung der viskosen Reaktion bei biomechanischer Stimulation bzw. bei Verstärkung der Dehnung aufweisen (Svensson, Hassenkam, Hansen, & Peter Magnusson, 2010; Yahia, Pigeon, & DesRosiers, 1993). Wenn die mechanische Belastung dem Gewebe angepasst ist, kommt es zu einer kompensatorischen Anpassung, welche durch die Aktivität der Myofibroblasten gefördert wird.

Die fasziale Arbeit in der Praxis lieferte Typaldos (1999) empirische Hinweise darauf, dass die Faszien eine Kontinuität aufweisen. Er hat einige Störungen spezifisch behandelt und modellhaft beschrieben. Die Reaktionen der Faszie auf die FDM Therapie bei ProbandInnen mit schmerzhaft eingeschränkter Gelenkbeweglichkeit zeigten in einigen Studien signifikante Veränderungen in der Beweglichkeit (Fink, Schiller, & Buhck, 2012; Stein, 2008). Einige klinische Studien zeigten Hauptmängel in Bezug auf ihre interne und externe Gültigkeit (Thalhamer, 2018) oder keine deutlichen Veränderungen (Geiger, 2009).

In der Literatur finden sich viele Hinweise, dass das Fasziennetz ein aktives, biomechanisches System ist. Über Steuer- und Regulationsysteme steht es mit Nerven-, Gefäß-, Immun- sowie Hormonsystem in wechselseitiger Beziehung zueinander (Schleip, 2004). Die durch osteopathische Techniken und andere Formen der manuellen Therapie erzeugten mechanischen Kräfte können Mechanorezeptoren im Bindegewebe stimulieren, die wiederum Tonusveränderungen in Skelettmuskelfasern auslösen können. Diese Veränderungen des Muskeltonus können wahrgenommen werden (Schleip, 2003a). Neuer In-vivo-Forschung zufolge können die Faszien mit einer eigenen Tonusregulation auf eine Mechanostimulation reagieren. (Schleip, Klingler, & Lehmann-Horn, 2005). Solche alternativen Erklärungen der Faszienreaktion infolge mechanischer Stimulation während osteopathischer und anderer manueller Therapie erfordern weitere Untersuchungen (Chaudhry et al., 2007).

Manuelle Therapien umfassen eine Vielzahl von Konzepten und Techniken, hauptsächlich über die Weichteilstrukturen aufgrund der Wechselbeziehung aller Körperteile die

angeborene Heilungsfähigkeit des Körpers zu stimulieren. Es gibt zunehmend Hinweise darauf, dass manuelle Therapien eine Reihe von zellulären, biomechanischen, neuralen oder extrazellulären Reaktionen auslösen können. Diese Reaktionen können wiederum die physiologischen Prozesse stimulieren und somit immunologische, hormonelle Prozesse sowie kardiovaskuläre Veränderungen bewirken und schmerzlindernd wirken. Obwohl diese vorläufigen Studien vielversprechend sind und mehrere Hypothesen nahelegen, sind die genauen Wirkmechanismen für alle Behandlungseffekte, die auf manuelle Therapien zurückzuführen sind, derzeit nicht bekannt (Khalsa, Eberhart, Cotler, & Nahin, 2006).

2.4.2 Manuelle Therapie der Faszie auf der Grundlage des FDM

Die biomechanischen Vorgänge der Faszien In-vivo sind wenig untersucht. Schleip (2016) beschreibt die Faszie als Bindegewebe, welches alle Strukturen im Körper wie ein Netz verbindet, und, je nach Lage und Aufgabe, sehr dehnfähig, aber auch sehr fest oder weich sein kann. Entsprechend unterscheiden sich die manuellen Techniken von craniosacralen Release-Techniken bis zu festen mobilisierenden FDM-Griffen entlang der bandartigen Faszienstruktur mit dem Daumen. In der Literatur werden in vielen verschiedenen Studien die Effekte der Weichteiltechniken teilweise sehr ausführlich beschrieben, jedoch stehen noch viele Fragen offen, beispielweise wie das Faszien-gewebe in Abhängigkeit von mehreren Faktoren reagiert oder wie wirksam diese Techniken sind.

Die manuellen Griffe zur Korrektur der Faszien-distorsionen entstanden aus der Verbindung der Erfahrungen aus der Osteopathie und der Orthopädie (Typaldos, 1999). Dies eröffnet neue Wege in der Interpretation der Veränderungen der Faszie, basierend auf der Körpersprache der Patienten und der Zusammenfassung aus sechs spezifischen Veränderungen in der Faszie:

- Triggerband als verdrehtes Faszienband
- Triggerpoint-Hernie als Protrusion des Gewebes durch eine Faszien-schicht
- Kontinuumsdistorsion als veränderte Übergangszone zwischen weichen Geweben wie Sehne oder Band und festem Gewebe wie Knochen
- Faltdistorsion als Faszienveränderung unter Kompression oder in der Überdehnung
- Zylinderdistorsion als Überlappung der Faszien-schichten
- Tektonische Fixierung als Störung der Gleitfähigkeit der Faszien-schichten

Die Allgegenwärtigkeit und die Kontinuität des Bindegewebes werden als die Basis für die Erklärung des FDM vorausgesetzt. Das Faszien-system hat als Netz des anatomischen und physiologischen Kontinuums neben der Propriozeption und der Koordination der

motorischen Bewegung und der Muskelkontraktion viele andere Funktionen im Körper. Es unterstützt z.B. den Blutkreislauf und das Lymphsystem beim Transport der Körperflüssigkeiten, um das chemische Gleichgewicht des benachbarten Gewebes zu erhalten. Die Faszien können als ein mechanisches Sinnesorgan funktionieren und Schmerzen verursachen. Jede Distorsion hat spezifische Zeichen, welche durch bestimmtes verbales Aussagen, Mimik und Gestik geäußert und mit spezifischen Griffen korrigiert werden. Während akute Verletzungen oft mit einer Technik behandelbar sind, können chronische Dysfunktionen gleichzeitig alle sechs Distorsionen enthalten. Mehrere Dysfunktionen werden in einer bestimmten Reihenfolge einzeln innerhalb von mehreren Sitzungen korrigiert. Der Therapieerfolg besteht in der Fähigkeit, all diese zu interpretieren, um passende Tests und Grifftechniken bei der Diagnostik und Therapie anzuwenden (Typaldos, 1999).

Die klassische Diagnose in der orthopädischen Praxis besteht aus der Anamnese mit klinischer Untersuchung einschließlich Röntgenaufnahmen, Computertomogramm, Magnetresonanztomogramm, Sonographie und Laboruntersuchungen sofern erforderlich. Das Ziel der Therapie ist von strukturellen oder funktionellen Faktoren abhängig. Zu den häufigsten Maßnahmen bei funktionellen Beschwerden gehören Sportkarenz mit Ruhigstellung, konservative Therapien wie Physiotherapie und Dehnung, Injektionen mit Corticosteroiden, medikamentöse Therapie und chirurgische Intervention (Fredericson & Wolf, 2005; Richards, Alan Barber, & Troop, 2003).

Zuerst werden in der Orthopathie mittels Anamnese und klinischer Diagnostik Frakturen und andere pathologischen strukturellen Läsionen ausgeschlossen, wie es üblicherweise in der Orthopädie abläuft. Danach werden die subjektiven Beschwerden mit Hilfe der Körpersprache und Beschreibung der Schmerzsymptomatik des Patienten und die klinischen Tests zu einer orthopathischen Diagnose zusammengefasst.

Bei der Triggerband Distorsion sind die Fasern der Faszien „*verdreht, getrennt, zerrissen oder zerknittert*“ (Typaldos, 1999, p. 16). Es werden brennende oder ziehende Schmerzen im Verlauf und führen streichende Bewegungen mit der Hand bzw. mit den Fingern entlang des Triggerbandes durch beschrieben. Durch diese Gestik wird die Richtung des Triggerbandes, seine Länge und seine Tiefe beurteilt. Die verdrehten Triggerbänder werden mit dem Daumen korrigiert. Die spezielle Triggerbandtechnik wird „*mit dem Schließen eines Beutels mit dem Ziploc®-Verschluss*“ verglichen (Typaldos, 1999, p. 32). Die Fasern werden zusammengefügt und die Distorsion wird korrigiert. Aus der klinischen Sicht werden die Triggerbänder als chronisch bezeichnet, wenn die physiologischen Querverbindungen, welche die Fasern des Bands zusammenhalten, brechen und mit anderen Strukturen

verwachsen. Die infolge der Heilungsprozesse entstandenen Adhäsionen verhindern das weitere Reißen der Fasern. Diese Querverbindungen können die Flexibilität des Gewebes reduzieren und weitere Probleme provozieren. Neben Triggerbanddistorsionen mit Adhäsionen können auch die anderen fünf Distorsionen vorhanden sein. Es gibt bestimmte Muster des Erkennens von Triggerbändern mit einem bestimmten Verlauf. Nachdem der Ausgangspunkt als eine raue Stelle im Faszienewebe ertastet und die distale Phalanx ein wenig unterhalb des Ausgangspunktes gelegt wird, sollte das Interphalangealgelenk des Daumens in einer 90° flektierten Stellung gehalten werden. Mit festem Druck wird über die Haut gefahren und das Faszienband wird geglättet. Im Falle der Querverbindungen mit Adhäsionen, werden diese mit der speziellen Kammtechnik aufgebrochen und zerstört (Typaldos, 1999).

Typaldos (1999) fand viele Hinweise in der anatomischen Forschung zu Faszienkontinuität und vermutete daran die Wirksamkeit seiner Therapie, es fehlen jedoch noch die evidenten empirischen Beweise dafür. Es besteht ein wissenschaftlicher Bedarf nach Überprüfung effektiver und valider Therapiemethoden, wegen der unsicheren Situation bezüglich der klinischen Wirksamkeit und Wirtschaftlichkeit der konservativen Therapien.

Da die Faszien als kontinuierliches Gewebe betrachtet werden, können die verschiedenen anatomisch definierten Strukturen, wie es am Beispiel des ITB und Ligamentum kollaterale laterale des Knies deutlich erscheint, als eine und dieselbe Struktur angesehen werden. So wirkt die laterale Verstärkung ITB der Beinfaszie als Zuggurtung. Somit hat sie eine wichtige Funktion in der Übertragung innerer Kräfte als auch in der Verteilung von Kräften, die von außen einwirken. Die Verletzung an einer Stelle dieses Kontinuums wird Auswirkung im Verlauf dieser Struktur haben. Die praktischen Auswirkungen dieser Übertragung wurden in einer Studie von Franklyn-Miller et al. (2009) demonstriert. Da die Muskelkraft nicht nur linear vom Ursprung bis zum Ansatz, sondern auch in mehrere Richtungen übertragen wird, wird das Verständnis des Faszienverlaufs bis zu ihrem Ansatz unter Winkelbildung zwischen diesen Fasern und anderen Strukturen, klinisch relevant. So könnte die vorliegende experimentelle Studie mehr Informationen zu klinischer Diagnostik und Therapie aus der Sicht der Osteopathie liefern, wobei Symptome eine andere Erklärung bekommen, wenn man den Körper als Faszienkontinuität betrachtet, wo alles miteinander verbunden ist und die Ursache und Symptome oft nicht in einem Bereich liegen.

3 Forschungsfrage und Hypothesen

In diesem Kapitel werden die Forschungsfrage und Hypothesen vorgestellt. Zunächst wird erklärt, welche Gruppe untersucht wird. Ebenso wird erwähnt, was mit der Vergleichsgruppe passiert. Anschließend wird der Zielparameter beschrieben. Danach wird das Themengebiet mit daraus abgeleiteter Fragestellung beschrieben. Folgend werden die Hypothesen gebildet.

Das Ziel dieser Arbeit ist, in einer klinisch-experimentellen Studie rauszufinden, wie sich eine Technik nach dem FDM-Konzept auf die Nachbarregionen des Körpers auswirkt. Für die Teilnahme an dieser Studie waren ProbandInnen mit durch Ausdauersport vorbelastetem Muskel-Sehnen-Apparat der unteren Extremitäten vorausgesetzt, um die Population der SportlerInnen mit Risiken, hervorgerufen durch Reibung des ITB und durch ständige Überlastung, was zu Reizung des Periosts oder Schleimbeutels führt, hervorzuheben. In diesem zweiarmligen Parallelgruppendesign wurde den Teilnehmenden eine der beiden Behandlungsgruppen (Intervention oder Kontrolle) zugeordnet. Eine Gruppe wurde im Bereich des äußeren Oberschenkels mit spezieller Faszientechnik nach FDM behandelt. Die Wirkungen dieser Behandlung werden mit denen verglichen, die in der zweiten Gruppe beobachtet wurden. In der zweiten Gruppe wurde der äußere Oberschenkel mittels Ultraschalles behandelt. Die Anwendung des Ultraschalls mit dem gelösten Ultraschallkabel als Kontrolltherapie ist eine anerkannte Kontrollbehandlung im Bereich der evidenzbasierten Medizin (Grossman & Mackenzie, 2005; Licciardone, Minotti, Gatchel, Kearns, & Singh, 2013). Eine Kontrollbehandlung war ethisch vertretbar, da keine Standardtherapie zur Verfügung stand. Die Hüftbeweglichkeit jeder Testperson wurde durch eine Winkelmessung mittels digitalen Goniometers gemessen. Nach der ersten Beweglichkeitsmessung der Hüfte, wurden die ProbandInnen anhand der Zuteilung mit einer der zwei Methoden behandelt. Zum Schluss fand die zweite Beweglichkeitsmessung der Hüfte statt.

Würde eine Faszienreaktion aufgrund einer mechanischen Belastung stattfinden, wäre die Veränderung der Hüftbeweglichkeit als Folge von Kraftübertragung anzunehmen und wahrscheinlich auch messbar. Ist diese Veränderung signifikant, könnte ein vorherrschendes Bewegungsmuster, während der myofaszialen Spannungsübertragung über den lateralen Oberschenkel bis zur Hüft- und Beckenregion diskutiert werden. Sowohl theoretische als auch empirische Erklärung der mechanischen Eigenschaften des Fasziengewebes könnte dabei helfen, die spezifische Rolle bei der Lastübertragung vom Becken auf den Oberschenkel und auf den Unterschenkel besser zu verstehen.

Daraus wurde folgende Forschungsfrage abgeleitet:

Beeinflusst eine manuelle Behandlung nach dem Faszienmodell des Tractus Iliotibialis im Vergleich zur Kontrollbehandlung signifikant den Bewegungsumfang der Hüftflexion, gemessen durch einen passiven Straight Leg Raise Test?

Aus der Forschungsfrage werden folgende Hypothesen gebildet:

Nullhypothese Triggerband Technik nach dem FDM am ITB hat keinen Einfluss auf den Bewegungsumfang der Hüftflexion, getestet mit SLR.

Alternativhypothese Triggerband Technik nach dem FDM an dem ITB beeinflusst den Bewegungsumfang der Hüftflexion, getestet mit SLR.

4 Methodologie

In diesem Kapitel werden die Informationen über das Forschungsdesign und die Wahl der Methode gegeben, um die Forschungsfrage sowie forschungsleitende Annahme durch ein Experiment zu untersuchen. Zunächst wird beschrieben, wie eine systematische Literaturrecherche durchgeführt wurde. Danach werden der Aufbau und Ablauf des Experiments erläutert. Ebenso werden die angewendeten Verfahren, Tests und Statistik dargestellt.

4.1 Literaturrecherche

Die Literatursuche erfolgte von März 2018 bis Mai 2020 und wurde mithilfe der Online-Datenbanken ausgewählt: PubMed, osteopathic-research, Google Scholar, Fachdatenbanken der Universitäten und Hochschulen, forschungportal.net, FDM-Wissenschaft, die internationalen Fachzeitschriften wie JAOA und IJOM. Dabei wurden bestimmte Suchbegriffe eingegeben: slr, passive straight leg raise, Laseque, fascia, fdm, Iliotibial tractus, force transmission. Es werden Lehrbücher, Zeitschriftenartikel sowie Diplom-, Master- und Doktorarbeiten, die als RCTs oder systematische Reviews konzipiert sind, bei der Literaturrecherche für die Forschung miteingeschlossen.

4.2 Forschungsdesign

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine randomisierte kontrollierte, einfach verblindete, interventionelle klinische Studie. Alle Abläufe und Kriterien wurden vor Studienbeginn festgelegt. Im Rahmen der Fragestellung (siehe Kap.3) wurden folgende Variablen untersucht: eine zentrale unabhängige Variable und eine abhängige Variable. Als zentrale unabhängige Variable wurde eine Behandlung festgelegt, die in zwei Gruppen, der Interventions- und der Kontroll-Gruppe durchgeführt wurde. Zu der abhängigen Variablen gehörte Bewegungsumfang der Hüfte bei der Ausführung eines passiven SLR-Tests in der Rückenlage. Gemessen wurden die Winkelgrade mit Hilfe eines Smartphones bestückt mit einem digitalen App-Goniometer. In diesem zweiarmigen Parallelgruppendesign wurden die ProbandInnen durch eine Randomisierung einer der beiden Gruppen zugeteilt: einer Therapie-Gruppe (Intervention) und einer Kontroll-Gruppe (Placebo). Eine Gruppe wurde nach dem Faszienmodell am Tractus Iliotibialis behandelt, die Kontrollgruppe erhielt eine Scheinbehandlung mit Ultraschall. Das Kabel zum Ultraschallkopf wurde vor der Anwendung von dem Gerät getrennt, ohne dass die ProbandInnen es bemerkten. Der Ultraschallkopf wurde bei dem abgelösten Kabel unter Verwendung eines Gleitgels entlang des ITB geführt. Die Anwendung des Ultraschalls mit dem gelösten Ultraschallkabel als

Kontrolltherapie ist eine anerkannte Kontrollbehandlung im Bereich der evidenzbasierten Medizin (Grossman & Mackenzie, 2005; Licciardone, Minotti, Gatchel, Kearns, & Singh, 2013). Eine Placebo-Therapie war ethisch vertretbar, da keine Standardtherapie zu Verfügung stand.

Schematisch lässt sich der Versuchsplan wie folgt darstellen:

Tabelle 1: Messvorgang Prä(1) und Post(2) für beide Gruppen (I&II)

	Prä 1	Treatment	Post 2
Interventionsgruppe I	I-1	*	I-2
Kontrollgruppe II	II-1	*	II-2

Der Prä-Messzeitpunkt stellte somit den Ausgangswert der Faszienbeweglichkeit dar, der Post-Messzeitpunkt den Wert, der direkt nach der Intervention ermittelt wurde. Es wurde untersucht, ob sich die durchschnittlichen Veränderungsraten sowie Interventions- und Kontrollbehandlungen unterscheiden.

Es handelte sich hier um eine einfach verblindete Studie, da die Teilnehmenden nicht wussten, ob die osteopathische oder die Scheinbehandlung durchgeführt wurde.

4.3 Stichprobenbeschreibung

Für die Teilnahme an dieser Studie wurden die ProbandInnen mit durch Ausdauersport vorbelastetem Muskel-Sehnen-Apparat der unteren Extremitäten vorausgesetzt, um die Population der SportlerInnen mit Risiken, hervorgerufen durch Reibung des ITB und durch ständige Überlastung, was zu Reizung des Periosts oder Schleimbeutels führt, hervorzuheben (siehe Kap. 4.4).

Die Akquirierung der ProbandInnen fand in einer eigenen Praxis mit Niederlassung in einer Firma Johnson Controls mit an der Praxis angeschlossenem Gesundheitscenter statt, wo die PatientInnen und SportlerInnen engmaschig betreut und regelmäßig untersucht werden. Der Erhebungszeitraum fand vom 06.11.2018 bis 17.08.2019 statt. Vor dem Einschluss von Testpersonen in die Studie wurde ein Screening mittels eines Fragebogens durchgeführt (siehe Anhang A). In einem persönlichen Gespräch wurde überprüft, ob alle im Protokoll genannten Einschlusskriterien erfüllt und keine der Ausschlusskriterien vorliegen.

4.4 Ein- und Ausschlusskriterien

An der vorliegenden Studie konnten gesunde Erwachsene teilnehmen, welche einen Ausdauersport wie Laufen, Radfahren, Ballsport regelmäßig zweimal oder häufiger pro

Woche seit mindestens zwei Jahren betreiben. Der Forschung zufolge gilt die Reizung des ITB als die häufigste Verletzung durch Überlastung beim Langstreckenlauf. Bei übermäßigen sportlichen Belastungen kann es infolge der Adaption (Kapitel 2.4.1) zu einer Fehlanpassung des Bindegewebes mit fibrokontraktiven Veränderungen kommen (Hinz et al., 2012). Das Bergablaufen sowie die Aktivitäten, welche eine übermäßige Kniebeugung erfordern, wie Radfahren oder Ballsportarten, können Überlastungssymptome verursachen oder verschlimmern (Jelsing, Finnoff, Levy, & Smith, 2013; Fredericson & Wolf, 2005). Zu den vielen Faktoren, welche das Läuferknie begünstigen können, gehören neben Beinachsenabweichung, Fußfehlstellungen oder Bänderschwäche die Muskelhypertrophie mit reduziertem Bewegungsumfang der Gelenke sowie die verringerte Flexibilität des ITB mit seiner Reizung (Ellis, Hing, & Reid, 2007; Falvey et al., 2010; Foch, Reinbolt, Zhang, Fitzhugh, & Milner, 2015; Holmes, Pruitt, & Whalen, 1993; Posthumus, Schwellnus, & Collins, 2011). Die Muskelhypertrophie kann den Bewegungsumfang eines Gelenks reduzieren. Dies könnte auch zu der verringerten Flexibilität bei AusdauerläuferInnen beitragen (Gleim, Stachenfeld, & Nicholas, 1990; Wilson & Flanagan, 2008).

4.4.1 Einschlusskriterien

Gesunde Erwachsene im Alter von 18 Jahre und darüber

Idealerweise sollten für eine klinische Studie symptomatische ProbandInnen herangezogen werden. Es gibt jedoch viele Studien, bei denen die SLR Ausführung an beschwerdefreien Erwachsenen vorgenommen wird. In der Wissenschaft ist es gängig, zunächst an gesunden und später an kranken Personen zu forschen, um eine neue Methode zu testen. Entweder, weil es noch keine Therapie gegeben hat, oder um eine neue Behandlungsmöglichkeit zu finden (Cameron, Bohannon, & Owen, 1994; Coppieters et al., 2006).

Die Beweglichkeit im Prä-Adoleszenzalter unterliegt großen Schwankungen und wird im Post-Adoleszenz-Alter signifikant geringer (Nelinger, 1992; "Pubertät und Adoleszenz - www.neurologen-und-psihiater-im-netz.org," 2010). Bei Erwachsenen beeinflusst das Alter das SLR-Hüft-ROM nicht signifikant (Bellier et al., 2018; Sierra-Silvestre, Torres Lacomba, & de la Villa Polo, 2016). Darum wurde das Mindestalter auf 18 Jahren festgelegt.

4.4.2 Ausschlusskriterien

Personen nach einer Versteifungsoperation wie Fusion oder Spondylodese mit Osteosynthese-Implantaten in den Beinen oder im Becken

Smith, Massie, Chesnut, & Garfin (1993) beobachteten in einer Studie *in vitro*, dass nach einer Fusion die Beweglichkeit der Dura eingeschränkt und stärker belastet war und SLR sowohl eine lineare Bewegung (0,5-5 mm) als auch eine Dehnung (2-4%) in den Spinalnerven lumbal vier, fünf und sakral eins induzierte.

Personen nach einem akuten Bandscheibenvorfall

Während einer intraoperativen Mikroskopie wurde bei allen Personen mit einer Diskushernie die Begrenzung der Bewegung mit Spannungsaufbau mit Kompression der Nervenwurzel durch periradikuläres adhäsives Gewebe während des SLR beobachtet (Kobayashi et al., 2010).

Personen mit Operationen mit Narbenbildung am unteren Rücken oder Becken und an den unteren Extremitäten nicht früher als drei Monaten nach Operation

Während der Wundheilung kommt es zu Veränderung der Kontraktionsfähigkeit des faszialen Gewebes (Gabbiani, 2003). Die Haut ist ein Organ, und ähnlich wie jede andere Struktur hat sie neben den Verbindungen mit dem zentralen und peripheren Nervensystem verschiedene Funktionen. Bei einer diskontinuierlichen Hautoberfläche kommt es zur Veränderung der subkutanen Faszien mit einer posturalen Störung und Mobilitätsverlust der umgebenden Strukturen (Bordoni & Zanier, 2013). Die posteriore Schicht der Faszie spielt eine große Rolle bei der Übertragung von Kräften zwischen Wirbelsäule, Becken und unteren Extremitäten (Vleeming et al., 1995).

Personen nach einer Immobilisation länger als drei Wochen

Järvinen, Józsa, Kannus, Järvinen, & Järvinen (2002) fanden heraus, dass es nach einer Immobilisierung von drei Wochen zu quantitativen und qualitativen Veränderungen im intramuskulären Bindegewebe der unteren Extremitäten um über 10% kam. Daraus folgte eine Verschlechterung der biomechanischen Eigenschaften der immobilisierten Skelettmuskeln.

Keine physikalische oder osteopathische Behandlung innerhalb der letzten vier Wochen, um die Wechselwirkungen auszuschließen

Nach einem mechanischen Stress könnte es dank der Deformation des Gewebes (Chaudhry, Bukiet, Ji, Stecco, & Findley, 2014) zu einem Kraftübertragungseffekt auf das myofasziale System des anderen Beins, des Beckens und des Rückens kommen (Franklyn-Miller et al., 2009; Vleeming et al., 1995).

Blutungsneigung

Obwohl die Kontraindikationen gegen FDM Techniken meist nur relativ sind, werden die folgenden Beschwerden zum Schutz der ProbandInnen in dieser Studie wie in der manuellen Medizin als Ausschlusskriterien angesehen: Gefäßerkrankungen, Blutgerinnungsstörungen, Antikoagulationstherapie, Hauterkrankungen, Langzeit-Steroidtherapie (Typaldos, 1999).

Schwangerschaft

Die Schwangerschaft zählt zu den relativen Kontraindikationen bei FDM (Typaldos, 1999) sowie bei Ultraschallanwendung (Watson, 2008).

4.5 Fallzahlbegründung

Für die Berechnung der erforderlichen Fallzahl wurden Angaben zum Bewegungsumfang der Hüftflexion aus der Studie von (Mügge, 2013) herangezogen. Diese trägt den Titel "Does a manual treatment on the plantar fascia significantly influence the range of motion of the hip flexion verified by a straight leg raise on healthy subjects compared to the control?".

Es wurde ein Signifikanzniveau von 5% und eine Power von 80% sowie ein Vergleich der beiden Behandlungsgruppen mittels zweiseitigen t-Tests für unabhängige Stichproben hinsichtlich der erzielten Differenz zugrunde gelegt.

Aus oben genannter Arbeit konnte eine Veränderung von 12,09 Winkelgrad im Mittel in der Behandlungsgruppe entnommen werden und eine Veränderung von 1,82 Grad im Mittel in der Kontrollgruppe, woraus eine als klinisch relevant zu betrachtender Differenz von 10,27 Grad resultiert. Die Fallzahlberechnung erfolgte an dieser Stelle für eine Differenz von 10 und einer gepoolten Standardabweichung von 14 mit Hilfe eines Fallzahlrechners „Fallzahlschätzung für verbundene Stichproben und stetige Zielgrößen“ (Institut für Epidemiologie und Sozialmedizin Westfälische Wilhelms-Universität Münster, 2012). Hieraus resultierte eine erforderliche Fallzahl von 32 ProbandInnen pro Gruppe.

4.6 Erheben von Daten, Messgeräte, Datentypen

In diesem Kapitel werden die Erhebungsparameter und Angaben zum herangezogenen Messinstrument und der Messmethode beschrieben. Ferner werden die Informationen über die Reliabilität und Validität der oben beschriebenen Messmethode sowie die angewandten statistischen Verfahren zur Anwendung gegeben.

4.6.1 Die Art der Materialien

Zur Sicherstellung einer normierten Messung wurden eine Sprunggelenk-Orthese zur Fixierung des Sprunggelenkes und ein Fixationsgurt, Softbelt aus der manuellen Therapie zur Stabilisierung des Knies und des Beckens verwendet.



Abbildung 1: Die Sprunggelenk-Orthese zur Fixierung des Sprunggelenkes

Ein Smartphone „Galaxy S6“ mit der App „Goniometer Records“ wurde zur Vermessung des Bewegungsumfanges (ROM) im Hüftgelenk in Anlehnung an Wellmon et al. (2016) genutzt.

Für die Kontrollbehandlung wurde ein medizinisches Ultraschallgerät inklusive Ultraschall-Schmiergel eingesetzt.



Abbildung 2: Sonopuls Elektro- und Ultraschallgerät

Schließlich diente ein Laptop mit einer Excel-Tabelle der Dokumentation der Messresultate.

4.6.2 SLR Test Validität und Reliabilität

SLR Test ist ein manueller Standard-Test in der Orthopädie und manuellen Medizin und wird routinemäßig bei Erkrankungen der Wirbelgelenke in Verbindung mit Läsionen in unteren Gliedern angewandt (Krämer, Matussek, & Theodoridis, 2013). Dieser Test misst die Elastizität und Flexibilität der unteren Extremitäten und beschreibt einen potenziellen Dehnungsschmerz des Ischiasnervs im Rahmen des Lasegue-Lasarevic-Tests (Gajdosik, LeVeau, & Bohannon, 1985; Smith et al., 1993). Die funktionelle Besonderheit der ischiocruralen Muskulatur besteht darin, die Kraft von den Beinen auf den Rumpf unter Bedingungen der geschlossenen kinematischen Kette zu übertragen und nicht nur isoliert als eingelenkiger Muskel fungieren (Gisler, 2010, 2011). In diesem Zusammenhang gehören diese Muskeln zu myofaszialen Strukturen, deren Länge nicht ausreicht, um gleichzeitig mehrere Gelenke zu überspannen (Wiemann, 1991). Zusätzlich unterliegt die funktionelle Länge dieser Strukturen im Unterschied zu anderen Muskeln besonderen neurophysiologischen Einflussfaktoren (Lindel, 2006). Daher werden diese Strukturen zur

Prüfung der Hüftbeugefähigkeit mittels des SLR Tests in vielen Forschungsarbeiten verwendet. Die Winkel können in Gradmaß gemessen werden (Trautwein et al., 2014).

Die Antwort des Gewebes und entsprechend das Bewegungsausmaß bei der SLR Ausführung unterscheiden sich stark bei gesunden ProbandInnen: bei Hypermobilen kann der Winkel bis 150° reichen, bei normalen Erwachsenen wird 45° gemessen. Sweetman, Anderson, & Dalton (1974) untersuchten 500 Erwachsenen im Alter zwischen 22 und 63 Jahren und fanden, dass das Bewegungsausmaß bei SLR Prüfung minimal 56°, maximal 115° und im Durchschnitt 83,4° beträgt. Bei Cyriax (1970) wurde der Winkel zwischen 60° und 120°, bei Grieve (1988) 70-120° und bei Troup (1981) 80-120° gemessen.

Die Faktoren zur Validität liefert die Studie von Xin, Zhang, & Fan (1987) mit 400 ProbandInnen (n=400). Sie konnten eine Sensitivität (SE) von 0,98 und eine Spezifität (SP) von 1,00 messen. Rabin et al. (2007) errechneten bei 71 ProbandInnen mit SE 0,67 (95%-Konfidenzintervall (CI), 0,53-0,79). Die SP konnte nicht ermittelt werden, da die ProbandInnen mit negativem Magnetresonanztomogramm-Befund aus der Studie ausgeschlossen wurden. In der Studie von Capra et al. (2011) (n=2352) wurden SE von 0,36 (95% CI, 0,33-0,39) und SP von 0,79 (95% CI, 0,71-0,77) ermittelt.

Die Intra-Rater-Reliabilität bei Ausführung der SLR bei gesunden Erwachsenen zeigt sehr gute Ergebnisse in folgenden Studien: Gajdosik et al. (1985) Interklassenkorrelation (ICC) =0,83, Boyd (2012) ICC=0,95–0,98.

Die Messungen mit Inclinometer (Hunt et al., 2001) und Goniometer (Boland & Adams, 2000; (Chow, Adams, & Herbert, 1994) haben eine gute bis ausgezeichnete Intrarater Zuverlässigkeitsprüfung gezeigt. Obwohl sich in der Literatur auch Studien mit unbefriedigenden Ergebnissen hinsichtlich der Interrater-Reliabilität bei der Ausführung des passiven SLR Tests finden, wie z.B. bei Kosteljanetz, Bang, & Schmidt-Olsen (1988) oder (Majlesi, Togay, Ünal, & Toprak (2008), erzielen dennoch viele Studien gute bis exzellente Ergebnisse bei der Interrater-Reliabilität, wie von van Trijffel, van de Pol, Oostendorp, & Lucas (2010) mit ICC=0,97, von Boland & Adams (2000) mit ICC=0,80-0,94 und von Alyazedi, Lohman, Wesley Swen, & Bahjri (2015) mit ICC=0,97.

In der folgenden Studie wird der SLR Test nach einem Standardprotokoll nach Breig & Troup (1979) ausgeführt.

4.6.3 Anwendungssoftware „Goniometer Records“

Die Messung der Hüftflexion in dieser Studie bei Ausführung des passiven SLR Tests wurde mit einem Smartphone „Galaxy S6“ mit einer Smartphone-basierten Anwendungssoftware „Goniometer Records“ aus App Stores von Google Play durchgeführt. Die Goniometer-Apps bieten eine schnelle und einfache Methode zur Bewegungsumfangüberprüfung. Einige Apps können kostenlos oder gegen eine geringe Gebühr heruntergeladen werden. Es besteht eine Möglichkeit, ein Smartphone zur Unterstützung klinischer Experimente sicher und einfach zu verwenden. Viele Studien zeigen eine gute bis ausgezeichnete Reliabilität bei der Winkelmessung mit Hilfe von mobilen Smartphones (Charlton, Mentiplay, Pua, & Clark, 2015; Johnson et al., 2015; Kuegler et al., 2015; Milanese et al., 2014; Otter et al., 2015; Pourahmadi et al., 2016). Die Studie von Wellmon, Gulick, Paterson, & Gulick (2016) untersuchte die Validität von zwei Smartphone-basierten Goniometer-App wie „Goniometer Records“ und „Goniometer Pro“ sowie die Interrater Reliabilität zwischen den einzelnen Messungen durch drei erfahrene Therapeuten mithilfe der Goniometer-Apps, die auf drei verschiedenen Smartphones installiert sind. Zum Vergleich wurden die in der täglichen klinischen Praxis üblichen Werkzeugen wie Inklinometer sowie Universalgoniometer herangezogen. Die Interrater-Reliabilität für jede der Smartphone-Apps war ausgezeichnet (ICCs = 0,995-1.000). Die gleichzeitige Validität war ebenfalls gut (ICC = 0,998-0,999). Daher wurde die App „Goniometer Records“ zum Messen in der vorliegenden Studie verwendet.

4.7 Studienablauf

Die exakte Behandlungsstrategie wurde in der Studienplanung festgelegt. Um Zwischenfällen vorzubeugen und zu prüfen, ob die Studie wie geplant realisierbar ist, wurde eine Voruntersuchung durchgeführt.

Der Versuch lief wie folgt ab: Zuerst wurden die potenziellen ProbandInnen anhand der Ein- und Ausschlusskriterien auf deren Eignung überprüft. Danach wurden die geeigneten Personen nochmals über den Ablauf, Risiken und Zweck dieses Versuches informiert (siehe Anhang A). Nachdem die Einverständniserklärung unterschrieben wurde, fand die Randomisierung statt. Anschließend wurde die erste Messung durchgeführt. Darauf folgte die Behandlung entsprechend der Gruppenzuteilung (siehe Anhang B). Am Schluss wurde nochmals die Beweglichkeitsmessung vorgenommen (siehe Anhang C).

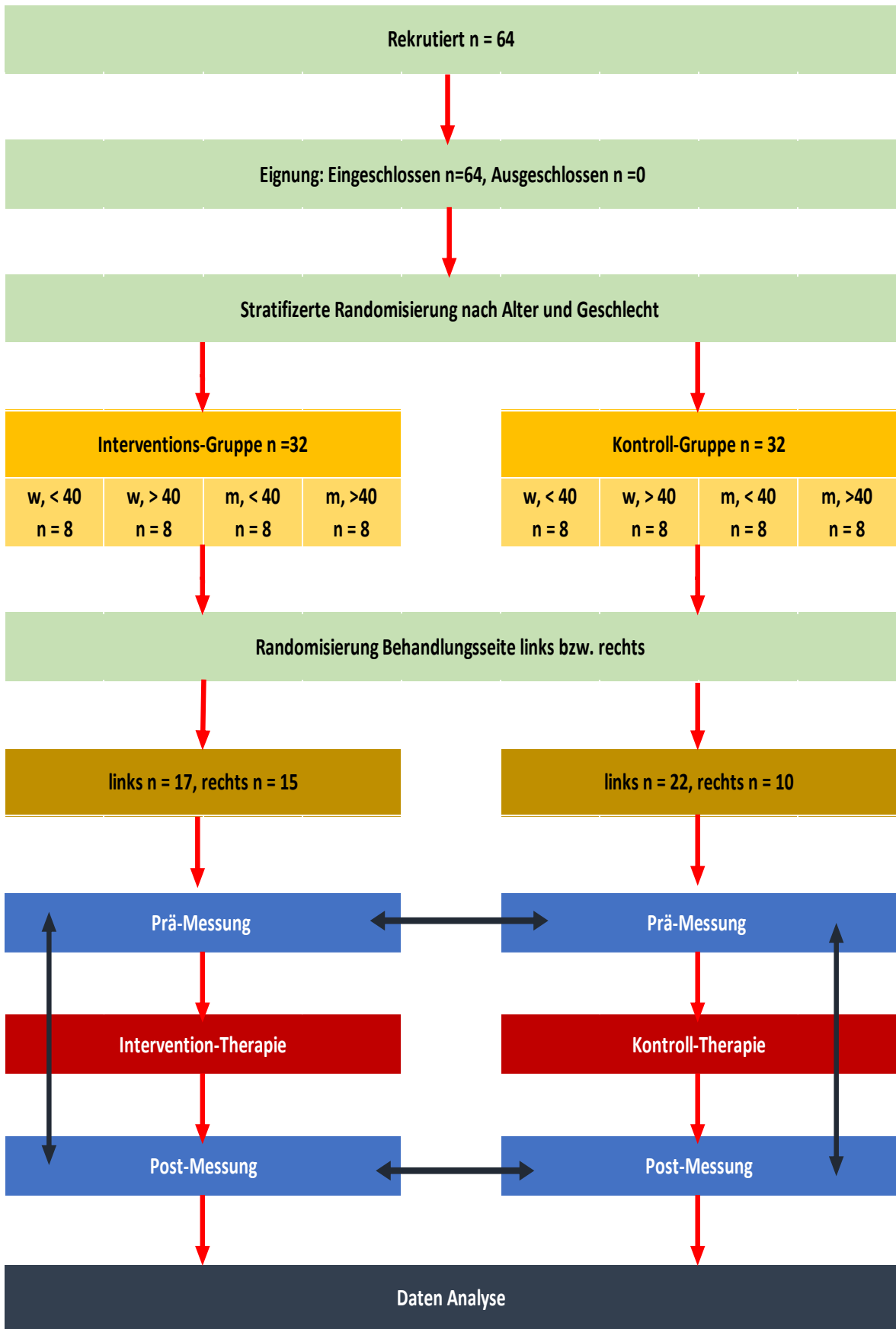


Abbildung 3: Flussdiagramm Ablauf des Experimentes

4.7.1 Durchführung der Randomisierung und Verblindung

Um eine gleiche Verteilung von Intervention und Kontrolle zu erzielen sowie eine Verzerrung der Ergebnisse aufgrund unterschiedlicher Alters- und Geschlechtsverteilungen auszuschließen, erfolgte eine nach diesen Größen stratifizierte Randomisierung. Die Untersuchungen zu physiologischen Veränderungen im Gewebe zeigten signifikante Unterschiede in der Beschaffenheit der Faszie in Abhängigkeit vom Alter und Geschlecht (Brophy, Silvers, Gonzales, & Mandelbaum, 2010; Otsuka et al., 2018; Smalls, Randall Wickett, & Visscher, 2006). Außerdem unterliegt das Bindegewebe ab dem 40. Lebensjahr strukturellen Veränderungen, welche sich auch im Sport bemerkbar machen (Neumann, 2017, 2018). Aus diesen Gründen wurden strukturgleichen ProbandInnengruppen gebildet. In die vorliegende Studie wurden 64 Studienteilnehmende eingeschlossen: 16 weibliche Probandinnen bis 40 Jahre und 16 über 40 Jahren, genauso je 16 männliche Probanden bis und 16 über 40 Jahre. Die ProbandInnen dieser vier Straten wurden über eine Blockrandomisierung einer der beiden Behandlungsgruppen (Intervention oder Kontrolle) zugeordnet. Diese Zuordnung wurde in einer Randomisierungsliste festgehalten (siehe Anhang B). Dabei erfolgte eine ausgewogene, aber dennoch zufällige Zuteilung der Behandlungsgruppen in den einzelnen Blöcken. Eine externe Durchführung der Randomisierung gewährleistete, dass keine Rückschlüsse auf die jeweils folgende Behandlung möglich waren, da auch die Blocklänge der Therapierenden unbekannt war.

Die Zuteilung erfolgte über verschlossene Briefumschläge, so dass erst nach erfolgreichem Einschluss einer Testperson dem Umschlag entnommen wurde, welche Behandlung der Testperson zuteilt wurde, außen sichtbar war nur die Identifikationsnummer. Die Angaben zur Identität einer Testperson wurden durch eine Identifikationsnummer ersetzt.

Die Entscheidung über die Auswahl der Extremitätenseite (rechts oder links) erfolgte zufällig. Ein einfaches Losverfahren wurde angewandt, da es keine Testperson mit aktuellen Symptomen eines akuten Triggerbandes gab (siehe Kap. 4.4.1).

4.7.2 Durchführung der Messung

Die Messung erfolgte durch eine geprüfte Physiotherapeutin sowie einen ausgebildeten Gesundheitstrainer. Das Vermessungsteam verfügte über langjährige Erfahrung im Bereich der medizinisch-beruflich orientierten Rehabilitation.



Abbildung 4: Die Durchführung der Winkelmessung während eines passiven SLR Tests

In der Ausgangsposition lag die Testperson auf dem Rücken. Der Kopf wurde mit einem Kissen unterlagert, um eine Neigung von 20° - 30° zu erlangen. Das Knie der Testperson wurde in der Extension manuell gehalten, der Fuß in 90° Dorsalflexion mit der Schiene fixiert. Das Becken sowie das kontralaterale Bein wurden oberhalb des Kniegelenks mit einem Fixiergurt für manuelle Therapie an der Liege befestigt. Das getestete Bein wurde langsam (5° pro Sekunde) in Richtung Hüftflexion bewegt, bis die Testperson ein Zeichen gegeben hat. Der Winkel wurde mit dem digitalen Goniometer des Smartphones gemessen und die Daten wurden notiert. Nach der Messung wurden Fuß-Orthese und der Fixiergurt von der Testperson entfernt. Eine erneute Messung erfolgte unmittelbar nach der Therapie. Die Fuß-Schiene wurde wieder an der Testperson befestigt und das kontralaterale Bein mit dem Gurt fixiert. Es wurde mit einem SLR Test fortgefahren und der Bewegungsbereich der Hüfte während des passiven SLR-Tests mit dem digitalen Goniometer des Smartphones

wieder gemessen. Das Bein wurde so weit wie möglich angehoben, bis die Testperson verbal anzuhalten aufforderte, dabei wurde die Stopp-Taste betätigt und das Ergebnis erneut in der Excel-Tabelle notiert. Sowohl in der Prae-Phase vor der Behandlung als auch in der Post-Phase nach der Behandlung wurden jeweils drei direkt aufeinanderfolgende Messungen ohne zeitlichen Abstand zwischen den Messungen durchgeführt. Zu Auswertungszwecken wurde hinterher ein Mittelwert aus den drei Messungen errechnet und dieser für die weiteren statistischen Auswertungen verwendet.

4.7.3 Durchführung der FDM-Therapie

Die FDM-Therapie erfolgte durch eine geprüfte Osteopathin. Sie wurde entsprechend den Richtlinien der European FDM Assoziation unterrichtet und verfügt über langjährige praktische Erfahrung in der FDM-Anwendung.

Die FDM-Therapie wurde nach den folgenden Anweisungen durchgeführt: Die Testperson stand und das behandelnde Bein sollte nach hinten gestreckt sein. Das gestreckte Knie der Testperson wurde ventral fixiert. Das Interphalangealgelenk des Daumens wurde in 90° Winkel zum Gewebe am Anfang des ITB angelegt und entlang des Triggerbandes bis dessen Ende mit entsprechendem Druck geführt. Das laterale Oberschenkel-Triggerband beginnt an der Außenseite des Oberschenkels 5-8 cm oberhalb des Knies, verläuft entlang ITB bis zum Iliosacralgelenk, danach nach medial und leicht nach inferior bis zum Sacrum (Typaldos, 1999). Der Druck des Daumens wurde dem Gewebe-Widerstand jeder Testperson angepasst. Die Geschwindigkeit beim Ausführen war langsam, es war wichtig, dass der Daumen auf dem Triggerband blieb. Die Behandlung dauerte fünf Minuten.

4.7.4 Durchführung der Scheinbehandlung

Die Kontrollgruppe erhielt eine Ultraschallanwendung. Das medizinische Ultraschallgerät wurde eingeschaltet und der Ultraschallkopf unter Verwendung eines Schmiergels auf die laterale Seite des Oberschenkels aufgebracht. Der Vorgang dauerte fünf Minuten, eine Standardbehandlungszeit für den Ultraschall. Danach erfolgt die zweite Messung des Bewegungsumfangs der Hüfte nach der Anleitung für SLR Test.

4.8 Datenverarbeitung und -auswertung

Sämtliche im Rahmen dieser Studie erfassten Größen wurden entsprechend der Skalierung beschreibend dargestellt. Die folgenden Daten wie Mittelwert und Standardabweichung, Minimum und Maximum sowie die Quartile je Gruppe wurden zu quantitativen Größen berechnet. Die absoluten und prozentualen Häufigkeiten wurden zu nominal und ordinal

skalierten Größen angegeben. Zur Beschreibung der Daten wurden Boxplot-Diagramme erstellt, welche die übersichtliche Darstellung der robusten Lage- und Streuungsmaße ermöglichen.

Zunächst wurde die Homogenität der Extremitätenseite zur Beurteilung der Untersuchungsgruppen durchgeführt. Hierzu wurde die Anzahl der rechtsseitig und linksseitig untersuchten Personen in Abhängigkeit von der Behandlungsmethode mit Hilfe des Chi-Quadrat Tests auf Gleichverteilung untersucht.

Im Vorfeld der Analysen wurde die Verteilung mithilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests geprüft, um entscheiden zu können, welche Verfahren für die eigentliche Analyse in Frage kommen. Basierend auf der Untersuchung der Verteilung wurden die Tests für die Untersuchung der Daten gewählt:

1. Es wurden die Verteilungen beider Gruppen zum Zeitpunkt prä sowie post verglichen, um festzustellen, ob es Unterschiede im Winkel gab. Dazu wurde zunächst die Verteilungsform bestimmt, dann die Varianz auf Gleichheit geprüft und die Mittelwerte mit Hilfe des T-tests für unabhängige Stichproben verglichen.
2. Um eine Veränderung innerhalb der Gruppe nachzuweisen, wurden aus den drei Einzelmessungswerten ein Mittelwert gebildet und die Differenz mit Hilfe des t-Tests für abhängige Stichproben mit der abhängigen Variablen Messperson untersucht.
3. Für die Untersuchung der mittleren Differenz als absoluter und prozentualer Wert in Abhängigkeit der Behandlung wurde auch die Verteilung mit der Normalverteilung verglichen. Danach wurde die mittlere Differenz mit dem U-Test nach Mann und Whitney auf Gleichheit untersucht.
4. Zum Vervollständigen der Datenanalyse wurde eine Veränderung des Mittelwertes der mittleren Differenz innerhalb der Behandlungsmethode untersucht.

Es wurde zweiseitig getestet und ein Signifikanzniveau von 5% zugrunde gelegt.

Für die Durchführung der statistischen Berechnungen wurden IBM SPSS Statistics 25 (SPSS Inc. an IBM Company, Chicago, IL) und Minitab 19 (Minitab, LLC, State College, Pennsylvania USA) eingesetzt. Die Statistik wurde durch Dipl.-Math. Ulrike von Hehn und Dipl.-Ing. Daniel Matern ausgewertet.

5 Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die für die Ergebnisse relevanten Daten ausführlich beschrieben.

5.1 Die Zusammenfassung der Messergebnisse zur Analyse der Hüftflexion

Folgende Tabelle stellt die Mittelwerte (M) der einzelnen Gruppen, ihre Standardabweichungen (SD), die Minimum-Maximum-Werte (MIN-MAX) und Perzentile dar:

Tabelle 2: Die Zusammenfassung der Messergebnisse

Gruppe	M	SD	MIN	MAX	Perzentile			
					25.	50.	75.	
Kontrolle	Winkelmessung prä [°]	72,39	15,99	34,7	103,0	61,08	74,17	82,92
	Winkelmessung post [°]	73,90	18,00	35,0	109,7	63,08	72,50	85,00
	Winkeldifferenz post-prä [°]	1,51	5,99	-11,3	18,0	-2,75	1,17	4,67
	Winkelveränderung [%]	1,97	7,98	-15,2	22,4	-3,76	1,76	7,49
Intervention	Winkelmessung prä [°]	80,82	19,11	40,0	118,7	67,08	78,33	95,33
	Winkelmessung post [°]	80,67	19,17	40,7	129,3	71,33	78,50	92,83
	Winkeldifferenz post-prä [°]	-0,16	11,02	-35,7	22,3	-4,42	0,83	2,92
	Winkelveränderung [%]	0,57	12,05	-31,4	27,3	-5,42	1,49	4,94

In der Tab. 2 wurden die einzelnen Messwerte der beider Gruppen mit der jeweiligen Personenzahl ($n=32$) zusammengefasst. Es wurden M mit ihren SD der Winkelmessungen vor und nach der Behandlung gebildet und beschreibend dargestellt: in der Kontrollgruppe eine Winkelmessung im Durchschnitt $M=72,39^\circ$ mit einer SD von $15,99^\circ$ und $M=73,90^\circ$ mit einer SD von $18,00^\circ$ und in der Intervention-Gruppe eine Winkelmessung im Durchschnitt $M=80,82^\circ$ mit einer SD von $19,11^\circ$ und $M=80,67^\circ$ mit einer SD von $19,17^\circ$. Darüber hinaus wurden auch die MIN-MAX und die Perzentile vor und nach der Behandlung bestimmt. Um die beiden Gruppen vergleichen zu können, wurden jeweils absolute und prozentuale Angaben bezüglich der Winkelveränderung bei der Hüftflexion festgehalten. Aus der Differenz der M der beiden Messzeitpunkte prä und post ergaben sich absolute Veränderungswerte in der Kontrollgruppe von $M=1,51^\circ$ mit einer SD von $5,99^\circ$ und in der

Interventionsgruppe von $M=-0,16^\circ$ mit einer SD von $11,02^\circ$ sowie prozentuale in der Kontrollgruppe von $M=1,57\%$ mit einer SD von $7,98\%$ und in der Interventionsgruppe von $M=0,57\%$ mit einer SD von $12,05\%$ (siehe Tab. 2).

Ein einfacher visueller Vergleich der Werte beider Gruppen bezüglich ihrer Lage wird mit folgenden grafischen Darstellungen möglich:

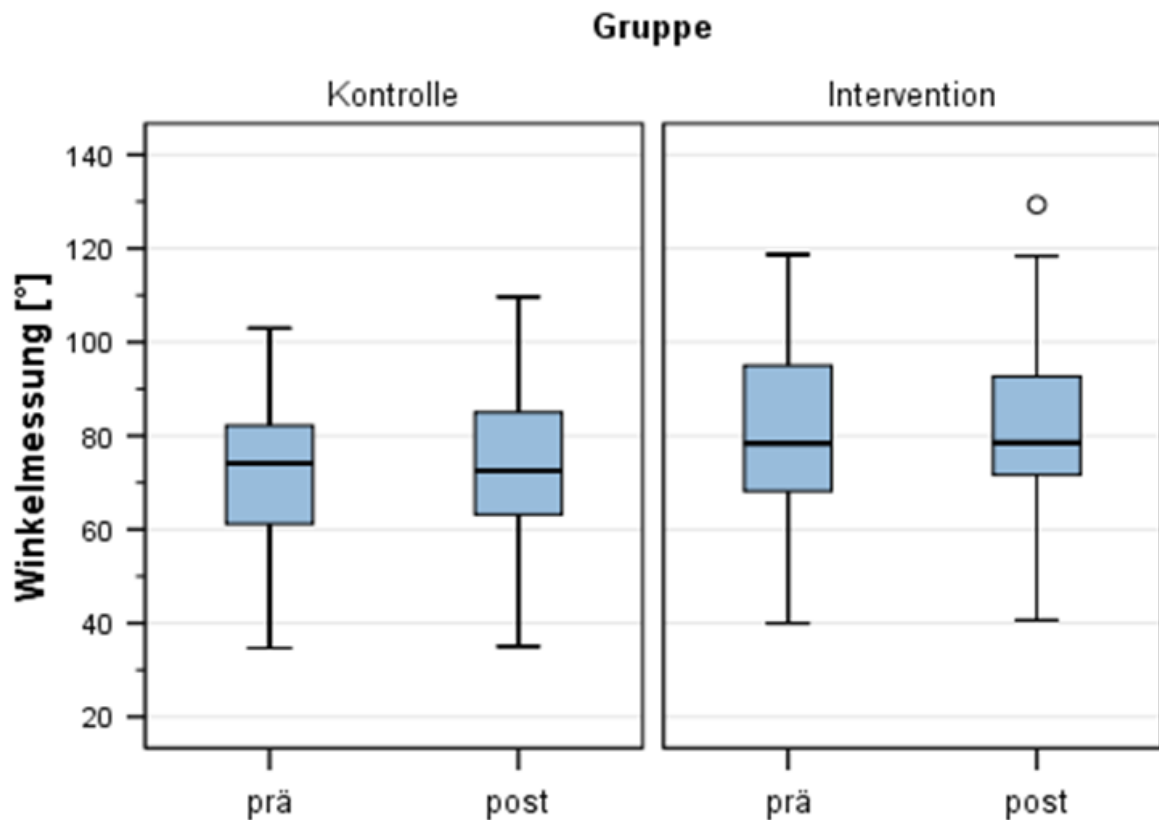


Abbildung 5: Die Winkelmessung [°] der Hüftflexion im Vergleich mit prä und post Werten

Die x-Achse der beiden Box-Plot-Diagramme zeigt Messzeitpunkte prä und post innerhalb jeder Gruppe und die y-Achse die Werte Winkelmessung in Grad. Aus der Abb. 5 ist die Lage und Streubreite der Stichprobendaten zu prä sowie zu post Messung innerhalb jeder Gruppe ersichtlich. Die Boxplots bieten einen optischen Eindruck von der Lage des Medians, dem Mittelpunkt des betrachteten Datensatzes. Die Verteilungen sind für die Zeitpunkte prä und post sowohl für Intervention als auch für Kontrolle sehr ähnlich zueinander. Anhand der Lage Minimum-Maximum-Werte ist die Streubreite der Werte mit einem Ausreißer in der Interventionsgruppe zum post Messzeitpunkt zu erkennen. Die Spannweite gibt an, wie weit die Streuung in den Daten zu prä und post Messzeitpunkt innerhalb jeder Gruppe ist.

In einem weiteren Boxplot-Diagramm (siehe Abb. 6) wird der Vergleich der absoluten Winkeldifferenzen zwischen beiden Gruppen dargestellt:

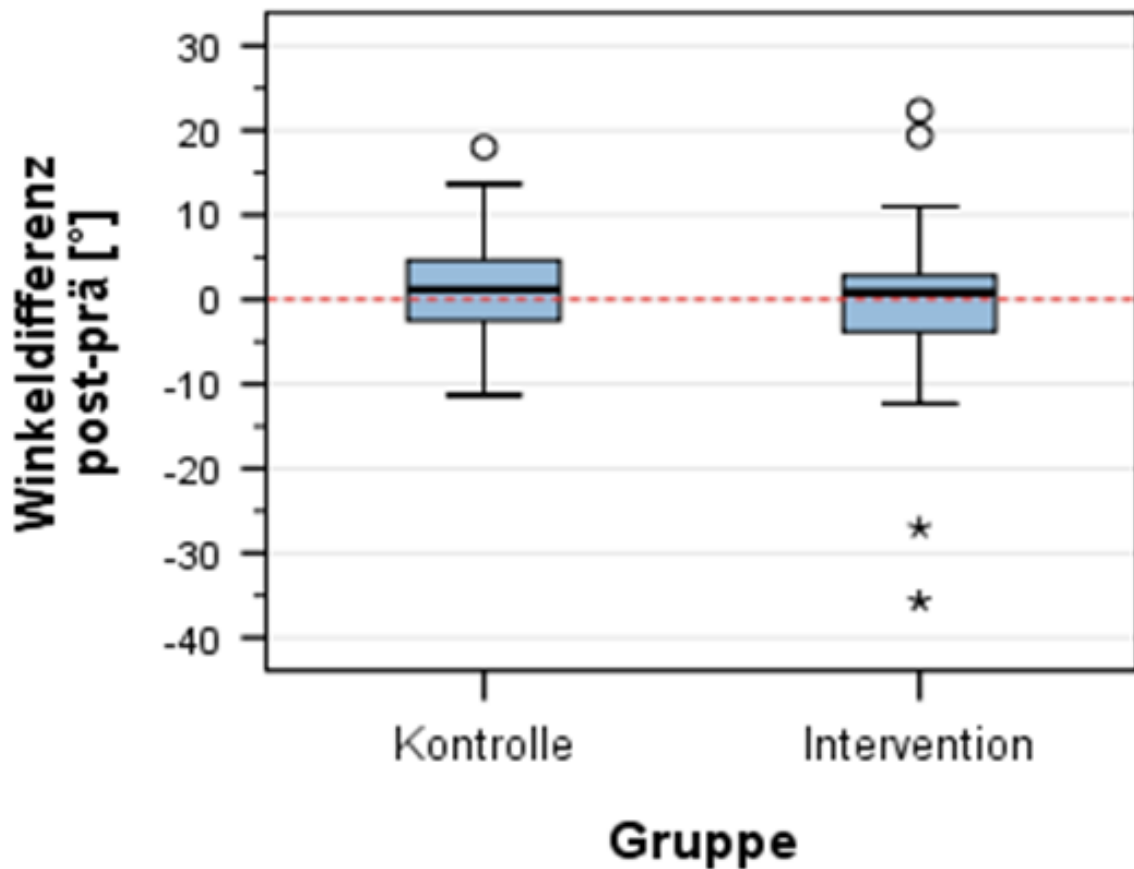


Abbildung 6: Der Vergleich der absoluten Winkeldifferenzen zwischen beiden Gruppen

Die Interventions- und Kontrollgruppe werden in der x-Achse angezeigt. Die y-Achse stellt die absolute durchschnittlichen Winkeldifferenzen post-prä in Grad dar. Die Abb. 6 stellt die Mediane der Gruppen als auch die Streuungen der Daten mit Ausreißern und Extremwerten in der Interventionsgruppe grafisch dar. Bei einem Vergleich der Verteilungen bezüglich Lage des Medians und der Streubreite sehen sie einander ähnlich aus.

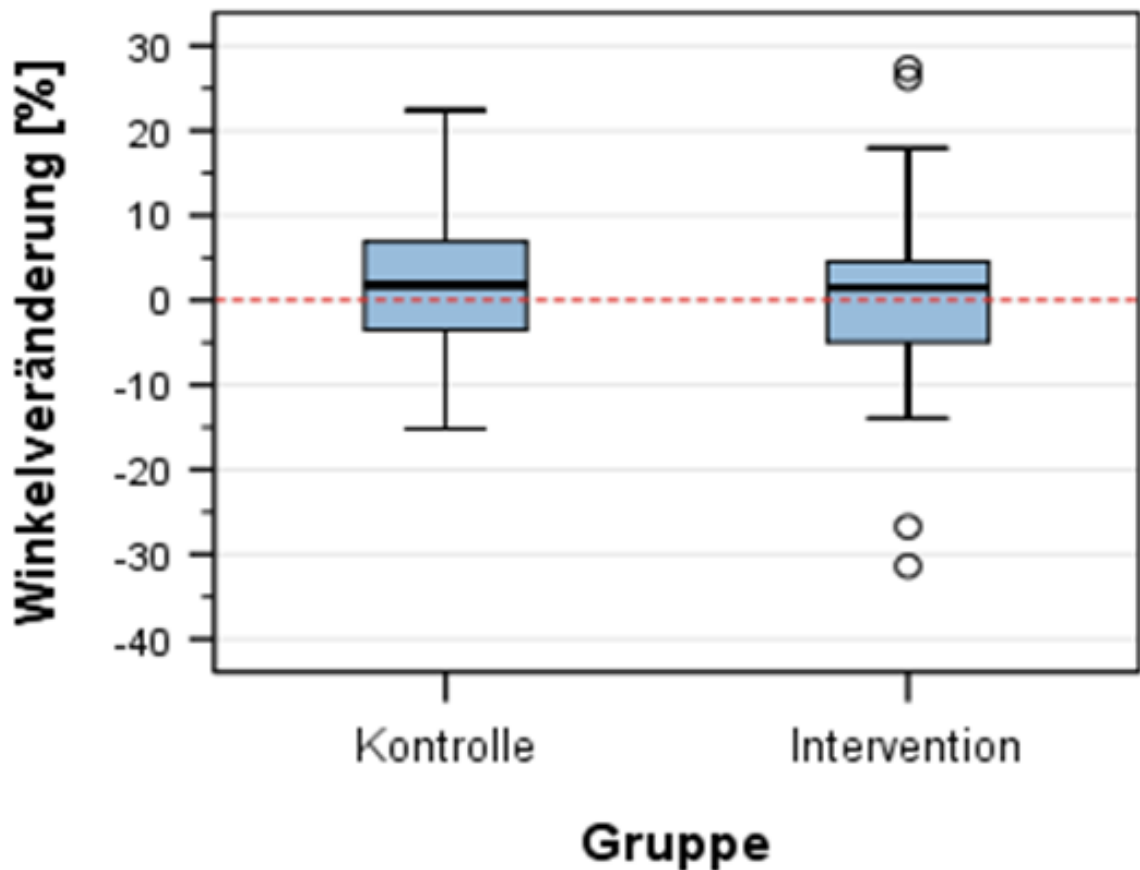


Abbildung 7: Die prozentuale mittlere Winkelveränderung [%] beider Gruppen

Die x-Achse zeigt die Interventions- und Kontrollgruppe und die y-Achse die prozentuale Winkelveränderung beider Gruppen mit den Medianen sowie die Streuung der Daten. Auch hier zeigen sich Ähnlichkeiten bezüglich der Medianlage und der Streubreite.

Aus den Grafiken stellen sich die folgenden Fragen:

- Sind die Varianzen im prä und im post zwischen den Gruppen statistisch signifikant abweichend?
- Ist der Mittelwert im prä und im post zwischen den Gruppen statistisch signifikant abweichend?

Um die Fragen beantworten zu können, wurden die Messdaten der Interventions- und Kontrollgruppe laut der Datenverarbeitungs- und Auswertungsplans (siehe Kap.4.9) geprüft.

Als erstes wurde untersucht, ob es einen Unterschied hinsichtlich der Verteilung der Extremitätenseite in beiden Gruppen gibt.

In der Kontrollgruppe (n=32) wurde bei 22 Personen das linke und bei 10 Personen das rechte Bein zugewiesen. In der Experimentgruppe (n=32) wurden bei 17 links- und bei 15 rechtsseitig ausgelöst (siehe Abb. 8).

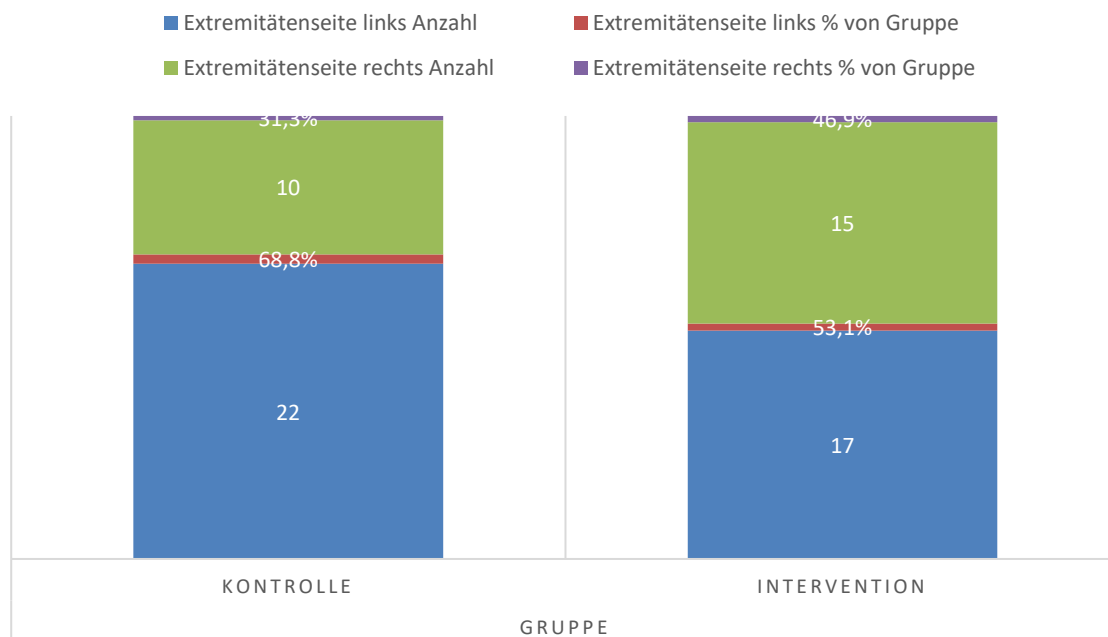


Abbildung 8: Die absolute und relative Verteilung der Extremitätenseite pro Behandlungsgruppe

Die Gruppen wurden hinsichtlich der Verteilung der Extremitätenseite (das rechte oder das linke Bein) grafisch mittels kategorialer Daten verglichen, um zu sehen, ob die Gruppen hinreichend homogen sind. Diese Daten wurden mit der Anzahl der Individuen pro Gruppe als absolute und relative Häufigkeit zusammengefasst.

Der Chi-Quadrat-Test nach Pearson wurde ausgeführt, um statistisch signifikante Unterschiede in der Auswahl der Extremitätenseite nachzuweisen. Ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen konnte hinsichtlich der Seitenverteilung nicht nachgewiesen werden (Chi-Quadrat-Test, Pearson-Koeffizient 1,641, $p=0,20$). Aus statistischer Sicht waren die Gruppen homogen hinsichtlich der Extremitätenseite rechts oder links verteilt.

5.2 Ausgangswerte zum Zeitpunkt prä sowie post im Gruppenvergleich

Die Messdaten der Interventions- und Kontrollgruppe wurden zuerst darauf geprüft, ob eine Normalverteilung vorliegt. In diesem Zusammenhang konnten die M der Gruppen (siehe Tab.2) prä zu post mittels t-Test für unabhängige Stichproben verglichen werden. Die Maßzahlen wie M mit ihren Standardabweichungen der Winkelmessungen vor und nach der Behandlung stehen in der Tab.2: in der Kontrollgruppe $M=72,39^\circ$ mit einer SD von $15,99^\circ$ und in der Intervention-Gruppe $M=80,82^\circ$ mit einer SD von $19,11^\circ$ für Messzeitpunkt prä sowie in der Kontrollgruppe $M=73,90^\circ$ mit einer SD von $18,00^\circ$ und in der Intervention-Gruppe $M=80,67^\circ$ mit einer SD von $19,17^\circ$.

Die Varianzgleichheit im Zustand prä und post wurde mit Levene-Test untersucht. Gemäß der Überprüfung konnte kein signifikanter Unterschied der Varianzen für beide Behandlungsmethoden sowohl bei prä als auch bei post nachgewiesen werden ($p=0,24$ für prä und $p=0,89$ für post in der Spalte „Sig.“). Weiterhin wurden die Mittelwerte im prä und post auf signifikante Unterschiede untersucht. Die Ergebnisse sind in der Tabelle 3 zusammengestellt.

Tabelle 3: t-Test für unabhängige Stichproben

		Levene-Test				T-Test				
		F	Sig.	T	df	Sig. (2- seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
Winkelmessung prä [°]	Varianzen sind gleich	1,40	0,24	-1,92	62,00	0,06	-8,44	4,40	-17,24	0,37
Winkelmessung post [°]	Varianzen sind gleich	0,02	0,89	-1,46	62,00	0,15	-6,77	4,65	-16,06	2,52

Ein signifikanter Gruppenunterschied hinsichtlich der Winkelmessungen zum Zeitpunkt prä oder post konnte nicht gezeigt werden (t-Test für unabhängige Stichproben, $p=0,06$ und $p=0,15$).

5.3 Die Veränderung innerhalb der Gruppe

Im nächsten Schritt konnte innerhalb der Gruppen untersucht werden, ob ein Effekt durch die Behandlung erzielt wurde. Mittels t-Tests bei gepaarten Stichproben wurde geprüft, ob sich die *M* der beiden Messzeitpunkte prä und post pro Gruppe unterscheiden.

Tabelle 4: Veränderungen innerhalb der Kontrollgruppe und der Interventionsgruppe

Gruppe		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)
		<i>M</i>	<i>SD</i>	95% Konfidenzintervall I der Differenz				
				Untere	Obere			
Kontrolle	Winkelmessung prä [°]	-1,51	5,99	-3,67	0,65	-1,43	31	0,16
	- Winkelmessung post [°]							
Intervention	Winkelmessung prä [°]	0,16	11,02	-3,82	4,13	0,08	31	0,94
	- Winkelmessung post [°]							

In der Tabelle 4 sind die letzten drei Spalten für die Interpretation und Auswertung von Bedeutung. In der Spalte „T“ steht der t-Wert, der verwendet wird, um den p-Wert aus der t-Verteilung zu ermitteln. Neben stehen in der Spalte „df“ die Freiheitsgrade. Die Freiheitsgrade bestimmen das Aussehen der t-Verteilung und damit auch die Signifikanz. Die Spalte „Sig. (2-seitig)“ enthält den p-Wert: $p=0,16$ für Kontrollgruppe und $p=0,94$ für die Interventionsgruppe. Eine signifikante Veränderung zwischen der prä und der post Messung kann in keiner der beiden Behandlungsgruppen nachgewiesen werden (t-Test für verbundene Stichproben, $t(31) = -1,43$, $p=0,16$ und $t(31) = 0,08$, $p=0,94$).

5.4 Vergleich der absoluten und relativen Winkeländerung

Zur weiteren Überprüfung wurde der U-Test nach Mann und Whitney zum Vergleich der absoluten und relativen Winkeländerung durchgeführt. Dieser Test wurde verwendet, weil sich im Kolmogorov-Smirnov-Test eine signifikante Abweichung von einer Normalverteilung in den absoluten (Kolmogorov-Smirnov-Test, $F=0,17$ und $p=0,02$) und prozentualen (Kolmogorov-Smirnov-Test, $F=0,16$, $p=0,04$) Differenzen der Winkeländerung in der Interventionsgruppe zeigte. Ein signifikanter Gruppenunterschied hinsichtlich der erzielten

absoluten Winkeldifferenz prä zu post (U-Test, $p=0,74$) oder prozentualen Winkelveränderung prä zu post (U-Test, $p=0,64$) wurde ebenfalls nicht nachgewiesen.

5.5 Der Einfluss der Intervention unter Berücksichtigung der Straten

Der Einfluss der Intervention unter Berücksichtigung der Straten wurde mit einbezogen, welcher deskriptiv in der Tabelle 5 dargestellt wird:

Tabelle 5: Beschreibung der Ergebnisse

Behandlung	Strate	M	SD	95% CI
Intervention	m, >40	1,08	14,74	(-11,24; 13,41)
	m, <40	-0,38	5,02	(-4,57; 3,82)
	w, >40	-4,79	6,5	(-10,23; 0,64)
	w, <40	0,58	6,65	(-4,98; 6,14)
Kontrolle	m, >40	1,17	5,99	(-3,84; 6,17)
	m, <40	-3,04	5,98	(-8,04; 1,96)
	w, >40	-0,46	4,36	(-4,11; 3,19)
	w, <40	-3,71	7,11	(-9,65; 2,24)

Abbildung 9 stellt die Veränderungen der Hüftflexion im Vergleich zwischen den vier Straten in der Interventionsgruppe dar:

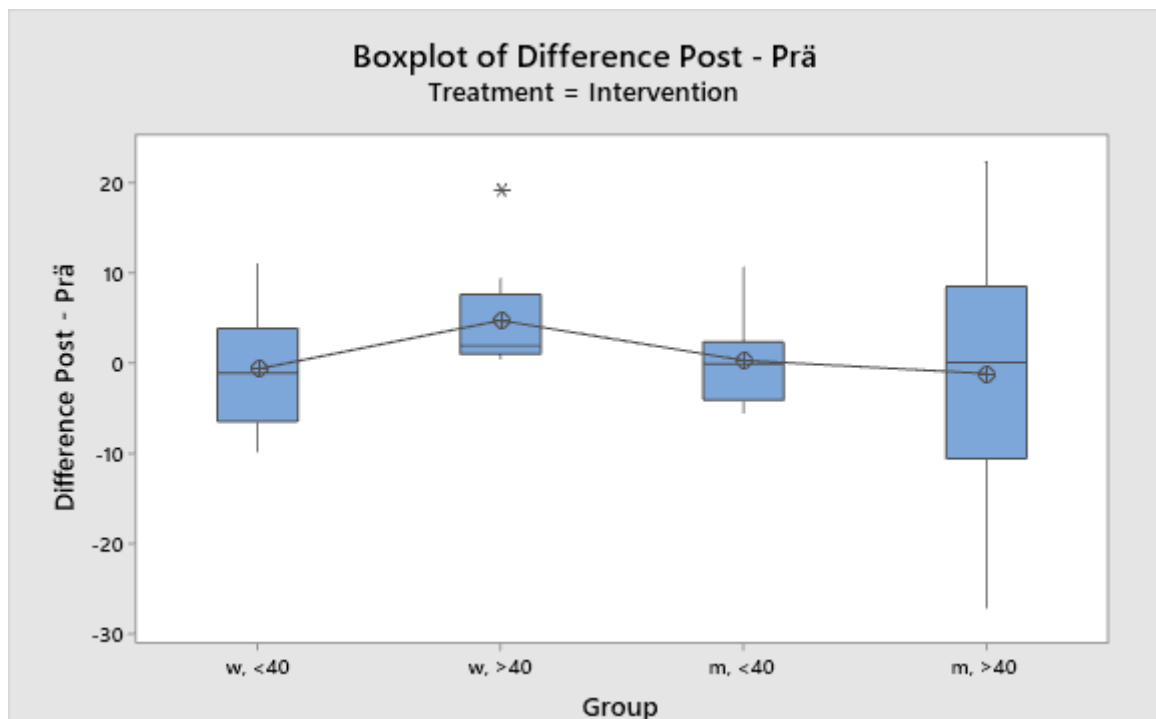


Abbildung 9: Veränderungen der Hüftflexion im Vergleich zwischen den vier Straten in der Interventionsgruppe

Die x-Achse zeigt die vier Straten und die y-Achse die M der Differenzen in den Werten post zu prä in Grad. Die Datenpunkte der M werden mittels Verbindungslinie verbunden, so dass Vergleich der Straten ersichtlicher wird.

Abbildung 10 stellt die Veränderungen der Hüftflexion im Vergleich zwischen den vier Straten in der Kontrollgruppe dar:

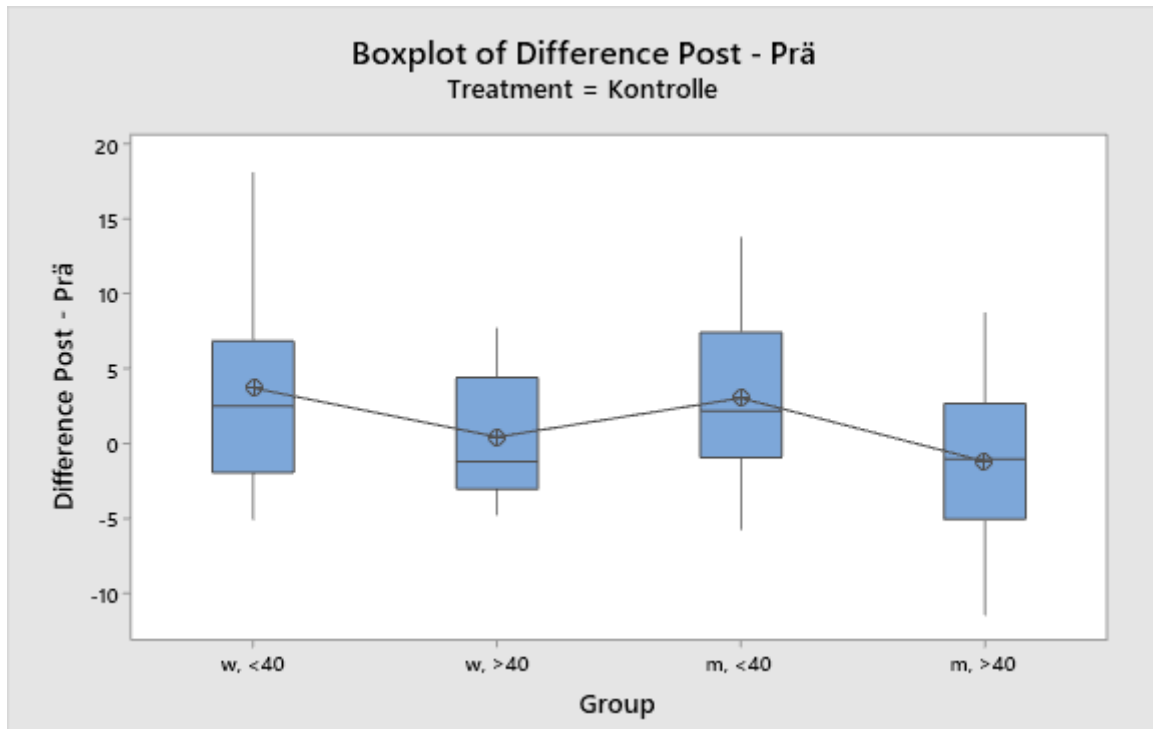


Abbildung 10: Veränderungen der Hüftflexion im Vergleich zwischen den vier Straten in der Kontrollgruppe

Mittels der ANOVA Methode wurde der M der Differenz post zu prä für die einzelnen Straten untersucht. Für die Behandlungsmethode Intervention zeigt der Vergleich (Teststatistik $F=0,70$ und zugehöriger $p=0,561$) keinen signifikanten Unterschied, ebenso kann für die Behandlungsmethode Kontrolle ($F=1,17$ und zugehöriger $p=0,340$) kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

6 Diskussion und Konklusion

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Forschung interpretiert, die Einschränkungen des methodischen Ansatzes erläutert, die Bedeutung für die Praxis und die Vorschläge für weiterführende Untersuchungen dargelegt.

6.1 Zusammenfassung und Bewertung der Studienergebnisse

Die vorliegende Untersuchung wurde durchgeführt, um sowohl theoretische als auch empirische Erklärung der mechanischen Eigenschaften des Fasziengewebes zu geben und die spezifische Rolle bei der Lastübertragung vom Becken auf den Oberschenkel und auf den Unterschenkel besser zu verstehen. Zu Beginn wurde davon ausgegangen, dass eine Faszienreaktion mit der folgenden messbaren Veränderung der Hüftbeweglichkeit als Folge von Kraftübertragung aufgrund einer mechanischen Belastung stattfindet. Diese Vermutung wurde jedoch in der Ergebnisanalyse nicht bestätigt. Die Ergebnisse der Forschung haben gezeigt, dass die ursprüngliche Hypothese bezüglich der Auswirkung der faszialen Behandlung nach dem Fasziendistorsionsmodell auf den Parameter Mobilität nicht bestätigt werden kann. Die statistische Analyse zeigte, dass bei beiden Messungen kein signifikanter Unterschied innerhalb der Gruppen festgestellt werden konnte. Mit dieser Studie konnten keine ausreichenden wissenschaftlichen Belege für die Veränderung der Hüftbeweglichkeit gefunden werden.

6.2 Vergleich der Studienergebnisse mit der Literatur

In der Literatur finden sich viele Hinweise auf die neurologische Funktion der Faszie und ihre Reaktion auf mechanische Stimulation. Die endoskopischen Beobachtungen von Guimberteau-Team bestätigen, dass eine mechanische Reizung der Haut eine direkte Wirkung auf das subkutane fibrilläre Netzwerk hat (Guimberteau & Armstrong, 2016). Nach Chaitow (2013) reagieren die Bindegewebezellen infolge Mechanotransduktion bei einer Kompression, Dehnung oder Bewegung mit Spannungsübertragung auf die benachbarten Strukturen. Schon 1995 verifizierten Vlemming und Kollegen die Spannungsübertragung über die lumbale Faszie auf die benachbarten Strukturen. Huijing (1999) beobachtete die Spannungsübertragung über Epimysium auf die synergistischen und antagonistischen Muskeln. Mit SLR Test konnten Franklyn-Miller und Kollegen (2009) die Faszienvorformung in der Faszie der unteren Extremität messen. Die Ergebnisse des Experimentes unterstützten die Tensegrity-Theorie über die Spannungsübertragung auf die benachbarten Strukturen (Levin & Martin, 2012). Diese Studien wurden an nicht lebenden Geweben durchgeführt. Gisler (2012) vermutete, dass die Spannungsübertragung auch in vivo mit

geringeren Belastungswerten wegen der Absorption der Kräfte stattfinden wird. Typaldos (1999) fand viele Hinweise in der anatomischen Forschung zu Fasziendiskontinuität und vermutete daran die Wirksamkeit seiner Therapie. Jedoch fehlt es dazu an Evidenz. Geiger (2008) untersuchte die Wirkung der FDM-Triggerband-Technik für den lateralen Oberschenkel auf die Stabilität, sensomotorische Funktion und Symmetrie mittels computergesteuerten Messsystems bei 75 asymptomatischen ProbandInnen in der aufrechten Haltung. Nur die Hypothese zu sensomotorischer Funktion konnte verifiziert werden. Die Annahmen, dass die Stabilität und Symmetrie sich verbessern, konnten nicht verifiziert werden. Die Ergebnisse einer anderen Studie zeigten eindeutig einen signifikanten Unterschied zwischen den Messungen der Hüftflexion mit SLR vor und nach der manuellen faszialen Behandlung der Plantarfaszie (eine Faszien-Technik) bei gesunden Erwachsenen (Mügge, 2016). Die Experimente zeigen, dass es zu einer Tonusveränderung in Skelettmuskelfasern durch die Reize der Mechanorezeptoren im Bindegewebe mittels osteopathischen Techniken sowie anderen Formen der manuellen Therapie, wie bereits in Kapitel 2.4.1 beschrieben, kommen kann (Schleip, 2003a; Schleip et al., 2005). Manuelle Therapien umfassen eine Vielzahl von Konzepten und Techniken, hauptsächlich über die Weichteilstrukturen aufgrund der Wechselbeziehung aller Körperteile die angeborene Heilungsfähigkeit des Körpers zu stimulieren. Solche alternativen Erklärungen der Faszienreaktion infolge mechanischer Stimulation während osteopathischer und anderer manueller Therapie erfordern weitere Untersuchungen.

6.3 Diskussion zur Stichprobe

Das Fasziendistorsionsmodell legt besonderen Wert auf Diagnostik entsprechend der Gestik der PatientInnen, welche eine wichtige Bedeutung für ihre Therapie durch Interpretation der Schmerzsymptomatik aufgrund der Fasziendistorsion hat. Die Erfahrung zeigt (Fink et al., 2012; Geiger, 2008; Stein, 2009), dass die Forschungen zu diesem Thema eine repräsentative Stichprobe mit tatsächlichen Symptomen des Fasziengewebes vorsehen sollten, anstatt symptomfreie bzw. nur „vorbelastete“ ProbandInnen zu testen. Da es im FDM um Fasziendistorsionen geht, die durch spezifische Griffen behandelt werden, sollte eine Gruppe untersucht werden, die eine entsprechende Fasziendistorsion mit realen Symptomen hat. Das spezifische Erscheinungsbild der PatientInnen mit einem diagnostizierten Triggerband, welches die Behandlung rechtfertigen würde, war bei keiner Testperson zu finden. Darum kann diese Aussage der Studie nicht verallgemeinert werden.

6.4 Diskussion zur Fallzahlberechnung

In dieser experimentellen Studie wurde die Fallzahlberechnung (siehe Kap. 4.5) anhand von vergleichbaren, aber nicht identischen Versuchsanordnungen durchgeführt. Um die genauen Daten für eine klinische Studie bereitstellen zu können, müsste eine Vorstudie bzw. eine Pilotstudie mit Testpersonen mit einer entsprechenden Faziendistorsion durchgeführt werden. So könnte festgelegt werden, wie viele Personen effektiv notwendig wären, um signifikante Ergebnisse bei den vermuteten Gruppenunterschieden zu erhalten.

6.5 Diskussion zur Behandlung

In der vorliegenden Studie wurden die ProbandInnen mit den von Typaldos vorgeschlagenen Technik behandelt (1999). Wie bereits in Kapitel 2.4.1 erläutert, werden in der Literatur in vielen verschiedenen Studien die Effekte der Weichteiltechniken teilweise sehr ausführlich beschrieben. Es stehen jedoch noch viele Fragen offen, beispielweise wie das Faziengewebe in Abhängigkeit von verschiedenen Faktoren reagiert oder wie wirksam diese Techniken sind. Dr. Typaldos fand viele Hinweise in der anatomischen Forschung zur Reaktion sowie Kontinuität der Faszie, es fehlen jedoch noch die evidenten empirischen Beweise dafür. Die Einflüsse der klinischen Erfahrungen verschiedener BehandlerInnen sowie der Reaktionen des Gewebes der verschiedenen ProbandInnen sollten nicht außer Acht gelassen werden. Der Effekt von protopathischen Empfindungen wie die Reizwahrnehmung von Schmerz und starken Druck am Beispiel der kräftigen faszialen Techniken sowie die Fähigkeit der PatientInnen, die Schmerzen im limbischen System gut verarbeiten zu können, wie bereits in Kapitel 2.2. schon besprochen, sollte berücksichtigt werden. Die genauen Wirkmechanismen für Interventionseffekte, die auf manuelle Reizung des Bindegewebes zurückzuführen sind, erfordern weitere Untersuchungen.

6.5.1 Die Begleiterscheinungen

Während und nach der Durchführung der FDM-Technik wurden keine Nebenwirkungen oder Begleiterscheinungen festgestellt. Die Mehrheit verspürte einen gut ertragbaren Behandlungsschmerzen. Wie bereits in Kapitel 2.2.1 erklärt, ist Verständnis dieser Mechanismen für die Therapie von großer Bedeutung, da jede manuelle Anwendung über die Faszie je nach Art, Stärke und Dauer sowohl eine lokale als auch eine spinale bzw. eine zentrale Interaktion mittels des afferenten und efferenten Leitungssystems erzielen kann. Um die Wirkung der osteopathischen Interventionen an der Faszie zu verstehen sowie um die Evidenz für die osteopathische Praxis zu erhöhen, sind weitere Untersuchungen der Interaktion zwischen Faszie und Nervensystem notwendig. Alternativ wären die sanften

Techniken anzuwenden wie leichte Vibrationen, langsam ausgeführte Dehnungen, rhythmische Bewegungen, wobei die Entladungsfrequenz der Ia-Fasern mit folgender Senkung der sympathischen Reflexaktivität gering bleibt.

6.5.2 Der Effekt durch die Behandlung

Die endoskopischen Beobachtungen von Guimberteau-Team bestätigen, dass eine mechanische Reizung der Haut eine direkte Wirkung auf das subkutane fibrilläre Netzwerk hat (Guimberteau & Armstrong, 2016). Ein weiterer Punkt hinsichtlich der Messbarkeit der Reaktion, ausgelöst durch die Kraft, den Hebelarm und das durch diese Kraft hervorgerufene Moment, wäre näher zu untersuchen (siehe Kap.2.3.2). Demzufolge ist die Lage der Drehachse (in diesem Fall das Hüftgelenk) im Raum bzw. die Ebene der Momentwirkung bei Ihrer dreidimensionalen Betrachtung (Dankert & Dankert, 2009) von Bedeutung. Es ist nicht auszuschließen, dass die Drehmomententwicklung wegen der Lage des Drehpunktes nicht genügend stark gewesen war, um eine ausreichende Reaktion des Bindegewebes nach der Intervention zu erreichen, um, schließlich, eine signifikante Veränderung der Hüftflexion zu erzielen. Aus biomechanischer Perspektive werden möglichst alle Kräfte, die auf das Gelenk dreidimensional wirken, zusammengefasst. Wenn das Hüftgelenk in der Sagittalebene als Drehpunkt mit einem kurzen nach dorsal ausgerichteten Lastarm betrachtet wird, ist auch die Lage des Acetabulums zu beachten. Die Berücksichtigung finden die Form und die Kippung des Beckens, die Form und die Eigenschaften der Wirbelsäule nach cranial und die Eigenschaften der Knie- und Fußgelenke nach dorsal. Entsprechend werden alle Strukturen, abhängig davon, ob diese vor, parallel oder hinter der Drehachse liegen und bei der mechanischen Stimulation eine Kraft erzeugen, das Bewegungsausmaß der Hüfte unterschiedlich beeinflussen. Die Untersuchung der viskoelastischen mechanischen Eigenschaften der Faszie zeigte orthotrope Struktur mit richtungsabhängigen Elastizitätseigenschaften (Kirilova, Stoytchev, Pashkouleva, Tsenova, & Hristoskova, 2009; Schleip et al., 2012; Svensson et al., 2010). In diesem Sinn wäre es wichtig zu untersuchen, ob das netzartig aufgebaute Bindegewebe in Abhängigkeit von seiner relativen Lage zur Drehachse unterschiedlichen Einfluss auf die Beweglichkeit des Hüftgelenkes hat. Obwohl die Faszie netzartig aufgebaut ist, wäre es vermutlich möglich, dass die Summe der Kräfte als Reaktion auf die Faszientechnik kein Moment in Relation zum Drehpunkt bzw. zum Hüftgelenk als Hauptdrehachse erzeugt hatte. Alternativ bietet sich eine andere Messtechnik wie Abduktion oder die Möglichkeit an, das Triggerband des posterior-medialen Oberschenkels oder des Unterschenkels oder eine Zylinderdistorsion als Überlappung der Faszien-schichten zu behandeln. Um diese Vermutung zu bestätigen wäre weitere Forschung notwendig.

6.6 Diskussion der Messung

Zu der abhängigen Variablen gehörte Bewegungsumfang der Hüfte bei der Ausführung eines passiven SLR-Tests in der Rückenlage. Der vermutete Effekt der Faszienreaktion nach erfolgter Intervention war nicht stark genug, um eine kurzfristige Verschiebung der Messergebnisse zu bewirken. Die verschiedenen Alternativen der Messung werden in diesem Kapitel diskutiert.

6.6.1 Messung der Hüftflexion

Die Studie von Franklyn-Miller und Kollegen (2009) legt nahe, dass ein passiver SLR-Test durchaus geeignet sei, die prä zu post Beweglichkeitsveränderung zu erfassen. Obwohl die Studienergebnisse bei symptomatischen (Boland & Adams, 2000) mit denen von symptomfreien ProbandInnen (Gajdosik et al, 1985) ähnlich sind, können die Ergebnisse dieser Studie nicht generell auf symptomatische PatientInnen übertragen werden. Darum sollte eine Studie mit symptomatischen ProbandInnen durchgeführt werden. Um während der SLR Ausführung Messfehler bei der Hüftbeweglichkeitsmessung durch schwerkraftbedingte Flüssigkeitsverschiebungen (siehe Kap.2.4.1) zu reduzieren, stehen mehrere Möglichkeiten zur Verfügung: Beim Testen in Rückenlage sollten vor und nach jedem Testdehnen das Schwerkraftmoment und die Differenz bei der Bestimmung von Dehnungsspannung und Hysterese des zu testenden Beins kontrolliert und berücksichtigt werden (Klee & Wiemann, 2000). Ebenfalls bietet sich das Verfahren an, den Test aus der Seitenlage durchzuführen.

Alternativ zur Hüftflexion bieten sich verschiedene Methoden an, welche Abduktion, Adduktion, Innenrotation, Aussenrotation sowie Extension erfassen können. Auch wichtig ist das Erfassen eines Bewegungsmusters im Gehen sowie im Stehen. Alternativ ist das Testen des Finger-Boden-Abstandes möglich, der von der Beweglichkeit in den Hüftgelenken beeinflusst und aktiv also kontrolliert ausgeführt wird (Neurath & Lohse, 2015), oder des Knie-Wand-Abstandes bzw. das Durchführen des funktionellen Tests zur Messung der Dorsalextension im oberen Sprunggelenk. Hierbei wird der Zusammenhang von Knieflexion und Beweglichkeit im Sprunggelenk berücksichtigt (Bessler & Beyerlein, 2012).

6.6.2 Der Einfluss der Fixation des Knie- sowie Fußgelenkes

Während der SLR-Test-Ausführung an einer Testperson erfolgte eine Fixation des Fußgelenkes mittels einer Dorsalextension-Schiene. Der Ermittler fixierte die Kniestreckung der Testperson mit einer Hand. Obwohl das Knie der Testperson am distalen Oberschenkel

fixiert war, um die Beugung zu verhindern, und die Testperson aufgefordert war, das Knie gestreckt zu halten, kann nicht ausgeschlossen werden, dass dennoch eine Beugung stattfand. Aus den Studienergebnissen ist es bekannt, dass bei entspanntem und isometrisch gespanntem Muskel Unterschiede in der Länge der Faszikel durch den Gelenkwinkel beeinflusst werden (Fukunaga, Ichinose, Ito, Kawakami, & Fukashiro, 1997). Wie in Kapitel 2.2.1. beschrieben, könnten verschiedene funktionelle Prozesse der zentralen und peripheren Nervensysteme, welche bewusst modulierbar sind, die Streckung im Knie beeinflusst haben. Ob eine sichere Extension mit einer Knie-Orthese zu gewährleisten wäre, müsste mit der weiteren Untersuchung überprüft werden.

Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass sich diese Forschung ausschließlich auf die Faszienreaktion, die einen Einfluss auf die Hüftbeweglichkeit der Zielgruppe hat, konzentriert. Würden alle anderen anatomischen Strukturen berücksichtigt werden, wären die Ergebnisse möglicherweise andere. Denkbar ist ein Modell einer Kette, an der jedes Glied wichtig ist, wie es in der Osteopathie gängig ist. Alternativ könnten die angrenzenden Gelenke wie Knie, das obere Sprunggelenk, LWS und deren Bewegungsumfang als abhängige Variable oder global Finger-Boden-Abstand, wie schon in Kap. 6.6.1 erwähnt, gemessen werden.

6.6.3 Der gewählte Messparameter: Beweglichkeit *versus* Schmerz

Das FDM erklärt, dass die durch traumatisches Geschehen entstandene Verformung des Fasziengewebes ursächlich für die Schmerzen, Koordination der Bewegungen, Mobilitäteinschränkungen verantwortlich sind, da das verdrehte Faszienband dann die physiologische Kontraktion der Muskelfasern hindert. Die bisherigen Studien an den Faszien der Schulterregion zeigten eine deutliche Korrelation zwischen der Verringerung der Schmerzen und der Verbesserung der Beweglichkeit. Stein (2009) vermutet, dass es zu Zunahme der Beweglichkeit durch eine Schmerzlinderung kam. Die Autoren weisen auf nicht ausreichende Untersuchungen auf diesem Gebiet hin, sowohl bei kurzfristigen als auch bei Langzeitwirkungen der Faszien (Fink, Schiller, & Buhck, 2012; Stein, 2009).

Im FDM wird die visuelle Diagnostik bei der Interpretation der Gestik der PatientInnen genutzt. Dabei wird der Schmerzverlauf mit einem Finger, mit der Hand oder mit beiden Händen durch Zeigen, Kneten, Zupfen, Streichen, Wischen angedeutet. Der Schmerz gehörte weder zu den messbaren Parametern in dieser Studie, noch wurde er als ein Symptom bei der Interpretation der Diagnose verwendet. Entsprechend konnten der Winkel bzw. die Beweglichkeit als Messparameter keine deutliche Aussage haben und zur Verzerrung der Daten führen. Anhand dessen wird empfohlen, die Reaktionen der Faszie

bei ProbandInnen mit klaren Schmerzsymptomen zu untersuchen. Zur Beurteilung des Schmerzens bieten sich verschiedene Methoden an wie quantitative Beurteilung mittels visuellem Analogscala sowie qualitative Schmerzerfassung.

6.7 Die Aussagenkraft der Studie

Um die gestellte Forschungsfrage präziser beantworten zu können sowie um die Fragestellungen einzugrenzen, sollte vorab eine Pilotstudie durchgeführt werden. Demnach wären schon vorab all die möglichen kausalen Zusammenhänge, ohne eine bestimmte abschließende Antwort bereitzustellen, aufspürbar. Um die Aussagekraft der Studie zu sichern, wäre die Akquirierung der ProbandInnen mit einem diagnostizierten Triggerband im ITB erstrebenswert. Folglich war keine Aussage über die Wirkung bei ProbandInnen möglich.

6.8 Die Konklusion

Insgesamt bietet die vorliegende Studie die empirischen Einblicke in die klinische Forschung der Faszie und ihre Bedeutung in der manuellen Therapie. Es besteht ein wissenschaftlicher Bedarf nach Überprüfung der Reaktionen der Faszie bei unterschiedlichen manuellen Reizen. Der Einfluss der Faszien auf die Eigenschaften des Gewebes und ihre Rolle bei der Kraftübertragung muss weiter Forschungsthema bleiben. Die unsichere Situation bezüglich der Faziendefinition, der klinischen Wirksamkeit und Wirtschaftlichkeit der konservativen Therapien bedarf einer gründlichen Recherche der gewonnenen Erkenntnisse und einer Überprüfung der Effektivität und der Validität der Therapiemethoden in vivo. Da der Körper nicht als Sammlung von Einzelteilen, sondern als komplexes System zu verstehen ist, bestehend aus vielen miteinander verbundenen und sich gegenseitig beeinflussenden Teilsystemen, sind die Integrationsmechanismen des Bindegewebes in diesem System noch nicht genug erforscht und bedürfen weiterer Untersuchungen.

Wie bereits in Kapitel 2.2 ausführlich erläutert, ist das Konzept der somatischen Dysfunktion das vorherrschende Modell für die klinische Praxis in der Osteopathie. Die Integration des Konzepts einer somatischen Läsion mit einem Fokus auf die Nozizeption aufgrund von spinaler Fazilitation ist für die Diagnose und für eine gezielte osteopathische Intervention im Rahmen der Entwicklung verschiedener evidenzbasierter Erklärungsmodelle von Bedeutung. Das Bindegewebe enthält reichlich Mechano-, Chemo- und Nozizeptoren. Aus einer osteopathischen Perspektive werden wichtige physiologische Zellreaktionen wie Schmerz, vegetative Reaktionen, Entzündung oder Spannungsveränderung durch eine

manuelle Intervention mit unterschiedlichen Druck- und Zugrichtungen sowie Frequenz oder Dauer unter der Berücksichtigung der Schmerzpsychologie, Haltungskontrollmechanismen und Neuroplastizität ausgelöst. Der Effekt von protopathischen Empfindungen wie die Reizwahrnehmung von Schmerz und starkem Druck am Beispiel der kräftigen fasziellen Techniken kann in der Therapie unter der Berücksichtigung der Schmerztoleranz der PatientInnen genutzt werden. Um die Evidenz für die osteopathische Praxis zu erhöhen sowie die Wirkung der osteopathischen Interventionen an der Faszie zu verstehen, sind weitere Untersuchungen der Interaktion zwischen Faszie und Nervensystem notwendig.

Eine Veränderung der Hüftbeweglichkeit bei angezeigter Manipulation des lateralen Triggerbands erschließt sich nicht nur aus den im FDM nach Typaldos beschriebenen Zusammenhängen. Aus empirischer Erfahrung sind diese Veränderungen im Praxisalltag tatsächlich zu beobachten. Insofern bedarf das Ergebnis der vorliegenden Studie doch besonderer Betrachtung, ebenso sind ergebnisbeeinflussende Faktoren zu benennen und abzuschätzen. Die Studie von Franklyn-Miller und Kollegen (2009) legt eigentlich nahe, dass ein passiver SLR-Test durchaus geeignet sei, die Beweglichkeitsveränderung prä zu post Manipulation zu erfassen. Die wichtigen Erkenntnisse der Fasziensforschung, welche auf analytischen und experimentellen Studien in vitro basieren und sich mit den plastischen, viskoelastischen und piezoelektrischen Eigenschaften von Bindegewebe befasst haben, können manuell arbeitenden TherapeutInnen beeinflussen, die Forschungen aus dem Labor in der Praxis umzusetzen. Somit können die osteopathischen Techniken effizienter sowie gezielter angewandt werden. Der Faktor der individuell unterschiedlichen Level an Schmerzakzeptanz sowie der subjektiven Beurteilung des Bewegungsendes ist bei der Integration dieser Studienergebnisse in der Praxis demnach nicht zu unterschätzen.

Daher sollte in weiteren Studien das komplexe Zusammenspiel innerhalb des biomechanischen Systems aus ITB und umgebenden Muskel- und Sehnengruppen in vivo untersucht werden, um so die Messung beim SLR-Test von individuellen Empfindungen der Testperson besser abzugrenzen. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie sind für die klinische Praxis von Bedeutung, in der die OsteopathInnen im Rahmen einer Intervention Veränderungen bei SLR anstreben. Für weitere Forschungsarbeiten im Bereich Triggerbandbehandlung des Tractus iliotibialis ist zunächst eine Pilotstudie empfehlenswert. Diese sollte zu klären versuchen, welche Beweglichkeitsmessung an welchen Gelenken sinnvoll ist und wie hilfreich die Schmerzerfassung ist. Erstrebenswert ist auch die Teilnahme von ProbandInnen mit einem diagnostizierten Triggerband im ITB. Ebenso sollten Hinweise gesucht werden, wie das Resultat von der Behandlung abhängt

respektive, ob verschiedene BehandlerInnen das Ergebnis beeinflussen. Schließlich sollte die Pilotstudie auch für eine adäquate Fallzahlberechnung dienen.

Literaturverzeichnis

- Abu-Hijleh, M., Dharap, A. S., & Harris, P. F. (2014). FAscia superficialis. In R. Schleip, T. W. Findley, L. Chaitow, & P. A. Huijing (Eds.), *Lehrbuch Faszien* (1st ed., pp. 15–18). München, Deutschland: Elsevier GmbH.
- Adstrum, S., Hedley, G., Schleip, R., Stecco, C., & Yucesoy, C. A. (2017). Defining the fascial system. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 21(1), 173–177. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2016.11.003>
- Alyazedi, F. M., Lohman, E. B., Wesley Swen, R., & Bahjri, K. (2015). The inter-rater reliability of clinical tests that best predict the subclassification of lumbar segmental instability: structural, functional and combined instability. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 23(4), 197–204. <https://doi.org/10.1179/2042618615y.0000000002>
- American Association of Colleges of Osteopathic Medicine. Educational Council on Osteopathic Principles. (2017). osteopathic dysfunktion. In R. Guisti (Ed.), *Glossary of Osteopathic Terminology* (3rd ed.). Chevy Chase, MD. Retrieved from <https://www.aacom.org/docs/default-source/insideome/got2011ed.pdf>
- Anderson, W., & Makins, G. H. (1890). The Planes of Subperitoneal and Subpleural Connective Tissue, with their Connections. *Journal of Anatomy and Physiology*, 25(1), 78–86. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1328109/?page=1>
- Augat, P. (2011). Biomechanik des Becken-Bein-Übergangs. *Trauma Und Berufskrankheit*, 13(S1), 92–96. <https://doi.org/10.1007/s10039-011-1761-9>
- Bellier, A., Latreche, A., Tissot, L., Robert, Y., Chaffanjon, P., & Palombi, O. (2018). Movements of the lumbo-sacral nerve roots in the spinal canal induced by straight leg raising test: an anatomical study. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 40(11), 1223–1230. <https://doi.org/10.1007/s00276-018-2084-3>
- Benjamin, M. (2009). The fascia of the limbs and back - a review. *Journal of Anatomy*, 214(1), 1–18. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2008.01011.x>

- Bessler, J., & Beyerlein, C. (2012). Standfeste Therapie. *Physiopraxis*, 7(06), 30–33.
<https://doi.org/10.1055/s-0032-1308294>
- Boland, R. A., & Adams, R. D. (2000). Effects of ankle dorsiflexion on range and reliability of straight leg raising. *Australian Journal of Physiotherapy*, 46(3), 191–200.
[https://doi.org/10.1016/s0004-9514\(14\)60328-7](https://doi.org/10.1016/s0004-9514(14)60328-7)
- Bolander, M. E. (1992). Regulation of Fracture Repair by Growth Factors. *Experimental Biology and Medicine*, 200(2), 165–170. <https://doi.org/10.3181/00379727-200-43410a>
- Bordoni, B., & Zanier, E. (2013). Skin, fascias, and scars: symptoms and systemic connections. *Journal of Multidisciplinary Healthcare*, 11.
<https://doi.org/10.2147/jmdh.s52870>
- Bordoni, B., & Zanier, E. (2014). Clinical and symptomatological reflections: the fascial system. *Journal of Multidisciplinary Healthcare*, 401.
<https://doi.org/10.2147/jmdh.s68308>
- Bordoni, B., & Zanier, E. (2015). Understanding Fibroblasts in Order to Comprehend the Osteopathic Treatment of the Fascia. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*, 2015, 1–7. <https://doi.org/10.1155/2015/860934>
- Boyd, B. S. (2012). Measurement properties of a hand-held inclinometer during straight leg raise neurodynamic testing. *Physiotherapy*, 98(2), 174–179.
<https://doi.org/10.1016/j.physio.2011.04.352>
- Breig, A., & Troup, J. D. G. (1979). Biomechanical Considerations in the Straight-Leg-Raising Test Cadaveric and Clinical Studies of the Effects of Medial Hip Rotation. *Spine*, 4(3), 242–250. <https://doi.org/10.1097/00007632-197905000-00011>
- Brent, A. E., Schweitzer, R., & Tabin, C. J. (2003). A Somitic Compartment of Tendon Progenitors. *Cell*, 113(2), 235–248. [https://doi.org/10.1016/s0092-8674\(03\)00268-x](https://doi.org/10.1016/s0092-8674(03)00268-x)
- Brinckmann, P., Frobin, W., Leivseth, G., & Drerup, B. (2012). *Orthopädische Biomechanik*. Retrieved from <https://d-nb.info/1137265574/34>

- Brophy, R., Silvers, H. J., Gonzales, T., & Mandelbaum, B. R. (2010). Gender influences: the role of leg dominance in ACL injury among soccer players. *British Journal of Sports Medicine*, *44*(10), 694–697. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.051243>
- Bruggencate, G. T., & Dieringer, N. (2003). Sensomotorisch Systeme: Körperhaltung, Bewegung und Blickmotorik. In S. Silbernagl & R. Klinke (Eds.), *Lehrbuch der Physiologie* (2nd ed., pp. 653–698). Stuttgart, Germany: Georg Thieme Verlag.
- Burstein, A. H. (1997). *Biomechanik in Orthopädie und Traumatologie*. Stuttgart, Deutschland: Thieme.
- Butler, D. S., Gore, R., Rolf, G., & Jones. (1994). *Mobilisation des Nervensystems (Rehabilitation und Prävention (29)) (German Edition)* (1. Aufl. 1995. Korr. Nachdruck 1997, ed.). Berlin Heidelberg, Deutschland: Springer.
- Capra, F., Vanti, C., Donati, R., Tombetti, S., O'Reilly, C., & Pillastrini, P. (2011). Validity of the Straight-Leg Raise Test for Patients With Sciatic Pain With or Without Lumbar Pain Using Magnetic Resonance Imaging Results as a Reference Standard. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *34*(4), 231–238. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2011.04.010>
- Chaitow, L. (1988). *Soft-Tissue Manipulation*. Rochester, USA: Inner Traditions.
- Chaitow, L. (2013). Understanding mechanotransduction and biotensegrity from an adaptation perspective. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *17*(2), 141–142. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2013.02.008>
- Chaitow, L. (2016). Kommentar von Leon Chaitow, ND, DO. In C. Armstrong & J. Guimberteau (Eds.), *Architektur des menschlichen Fasziengewebes* (pp. 138–140). Berlin, Deutschland: KVM-Der Medizinverlag.
- Charlton, P. C., Mentiplay, B. F., Pua, Y.-H., & Clark, R. A. (2015). Reliability and concurrent validity of a Smartphone, bubble inclinometer and motion analysis system for measurement of hip joint range of motion. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *18*(3), 262–267. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.04.008>
- Chaudhry, H., Bukiet, B., Ji, Z., Stecco, A., & Findley, T. (2014). Deformations Experienced in the Human Skin, Adipose Tissue, and Fascia in Osteopathic Manipulative Medicine. *The Journal of the American Osteopathic Association*, *114*(10), 780–787. <https://doi.org/10.7556/jaoa.2014.152>

- Chaudhry, H., Huang, C.-Y., Schleip, R., Ji, Z., Bukiet, B., & Findley, T. (2007). Viscoelastic behavior of human fasciae under extension in manual therapy. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 11(2), 159–167. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2006.08.012>
- Chow, R., Adams, R., & Herbert, R. (1994). Straight leg raise test high reliability is not a motor memory artefact. *Australian Journal of Physiotherapy*, 40(2), 107–111. [https://doi.org/10.1016/s0004-9514\(14\)60457-8](https://doi.org/10.1016/s0004-9514(14)60457-8)
- Coppieters, M. W., Alshami, A. M., Babri, A. S., Souvlis, T., Kippers, V., & Hodges, P. W. (2006). Strain and excursion of the sciatic, tibial, and plantar nerves during a modified straight leg raising test. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(9), 1883–1889. <https://doi.org/10.1002/jor.20210>
- Coppieters, M. W., Andersen, L. S., Johansen, R., Giskegjerde, P. K., Høivik, M., Vestre, S., & Nee, R. J. (2015). Excursion of the Sciatic Nerve During Nerve Mobilization Exercises: An In Vivo Cross-sectional Study Using Dynamic Ultrasound Imaging. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45(10), 731–737. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5743>
- Cyriax, J. (1970). Textbook of orthopaedic medicine. Vol. 1: Diagnosis of soft tissue lesions. St. Thomas' Hospital, London. *British Journal of Surgery*, 57(2), 159. <https://doi.org/10.1002/bjs.1800570236>
- Dankert, J., & Dankert, H. (2009). *Technische Mechanik* (5., überarbeitete ed.). Berlin, Germany: Springer Vieweg.
- Davis, D. S., Quinn, R. O., Whiteman, C. T., Williams, J. D., & Young, C. R. (2008). Concurrent Validity of Four Clinical Tests Used to Measure Hamstring Flexibility. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(2), 583–588. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e31816359f2>
- Discher, D. E. (2005). Tissue Cells Feel and Respond to the Stiffness of Their Substrate. *Science*, 310(5751), 1139–1143. <https://doi.org/10.1126/science.1116995>
- Dürselen, L., & Freutel, M. (2015). Biomechanik des Meniskus. *Orthopädie Und Unfallchirurgie Up2date*, 10(03), 215–227. <https://doi.org/10.1055/s-0041-101820>
- Eder, K., & Hoffmann, H. (2010). Physikalische und physiotherapeutische Maßnahmen und Rehabilitation. Einfluss- und Störgrößen des myofaszialen Systems aus

- therapeutischer Sicht. In L. Hänsel, P. Ueblacker, & H. W. Müller-Wohlfahrt (Eds.), *Muskelverletzungen im Sport* (p. 315). Stuttgart, Germany: Georg Thieme Verlag.
- Eichinger, R., & Klink, K. (2019). *Myofasziale Schmerzen und Funktionsstörungen: Diagnostik und Therapie (German Edition)* (1. Aufl. 2020 ed.). Berlin, Deutschland: Springer.
- Ellis, R., Hing, W., & Reid, D. (2007). Iliotibial band friction syndrome—A systematic review. *Manual Therapy*, *12*(3), 200–208.
<https://doi.org/10.1016/j.math.2006.08.004>
- Fairclough, J., Hayashi, K., Toumi, H., Lyons, K., Bydder, G., Phillips, N., ... Benjamin, M. (2006). The functional anatomy of the iliotibial band during flexion and extension of the knee: implications for understanding iliotibial band syndrome. *Journal of Anatomy*, *208*(3), 309–316. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2006.00531.x>
- Falvey, E. C., Clark, R. A., Franklyn-Miller, A., Bryant, A. L., Briggs, C., & McCrory, P. R. (2010). Iliotibial band syndrome: an examination of the evidence behind a number of treatment options. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *20*(4), 580–587. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00968.x>
- Fascia Research Society. (2018). The Fifth International Fascia Research Congress was held November 14 – 15, 2018 in Berlin. Retrieved 6 July 2019, from <https://fasciacongress.org/2018-congress/2018-scientific-committee/>
- Fink, M., Schiller, J., & Buhck, H. (2012). Wirksamkeit einer manuellen Behandlungstechnik nach dem Fasziendistorsionsmodell bei schmerzhaft eingeschränkter Schulterbeweglichkeit (Frozen Shoulder). *Zeitschrift Für Orthopädie Und Unfallchirurgie*, *150*(04), 420–427. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1314996>
- Foch, E., Reinbolt, J. A., Zhang, S., Fitzhugh, E. C., & Milner, C. E. (2015). Associations between iliotibial band injury status and running biomechanics in women. *Gait & Posture*, *41*(2), 706–710. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.01.031>
- Franklyn-Miller, A., Falvey, E., Clark, R., Bryant, A., Brukner, P., Barker, P., & McCrory, P. (2009). The Strain Patterns of the Deep Fascia of the Lower Limb. In C. Kiener (Ed.), *Fascia Research II: Basic Science and Implications for Conventional and*

Complementary Health Care (1. ed., pp. 150–151). Maarssen, Netherlands: Elsevier Gezondheidszorg.

Fredericson, M., & Wolf, C. (2005). Iliotibial Band Syndrome in Runners. *Sports Medicine*, 35(5), 451–459. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535050-00006>

Freiwald, J., Engelhardt, M., Jäger, M., Gnewuch, A., Reuter, I., Wiemann, K., & Starischka, S. (1998). Dehnung - genügen die bisherigen Erklärungsmodelle? *Sportverletzung · Sportschaden*, 12(02), 54–59. <https://doi.org/10.1055/s-2007-993338>

Frost, H. M. (1990). Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 4. Mechanical influences on intact fibrous tissues. *The Anatomical Record*, 226(4), 433–439. <https://doi.org/10.1002/ar.1092260405>

Fruhstorfer, H. (2003). Somatoviszzerale Sensibilität. In S. Silbernagl & R. Klinke (Eds.), *Lehrbuch der Physiologie* (2nd ed., pp. 553–576). Stuttgart, Germany: Georg Thieme Verlag.

Fryer, G., Glynn, B., Masin, K., Wroe, M., & Pearce, A. J. (2013). Lumbosacral Muscle Energy Technique produces immediate decreases in corticospinal and spinal reflex excitability in asymptomatic participants. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 16(1), e5–e6. <https://doi.org/10.1016/j.ijosm.2013.01.003>

Fukunaga, T., Ichinose, Y., Ito, M., Kawakami, Y., & Fukashiro, S. (1997). Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 82(1), 354–358. <https://doi.org/10.1152/jappl.1997.82.1.354>

Fuller, B. R. (1975). *Synergetics: Explorations in the Geometry of Thinking*. (A. L. Loeb & E. J. Applewhite, Eds.). New York, USA: Macmillan.

Gabbiani, G. (2003). The myofibroblast in wound healing and fibrocontractive diseases. *The Journal of Pathology*, 200(4), 500–503. <https://doi.org/10.1002/path.1427>

Gajdosik, R. L., LeVeau, B. F., & Bohannon, R. W. (1985). Effects of Ankle Dorsiflexion on Active and Passive Unilateral Straight Leg Raising. *Physical Therapy*, 65(10), 1478–1482. <https://doi.org/10.1093/ptj/65.10.1478>

Gatt, R., Vella Wood, M., Gatt, A., Zarb, F., Formosa, C., Azzopardi, K. M., ... Grima, J. N. (2015). Negative Poisson's ratios in tendons: An unexpected mechanical

response. *Acta Biomaterialia*, 24, 201–208.
<https://doi.org/10.1016/j.actbio.2015.06.018>

- Geiger, A. (2009). *Fascia ? key for stability, sensomotor function and symmetry: The effects of orthopathic treatment according to the fascia distortion model (FDM) of Dr. Stephen Typaldos, D.O. in the upright stance*. Saarbrücken, Deutschland: VDM.
- Geiger, B., Bershadsky, A., Pankov, R., & Yamada, K. M. (2001). Transmembrane crosstalk between the extracellular matrix and the cytoskeleton. *Nature Reviews Molecular Cell Biology*, 2(11), 793–805. <https://doi.org/10.1038/35099066>
- Gerlach, U. J., & Lierse, W. (1990). Functional Construction of the Superficial and Deep Fascia System of the Lower Limb in Man. *Cells Tissues Organs*, 139(1), 11–25. <https://doi.org/10.1159/000146973>
- Gifford, L., & van den Berg, F. (2005). *Angewandte Physiologie*. Stuttgart, Germany: Georg Thieme Verlag.
- Gisler, T. (2010). Selektive Klassifizierung von Veränderungen im Muskelsystem. Teil I: Übersicht, Pathogenese und Klassifizierung. Schweiz (2011). *Schweizerische Zeitschrift Für Sportmedizin Und Sporttraumatologie*, 58(3), 78–84. Retrieved from https://sgsm.ch/fileadmin/user_upload/Zeitschrift/58-2010-3/Muskelsystem_3_10.pdf
- Gisler, T. (2011). Selektive Klassifizierung von Veränderungen im Muskelsystem Teil II: Die muskuläre Dysbalance und die muskuläre Dysharmonie. *Schweizerische Zeitschrift Für Sportmedizin Und Sporttraumatologie*, 59(1), 45–58. Retrieved from https://sgsm.ch/fileadmin/user_upload/Zeitschrift/59-2011-1/Klassif_59_1_1_Gisler.pdf
- Gisler, T. (2012). Zusammenfassung: Dehnung des M. quadriceps femoris aus anatomisch-physiologischer Sicht: differenzierte Längendiagnostik und Dehninterventionen für den M. rectus femoris und die drei Mm. vasti. *Schweizerische Zeitschrift Für Sportmedizin Und Sporttraumatologie*, 60(3), 116–124.
- Giusti, R. (2017). *Glossary of Osteopathic Terminology*. Kansas City, USA: AACOM.

- Gleim, G. W., Stachenfeld, N. S., & Nicholas, J. A. (1990). The influence of flexibility on the economy of walking and jogging. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(6), 814–823. <https://doi.org/10.1002/jor.1100080606>
- Gotzos, B. (2019). Das Bindegewebe. Division of Histology. PathoPic - Pathologie-Bilddatenbank. Retrieved 5 January 2020, from <https://alf3.urz.unibas.ch/pathopic/intro.htm>
- Grellmann, W. (2015). Mechanische Beanspruchungsgrößen. In S. Seidler (Ed.), *Kunststoffprüfung* (3rd ed., pp. 79–96). Munich, Germany: Carl Hanser Verlag.
- Grellmann, W., & Seidler, S. (2015). *Kunststoffprüfung*. Munich, Germany: Carl Hanser Verlag.
- Grieve, G. P. (1988). *Common Vertebral Joint Problems*. London, UK: Churchill Livingstone.
- Gross, D., Hauger, W., Schröder, J., & Wall, W. A. (2011). *Technische Mechanik 1: Statik (Springer-Lehrbuch) (German Edition)* (11. Aufl. 2011 ed.). Heidelberg, Deutschland: Springer.
- Grossman, J., & Mackenzie, F. J. (2005). The Randomized Controlled Trial: gold standard, or merely standard? *Perspectives in Biology and Medicine*, 48(4), 516–534. <https://doi.org/10.1353/pbm.2005.0092>
- Guimberteau, J.-C., & Armstrong, C. (2016). Faszien. In K. Stechmann (Ed.), *Anpassungen und Modifizierungen des multifibrillären Netzwerkes. Die sichtbaren mechanischen Effekte manueller Therapie* (1. Auflage 2016 ed., pp. 191–192). Berlin, Deutschland: KVM-Der Medizinverlag.
- Hau, R. (2007). *PONS Wörterbuch für Schule und Studium Latein - Deutsch*. Stuttgart, Germany: Klett-Cotta.
- Hayashi, K. (1996). Biomechanical studies of the remodeling of knee joint tendons and ligaments. *Journal of Biomechanics*, 29(6), 707–716. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00163-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00163-8)
- Henderson, E. R., Friend, E. J., Toscano, M. J., Parsons, K. J., & Tarlton, J. F. (2014). Biomechanical Comparison of Canine Fascia Lata and Thoracolumbar Fascia:

- An In Vitro Evaluation of Replacement Tissues for Body Wall Reconstruction. *Veterinary Surgery*, n/a. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950x.2014.12247.x>
- Hengelmolen-Greb, A., & Jöbges, M. (2018). *LF Physiotherapie Neurologie*. Maarssen, Netherlands: Elsevier Gezondheidszorg.
- Hick, A. (1997). Sensomotorik. In A. Hick & C. Hick (Eds.), *Kurzlehrbuch Physiologie* (2nd ed., pp. 303–315). Stuttgart, Deutschland: Gustav Fischer.
- Hinz, B., Phan, S. H., Thannickal, V. J., Prunotto, M., Desmoulière, A., Varga, J., ... Gabbiani, G. (2012). Recent Developments in Myofibroblast Biology. *The American Journal of Pathology*, *180*(4), 1340–1355. <https://doi.org/10.1016/j.ajpath.2012.02.004>
- Hobara, H., Kato, E., Kobayashi, Y., & Ogata, T. (2012). Sex differences in relationship between passive ankle stiffness and leg stiffness during hopping. *Journal of Biomechanics*, *45*(16), 2750–2754. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.09.008>
- Holmes, J. C., Pruitt, A. L., & Whalen, N. J. (1993). Iliotibial band syndrome in cyclists. *The American Journal of Sports Medicine*, *21*(3), 419–424. <https://doi.org/10.1177/036354659302100316>
- Hromada, J. (1963). On the nerve supply of the connective tissue of some peripheral nervous system components. *Cells Tissues Organs*, *55*(4), 343–351. <https://doi.org/10.1159/000142483>
- Huang, B. K., Campos, J. C., Michael Peschka, P. G., Pretterklieber, M. L., Skaf, A. Y., Chung, C. B., & Pathria, M. N. (2013). Injury of the Gluteal Aponeurotic Fascia and Proximal Iliotibial Band: Anatomy, Pathologic Conditions, and MR Imaging. *RadioGraphics*, *33*(5), 1437–1452. <https://doi.org/10.1148/rg.335125171>
- Huang, S., & Ingber, D. E. (1999). The structural and mechanical complexity of cell-growth control. *Nature Cell Biology*, *1*(5), E131–E138. <https://doi.org/10.1038/13043>
- Huijing, P. A. (1999). Muscular Force Transmission: A Unified, Dual or Multiple System? A Review and Some Explorative Experimental Results. *Archives of Physiology and Biochemistry*, *107*(4), 292–311. <https://doi.org/10.1076/13813455199908107041qft292>

- Huijing, P. A. (2009). Epimuscular myofascial force transmission: A historical review and implications for new research. International society of biomechanics Muybridge award lecture, Taipei, 2007. *Journal of Biomechanics*, 42(1), 9–21.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.09.027>
- Huijing, P. A. (2014). Fasziale Kraftübertragung. In R. Schleip, T. W. Findley, L. Chaitow, & P. A. Huijing (Eds.), *Lehrbuch Fasziën: Grundlagen, Forschung, Behandlung* (1st ed., pp. 82–88). München, Deutschland: Elsevier.
- Huijing, P. A., & Baan, G. C. (2001). Extramuscular myofascial force transmission within the rat anterior tibial compartment: proximo-distal differences in muscle force. *Acta Physiologica Scandinavica*, 173(3), 297–311. <https://doi.org/10.1046/j.1365-201x.2001.00911.x>
- Huijing, P. A., Hollander, P., Findley, T., & Schleip, R. (2009). *Fascia Research II*. (C. Kiener, Ed.) (1st ed.). Maarsse, Netherlands: Elsevier Gezondheidszorg.
- Huijing, P. A., Maas, H., & Baan, G. C. (2003). Compartmental fasciotomy and isolating a muscle from neighboring muscles interfere with myofascial force transmission within the rat anterior crural compartment. *Journal of Morphology*, 256(3), 306–321. <https://doi.org/10.1002/jmor.10097>
- Huijing, P. A., & Langevin, H. M. (2009). Communicating About Fascia: History, Pitfalls, and Recommendations. *International Journal of Therapeutic Massage & Bodywork: Research, Education, & Practice*, 2(4), 3–8.
<https://doi.org/10.3822/ijtmb.v2i4.63>
- Hunt, D. G., Zuberbier, O. A., Kozlowski, A. J., Robinson, J., Berkowitz, J., Schultz, I. Z., ... Turk, D. C. (2001). Reliability of the Lumbar Flexion, Lumbar Extension, and Passive Straight Leg Raise Test in Normal Populations Embedded Within a Complete Physical Examination. *Spine*, 26(24), 2714–2718.
<https://doi.org/10.1097/00007632-200112150-00018>
- Ingber, D. E. (2008). Tensegrity-based mechanosensing from macro to micro. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 97(2–3), 163–179.
<https://doi.org/10.1016/j.pbiomolbio.2008.02.005>

- Ingber, D. E., Wang, N., & Stamenović, D. (2014). Tensegrity, cellular biophysics, and the mechanics of living systems. *Reports on Progress in Physics*, 77(4), 046603. <https://doi.org/10.1088/0034-4885/77/4/046603>
- Institut für Epidemiologie und Sozialmedizin Westfälische Wilhelms-Universität Münster. (2012). Javascript Power/Fallzahlberechnung-stetige Zielgrößen und unverbundene Stichproben. Retrieved 8 March 2018, from <http://jumbo.uni-muenster.de/fileadmin/jumbo/applets/fallz.html>
- Ito, K., Sato, A., Shimamura, K., & Swenson, R. S. (1984). Reflex changes in sympatho-adrenal medullary functions in response to baroreceptor stimulation in anesthetized rats. *Journal of the Autonomic Nervous System*, 10(3–4), 295–303. [https://doi.org/10.1016/0165-1838\(84\)90027-4](https://doi.org/10.1016/0165-1838(84)90027-4)
- Järvinen, T. A. H., Józsa, L., Kannus, P., Järvinen, T. L. N., & Järvinen, M. (2002). Organization and distribution of intramuscular connective tissue in normal and immobilized skeletal muscles. *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, 23(3), 245–254. <https://doi.org/10.1023/a:1020904518336>
- Jelsing, E. J., Finnoff, J., Levy, B., & Smith, J. (2013). The Prevalence of Fluid Associated With the Iliotibial Band in Asymptomatic Recreational Runners: An Ultrasonographic Study. *PM&R*, 5(7), 563–567. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2013.02.010>
- Johnson, L. B., Sumner, S., Duong, T., Yan, P., Bajcsy, R., Abresch, R. T., ... Han, J. J. (2015). Validity and reliability of smartphone magnetometer-based goniometer evaluation of shoulder abduction – A pilot study. *Manual Therapy*, 20(6), 777–782. <https://doi.org/10.1016/j.math.2015.03.004>
- Khalsa, P. S., Eberhart, A., Cotler, A., & Nahin, R. (2006). The 2005 Conference on the Biology of Manual Therapies. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 29(5), 341–346. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2006.04.002>
- Kirilova, M., Stoytchev, S., Pashkouleva, D., Tsenova, V., & Hristoskova, R. (2009). Visco-elastic mechanical properties of human abdominal fascia. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 13(4), 336–337. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.11.003>

- Kjaer, M., Langberg, H., Heinemeier, K., Bayer, M. L., Hansen, M., Holm, L., ... Magnusson, S. P. (2009). From mechanical loading to collagen synthesis, structural changes and function in human tendon. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 19(4), 500–510. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00986.x>
- Klee, A., & Wiemann, K. (2000). Der Einfluss von Flüssigkeitsverschiebungen auf die Bestimmung muskulärer Dehnungsparameter. *Deutsche Zeitschrift Für Sportmedizin*, 51(6), 205–210. Retrieved from https://circuit-training-dehnen-dr-kee.de/dokumente/Klee_Fluessigkeitsversch_2000.pdf
- Klingler, W., Schlegel, C., & Schleip, R. (2008). The Role of Fascia in Resting Muscle Tone and Heat Induced Relaxation. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 12(4), 389. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.04.009>
- Kobayashi, S., Takeno, K., Yayama, T., Awara, K., Miyazaki, T., Guerrero, A., & Baba, H. (2010). Pathomechanisms of Sciatica in Lumbar Disc Herniation. *Spine*, 35(22), 2004–2014. <https://doi.org/10.1097/brs.0b013e3181d4164d>
- Kosteljanetz, M., Bang, F., & Schmidt-Olsen, S. (1988). The Clinical Significance of Straight-Leg Raising (Lasègue's Sign) in the Diagnosis of Prolapsed Lumbar Disc. *Spine*, 13(4), 393–395. <https://doi.org/10.1097/00007632-198804000-00003>
- Kovacs, F. M., Abraira, V., Pozo, F., Kleinbaum, D. G., Beltrán, J., Mateo, I., ... Morillas, L. (1997). Local and Remote Sustained Trigger Point Therapy for Exacerbations of Chronic Low Back Pain. *Spine*, 22(7), 786–797. <https://doi.org/10.1097/00007632-199704010-00017>
- Krämer, R., Matussek, J., & Theodoridis, T. (2013). *Bandscheibenbedingte Erkrankungen: Ursachen, Diagnose, Behandlung, Vorbeugung, Begutachtung* (6. überarbeitete und aktualisierte Auflage. ed.). Stuttgart, Deutschland: Thieme Georg Verlag.
- Kuegler, P., Wurzer, P., Tuca, A., Sendlhofer, G., Lumenta, D. B., Giretzlehner, M., & Kamolz, L.-P. (2015). Goniometer-apps in hand surgery and their applicability in daily clinical practice. *Safety in Health*, 1(1), 1–7. <https://doi.org/10.1186/s40886-015-0003-4>
- Kummer, B. (2005). *Biomechanik. Form und Funktion des Bewegungsapparates*. Köln, Deutschland: Deutscher Ärzte-Verlag.

- Langevin, H. M. (2006). Connective tissue: A body-wide signaling network? *Medical Hypotheses*, 66(6), 1074–1077. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2005.12.032>
- Langevin, H. M., & Sherman, K. J. (2007). Pathophysiological model for chronic low back pain integrating connective tissue and nervous system mechanisms. *Medical Hypotheses*, 68(1), 74–80. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2006.06.033>
- Levin, P. (2019). *Der Schatz der Osteopathie*. Norderstedt, Germany: Books on Demand.
- Levin, S. M., & Martin, D.-C. (2012). Biotensegrity. In *Fascia: The Tensional Network of the Human Body: The Science and Clinical Applications in Manual and Movement Therapy* (Neu ed., pp. 137–142). Amsterdam, The Netherlands: Churchill Livingstone/Elsevier.
- Licciardone, J. C., Minotti, D. E., Gatchel, R. J., Kearns, C. M., & Singh, K. P. (2013). Osteopathic Manual Treatment and Ultrasound Therapy for Chronic Low Back Pain: A Randomized Controlled Trial. *The Annals of Family Medicine*, 11(2), 122–129. <https://doi.org/10.1370/afm.1468>
- Liem, T. (2018). Von A.T. Stills Theorie der osteopathischen Läsion zur somatischen Dysfunktion. *Osteopathische Medizin*, 19(3), 21–26. [https://doi.org/10.1016/s1615-9071\(18\)30083-2](https://doi.org/10.1016/s1615-9071(18)30083-2)
- Lindel, K. (2006). *Muskeldehnung*. New York, United States: Springer Publishing.
- Lohmann, S. (2005). *Eigenschaften biologischer Materialien zur Simulation menschlicher Bewegung (Dissertation)*. Retrieved from <https://kops.uni-konstanz.de/bitstream/handle/123456789/5389/DissSLohmann.pdf?sequence=1>
- Luis Alonso, J., & H. Goldmann, W. (2016). Cellular mechanotransduction. *AIMS Biophysics*, 3(1), 50–62. <https://doi.org/10.3934/biophy.2016.1.50>
- Maas, H., Baan, G. C., & Huijing, P. A. (2001). Intermuscular interaction via myofascial force transmission: effects of tibialis anterior and extensor hallucis longus length on force transmission from rat extensor digitorum longus muscle. *Journal of Biomechanics*, 34(7), 927–940. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(01\)00055-0](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(01)00055-0)
- Magnusson, S. P., Langberg, H., & Kjaer, M. (2010). The pathogenesis of tendinopathy: balancing the response to loading. *Nature Reviews Rheumatology*, 6(5), 262–268. <https://doi.org/10.1038/nrrheum.2010.43>

- Majlesi, J., Togay, H., Ünalán, H., & Toprak, S. (2008). The Sensitivity and Specificity of the Slump and the Straight Leg Raising Tests in Patients with Lumbar Disc Herniation. *JCR: Journal of Clinical Rheumatology*, 14(2), 87–91. <https://doi.org/10.1097/rhu.0b013e31816b2f99>
- Masi, A. T., & Hannon, J. C. (2008). Human resting muscle tone (HRMT): Narrative introduction and modern concepts. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 12(4), 320–332. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.05.007>
- Mason, B. N., Califano, J. P., & Reinhart-King, C. A. (2011). *Engineering Biomaterials for Regenerative Medicine: Novel Technologies for Clinical Applications*. (S. K. Bhatia, Ed.) (2012th ed.). New York, United States: Springer Publishing.
- Mayans, O., Wuerges, J., Canela, S., Gautel, M., & Wilmanns, M. (2001). Structural Evidence for a Possible Role of Reversible Disulphide Bridge Formation in the Elasticity of the Muscle Protein Titin. *Structure*, 9(4), 331–340. [https://doi.org/10.1016/s0969-2126\(01\)00591-3](https://doi.org/10.1016/s0969-2126(01)00591-3)
- Merker, R. (1997). Somatoviszzerale Sensibilität. In C. Hick & A. Hick (Eds.), *Kurzlehrbuch Physiologie* (2nd ed., pp. 329–342). Stuttgart, Deutschland: Gustav Fischer.
- Milanese, S., Gordon, S., Buettner, P., Flavell, C., Ruston, S., Coe, D., ... McCormack, S. (2014). Reliability and concurrent validity of knee angle measurement: Smart phone app versus universal goniometer used by experienced and novice clinicians. *Manual Therapy*, 19(6), 569–574. <https://doi.org/10.1016/j.math.2014.05.009>
- Mörl, F., Siebert, T., & Häufle, D. (2015). Contraction dynamics and function of the muscle-tendon complex depend on the muscle fibre-tendon length ratio: a simulation study. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 15(1), 245–258. <https://doi.org/10.1007/s10237-015-0688-7>
- Mügge, K. (2013). Masterthesis: *Does a manual treatment on the plantar fascia significantly influence the range of motion of the hip flexion verified by a straight leg raise on healthy subjects compared to the control?* Krems, Austria: Wiener Schule der Osteopathie at Danube University Krems.
- Nelinger, G. (1992). *The effect of the female adolescent growth spurt on the straight leg raise (SLR) test* /. University of South Australia. School of Physiotherapy.

Retrieved from https://find.library.unisa.edu.au/primo-explore/fulldisplay?id=9915960304501831&vid=ROR&sortby=rank&lang=en_US

- Neumann, G. (2017). Belastbarkeit und sportliche Leistungsfähigkeit im Alter. *B&G Bewegungstherapie Und Gesundheitssport*, 33(06), 276–281. <https://doi.org/10.1055/s-0043-120623>
- Neumann, G. (2018). Zur Abnahme der Laufgeschwindigkeit im Alterssport. *Triathlon Und Sportwissenschaft*, 27, 30–46. Retrieved from <https://www.iat.uni-leipzig.de/datenbanken/iks/sponet/Record/4048879>
- Neurath, M. F., & Lohse, A. W. (2015). *Checkliste Anamnese und klinische Untersuchung*. Stuttgart, Germany: Georg Thieme Verlag.
- Otsuka, S., Yakura, T., Ohmichi, Y., Ohmichi, M., Naito, M., Nakano, T., & Kawakami, Y. (2018). Site specificity of mechanical and structural properties of human fascia lata and their gender differences: A cadaveric study. *Journal of Biomechanics*, 77, 69–75. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.06.018>
- Otter, S. J., Agalliu, B., Baer, N., Hales, G., Harvey, K., James, K., Wong, D. (2015). The reliability of a smartphone goniometer application compared with a traditional goniometer for measuring first metatarsophalangeal joint dorsiflexion. *Journal of Foot and Ankle Research*, 8(1), 30. <https://doi.org/10.1186/s13047-015-0088-3>
- Pauwels, F. (1973). *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte: Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie (German Edition)* (1st ed.). Berlin, Deutschland: Springer.
- Pelletier, R., Bourbonnais, D., & Higgins, J. (2018). Nociception, pain, neuroplasticity, and the practice of Osteopathic Manipulative Medicine. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 27, 34–44. <https://doi.org/10.1016/j.ijosm.2017.08.001>
- Pickar, J. G. (2002). Neurophysiological effects of spinal manipulation. *The Spine Journal*, 2(5), 357–371. [https://doi.org/10.1016/s1529-9430\(02\)00400-x](https://doi.org/10.1016/s1529-9430(02)00400-x)
- Pischinger, A. (2010). *Das System der Grundregulation: Grundlagen einer ganzheitsbiologischen Medizin; 19 Tabellen*. (H. Heine, Ed.). Stuttgart, Deutschland: Haug.

- PONS GmbH. (2020). Fascia. In *Pons Online* (online ed.). PONS GmbH. Retrieved from <https://de.pons.com/Übersetzung/latein-deutsch/fascia#>
- Popper, K. (2002). *The Logic of Scientific Discovery* [Epub]. Retrieved from <http://public.ebib.com/choice/publicfullrecord.aspx?p=254228>
- Posthumus, M., Schwellnus, M. P., & Collins, M. (2011). The COL5A1 Gene. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *43*(4), 584–589. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3181f34f4d>
- Pourahmadi, M. R., Ebrahimi Takamjani, I., Sarrafzadeh, J., Bahramian, M., Mohseni-Bandpei, M. A., Rajabzadeh, F., & Taghipour, M. (2016). Reliability and concurrent validity of a new iPhone®goniometric application for measuring active wrist range of motion: a cross-sectional study in asymptomatic subjects. *Journal of Anatomy*, *230*(3), 484–495. <https://doi.org/10.1111/joa.12568>
- Pubertät und Adoleszenz - www.neurologen-und-psychiater-im-netz.org. (2010, November 4). Retrieved from <https://www.neurologen-und-psychiater-im-netz.org/kinder-jugend-psychiatrie/warnzeichen/adoleszenz-adoleszenzkrisen/pubertaet-und-adoleszenz/>
- Purslow, P. P. (2010). Muscle fascia and force transmission. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *14*(4), 411–417. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2010.01.005>
- Putz, R., & Simon, U. (2011). Funktionelle Anatomie und Biomechanik. In M. Rudert, C. Perka, P. Kirschner, & L. Claes (Eds.), *AE-Manual der Endoprothetik* (pp. 21–46). Berlin, Deutschland: Springer Verlag.
- Putzer, D., Haselbacher, M., Hörmann, R., Klima, G., & Nogler, M. (2017). The deep layer of the tractus iliotibialis and its relevance when using the direct anterior approach in total hip arthroplasty: a cadaver study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, *137*(12), 1755–1760. <https://doi.org/10.1007/s00402-017-2820-x>
- Rabin, A., Gerszten, P. C., Karausky, P., Bunker, C. H., Potter, D. M., & Welch, W. C. (2007). The Sensitivity of the Seated Straight-Leg Raise Test Compared with the Supine Straight-Leg Raise Test in Patients Presenting With Magnetic Resonance Imaging Evidence of Lumbar Nerve Root Compression. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *88*(7), 840–843. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.04.016>

- Rade, M., Könönen, M., Marttila, J., Shacklock, M., Vanninen, R., Kankaanpää, M., & Airaksinen, O. (2016). In Vivo MRI Measurement of Spinal Cord Displacement in the Thoracolumbar Region of Asymptomatic Subjects with Unilateral and Sham Straight Leg Raise Tests. *PLOS ONE*, *11*(6), e0155927. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0155927>
- Raiteri, B. J., Cresswell, A. G., & Lichtwark, G. A. (2018). Muscle-tendon length and force affect human tibialis anterior central aponeurosis stiffness in vivo. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *115*(14), E3097–E3105. <https://doi.org/10.1073/pnas.1712697115>
- Rebain, R., Baxter, G. D., & McDonough, S. (2002). A Systematic Review of the Passive Straight Leg Raising Test as a Diagnostic Aid for Low Back Pain (1989 to 2000). *Spine*, *27*(17), E388–E395. <https://doi.org/10.1097/00007632-200209010-00025>
- Reeves, N. D., Maganaris, C. N., & Narici, M. V. (2003). Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *The Journal of Physiology*, *548*(3), 971–981. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2002.035576>
- Richards, D. P., Alan Barber, F., & Troop, R. L. (2003). Iliotibial band Z-lengthening. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, *19*(3), 326–329. <https://doi.org/10.1053/jars.2003.50081>
- Runnersworld.de. (n.d.). Retrieved 31 January 2019, from <https://www.runnersworld.de/trainingsplan/10-km-trainingsplaene.278383.htm>
- Scaia, V., Baxter, D., & Cook, C. (2012). The pain provocation-based straight leg raise test for diagnosis of lumbar disc herniation, lumbar radiculopathy, and/or sciatica: A systematic review of clinical utility. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, *25*(4), 215–223. <https://doi.org/10.3233/bmr-2012-0339>
- Schleip, R. (2003a). Fascial plasticity – a new neurobiological explanation: Part 1. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *7*(1), 11–19. [https://doi.org/10.1016/s1360-8592\(02\)00067-0](https://doi.org/10.1016/s1360-8592(02)00067-0)
- Schleip, R. (2003b). Fascial plasticity – a new neurobiological explanation Part 2. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *7*(2), 104–116. [https://doi.org/10.1016/s1360-8592\(02\)00076-1](https://doi.org/10.1016/s1360-8592(02)00076-1)

- Schleip, R. (2003c). Faszien und Nervemnsystem. *Osteopathische Medizin Zeitschrift Für Ganzheitliche Heilverfahren*, 4(1), 20–28. Retrieved from <https://www.fasciaresearch.de/publications/FaszienNS.pdf>
- Schleip, R. (2004). Die Bedeutung der Faszien in der manuellen Therapie. *DO - Deutsche Zeitschrift Für Osteopathie*, 2(01), 10–16. <https://doi.org/10.1055/s-2004-818828>
- Schleip, R. (2014). Die Faszie als Kommunikationsorgan. In R. Schleip, T. W. Findley, L. Chaitow, & P. A. Hijing (Eds.), *Lehrbuch Faszien* (1st ed., pp. 56–80). München, Deutschland: Elsevier.
- Schleip, R., & Baker, A. (2015). *Faszien in Sport und Alltag*. München, Deutschland: riva Verlag.
- Schleip, R., Duerselen, L., Vleeming, A., Naylor, I. L., Lehmann-Horn, F., Zorn, A., ... Klingler, W. (2012). Strain hardening of fascia: Static stretching of dense fibrous connective tissues can induce a temporary stiffness increase accompanied by enhanced matrix hydration. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 16(1), 94–100. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2011.09.003>
- Schleip, R., Findley, T. W., Chaitow, L., & Huijing, P. (2013). *Fascia: The Tensional Network of the Human Body - E-Book* [EPub] (überarbeitet ed.). Retrieved from <https://books.google.nl/books?id=GnfyOh4fDeUC>
- Schleip, R., Hedley, G., & Yucesoy, C. A. (2019). Fascial nomenclature: Update on related consensus process. *Clinical Anatomy*, 32(7), 929–933. <https://doi.org/10.1002/ca.23423>
- 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. *Medical Hypotheses*, 65(2), 273–277. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2005.03.005>
- Sierra-Silvestre, E., Torres Lacomba, M., & de la Villa Polo, P. (2016). Effect of leg dominance, gender and age on sensory responses to structural differentiation of straight leg raise test in asymptomatic subjects: a cross-sectional study. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 25(2), 91–97. <https://doi.org/10.1080/10669817.2016.1200216>

- Smalls, L. K., Randall Wickett, R., & Visscher, M. O. (2006). Effect of dermal thickness, tissue composition, and body site on skin biomechanical properties. *Skin Research and Technology*, 12(1), 43–49. <https://doi.org/10.1111/j.0909-725x.2006.00135.x>
- Smeulders, M. J. C., & Kreulen, M. (2007). Myofascial force transmission and tendon transfer for patients suffering from spastic paresis: A review and some new observations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(6), 644–656. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.02.002>
- Smith, S. A., Massie, J. B., Chesnut, R., & Garfin, S. R. (1993). Straight Leg Raising. *Spine*, 18(8), 992–999. <https://doi.org/10.1097/00007632-199306150-00007>
- Solomonow, M. (2009). Ligaments: A source of musculoskeletal disorders. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 13(2), 136–154. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.02.001>
- Specka, I. (2009). Strukturelle Integration durch Rolfing® und Normal Function. *Osteopathische Medizin*, 10(2), 32–35. <https://doi.org/10.1016/j.ostmed.2008.11.001>
- Standley, P. R., & Meltzer, K. (2008). In vitro modeling of repetitive motion strain and manual medicine treatments: Potential roles for pro- and anti-inflammatory cytokines. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 12(3), 201–203. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.05.006>
- Stark, H., & Schilling, N. (2010). A novel method of studying fascicle architecture in relaxed and contracted muscles. *Journal of Biomechanics*, 43(15), 2897–2903. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.07.031>
- Stecco, A., Gilliar, W., Hill, R., Fullerton, B., & Stecco, C. (2013). The anatomical and functional relation between gluteus maximus and fascia lata. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 17(4), 512–517. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2013.04.004>
- Stecco, C., Porzionato, A., Lancerotto, L., Stecco, A., Macchi, V., Ann Day, J., & De Caro, R. (2008). Histological study of the deep fasciae of the limbs. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 12(3), 225–230. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.04.041>

- Stecco, C., & Schleip, R. (2016). A fascia and the fascial system. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 20(1), 139–140.
<https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2015.11.012>
- Stein, C. (2008). *Untersuchung der Wirksamkeit einer manuellen Behandlungstechnik nach dem Faszi-Distorsions-Modell bei schmerzhaft eingeschränkter Schulterbeweglichkeit. Eine explorativ-prospektive, randomisierte und kontrollierte klinische Studie*. Medizinische Hochschule Hannover. Retrieved from
<https://efdma2.vis-it.net/fdm/wissenschaft/>
- Still, A. T. (1897). *Autobiography of Andrew T. Still: With a History of the Discovery and Development of the Science of Osteopathy* [EPub]. Retrieved from
<https://books.google.de/books?id=0-2zAAAAIAAJ>
- Still, A. T. (1899). *Philosophy of osteopathy*. Retrieved from
<https://alteredstatesinstructions.com/Library/Philosophy%20of%20Osteopathy.pdf>
- Still, A. T. (2005). *Das große Still-Kompendium*. (C. Hartmann, Ed.). Unterwössen, Deutschland: Jolandos.
- Svensson, R. B., Hassenkam, T., Hansen, P., & Peter Magnusson, S. (2010). Viscoelastic behavior of discrete human collagen fibrils. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 3(1), 112–115. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2009.01.005>
- Sweetman, B. J., Anderson, J. A. D., & Dalton, E. R. (1974). The Relationships between little-finger mobility, lumbar mobility, Straight-Leg Raising, and low-back pain. *Rheumatology*, 13(4), 161–166. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/13.4.161>
- Taylor, D. C., Dalton, J. D., Seaber, A. V., & Garrett, W. E. (1990). Viscoelastic properties of muscle-tendon units. *The American Journal of Sports Medicine*, 18(3), 300–309.
<https://doi.org/10.1177/036354659001800314>
- Thalhamer, C. (2018). A fundamental critique of the fascial distortion model and its application in clinical practice. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 22(1), 112–117. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.07.009>
- Tozzi, P. (2012). Selected fascial aspects of osteopathic practice. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 16(4), 503–519.
<https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2012.02.003>

- Tozzi, P. (2015). A unifying neuro-fasciogenic model of somatic dysfunction – Underlying mechanisms and treatment – Part I. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 19(2), 310–326. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2015.01.001>
- Tozzi, P., Bongiorno, D., & Vitturini, C. (2011). Fascial release effects on patients with non-specific cervical or lumbar pain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 15(4), 405–416. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2010.11.003>
- Trautwein, A. X., Kreibitz, U., & Hüttermann, J. (2014). *Physik für Mediziner, Biologen, Pharmazeuten (De Gruyter Studium) (German Edition)* (8., Neu bearbeitete Auflage ed.). Osnabrück, Deutschland: De Gruyter.
- Troup, J. D. G. (1981). Straight-Leg-Raising (SLR) and the Qualifying Tests for Increased Root Tension. *Spine*, 6(5), 526–527. <https://doi.org/10.1097/00007632-198109000-00017>
- Typaldos, S. (1999). *Orthopäthische Medizin* (Die dritte Auflage ed.). Heidelberg, Deutschland: Springer Medizin Verlag.
- Ulfig, N. (2019). Das Bindegewebe [EPub]. In N. Ulfig (Ed.), *Kurzlehrbuch Histologie* (p. 47). <https://doi.org/10.1055/b-006-166358>
- Van den Berg, F. (2014). Lehrbuch Faszien. In R. Schleip, T. W. Findley, L. Chaitow, & P. A. Huijing (Eds.), *Die Physiologie der Faszie. Das Faszienengewebe. Die Extrazelluläre Matrix*. (1st ed., pp. 110–125). Maarsse, Netherlands: Elsevier Gezondheidszorg.
- Van den Berg, F. (2016). Therapeutische Effekte der Mobilisation. In F. Van den Berg (Ed.), *Physiotherapie für alle Körpersysteme: Evidenzbasierte Tests und Therapie* (pp. 27–41). Stuttgart, Germany: Thieme.
- Van der Wal, J. C. (2014). Konnektivität und Kontinuität. In R. Schleip, T. Findley, L. Chaitow, & P. A. Huijing (Eds.), *Lehrbuch Faszien* (pp. 59–60). München, Deutschland: Urban & Fischer.
- Van der Wal, MD, PhD, J. C. (2009). The Architecture of the Connective Tissue in the Musculoskeletal System - An Often Overlooked Functional Parameter as to Proprioception in the Locomotor Apparatus. *International Journal of Therapeutic Massage & Bodywork: Research, Education, & Practice*, 2(4), 9–23. <https://doi.org/10.3822/ijtmb.v2i4.62>

- van Trijffel, E., van de Pol, R. J., Oostendorp, R. A. B., & Lucas, C. (2010). Inter-rater reliability for measurement of passive physiological movements in lower extremity joints is generally low: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*, *56*(4), 223–235. [https://doi.org/10.1016/s1836-9553\(10\)70005-9](https://doi.org/10.1016/s1836-9553(10)70005-9)
- Viidik, A., Danielsen, C. C., & Oxlund, H. (1982). On fundamental and phenomenological models, structure and mechanical properties of collagen, elastin, and glycosaminoglycan complexes. *Biorheology*, *19*(3), 437–451. <https://doi.org/10.3233/bir-1982-19305>
- Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A. L., Stoeckart, R., van Wingerden, J.-P., & Snijders, C. J. (1995). The Posterior Layer of the Thoracolumbar Fascia|Its Function in Load Transfer From Spine to Legs. *Spine*, *20*(7), 753–758. <https://doi.org/10.1097/00007632-199504000-00001>
- Watson, T. (2008). *Electrotherapy*. Maarssen, Netherlands: Elsevier Gezondheidszorg.
- Wellmon, R. H., Gulick, D. T., Paterson, M. L., & Gulick, C. N. (2016). Validity and Reliability of 2 Goniometric Mobile Apps: Device, Application, and Examiner Factors. *Journal of Sport Rehabilitation*, *25*(4), 371–379. <https://doi.org/10.1123/jsr.2015-0041>
- Wiemann, K. (1991). Präzisierung des Lombardschen Paradoxons in der Funktion der ischiocruralen Muskeln beim Sprint. *German Journal of Exercise and Sport Research*, *21*(4), 413–428. <https://doi.org/10.1007/bf03178055>
- Willard, F. H., Vleeming, A., Schuenke, M. D., Danneels, L., & Schleip, R. (2012). The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. *Journal of Anatomy*, *221*(6), 507–536. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2012.01511.x>
- Willis, W. D., & Westlund, K. N. (1997). Neuroanatomy of the Pain System and of the Pathways That Modulate Pain. *Journal of Clinical Neurophysiology*, *14*(1), 2–31. <https://doi.org/10.1097/00004691-199701000-00002>
- Wilson, J. M., & Flanagan, E. P. (2008). The Role of Elastic Energy in Activities with High Force and Power Requirements: A Brief Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *22*(5), 1705–1715. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e31817ae4a7>

- Wolff, J. (2010). *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Amsterdam, Netherlands: Reed Business Education.
- Xin, S. Q., Zhang, Q. Z., & Fan, D. H. (1987). Significance of the straight-leg-raising test in the diagnosis and clinical evaluation of lower lumbar intervertebral-disc protrusion. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 69(4), 517–522.
<https://doi.org/10.2106/00004623-198769040-00007>
- Yahia, L. H., Pigeon, P., & DesRosiers, E. A. (1993). Viscoelastic properties of the human lumbodorsal fascia. *Journal of Biomedical Engineering*, 15(5), 425–429.
[https://doi.org/10.1016/0141-5425\(93\)90081-9](https://doi.org/10.1016/0141-5425(93)90081-9)
- Yucesoy, C. A., & Huijing, P. A. (2007). Substantial effects of epimuscular myofascial force transmission on muscular mechanics have major implications on spastic muscle and remedial surgery. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(6), 664–679. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.02.008>
- Ziemer, M. (2015). Bindegewebkrankheiten. *Histopathologie Der Haut*, 1–33.
https://doi.org/10.1007/978-3-662-44367-5_23-1

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Messvorgang Prä(1) und Post(2) für beide Gruppen (I&II).....	30
Tabelle 2: Die Zusammenfassung der Messergebnisse.....	43
Tabelle 3: t-Test für unabhängige Stichproben.....	48
Tabelle 4:Veränderungen innerhalb der Kontrollgruppe und der Interventionsgruppe.....	49
Tabelle 5: Beschreibung der Ergebnisse.....	50

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Die Sprunggelenk-Orthese zur Fixierung des Sprunggelenkes	34
Abbildung 2: Sonopuls Elektro- und Ultraschallgerät.....	35
Abbildung 3: Flussdiagramm Ablauf des Experimentes	38
Abbildung 4: Die Durchführung der Winkelmessung während eines passiven SLR Tests	40
Abbildung 5: Die Winkelmessung[°] der Hüftflexion im Vergleich mit prä und post Werten	44
Abbildung 6: Der Vergleich der absoluten Winkeldifferenzen zwischen beiden Gruppen .	45
Abbildung 7: Die prozentuale mittlere Winkelveränderung [%] beider Gruppen.....	46
Abbildung 8: Die absolute und relative Verteilung der Extremitätenseite pro Behandlungsgruppe.....	47
Abbildung 9: Veränderungen der Hüftflexion im Vergleich zwischen den vier Straten in der Interventionsgruppe	50

Abkürzungsverzeichnis

CI	engl. <i>confidence interval</i> ein Konfidenzintervall
ECM	Die extrazelluläre Matrix
E-Modul	Der Dehnungsmodul oder Elastizitätsmodul
EZR	extrazellulärer Raum
FDM	Fasziendistorsionsmodell
FL	Fascia lata
FTL	Fascia thoracolumbalis
GAG	Glykosaminoglykan
GM	Musculus gluteus maximus
GT	engl. greater trochanter Trochanter major
H-Brücken	Wasserstoffbrücken
ICC	Die Intraklassenkorrelation
ITB	Tractus iliotibialis Iliotibialband oder Iliotibialtrakt
<i>M</i>	Mittelwert
M.	lat. <i>Musculus</i> Muskel
MIN-MAX	Minimum-Maximum Werte
prae und post	Prae-Messwert und Post-Messwert, ein metrischer Parameter zu zwei Zeitpunkten
ROM	engl. <i>range of motion</i> , engl. Bewegungsumfang
SD	Standardabweichung
SE	Sensitivität
SP	Spezifität
SLR	Straight Leg Raise Test

TFL

Musculus tensor fasciae lata

ANHANG A Studieninformation und Einwilligungserklärung

Studieninformation und Einwilligungserklärung

Master Thesis zur Erlangung des akademischen Grades „Master of Science-M. Sc.“ im Universitätslehrgang
Department für Gesundheitswissenschaften und Biomedizin an der Donau-Universität Krems (DUK)
gemeinsam mit der Wiener Schule für Osteopathie (WSO)

Titel der Studie

Auswirkung einer osteopathischen Behandlung (FDM) des lateralen Oberschenkels auf die Hüftbeweglichkeit.

Diese Studie ist organisiert durch: Ksenija Schulz C.O., ¹cand. MSc Osteopathie/ DO DUK

Sehr geehrte Damen und Herren,

wir laden Sie ein, an unserer Studie teilzunehmen.

Ziel der Studie

Mit unserer experimentellen Studie wollen wir herausfinden, ob eine fasziale osteopathische Technik am äußeren Oberschenkel einen Einfluss auf die Hüftbeweglichkeit hat. Die Erkenntnisse sollen in Zukunft eine bessere Grundlage für die Anwendung spezifischer faszialen Techniken darstellen.

Auswahl der Teilnehmenden

Teilnehmen können gesunde Erwachsene im Alter von 18 Jahre und darüber, welche einen Ausdauersport wie Laufen, Radfahren, Ballsport regelmäßig zweimal oder öfters die Woche in den letzten zwei Jahren betreiben.

Nicht teilnehmen können Personen nach einem akuten Bandscheibenvorfall, mit erhöhter Blutungsneigung, mit peripheren Neuropathien (metabolisch, toxisch, ernährungsbedingt, paraneoplastisch, erbliche Ursache), nach einer Versteifungsoperation (Fusion, Spondylodese) mit Osteosynthese, Implantaten in den Beinen oder im Becke, die Personen nach Operationen mit Narbenbildung am unteren Rücken / Becken und an den unteren Extremitäten nicht früher als drei Monaten nach Operation, nach einer Immobilisation länger als drei Wochen, sowie schwangere Frauen. Um die Wechselwirkungen auszuschließen, sollte keine medizinische (wie Injektionen), physikalische oder osteopathische Behandlung innerhalb der letzten vier Wochen angewandt werden.

Wie sieht die Studie aus?

Wir planen diese Studie mit 64 Personen durchzuführen. Die Zuordnung der Personen in eine der zwei Gruppen erfolgt nach dem Zufallsprinzip. Eine Gruppe wird im Bereich des äußeren Oberschenkels mit spezieller Fasziertechnik behandelt. Die Wirkungen dieser Behandlung werden mit denen verglichen, die in der zweiten Gruppe beobachtet wurden. In der zweiten Gruppe wird der äußere Oberschenkel mittels Ultraschalles behandelt.

Das zu behandelnde Bein wird durch ein Losverfahren direkt vor der Behandlung bestimmt. Dabei wird gewährleistet, dass jede Seite in gleicher Häufigkeit vertreten ist. Es wird die Hüftbeweglichkeit jeder Person durch eine Winkelmessung mittels digitalen Goniometers bewertet.

¹ C.O. = Certified Osteopath

Studieninformation und Einwilligungserklärung

Master Thesis zur Erlangung des akademischen Grades „Master of Science-M. Sc.“ im Universitätslehrgang
Department für Gesundheitswissenschaften und Biomedizin an der Donau-Universität Krems (DUK)
gemeinsam mit der Wiener Schule für Osteopathie (WSO)

Was ist die spezielle Faszietechnik nach Dr. Stephen Typaldos, DO?

Die in diesem Zusammenhang angewandte Triggerband-Technik hat ihren Ursprung in der orthopathischen Medizin - sie ist eine Form der manipulativen Therapie, die auf dem Faszien-Distorsionsmodell (FDM) basiert und in die orthopädische Praxis integriert wurde. Bei der Triggerband-Technik werden verzernte Faszienbänder manuell durch den Daumen des Therapeuten behandelt. Adhäsionen zwischen verschiedenen Gewebeschichten werden gelöst.

Gibt es Risiken und Nebenwirkungen?

Die Behandlung nach dem Faszien-Distorsionsmodell nach Dr. Stephan Typaldos DO wird mit Druck durch den Daumen ausgeführt. Einigen Personen empfinden es oft als unangenehm und schmerzhaft. Hierbei kann es zu Rötungen der Haut und blauen Flecken kommen.

Gesundheitsnutzen für die Studienteilnehmer

Runners knee (Läuferknie) oder das Iliotibialbandsyndrom ist die häufigste Ursache für Schmerzen an der Außenseite des Knies bei den AusdauersportlerInnen. Es ist bekannt, dass die LangdistanzläuferInnen und FahrradfahrerInnen eine verminderte Flexibilität des Iliotibialbandes haben (Ellis u.a., 2007; Foch u.a., 2015; Posthumus u.a., 2011; Saunders u.a., 2004). Die Muskelhypertrophie kann den Bewegungsumfang eines Gelenks reduzieren und dies könnte auch zu der verringerten Flexibilität bei AusdauerläuferInnen beitragen (Gleim u.a., 1990; Wilson & Flanagan, 2008). Zu den Trainingsfaktoren im Zusammenhang mit Reizung des Iliotibialbandes umfassen übermäßiges Laufen in einer Richtung auf einer Strecke, mehr als normale wöchentliche Laufleistung und Abfahrten (Fredericson & Wolf, 2005; „<https://www.runnersworld.de/trainingsplan/10-km-trainingsplaene.278383.htm>“, 2019).

In dieser Studie wird untersucht, ob es experimentell weiteren Hinweise zu moderner Forschung der Faszien gefunden werden, welche Integrität und Kontinuität des Fasziengewebes durch Zug-, Last- und Kraftübertragung erklären können. Es wird vermutet, dass eine fasziale Behandlung des lateralen Oberschenkels durch Kraftübertragung aufgrund der Faszienkontinuität einen Einfluss auf die Hüftbeweglichkeit hat. Wenn dieser Transfer besteht, könnten die verletzten Strukturen bei bestehenden Kontraindikationen der direkten Behandlung oder/und in der akuten Phase indirekt behandelt werden. Die folgende klinische Untersuchung könnte mehr Erklärungen zu der Entstehung der chronischen Syndrome geben. Die Forschungen in der Neurobiologie erklären das Nervensystem als kybernetisches System, in welchem durch Stimulation der Nozi- und Propriozeptoren der Haut zu Ausschüttung der Neuropeptide und somit zu Hemmung der Nozizeptoren, welche wahrscheinlich als Auslöser für chronische Schmerzen waren, führt (Kovacs u.a., 1997).

Typaldos (1999) fand viele Hinweise in der anatomischen Forschung zu Faszienkontinuität und vermutete daran die Wirksamkeit seiner Therapie, es fehlen jedoch noch die evidenten empirischen Beweise dafür. Es besteht ein wissenschaftlicher Bedarf nach Überprüfung effektiver und valider Therapiemethoden, wegen der unsicheren Situation bezüglich der klinischen Wirksamkeit und Wirtschaftlichkeit der konservativen Therapien.

Studieninformation und Einwilligungserklärung

Master Thesis zur Erlangung des akademischen Grades „Master of Science-M. Sc.“ im Universitätslehrgang
Department für Gesundheitswissenschaften und Biomedizin an der Donau-Universität Krems (DUK)
gemeinsam mit der Wiener Schule für Osteopathie (WSO)

Ablauf der Studie

Die Studie dauert für den einzelnen Teilnehmenden etwa eine halbe Stunde.

Zuerst werden Ein- und Ausschlusskriterien abgeklärt. Wenn Sie sich für eine Teilnahme entscheiden, unterschreiben Sie zusammen mit dem Leiter der Studie bzw. Studienteam eine Einverständniserklärung, durch die Sie sich zu einer Teilnahme und den damit verbundenen Messungen und Behandlungen bereiterklären.

Jeder Teilnehmer bekommt eine Identifikationsnummer und einen Briefumschlag mit den Informationen zur Gruppenzuordnung. Nach der ersten Beweglichkeitsmessung der Hüfte, werden die Probanden anhand der Zuteilung mit einer der zwei Methoden behandelt. Zum Schluss findet die zweite Beweglichkeitsmessung der Hüfte statt.

Datensicherheit

Zunächst werden Ihre Daten gesammelt und in einer Liste aufgezeichnet. Einige Daten werden auch zur Identifizierung in der Computerverarbeitung benötigt. Alle in der Studie gesammelten Daten werden vertraulich behandelt. Nur die dafür vorgesehene Personen geben die Daten in die Datenbank ein

Die im Rahmen der Studie erhobenen Messdaten werden von uns anonymisiert und entsprechend den Richtlinien des Datenschutzgesetzes vertraulich behandelt und nur für die Zwecke der wissenschaftlichen Forschung verwendet. Auf die Daten kann auch in Publikationen über Behandlungstechniken oder die Testmethode verwiesen werden. Ihr Name wird jedoch in keinem Testbericht oder in einer Publikation erwähnt.

Möglichkeit zur Diskussion

Sollten Sie weitere Fragen zu dieser Experimentalstudie haben, können Sie sich jederzeit an Ihren TherapeutInnen wenden. Dies gilt auch für Fragen zu den Rechten jeder Person im Rahmen dieser Studie.

Studieninformation und Einwilligungserklärung

Master Thesis zur Erlangung des akademischen Grades „Master of Science-M. Sc.“ im Universitätslehrgang
Department für Gesundheitswissenschaften und Biomedizin an der Donau-Universität Krems (DUK)
gemeinsam mit der Wiener Schule für Osteopathie (WSO)

Einwilligungserklärung

Schriftliche Einwilligungserklärung zur Teilnahme an einem Studienprojekt

Bitte lesen Sie dieses Formular sorgfältig durch.

Bitte fragen Sie, wenn Sie etwas nicht verstehen oder wissen möchten. Für die Teilnahme ist Ihre schriftliche Einwilligung notwendig.

Titel der Studie	Auswirkung einer osteopathischen Behandlung (FDM) des lateralen Oberschenkels auf die Hüftbeweglichkeit
Verantwortliche Institution	Xenia Schulz Praxis für Naturheilkunde und Osteopathie
Ort der Durchführung	Osteopathie bei Johnson Controls Am Leineufer 51 30419 Hannover Tel.01739904549
StudienleiterIN	Xenia Schulz
TeilnehmerIN der Studie	
Name, Vorname	
Geburtsdatum	
Geschlecht	<input type="checkbox"/> weiblich <input type="checkbox"/> männlich

- Ich wurde von der unterzeichnenden Prüfperson mündlich und schriftlich über den Zweck, den Ablauf der Studie und über mögliche Vor- und Nachteile sowie über eventuelle Risiken informiert.
- Ich nehme an dieser Studie freiwillig teil und akzeptiere den Inhalt der abgegebenen schriftlichen Information. Ich hatte genügend Zeit, meine Entscheidung zu treffen.

Studieninformation und Einwilligungserklärung

Master Thesis zur Erlangung des akademischen Grades „Master of Science-M. Sc.“ im Universitätslehrgang
Department für Gesundheitswissenschaften und Biomedizin an der Donau-Universität Krems (DUK)
gemeinsam mit der Wiener Schule für Osteopathie (WSO)

Meine Fragen im Zusammenhang mit der Teilnahme an dieser Studie sind mir beantwortet worden. Ich behalte die schriftliche Information und erhalte eine Kopie meiner schriftlichen Einwilligungserklärung.

Ich bin einverstanden, dass die zuständigen Fachleute der zuständigen Ethikkommission und der Donau Universität Krems zu Prüf- und Kontrollzwecken in meine

unverschlüsselten Daten Einsicht nehmen dürfen, jedoch unter strikter Einhaltung der Vertraulichkeit.

Bei Studienergebnissen, die direkt meine Gesundheit betreffen, werde ich informiert. Wenn ich das nicht wünsche, informiere ich meine Prüfperson.

Ich weiss, dass meine gesundheitsbezogenen und persönlichen Daten nur in verschlüsselter Form zu Forschungszwecken für diese Studie weitergegeben werden können auch ins Ausland.

Ich kann jederzeit und ohne Angabe von Gründen von der Studienteilnahme zurücktreten.

Die Haftpflichtversicherung der Prüfperson kommt für allfällige Schäden auf.

Ich bin mir bewusst, dass die in der Studieninformation genannten Pflichten einzuhalten sind. Im Interesse meiner Gesundheit kann mich die Prüfperson jederzeit von der Studie ausschließen.

Ort, Datum

Unterschrift Teilnehmer/ Teilnehmerin

Bestätigung der Prüfperson: Hiermit bestätige ich, dass ich dieser Teilnehmerin/ diesem Teilnehmer Wesen, Bedeutung und Tragweite der Studie erläutert habe. Ich versichere, alle im Zusammenhang mit dieser Studie stehenden Verpflichtungen gemäß dem geltenden Recht zu erfüllen. Sollte ich zu irgendeinem Zeitpunkt während der Durchführung der Studie von Aspekten erfahren, welche die Bereitschaft der Teilnehmerin/ des Teilnehmers zur Teilnahme an der Studie beeinflussen könnten, werde ich sie/ ihn umgehend darüber informieren.

Ort, Datum

Name und Vorname Prüfperson in Druckbuchstaben

Unterschrift der Prüfperson

KlinV v5.3, 06.11.2018

Seite 5/5

Screening

Auswirkung einer osteopathischen Behandlung (FDM) des lateralen Oberschenkels auf die Hüftbeweglichkeit.

Master Thesis zur Erlangung des akademischen Grades „Master of Science-M. Sc.“ im Universitätslehrgang
Department für Gesundheitswissenschaften und Biomedizin an der Donau-Universität Krems
gemeinsam mit der Wiener Schule für Osteopathie (WSO)

Einschlusskriterien

- Gesunde Erwachsene im Alter von 18 Jahre und darüber, welche den Ausdauersport wie Laufen, Radfahren, Ballsport regelmäßig 2 bis 3 Mal die Woche in den letzten 2 Jahren häufiger als zweimal wöchentlich betreiben

ja nein

Ausschlusskriterien

- Die Personen nach einem akuten Bandscheibenvorfall.

ja nein

- Die Personen nach einer Versteifungsoperation (Fusion, Spondylodese) mit Osteosynthese-Implantaten in den Beinen oder im Becken.

ja nein

- Die Personen mit Operationen mit Narbenbildung am unteren Rücken / Becken und an den unteren Extremitäten nicht früher als 3 Monaten nach Operation.

ja nein

- Die Personen nach einer Immobilisation länger als 3 Wochen

ja nein

- Keine medizinische (wie Injektionen), physikalische oder osteopathische Behandlung innerhalb der letzten 4 Wochen und während der Studiendauer, um die Wechselwirkungen auszuschließen.

ja nein

- liegt die Schwangerschaft vor?

ja nein

- Blutungsneigung

ja nein

- periphere Neuropathien (metabolisch, toxisch, ernährungsbedingt, paraneoplastisch, erbliche Ursache)

ja nein

Studienleiter: Ksenija Schulz
Praxis für Naturheilkunde bei Johnson Controls
AmLeineufer 51
30171 Hannover
Tel.01739904549

Behandlungsprotokoll Experimentgruppe

Master Thesis zur Erlangung des akademischen Grades „Master of Science-M. Sc.“ im Universitätslehrgang
Department für Gesundheitswissenschaften und Biomedizin an der Donau-Universität Krems (DUK)
gemeinsam mit der Wiener Schule für Osteopathie (WSO)

Allgemeine Information

Die Faszie wird aus dem Lateinischen als Bündel übertragen. Da jede Struktur im Körper, angefangen von der Zelle, eine fasziale Umhüllung besitzt, bilden alle Strukturen über die Kontaktflächen eine ununterbrochen kontinuierliche Fortsetzung vom Kopf bis zum Fuß. Als Vermittler zwischen einem Muskel und einem Knochen, verleihen die Faszien die Stabilität und Mobilität dem Körper. Über die Fasziennetze werden die Spannungen durch einwirkende Kräfte überall im Körper verteilt. Die Faszie enthält die Zellen, welche unabhängig von den Muskelzellen, sich zusammenziehen können und durch vegetatives Nervensystem gesteuert werden. Zum Beispiel beim körperlichen Stress reagiert die Faszie mit Erhöhung der Spannung.

Moderne Forschung kam zum Ergebnis, dass die Faszie sehr stark sensibel innerviert ist. Jede Störung der Fasziennetze kann als Schmerz wahrgenommen werden. Die Faszie enthält die Mechanorezeptoren, welche die Wahrnehmung des Körpers im Raum und die Stellung der Körperteile zueinander ermöglichen. Die Unterbrechung der Fasziennetze kann als Störungen der Koordination wahrgenommen werden.

Fasziendistorsionsmodell FDM ist eine neue und effektive Methode zur Schmerzbehandlung am Bewegungsapparat, entwickelt von dem amerikanischen Arzt für Notfallmedizin und für Osteopathie Stephen Typaldos. Er entdeckte sechs verschiedene Distorsionen der Faszien. Diagnose erfolgt durch Anamnese und entsprechende Körpersprache der PatientInnen.

Bei einem Triggerband ist es aufgrund einer Fehlbelastung zu einer Verdrehung, Aufspaltung oder Kalzifizierung der Faszie gekommen. Die PatientInnen beschreiben einen ziehenden Schmerz und zeigen mit mehreren Fingern entlang einer Linie. Behandelt wird diese Distorsion mittels starken Druckes mit dem Daumen auf die betroffene Struktur, um diese zu entdrehen, zu schließen oder zu entkalzifizieren.

Therapie

Das laterale Oberschenkel-Triggerband wird von Typaldos als das längste Triggerband beschrieben. Es beginnt am Steißbein, macht einen Bogen über das Kreuzbein entlang des Beckenkamms nach außen in Richtung des großen Rollhügels am Oberschenkel seitlich abwärts bis zum Knie. Behandlung des lateralen Oberschenkel-Triggerbandes erfolgt im Stehen. Während der Therapie wird mit dem Daumen vom Knie aufwärts entlang des Verlaufs gefahren.

Behandlungsprotokoll Experimentgruppe

Master Thesis zur Erlangung des akademischen Grades „Master of Science-M. Sc.“ im Universitätslehrgang
Department für Gesundheitswissenschaften und Biomedizin an der Donau-Universität Krems (DUK)
gemeinsam mit der Wiener Schule für Osteopathie (WSO)

Positionierung bei der Messung:

Die Testperson liegt auf dem Rücken, das Becken und das kontralaterale Bein oberhalb des Kniegelenks werden mit Gurt befestigt.

Das Kissen liegt unter dem Kopf, um Neigung 20-30° zu erlangen.

Messung 1. Anleitung für SLR Test:

Das Knie wird in endgradiger Extension mit der Orthese und der Fuß in 90 ° Dorsalflexion mit der Schiene fixiert. Das Bein wird passiv langsam (5° pro Sekunde) in Richtung Hüftflexion bewegt, bis der Widerstand unüberwindbar ist und die Testperson stopp sagt. Den Winkel wird mit dem digitalen Goniometer des Smartphones gemessen und die Daten notiert.

Pause:

Es wird eine Pause für 10 Minuten angehalten.

Therapie:

Die beiden Orthesen und die Gurte werden abgenommen, danach wird die Kontroll-Therapie durchgeführt, indem Iliotibialband nach FDM Konzept behandelt wird.

Die Testperson steht mit den Ellenbogen auf die Liege gestützt. Während der Behandlung wird mit dem Daumen entlang des Tractus iliotibialis geführt.

Messung 2.

Danach erfolgt die Messung des Bewegungsumfangs der Hüfte nach der Anleitung für SLR Test.

Dauer

Der Vorgang wird 20-25 Minuten dauern

Diese Studie ist organisiert durch: Ksenija Schulz C.O., cand. MSc Osteopathie/ DO DUK

Behandlungsprotokoll Kontrollgruppe

Master Thesis zur Erlangung des akademischen Grades „Master of Science-M. Sc.“ im Universitätslehrgang
Department für Gesundheitswissenschaften und Biomedizin an der Donau-Universität Krems (DUK)
gemeinsam mit der Wiener Schule für Osteopathie (WSO)

Allgemeine Information

Abhängig von der Intensität des Ultraschalles kommt es im Gewebe durch den Schalldruck zur Dehnung und Kompression des Gewebes, was der Wirkung einer Mikromassage entspricht. Durch die Schallresorption im Gewebe entsteht eine thermische Wirkung, die an den Knochen stärker ausgeprägt ist als in der Haut. Der thermische Effekt tritt nach 5 Minuten auf, wenn die Temperatur im Gewebe 40-45 ° erreicht wird (Prentice, 1994; Wenk u.a., 2004). Dadurch kommt es zu erhöhtem Blutfluss, einer Verringerung der Muskelkrämpfe, einer erhöhten Dehnbarkeit der Kollagenfasern und einer entzündungshemmenden Reaktion. Die Reduktion der Gewebsspannung stimuliert die afferenten Nervenfasern, welche Schmerz Wahrnehmung dämpfen können.

Die Ultraschalltherapie wird üblicherweise bei der Behandlung der meisten Weichteilbeschwerden wie Sehnen-, Bänder- und Bänderverletzungen eingesetzt.

Therapeutischer Ultraschall hat einen Frequenzbereich von 0,75–3 MHz. Bei niedrigen Frequenzen ist die Eindringtiefe größer, die Fokussierung jedoch schwächer ausgeprägt. Ultraschall mit einer Frequenz von 1 MHz wird hauptsächlich von Geweben in einer Tiefe von 3 bis 5 cm absorbiert (Draper u.a., 1998) und wird daher bei tieferen Verletzungen und bei Patienten mit mehr subkutanem Fett empfohlen. Bei oberflächlichen Läsionen in Tiefen von 1-2 cm wird eine Frequenz von 3 MHz angewandt.

Die Dosierung des Ultraschalles erfolgt durch die Variierung der Intensität (die Rate pro Fläche in Watt/cm²) und Wellenamplitude. Um therapeutischen Anpassungseffekt zu vermeiden, wechselt man zwischen der gepulsten und kontinuierlichen Form der Wellen. Die kontinuierliche Schalung führt zum Erwärmungseffekt im weichen Gewebe, Impulsschall wird bei lokaler Beschallung der Knochen angewandt.

Intervention	Kontrollgruppe
Therapie	Ultraschall
Frequenz	1 MHz
Intensität	1.0 W/cm ²
Schallwellentyp	Kontinuierlich
Dauer in Minuten	5
Anzahl Behandlungen	1

Information mit Anlehnung an die Studie von Srbely und Dickey (2007) erstellt.

Diese Studie ist organisiert durch: Ksenija Schulz C.O., cand. MSc Osteopathie/ DO DUK

Behandlungsprotokoll Kontrollgruppe

Master Thesis zur Erlangung des akademischen Grades „Master of Science-M. Sc.“ im Universitätslehrgang
Department für Gesundheitswissenschaften und Biomedizin an der Donau-Universität Krems (DUK)
gemeinsam mit der Wiener Schule für Osteopathie (WSO)

Positionierung bei der Messung:

Die Testperson liegt auf dem Rücken, das Becken und das kontralaterale Bein oberhalb des Kniegelenks werden mit Gurt befestigt.

Das Kissen liegt unter dem Kopf, um Neigung 20-30° zu erlangen.

Messung 1. Anleitung für SLR Test:

Das Knie wird in endgradiger Extension mit der Orthese und der Fuß in 90 ° Dorsalflexion mit der Schiene fixiert. Das Bein wird passiv langsam (5° pro Sekunde) in Richtung Hüftflexion bewegt, bis der Widerstand unüberwindbar ist und die Testperson stopp sagt. Den Winkel wird mit dem digitalen Goniometer des Smartphones gemessen und die Daten notiert.

Pause:

Es wird eine Pause für 10 Minuten angehalten.

Kontroll-Therapie:

Die beiden Orthesen und die Gurte werden abgenommen, danach wird die Kontroll-Therapie durchgeführt, indem Iliotibialband mit Ultraschallkopf behandelt wird.

Die Testperson liegt auf der kontralateralen Seite. Der Ultraschallkopf wird unter Verwendung eines Gleitgels entlang des Tractus iliotibialis geführt.

Messung 2.

Danach erfolgt die Messung des Bewegungsumfangs der Hüfte nach der Anleitung für SLR Test.

Dauer

Der Vorgang wird 20-25 Minuten dauern.

Diese Studie ist organisiert durch: Ksenija Schulz C.O., cand. MSc Osteopathie/ DO DUK

ANHANG B Muster Datenerhebungsblätter



3. Randomisierungsliste (Dummy)

Stratum	ID	Behandlung	Stratum	ID	Behandlung
1	101	Kontrolle/ Intervention	3	301	Kontrolle/ Intervention
1	102	Kontrolle/ Intervention	3	302	Kontrolle/ Intervention
1	103	Kontrolle/ Intervention	3	303	Kontrolle/ Intervention
1	104	Kontrolle/ Intervention	3	304	Kontrolle/ Intervention
1	105	Kontrolle/ Intervention	3	305	Kontrolle/ Intervention
1	106	Kontrolle/ Intervention	3	306	Kontrolle/ Intervention
1	107	Kontrolle/ Intervention	3	307	Kontrolle/ Intervention
1	108	Kontrolle/ Intervention	3	308	Kontrolle/ Intervention
1	109	Kontrolle/ Intervention	3	309	Kontrolle/ Intervention
1	110	Kontrolle/ Intervention	3	310	Kontrolle/ Intervention
1	111	Kontrolle/ Intervention	3	311	Kontrolle/ Intervention
1	112	Kontrolle/ Intervention	3	312	Kontrolle/ Intervention
1	113	Kontrolle/ Intervention	3	313	Kontrolle/ Intervention
1	114	Kontrolle/ Intervention	3	314	Kontrolle/ Intervention
1	115	Kontrolle/ Intervention	3	315	Kontrolle/ Intervention
1	116	Kontrolle/ Intervention	3	316	Kontrolle/ Intervention
2	201	Kontrolle/ Intervention	4	401	Kontrolle/ Intervention
2	202	Kontrolle/ Intervention	4	402	Kontrolle/ Intervention
2	203	Kontrolle/ Intervention	4	403	Kontrolle/ Intervention
2	204	Kontrolle/ Intervention	4	404	Kontrolle/ Intervention
2	205	Kontrolle/ Intervention	4	405	Kontrolle/ Intervention
2	206	Kontrolle/ Intervention	4	406	Kontrolle/ Intervention
2	207	Kontrolle/ Intervention	4	407	Kontrolle/ Intervention
2	208	Kontrolle/ Intervention	4	408	Kontrolle/ Intervention
2	209	Kontrolle/ Intervention	4	409	Kontrolle/ Intervention
2	210	Kontrolle/ Intervention	4	410	Kontrolle/ Intervention
2	211	Kontrolle/ Intervention	4	411	Kontrolle/ Intervention
2	212	Kontrolle/ Intervention	4	412	Kontrolle/ Intervention
2	213	Kontrolle/ Intervention	4	413	Kontrolle/ Intervention
2	214	Kontrolle/ Intervention	4	414	Kontrolle/ Intervention
2	215	Kontrolle/ Intervention	4	415	Kontrolle/ Intervention
2	216	Kontrolle/ Intervention	4	416	Kontrolle/ Intervention

4. Randomisierungsliste

Stratum	ID	Behandlung	Stratum	ID	Behandlung
1	101	Kontrolle	3	301	Kontrolle
1	102	Kontrolle	3	302	Kontrolle
1	103	Intervention	3	303	Intervention
1	104	Intervention	3	304	Intervention
1	105	Intervention	3	305	Intervention
1	106	Kontrolle	3	306	Kontrolle
1	107	Kontrolle	3	307	Intervention
1	108	Intervention	3	308	Kontrolle
1	109	Kontrolle	3	309	Kontrolle
1	110	Intervention	3	310	Intervention
1	111	Kontrolle	3	311	Intervention
1	112	Intervention	3	312	Kontrolle
1	113	Kontrolle	3	313	Intervention
1	114	Kontrolle	3	314	Kontrolle
1	115	Intervention	3	315	Kontrolle
1	116	Intervention	3	316	Intervention
2	201	Intervention	4	401	Intervention
2	202	Kontrolle	4	402	Intervention
2	203	Intervention	4	403	Kontrolle
2	204	Kontrolle	4	404	Kontrolle
2	205	Kontrolle	4	405	Intervention
2	206	Intervention	4	406	Kontrolle
2	207	Intervention	4	407	Intervention
2	208	Kontrolle	4	408	Kontrolle
2	209	Kontrolle	4	409	Intervention
2	210	Intervention	4	410	Kontrolle
2	211	Kontrolle	4	411	Intervention
2	212	Intervention	4	412	Kontrolle
2	213	Intervention	4	413	Kontrolle
2	214	Kontrolle	4	414	Intervention
2	215	Kontrolle	4	415	Kontrolle
2	216	Intervention	4	416	Intervention

ANHANG C Rohdaten

ID	Treatment	li/re	1.1.	1.2.	1.3.	2.1.	2.2.	2.3.
101	Kontrolle	re	76	79	81	84	84	87
102	Kontrolle	li	77	79	77	74	72	72
103	Intervention	re	65	68	65	61	69	60
104	Intervention	li	95	98	97	83	94	90
105	Intervention	re	115	110	116	110	11	113
106	Kontrolle	li	63	60	61	62	63	63
107	Kontrolle	re	83	86	82	89	90	93
108	Intervention	re	105	106	99	92	100	89
109	Kontrolle	li	60	61	62	61	63	63
110	Intervention	re	76	79	80	78	79	83
111	Kontrolle	li	74	75	77	70	74	73
112	Intervention	li	62	61	61	72	73	72
113	Kontrolle	li	93	91	91	110	108	111
114	Kontrolle	re	70	72	73	75	77	74
115	Intervention	li	79	77	79	77	78	82
116	Intervention	re	90	86	87	94	91	92
201	Intervention	li	57	57	58	58	59	60
202	Kontrolle	li	68	63	64	60	61	68
203	Intervention	li	85	83	87	78	80	82
203	Intervention	li	70	70	71	71	75	73
204	Kontrolle	li	80	73	72	73	70	72
205	Kontrolle	li	84	87	91	81	82	85
206	Intervention	re	117	117	114	119	117	119
207	Intervention	li	76	75	72	74	75	76
208	Kontrolle	li	102	102	102	106	104	107
209	Kontrolle	li	65	69	64	65	65	67
210	Intervention	re	73	74	75	75	76	75
211	Kontrolle	li	82	75	78	71	69	69
211	Kontrolle	re	81	80	81	81	78	77
212	Intervention	li	73	75	73	94	93	92
213	Intervention	li	74	76	77	79	75	76
214	Kontrolle	li	79	79	83	85	87	83
215	Kontrolle	re	91	95	94	99	103	101
216	Intervention	li	97	92	94	104	103	104
301	Kontrolle	re	52	52	53	53	54	53
302	Kontrolle	li	69	65	63	64	67	62
303	Intervention	li	120	120	116	127	130	131
304	Intervention	li	84	85	87	84	86	86
305	Intervention	re	56	60	60	52	54	54
306	Kontrolle	li	55	62	63	61	61	68
308	Kontrolle	re	72	74	75	78	83	85
309	Kontrolle	li	78	73	73	68	66	73
310	Intervention	re	52	58	58	59	58	60
311	Intervention	re	69	73	71	67	71	75
312	Kontrolle	li	61	61	61	76	77	71
313	Intervention	li	44	39	37	40	41	41
314	Kontrolle	li	33	34	37	34	35	36
315	Kontrolle	li	40	43	43	47	47	46
316	Intervention	li	57	59	58	52	57	62
401	Intervention	re	80	82	83	102	105	105
402	Intervention	re	72	72	71	82	81	84
403	Kontrolle	li	49	45	43	45	43	45
404	Kontrolle	re	74	72	72	77	76	74
405	Intervention	re	92	90	84	73	76	80
406	Kontrolle	li	82	90	90	89	86	85
407	Intervention	li	64	63	63	56	57	62
408	Kontrolle	li	101	107	101	103	110	101
409	Intervention	li	101	102	100	67	73	82
410	Kontrolle	re	73	72	66	65	64	66
411	Intervention	li	105	108	104	111	105	108
412	Kontrolle	li	79	74	71	63	63	64
413	Kontrolle	li	87	88	87	95	97	96
414	Intervention	re	84	85	86	84	87	90
415	Kontrolle	re	61	58	63	56	57	57
416	Intervention	re	95	98	94	95	96	91

ANHANG short english version

Effect of a treatment of the lateral trigger band of the thigh according to the principles of the fascia distortion model by Dr. Stephen Typaldos on hip mobility

Name of the author:

Ksenija Schulz

Name of supervisor:

Katharina Wimmer, MSc

Name of statisticians:

Dipl.-Math. Ulrike von Hehn

Dipl.-Ing. Daniel Mattern

Name of involved institutions:

Vienna School of Osteopathy, Vienna, Austria

Correspondence Address

Name: Ksenija Schulz

Address: Frenzelkamp 23, 30659 Hannover, Germany

E-Mail address: osteopathie-xenia-schulz@t-online.de

Phone number: 004917667214849

Curriculum Vitae

Ksenija Schulz currently takes part in the university course of Osteopathy MSc at Danube University Krems in collaboration with Vienna School of Osteopathy. In 2014 she obtained a certificate in Osteopathy after a five-year education at the Littlejohn College of Osteopathy in Hannover. She is self-employed and has two private offices as a naturopath in the Canadian company Clarios and in her naturopathic practice in Hannover, Germany.

Abstract

Objectives The aim of this research was to investigate the prevalence of a load pattern on the myofascial power transmission over the entire length of the fascial lata with its reinforcement as iliotibial tract up to the hip and pelvic region based on the osteopathic medicine via the tissue continuum. This study explained whether treatment of the iliotibial tract according to the fascia distortion model leads to a change in hip flexion.

Study design interventional, prospective, single-blind, randomized controlled trial

Materials and Methods The study included 64 healthy test subjects who had practiced endurance sports such as running, cycling, ball sports regularly twice or more often a week in the past two years. These were divided into two groups at random. One group was treated according to the fascia distortion model on the Iliotibial tract, the control group received a sham treatment with ultrasound. Hip flexion was measured using the Straight Leg Raise Test (SLR).

Results A significant group difference regarding the angle measurements before or after treatment could not be shown (t-test for independent samples, $p = 0.060$ and $p = 0.150$).

Discussion The present study shows that the original hypothesis regarding the effect of fascial treatment according to fascia distortion model on the parameter mobility cannot be confirmed. The statistical analysis shows that there is no significant difference between the groups in both measurements. Sufficient scientific evidence for the change in hip mobility could not be found with this study. The specific appearance that would justify the treatment was not found in any of the subjects. That is why this statement cannot be generalized.

Keywords Fascialresearch, fascia distortion model, FDM, osteopathy, SLR

1. INTRODUCTION

In this study, it was examined whether there are further indications for experimental modern research *in vivo* of the fascia, which can explain the integrity and continuity of the fascia tissue through tension, load and force transmission. The reactions of the fascia to FDM therapy in subjects with painfully restricted joint mobility showed significant changes in mobility in some studies (1,2). Some clinical studies showed major flaws in terms of their internal and external validity (3) or no significant changes (4). The main topic of this study is to find out clinically and experimentally how a technique based on the FDM concept affects the neighboring regions of the body. The tension is transferred from the pelvis to the leg via the continuous connection between the Musculus gluteus maximus and the fascia lata (5, 6). The lateral reinforcement ITB of the leg fascia acts as a tension band. These findings are essential for understanding the angles at which the muscle fibers run to other structures. The study by Franklyn-Miller et al. (7) showed the clinically relevant relationship between tension transmission in the fasciae of the lower extremities in SLR. The aim of this research is to investigate the predominance of a movement pattern after the manual stimulation of the ITB during myofascial tension transmission over the lateral thigh to the hip and pelvic region. This is measured by performing motion control using joint angle measurement while the SLR is ongoing.

2. MATERIAL AND METHODS

2.1 Design of this study

This study is a randomized, controlled, interventional clinical trial.

64 study participants were included in the present study: 16 female subjects up to 40 years and 16 over 40 years, as well as 16 male subjects up to and 16 over 40 years. In order to rule out a distortion of the results due to different age and gender distributions, randomization was stratified according to these variables. The studies on physiological changes in the tissue in the superficial layer (8) showed significant differences in the thickness of the fascia depending on age (9) and gender (10).

In this two-arm parallel group design, the participants in these four strategies were assigned one of the two treatment groups (intervention or control) via a block randomization. Control treatment was ethically justifiable because no standard therapy was available. This assignment was recorded in a randomization list. The randomization was carried out in blocks to ensure an equal distribution of treatments per stratum. An external implementation of the randomization ensured that no conclusions could be drawn about the subsequent treatment, since the block length of the therapist was also unknown. The allocation took place via sealed envelopes, so that only after successful inclusion of a participant was the envelope extracted from which treatment the participant was given; only the identification number was visible from the outside. The information on the identity of a test person was replaced by an identification number. Whether the right or left side was treated could then be determined by a simple lottery procedure.

This was a simply blinded study because the participants did not know whether the osteopathic or the sham treatment was carried out.

The acquisition of the test subjects took place in a separate practice with a branch in a Johnson Controls company with a health center attached to the clinic, where the patients and athletes are closely looked after and regularly examined. The survey period took place from November 6, 2018 to August 17, 2019. Before the inclusion of test subjects in the study, screening was carried out. In a personal interview, it was checked whether all the inclusion criteria specified in the protocol were met and none of the exclusion criteria existed.

To participate in this study, the healthy adults aged 18 years and over with muscular-tendon apparatus of the lower extremities preloaded by endurance sports were required in order to emphasize the population of athletes with risks caused by friction of the ITB and by constant

overload, which leads to irritation of the periosteum or bursa. Nevertheless, these were almost exclusively symptom-free. All participants provided written informed consent.

Subjects cannot participate after an acute herniated disc, with increased bleeding tendency, with peripheral neuropathies due to a metabolic, toxic, nutritional, paraneoplastic or other significant cause, after a stiffening operation such as fusion or spondylodesis with osteosynthesis. People with implants in the legs or pelvis and after surgery with scarring on the lower back, pelvis and lower extremities. The latter may not participate earlier than three months after the operation. Finally, people who have been immobilized for more than three weeks and pregnant women are excluded from the study. To rule out the interactions, no medical treatment, such as injections, or any physical or osteopathic treatment should have been used within the past four weeks.

The exact treatment strategy was determined in the study planning. In order to prevent incidents and to check whether the study can be carried out as planned, a preliminary investigation was carried out. Before the experiment, the subjects were informed about the course of the study and about side effects of treatment after FDM and ultrasound therapy. Based on the inclusion and exclusion criteria, the suitability of the study participants for the study was ensured, so that the test subjects were homogeneous regarding their criteria.

2.2 Procedure of the experiment

After the declaration of consent was signed, the randomization took place.

Figure 1 resumes the study design:

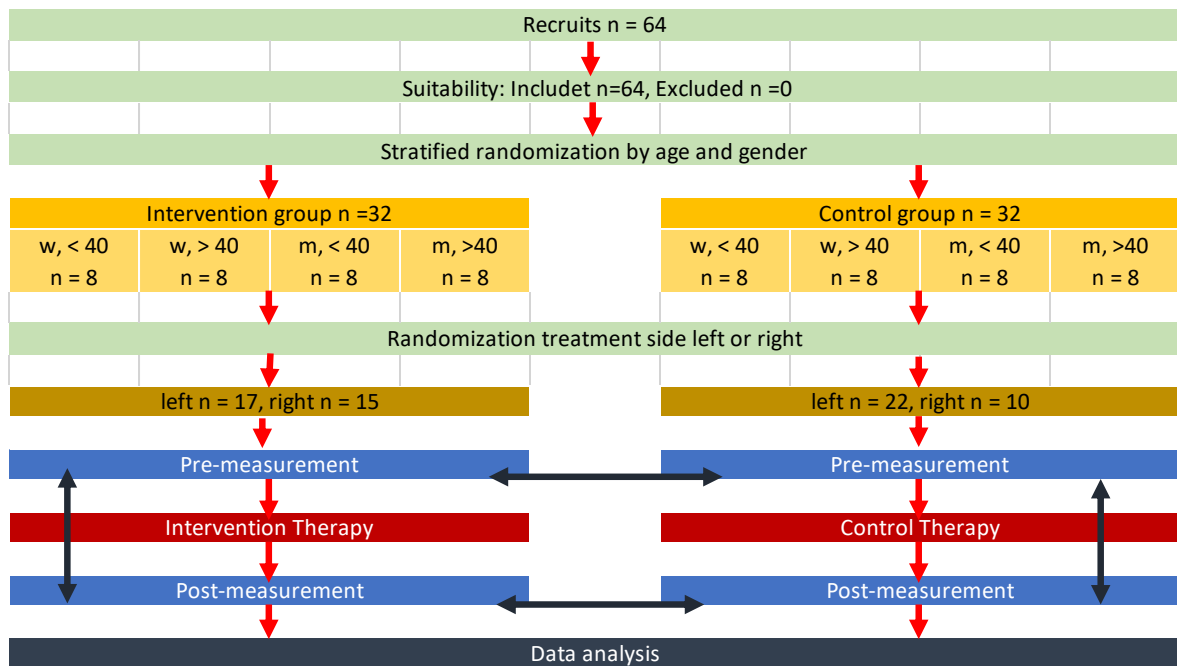


Figure 1 Procedure of experiment

The first measurement was then carried out. This was followed by treatment according to the group allocation. At the end, the mobility measurement was carried out again. Both in the pre-phase before the treatment and in the post-phase after the treatment, three successive measurements were carried out without a time interval between the measurements. For evaluation purposes, an average of the three measurements was subsequently calculated and used for the further statistical evaluations. The pre-measurement time thus represented the initial value of the fascia mobility, the post-measurement time the value that was determined directly after the intervention.

2.3 Carrying out the measurement

The measurement of the hip flexion in this study when the passive SLR test is carried out is done with a smartphone instead of a goniometer. The Redmi 5 Plus MEG7 smartphone, with the use of the Goniometer Records smartphone application, has a system for measuring joint mobility, in this study of hip flexion. Many studies show good to excellent reliability when measuring angles using mobile smartphones (11,12).

In the following study, the SLR test is carried out according to a standard protocol according to Breig & Troup (13).

2.4 Statistical analysis

The sample size estimate carried out by Power 80% on the basis of Mügge (14) before recruitment resulted in at least 32 test persons per group. The sample size calculation was carried out at this point for a difference of 10 and a pooled standard deviation of 14 using a sample size calculator. The group differences were checked for significance using the t-test for independent samples and the Mann-Whitnes U-test. In order to prove a change within the group, a mean value was formed from the three individual measurement values and the difference was examined using the t-test for dependent samples with the dependent variable subject. It was tested on both sides and was based on a significance level of 5%.

3. RESULTS

The purpose of this experimental study was to find out whether a manual fascial osteopathic technique on the outer thigh (technique based on FDM of the iliac tract compared to the control treatment influences the range of motion of the hip flexion by performing the motion control while the passive SLR test was being performed.

A significant group difference regarding the angle measurements prae or post could not be shown (t-test for independent samples, $p = 0.06$ and $p = 0.15$).

A significant group difference with regard to the absolute or percentage change in angle was also not detectable (U test, $p = 0.74$ and $p = 0.64$).

A significant change between the angle difference before and after treatment could not be demonstrated in either treatment group (t-test for connected samples, $p = 0.16$ and $p = 0.94$). Neither intervention nor control treatment had an impact on hip mobility.

4. DISCUSSION

The statistical analysis shows that there is no significant difference between the groups in both measurements. The original hypothesis cannot be confirmed with regard to the effect of fascial treatment according to the fascia distortion model on the parameter mobility.

Sufficient scientific evidence for the change in hip mobility could not be found with this study. The specific appearance that would justify the treatment was not found in any of the subjects. That is why this statement cannot be generalized.

The present study offers empirical insights into clinical research of the fascia and its importance in manual therapy. The influence of the fascia on the properties of the tissue and their role in power transmission must remain a research topic. The uncertain situation with regard to the fascial definition, the clinical effectiveness and economic efficiency of conservative therapies requires thorough research of the knowledge gained and a review of the effectiveness and validity of the therapy methods *in vivo*. The concept of somatic dysfunction is the predominant model for clinical practice in osteopathy. From an osteopathic perspective, important physiological cell reactions such as pain, vegetative reactions, inflammation or changes in tension are triggered by manual intervention with different directions of pressure and tension as well as frequency or duration, taking into account pain psychology, posture control mechanisms and neuroplasticity. The effect of protopathic sensations such as the stimulus perception of pain and strong pressure using the example of strong fascial techniques can be used in therapy, taking into account the pain tolerance of the patient. In order to increase the evidence for osteopathic practice and to understand the effect of osteopathic interventions on the fascia, further studies of the interaction between fascia and nervous system are necessary.

A change in hip mobility when manipulation of the lateral trigger band is indicated is not only evident from the relationships described in the FDM according to Typaldos (15). From empirical experience, these changes can actually be observed in everyday practice. In this respect, the result of the present study requires special consideration, and factors influencing the results must also be named and assessed. The study by Franklyn-Miller and colleagues (7) actually suggests that a passive SLR test is quite suitable for recording changes in mobility before and after manipulation. The important findings of fascia research, which are based on analytical and experimental studies *in vitro* can influence manual therapists to implement the research from the laboratory in practice. Thus, the osteopathic techniques can be applied more efficiently and more specifically. The factor of the individually different level of pain acceptance as well as the subjective assessment of the

end of movement should therefore not be underestimated when integrating these study results in practice.

Therefore, in further studies, the complex interaction within the biomechanical system of ITB and surrounding muscle and tendon groups should be examined in vivo in order to better differentiate the measurement in the SLR test from the individual sensations of the test person. The results of the present study are important for clinical practice in which the osteopaths strive for changes in SLR as part of an intervention. For further research in the field of trigger band treatment of the iliotable tract, a pilot study is recommended. This should try to clarify which mobility measurement makes sense on which joints and how helpful the pain recording is. Participation in the ITB by test persons with a diagnosed trigger band is also desirable. Information should also be sought as to how the result depends on the treatment, or whether different practitioners influence the result. Finally, the pilot study should also be used for an adequate case number calculation.

5. DISCLOSURE

The author has no conflict of interest that are directly relevant to the content of this paper. This research did not receive any specific grant from founding public agencies, commercial or none-profit sectors.

REFERENCE

1. Fink, M., Schiller, J., & Buhck, H. (2012). Wirksamkeit einer manuellen Behandlungstechnik nach dem Faszien-Distorsionsmodell bei schmerzhaft eingeschränkter Schulterbeweglichkeit (Frozen Shoulder). *Zeitschrift Für Orthopädie Und Unfallchirurgie*, 150(04), 420–427. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1314996>
2. Stein, C. (2008). *Untersuchung der Wirksamkeit einer manuellen Behandlungstechnik nach dem Faszien-Distorsions-Modell bei schmerzhaft eingeschränkter Schulterbeweglichkeit. Eine explorativ-prospektive, randomisierte und kontrollierte klinische Studie*. Medizinische Hochschule Hannover. Retrieved from <https://efdma2.visit.net/fdm/wissenschaft/>
3. Thalhamer, C. (2018). A fundamental critique of the fascial distortion model and its application in clinical practice. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 22(1), 112–117. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.07.009>
4. Geiger, A. (2009). Fascia ? key for stability, sensomotor function and symmetry: The effects of orthopathic treatment according to the fascia distortion model (FDM) of Dr. Stephen Typaldos, D.O. in the upright stance. Saarbrücken, Deutschland: VDM.
5. Huijing, P. A., & Langevin, H. M. (2009). Communicating About Fascia: History, Pitfalls, and Recommendations. *International Journal of Therapeutic Massage & Bodywork: Research, Education, & Practice*, 2(4), 3–8. <https://doi.org/10.3822/ijtmb.v2i4.63>
6. Stecco, C., Porzionato, A., Lancerotto, L., Stecco, A., Macchi, V., Ann Day, J., & De Caro, R. (2008). Histological study of the deep fasciae of the limbs. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 12(3), 225–230. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.04.041>
7. Franklyn-Miller, A., Falvey, E., Clark, R., Bryant, A., Brukner, P., Barker, P., & McCrory, P. (2009). The Strain Patterns of the Deep Fascia of the Lower Limb. In C. Kiener (Ed.), *Fascia Research II: Basic Science and Implications for Conventional and Complementary Health Care* (1. ed., pp. 150–151). Maarssen, Netherlands: Elsevier Gezondheidszorg.
8. Smalls, L. K., Randall Wickett, R., & Visscher, M. O. (2006). Effect of dermal thickness, tissue composition, and body site on skin biomechanical properties. *Skin Research and Technology*, 12(1), 43–49.
9. Brophy, R., Silvers, H. J., Gonzales, T., & Mandelbaum, B. R. (2010). Gender influences: The role of leg dominance in ACL injury among soccer players. *British Journal of Sports Medicine*, 44(10), 694–697.

10. Hobara, H., Kato, E., Kobayashi, Y., & Ogata, T. (2012). Sex differences in relationship between passive ankle stiffness and leg stiffness during hopping. *Journal of Biomechanics*, 45(16), 2750–2754.
11. Charlton, P. C., Mentiplay, B. F., Pua, Y.-H., & Clark, R. A. (2015). Reliability and concurrent validity of a Smartphone, bubble inclinometer and motion analysis system for measurement of hip joint range of motion. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(3), 262–267.
12. Pourahmadi, M. R., Ebrahimi Takamjani, I., Sarrafzadeh, J., Bahramian, M., Mohseni-Bandpei, M. A., Rajabzadeh, F., & Taghipour, M. (2017). Reliability and concurrent validity of a new iPhone[®] goniometric application for measuring active wrist range of motion: A cross-sectional study in asymptomatic subjects. *Journal of Anatomy*, 230(3), 484–495.
13. Breig, A., & Troup, J. D. G. (1979). Biomechanical Considerations in the Straight-Leg-Raising Test Cadaveric and Clinical Studies of the Effects of Medial Hip Rotation. *Spine*, 4(3), 242–250. <https://doi.org/10.1097/00007632-197905000-00011>
14. Mügge, K. (2013). *Masterthesis: Does a manual treatment on the plantar fascia significantly influence the range of motion of the hip flexion verified by a straight leg raise on healthy subjects compared to the control?* Krems, Austria: Wiener Schule der Osteopathie at Danube University Krems.
15. Typaldos, S. (1999). *Orthopathische Medizin die Verbindung von Orthopädie und Osteopathie durch das Fasziendistorsionsmodell*. Verl. für Ganzheitliche Medizin Wühr.

