

DIE BEDEUTUNG MYOFASZIALER KETTEN FÜR DAS BEWEGUNGSSYSTEM
UNTER BESONDERER BERÜCKSICHTIGUNG DES MECHANISCHEN
KRAFTTRANSFERS

Inauguraldissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Philosophie

im Fachbereich Psychologie und Sportwissenschaften

der Johann Wolfgang Goethe-Universität

Frankfurt am Main

Vorgelegt von: Jan Wilke

aus: Bremervörde

Tag der Disputation: 10.02.2016

1. Gutachter: Prof. Dr. med. Dr. phil. Winfried Banzer, Frankfurt am Main
2. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Frank Nürnberger, Frankfurt am Main

Inhaltsverzeichnis

Publikationsübersicht	4
1 Einleitung und Zielstellung.....	5
2 Definition und Funktionsverständnis der Faszie	7
3 Anatomische, histologische und physiologische Grundlagen.....	9
3.1 Struktur und Aufbau von Muskel und Faszie	9
3.2 Faszien als Organe der Propriozeption und Nozizeption	10
3.3 Kontraktile Zellen in faszialen Strukturen	12
4 Myofasziale Ketten.....	13
4.1 Grundprämissen von Systematiken myofaszialer Ketten.....	13
4.2 Evidenz für die Existenz myofaszialer Ketten	15
5 Mechanische Bedeutung myofaszialer Ketten für das Bewegungssystem.....	17
5.1 Mechanismen der Stiffnessregulation fasziärer Gewebe	17
5.2 Transversaler Krafttransfer.....	21
5.3 Longitudinaler Krafttransfer	22
6 Künftige Forschungsfragen	27
6.1 Morphologisches Korrelat der Ferneffekte.....	27
6.2 Mechanismen der Stiffnessänderung und ihre Beeinflussung	30
6.3 Ableitung therapeutischer Behandlungsansätze.....	31
6.4 Generalisierung vorliegender Erkenntnisse	33
7 Zusammenfassung und Ausblick.....	35
8 Literaturverzeichnis	37
Darstellungsverzeichnis	49
Publikationen.....	50

Publikationsübersicht

Die vorliegende kumulative Dissertation basiert auf den folgenden Publikationen:

I. **Wilke J**, Krause F, Niederer D, Engeroff T, Nürnberger F, Vogt L, Banzer W. (2015). Appraising the methodological quality of cadaveric studies. Validation of the QUACS scale. *Journal of Anatomy* 226(5):440-446.

II. **Wilke J**, Krause F, Vogt L, Banzer W. (2015). What is evidence-based about myofascial chains. A systematic review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. doi: 10.1016/j.apmr.2015.07.023 [Epub ahead of print]

III. **Wilke J**, Vogt L, Niederer D, Banzer, W. (2015). Remote effects of lower limb stretching based on myofascial chains may not be direction-specific: A randomized-controlled trial. *British Journal of Sports Medicine* [under review].

1 Einleitung und Zielstellung

Das myofasziale Gewebe des menschlichen Körpers, definiert als Komplex aus Muskel (*lat. Myo*) und umgebender Bindegewebshülle, der Faszie (*lat. für Bündel*), stellt einen zentralen Behandlungsfokus innerhalb der klinischen Medizin und der Bewegungstherapie dar. Bei zahlreichen orthopädischen Krankheitsbildern wird eine substantielle Beteiligung myofaszialer Strukturen vermutet (Giamberardino et al. 2011). Nach Schätzungen von Ärzten verschiedener Fachrichtungen sind mehr als die Hälfte der sie konsultierenden Patienten von einem myofaszialen Schmerzsyndrom betroffen (Fleckenstein et al., 2010). Ältere Daten deuten an, dass die Schmerzursache von Patienten im allgemeinmedizinischen Setting zu 30 Prozent auf die Skelettmuskulatur oder das mit ihr assoziierte Bindegewebe zurückzuführen ist (Skootsky et al. 1989).

Obwohl der Begriff der myofaszialen Schmerzen einen Strukturkomplex beschreibt, liegt das diagnostische und therapeutische Augenmerk innerhalb dieses Spektrums oft auf der Muskulatur (van der Wal 2009). Weniger Bedeutung wird dem gegenüber traditionell der Faszie beigemessen. Ihre Darstellung in einer früheren Ausgabe des Lehrbuches zur funktionellen und beschreibenden Anatomie von Tittel (1985) umfasst lediglich sieben Zeilen. Ähnlich finden sich in Wirheds (2001) Werk zur Sportanatomie und Bewegungslehre die Begriffe Faszie oder Muskelfaszie insgesamt nur dreimal. In den vergangenen Jahren hat sich die Sichtweise jedoch verändert und die Faszie als Teil des muskulären Bindegewebes einen Bedeutungswandel erfahren. So veröffentlichte etwa Stecco (2015) einen 374 Seiten umfassenden Atlas, der sich allein der Anatomie und Physiologie des faszialen Bindegewebes widmet.

In der Behandlung des Patienten könnten Faszien künftig eine größere Rolle spielen: Ihre Beteiligung an der Pathogenese verschiedener Erkrankungen und Beschwerdebilder – unter anderem lumbaler Rückenschmerzen – wird zunehmend zum Bestandteil des wissenschaftlichen und klinischen Diskurses (Langevin et al. 2009, Langevin et al. 2011, Liptan 2010, Schilder et al. 2014, Stecco et al. 2014a, Pavan et al. 2014). Ausdruck des gestiegenen wissenschaftlichen Interesses an der Faszie bzw. dem Bindegewebe im Allgemeinen ist eine rapide wachsende Zahl an Fachpublikationen (*Abb. 1*). Im Fokus der Forschung steht neben sensorischen bzw. nozizeptiven Funktionen vor allem die mechanische Bedeutung von Faszien für das Bewegungssystem. Einen Schwerpunkt bilden in diesem Kontext Konzepte myofaszialer Ketten, die suggerieren, dass die Muskeln des Körpers nicht vonei-

einander getrennt, sondern mittels faszialer Gewebe¹ unmittelbar verbunden sind. Befürworter entsprechender Systematiken nehmen an, dass lokale Veränderungen im Verlauf myofaszialer Ketten mechanisch auf benachbarte Körperregionen übertragen werden können. Ließe sich dies bestätigen, so entstünden neue Ansätze für Training, Therapie und bewegungsbezogene Prävention, die statt einer ausschließlichen Fokussierung auf den Ort der Beschwerdemanifestation eine eher holistische Betrachtungsweise von Athleten und Patienten in den Mittelpunkt stellen. Bis dato liegen jedoch keine Daten hinsichtlich der morphologischen Existenz myofaszialer Ketten und ihrer funktionellen Relevanz vor.

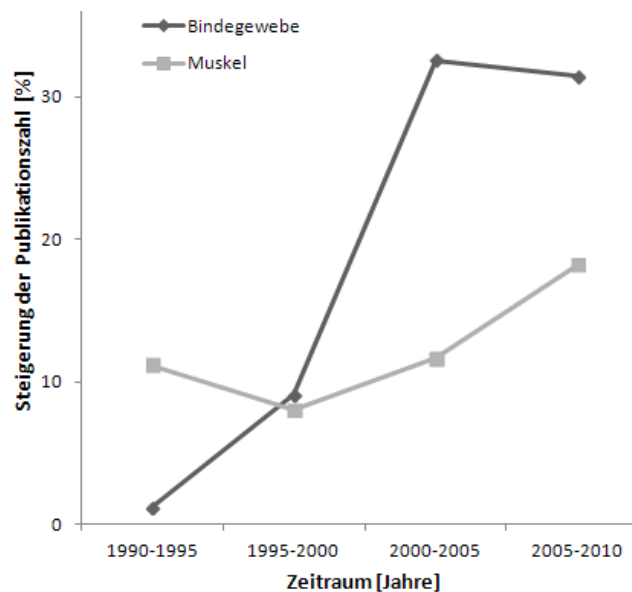


Abb. 1 Zunahme publizierter Fachartikel zum Thema Muskel und Bindegewebe in Fünfjahreszeiträumen (Schlagwortsuche: 'Bindegewebe' und 'Muskel' in der Datenbank Pubmed, 02.11.2015, eigene Darstellung)

Das Ziel der vorliegenden Dissertationsschrift ist vor diesem Hintergrund, die grundlegende Existenz der von Myers (1997a, 1997b) vorgestellten Systematik zu überprüfen sowie ihre Bedeutung für das Bewegungssystem zu beurteilen. Aufbauend auf einer Darstellung relevanter anatomischer, histologischer und physiologischer Erkenntnisse geht es dabei insbesondere um den Nachweis eines möglichen mechanischen Krafttransfers im Verlauf der Muskel-Faszien-Ketten. Einen übergeordneten Stellenwert besitzt die Einordnung und Diskussion eigener publizierter Forschungsarbeiten².

¹ Eine detaillierte Begriffsdefinition erfolgt in Kapitel 2.

² Die zu der vorliegenden Dissertationsschrift gehörenden Arbeiten und die Bezugnahme auf sie werden im Folgenden jeweils mit I, II und III kenntlich gemacht. Für über die Synopsis hinausgehende Details sei auf die entsprechenden Volltextpublikationen verwiesen.

2 Definition und Funktionsverständnis der Faszie

Während die Skelettmuskulatur des Körpers seit jeher einen hohen Stellenwert in der Betrachtung des Bewegungssystems besitzt, erfolgt die Einordnung der Faszie weniger übereinstimmend. Dieser Abschnitt thematisiert daher verschiedene Funktionsverständnisse der Faszie und hiermit assoziierte Definitionsansätze.

Der Begriff Faszie (auch Myofaszie, tiefe Faszie oder *Fascia profunda*³) beschreibt die aus faserigem Bindegewebe bestehende Hülle, die den Muskel und das Epimysium umgibt. Insbesondere in der älteren Fachliteratur werden ihr eher passive Eigenschaften und eine tendenziell untergeordnete Bedeutung für das Bewegungssystem zugeschrieben. Tillmann (1987, S. 145) etwa definiert in seinem Anatomiebuch: „Skelettmuskeln werden an ihrer Oberfläche von einer Faszie umhüllt, die sie gegenüber der Umgebung abgrenzt.“ Neben der Abgrenzung und Umhüllung dienen Faszien nach Filler et al. (2003) zudem noch als Ansatz und Ursprung der Muskeln; Schünke et al. (2007) sehen die Hauptfunktionen im Zusammenhalt des Muskels und der Gewährleistung seiner reibungsarmen Bewegung.

In einigen Bereichen der Bewegungstherapie und der klinischen Medizin hat sich die wahrgenommene Bedeutung der Faszie mittlerweile erweitert. Bhattacharya et al. (2010, S. 140) folgern auf Basis ihrer histologischen Untersuchungen: „[...] the deep fascia is not merely a strand of collagen and elastin fibers acting as a barrier structure, but a metabolically very active, serving as a tough protector, providing gliding surface, highly contractile, sensitive, and highly vascular unit.“ Ihr Fazit, das Faszien als mechanisch, sensorisch und metabolisch aktives Gewebe beschreibt, kann als Synthese neuer histologischer Erkenntnisse verstanden werden, die in Kapitel 3 dargestellt sind und den Ausgangspunkt für das in dieser Schrift thematisierte Konzept der myofaszialen Ketten bilden.

Aufgrund des sich verändernden Funktionsverständnisses der Faszie existiert eine Vielzahl terminologischer Ansätze, die sich – teils in Abhängigkeit von Profession und Nationalität – erheblich unterscheiden (z.B. Langevin & Huijing 2009, Schleip et al. 2012a, Kumka & Bonar 2012). Traditionelle Definitionen begreifen die Faszie wie oben dargestellt als Bindegewebshülle des Muskels. Neuere Vorschläge verstehen

³ Neben der eigentlichen, tiefen Muskelfaszie (*Fascia profunda*) wird von vielen Autoren auch eine oberflächliche Faszie (auch *Fascia superficialis*) beschrieben, die sich als dünne Bindegewebsschicht im subkutanen Fettgewebe befindet (z.B. Langevin & Huijing 2009, Stecco et al. 2013, Bordoni & Zanier 2014). In der vorliegenden Schrift geht es jedoch immer dann, wenn der Begriff Faszie oder Myofaszie genannt wird, um die tiefe Faszie, die den Muskel umhüllt.

den Terminus hingegen deutlich umfassender. Schleip et al. (2012a) zählen alle faserigen, kollagenen Bindegewebe und damit neben der bereits genannten Hülle des Muskels auch Kapseln, Sehnen, Ligamente und Aponeurosen zu den Faszien. Sie begründen dies mit deren gemeinsamer Aufgabe, Körperstrukturen zu verbinden und – so wird hypothetisch angenommen – im Sinne eines körperweiten Spannungsnetzwerks Kräfte zu übertragen. Die weiter gefasste Definition des Faszienbegriffs ist somit das Resultat eines geänderten Funktionsverständnisses: Die Myofaszie wird hier nicht mehr als passives, primär schützendes oder abgrenzendes Gewebe charakterisiert, sondern als Teil eines ganzheitlich-funktionellen Komplexes, der alle Bestandteile des Körpers verbindet.

Eine mehrere Bindegewebstypen zusammenfassende Definition birgt Vor- und Nachteile. Auch Langevin & Huijing (2009) unterstreichen dem allgemeinen Trend entsprechend die teils große funktionelle und morphologische Ähnlichkeit unterschiedlicher Bindegewebsformen. Eine zu starke semantische Gleichsetzung sehen sie gleichwohl als problematisch an. Gegen einen zu weit gefassten Faszienbegriff spreche, dass die eingeschlossenen Körperstrukturen trotz grundlegender Gemeinsamkeiten histologische Unterschiede (etwa hinsichtlich Dichte und Ausrichtung der Fasern) aufwiesen und dass er die Abgrenzbarkeit erschwere, wo sie notwendig sein könne. Auf der anderen Seite lässt sich eine generalisierende Definition insbesondere dann als vorteilhaft einstufen, wenn verschiedene Formen des Bindegewebes in einem funktionellen Zusammenhang betrachtet werden sollen. In der vorliegenden Dissertationsschrift, die die Existenz und funktionelle Relevanz von myofaszialen Ketten überprüft, ist dies der Fall: Die angenommenen Komponenten der Ketten sind unterschiedlicher Art; es wird ihnen jedoch mit dem Krafttransfer dieselbe Aufgabe zugeordnet.

Vor diesem Hintergrund wird im Folgenden zwischen Faszien bzw. Myofaszien (den bindegewebigen Hüllen des Muskels) und faszialen Geweben (weiteren kollagenen, faserigen Bindegeweben wie Sehnen, Ligamente, Aponeurosen) unterschieden. Dieser Ansatz ermöglicht es, Faszien, Ligamente, Sehnen und andere Strukturen individuell als solche zu kennzeichnen. Gleichzeitig erlaubt er unter bestimmten Sinnstiftungen (hier im Kontext der funktionellen Ähnlichkeit in Bezug auf den Krafttransfer) eine sinnvolle Gruppierung bzw. Zusammenfassung.

3 Anatomische, histologische und physiologische Grundlagen

Die folgende Beschreibung relevanter medizinischer und biologischer Grundlagen erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit, sondern fasst aus Platzgründen lediglich themenspezifische Aspekte zusammen. Für weitergehende Darstellungen – insbesondere in Bezug auf die Muskulatur – sei deshalb auf die entsprechende Fachliteratur sowie die im Weiteren zitierten Publikationen verwiesen.

3.1 Struktur und Aufbau von Muskel und Faszie

Die Skelettmuskulatur macht gut ein Drittel der Körpermasse aus und ist der aktive Fortbewegungsgenerator des Menschen (Janssen et al. 2000). Muskeln stehen jedoch nicht direkt mit den knöchernen Bestandteilen des Bewegungsapparates in Verbindung. Stattdessen erfolgt ihre Insertion in der Regel über Sehnen, die die generierten Muskelkräfte übertragen. Neben den Sehnen bildet die Skelettmuskulatur auch mit dem weiteren, ihr zugeordneten Bindegewebe eine morphologische und funktionelle Einheit. Jede Muskelfaser ist von einer Bindegewebshülle, dem Endomysium, umgeben. In ähnlicher Weise werden Gruppen von Muskelfasern durch das Perimysium zu Muskelbündeln zusammengefasst. Das Epimysium schließlich hüllt den gesamten Muskel ein. An das Epimysium schließt sich superfizial die Faszie an. Zwischen Haut und Faszie befindet sich das subkutane Fettgewebe (Schünke et al. 2007).

Die mikroskopische Betrachtung der Faszie zeigt, dass diese kein einheitliches Gebilde darstellt: Sie weist eine gut erkennbare Schichtstruktur auf, wobei die einzelnen Abschnitte durch lockeres Bindegewebe voneinander getrennt werden (Stecco et al. 2011). In den Trennbereichen sowie zwischen Faszie und Epimysium findet sich eine hohe Konzentration an Hyaluronsäure. Sie erlaubt eine im Ultraschallbild nachweisbare hohe Gleitfähigkeit und Verschiebbarkeit der einzelnen Schichten gegeneinander sowie der gesamten Faszie gegenüber dem Muskel (Stecco et al. 2011, Langevin et al. 2011). Unterschiede zwischen den einzelnen Schichten ergeben sich in Bezug auf die Faserverteilung. Die extern (hautnah) und intern (muskelnah) gelegenen Bereiche besitzen einen höheren Anteil elastischer Fasern, während die dazwischen befindlichen mittleren Anteile eher kollagene Fasern aufweisen (Stecco et al. 2008). Ihrem Namen entsprechend verleihen elastische Fasern einem Gewebe vor allem (reversible) Dehnbarkeit. Dem gegenüber sind kollagene Fasern weniger flexibel und eher dazu geeignet, Zugkräften zu widerstehen bzw. sie zu

übertragen. Insgesamt sind die Fasern in den muskelumhüllenden Faszien zu großen Teilen kollagen. Ihr Anteil am Gesamtvolumen wird etwa für die Fascia cruris auf knapp 20 % geschätzt, während elastische Fasern nur gut ein Prozent ausmachen (Benetazzo et al. 2011). Hinsichtlich ihrer Anordnung weisen die Fasern der Faszie eine charakteristische Struktur auf. Sie sind scherengitterartig mit einem Winkel von knapp 80° zu einander entsprechend den jeweiligen Kraftwirkungslinien (in Richtung der Muskelfasern) ausgerichtet, wobei der Winkel unter Belastung leicht modifiziert werden kann (Staubesand & Li 1997, Benetazzo et al. 2011, Eng et al. 2014).

Je nach Lokalisation der Faszien variieren Dicke und Zusammensetzung teils erheblich. An der oberen Extremität sind sie vergleichsweise dünn (z.B. Fascia antebrachii: 755 Mikrometer) und ihr Anteil elastischer Fasern ist mit 14 – 15 % bezogen auf die Gesamtheit der Fasern verhältnismäßig hoch (Stecco et al., 2008, Stecco et al. 2009a, Stecco et al. 2009b, Benetazzo et al. 2011). Dagegen finden sich an der unteren Extremität weitaus dickere Faszien (z.B. Fascia lata: 926-944 Mikrometer), die fast ausschließlich kollagene Fasern aufweisen (Stecco et al. 2008, Stecco et al. 2009a). Angenommen wird, dass die Konstruktion der Faszien funktionellen Gesichtspunkten folgt. So könnten die Faszien der oberen Extremität mit ihrem hohen Anteil elastischer Fasern eher feinkoordinative Aufgaben unterstützen, während der höhere Kollagenanteil im Bereich der unteren Extremität der Lokomotion und dem Wirken gegen die Schwerkraft dient (Stecco et al. 2008). Für Letzteres spricht, dass die posterior gelegenen Faszien der Extremitäten generell dicker und weniger elastisch sind als die anterior lokalisierten (Stecco et al. 2008): Dies kann möglicherweise durch eine haltungs- bzw. aufrichtungsunterstützende Funktion erklärt werden. Da der Körperschwerpunkt ventral der Wirbelsäule liegt (Le Huec et al. 2011), könnten dickere und steifere posteriore Faszien im Sinne einer mechanischen Unterstützung hilfreich sein.

3.2 Faszien als Organe der Propriozeption und Nozizeption

Fasziale Strukturen sind sensorisch reich durchsetzte und am propriozeptiven Feedback beteiligte Gewebe. Darauf deutet die Präsenz von Ruffini-, Vater-Pacini- und Golgi-Mazzoni-Körperchen hin, die u.a. für die Fascia thoracolumbalis, die Fascia brachii sowie die Plantaraponeurose bestätigt wurde (Yahia et al. 1992, Stecco et al. 2006, Stecco et al. 2008, Tesarz et al. 2011, Stecco et al. 2013). Die Ausstattung mit den genannten Rezeptoren ermöglicht es faszialen Geweben, ver-

schiedene Reize wahrzunehmen. Während etwa Ruffini-Körperchen eher langsam und auf Dehnungsreize reagieren, sprechen Vater-Pacini-Rezeptoren sehr schnell auf Vibrationen bzw. Druckveränderungen an (Zilles & Tillmann 2010). Für das vordere Kreuzband ist bekannt, dass die dort lokalisierten Rezeptoren (u.a. ebenfalls Pacini- und Ruffini-Körperchen) massiv Einfluss auf die Aktivität der kniestabilisierenden Muskulatur nehmen. So führt verstärkter afferenter Einstrom zu einer Tonuserhöhung der ischiocruralen Muskulatur, die einen Synergisten des Kreuzbandes darstellt (Tsuda et al. 2001, Dyhre-Poulsen & Krogsgaard 2000). Da die ermittelten Latenzzeiten dieses Reflexes zu groß sind, um eine Ruptur zu verhindern, scheint seine primäre Funktion in der kontinuierlichen Unterstützung der muskulären Feinsteuerung zu liegen (Dyhre-Poulsen & Krogsgaard 2000). Wenngleich die propriozeptiven Eigenschaften der Muskelfaszie noch nicht vollständig verstanden sind, könnte ihr sensorisches Feedback aufgrund der engen Beziehung zum Muskel ebenfalls eine wichtige Rolle für die motorische Koordination und Bewegungssteuerung spielen.

Überdies scheinen Faszien an der Nozizeption beteiligt zu sein und einen potenziellen Schmerzgenerator darzustellen. Verschiedene Forschergruppen (Staubesand & Li 1997, Stecco et al. 2007b, Tesarz et al. 2011, Taguchi et al. 2013, Stecco et al. 2013, Barry et al. 2015) wiesen im Rahmen histologischer Studien freie Nervenendigungen nach, die in vielen Fällen algogene Neuropeptide wie CGRP⁴ und Substanz P enthalten (Tesarz et al. 2011, Taguchi et al. 2013). Dies und drei experimentelle Untersuchungen deuten an, dass nozizeptive Reize aus faszialen Geweben klinische Relevanz besitzen: Taguchi et al. (2013) induzierten bei Ratten mittels mechanischer Reizung der Fascia cruris eine erhöhte c-FOS-Expression⁵ im oberflächlichen Hinterhorn. Schilder et al. (2014) stellten bei Menschen nach Injektion von hypertoner Kochsalzlösung in die Fascia thoracolumbalis eine größere Schmerzempfindlichkeit als bei Applikation in den M. erector spinae fest. Weinkauff et al. (2015) schließlich beobachteten im Bereich der Beinmuskulatur nach Injektion des Nervenwachstumsfaktors (nerve growth factor⁶) ein ähnliches Ergebnis. Auch bei Vorliegen von Muskelkater scheinen Faszien eine bedeutsame Rolle für die Schmerzmanifestation zu spielen: Aktuelle Studien zeigen, dass sowohl die chemi-

⁴ CGRP (calcitonin gene-related peptide) und Substanz P werden als Mediatoren der Schmerzentstehung und Hyperalgesie betrachtet (Greco et al. 2008)

⁵ c-Fos gilt als Marker der durch Gewebeläsionen und nozizeptive Stimulation induzierten neuronalen Aktivierung, vgl. hierzu auch Gao & Ji (2009)

⁶ Der Nervenwachstumsfaktor bewirkt eine Allodynie und Hyperalgesie (Svensson et al. 2003) und wird in klinischen Studien wie auch hypertone Kochsalzlösung zur kontrollierten Schmerzinduktion eingesetzt.

sche als auch die elektrische Reizung der Faszie gegenüber der Stimulation des Muskels zu stärkeren Schmerzen führen (Gibson et al. 2009, Lau et al. 2015).

Insbesondere in der unmittelbaren Nähe der freien Nervenendigungen scheinen Faszien gut vaskularisiert zu sein (Stecco et al. 2006, Tesarz et al. 2011). In der Faszie des M. gastrocnemius lassen sich Arteriolen, Venolen und Kapillaren identifizieren (Bhattacharya et al. 2010); auch in der Fascia brachii, Fascia antebrachii (Stecco et al. 2006, Wavreille et al. 2010), Fascia thoracolumbalis (Tesarz et al. 2011) und Fascia cruris (Taguchi et al. 2013) wurden blutführende Gefäße gefunden. Tesarz et al. (2011) vermuten, dass zumindest Teile der in der Nähe von Gefäßen liegenden Nervenfasern vasomotorisch sind und bei Stimulation ischämische Schmerzen verursachen könnten.

3.3 Kontraktile Zellen in fasziellen Strukturen

Bereits Ende der 90er Jahre fanden Staubesand & Li (1997) bei Untersuchungen der Fascia cruris kontraktile Zellen, die von der Funktion her denen der glatten Muskulatur ähneln. In der Folgezeit haben mehrere Studien die Existenz kontraktionsfähiger Zellen an weiteren Körperstellen, etwa der Plantaraponeurose, Fascia lata, Fascia thoracolumbalis, Fascia cruris sowie der Faszie des M. gastrocnemius, bestätigt (Staubesand & Li 1997, Schleip 2006, Bhattacharya et al. 2010). Wenngleich die Präsenz kontraktiler Zellen in Faszien für mehrere Körperbereiche belegt ist, variiert ihre Zahl teils stark. So ist die Zelldichte in der Fascia thoracolumbalis weit aus höher als in der Plantaraponeurose oder der Fascia lata (Schleip 2006).

Bei den intrafaszial gefundenen kontraktilen Zellen handelt es sich neben vereinzelt glatten Muskelzellen (Staubesand & Li 1997) größtenteils um Myofibroblasten. Sie stellen eine Zwischenform aus Fibroblast und glatter Muskelzelle dar, deren Differenzierung (aus Fibroblasten) und Aktivität durch mechanische Belastung begünstigt werden (Hinz & Gabbiani 2003, Godbout et al. 2013). Die Expression von alpha-smooth muscle actin⁷ in Stressfasern verleiht Myofibroblasten eine gegenüber Fibroblasten mindestens um das Zweifache erhöhte Kontraktionskraft (Hinz et al. 2001a, Wrobel et al. 2002). Messungen an per Biopsie gewonnenen, menschlichen Zellen zeigen, dass die kontraktile Kraft eines einzelnen Fibroblasten bei 2 Mikronewton liegt, während Myofibroblasten 4,1 Mikronewton pro Zelle erreichen (Wrobel et al. 2002). Die bei der Kontraktion eines Myofibroblasten erzeugte Kraft wird

⁷ Alpha-smooth muscle actin ist ein Protein, das als Marker der Differenzierung von Myofibroblasten gilt (Hinz et al. 2001a).

vermutlich erst durch die enge Beziehung der Zellen untereinander bedeutsam: Myofibroblasten liegen nicht separat im Interzellularraum, sondern sind mittels gap und adherens junctions⁸ kommunikatorisch und strukturell verbunden (Tomasek et al. 2002, Follonier Castella et al. 2010). Mehrere Myofibroblasten könnten folglich Einheiten bilden, die ihre kontraktile Aktivität rhythmisch synchronisieren. Hinweise darauf existieren in vitro (Follonier et al. 2008, Follonier Castella et al. 2010). Außer durch ihre Kontraktilität beeinflussen Myofibroblasten die mechanischen Eigenschaften eines Gewebes zudem durch Synthese und Remodeling der extrazellulären Matrix (Tomasek et al. 2002, Hinz & Gabbiani 2003).

4 Myofasziale Ketten

Das Verständnis des Bewegungsapparats beinhaltet seit längerer Zeit die Gruppierung seiner Komponenten zu sogenannten Funktionsketten. Traditionell sind hier jedoch lediglich die Skelettmuskeln des Körpers involviert. Tittel (2003) beschreibt diverse Muskelschlingen, die bei verschiedenen Körperbewegungen vorrangig eingesetzt werden (z.B. Streckerschlingen, Beugeschlingen). Somit begreift das Kettenkonzept Tittels Muskeln als funktionell zusammengehörig, aber strukturell weitestgehend unabhängig. Auf einem grundlegend anderen Verständnis basieren dem gegenüber sogenannte Konzepte myofaszialer Ketten.

4.1 Grundprämissen von Systematiken myofaszialer Ketten

Verschiedene Autoren (u.a. Busquet 1985, Myers 1997a; vgl. hierzu auch die Übersicht von Richter 2012) haben in ihre Kettenkonzepte neben der Muskulatur auch das faserige Bindegewebe als Komponente integriert, was die Wahl des Begriffs ‚myofaszial‘ erklärt. Neben diesem Pluralismus der Bestandteile liegt den Systematiken eine Prämisse zugrunde, die ein zusätzliches Unterscheidungsmerkmal zu den Funktionsketten darstellt: So geht man davon aus, dass die Muskeln des Körpers morphologisch nicht voneinander unabhängig, sondern unmittelbar durch fasziale Gewebe (z.B. Sehnen, Ligamente, Aponeurosen, Muskelfaszien) miteinander verbunden sind. Es wird folglich neben der funktionellen auch eine strukturelle Zusam-

⁸ *Gap junctions* erlauben die direkte Kommunikation zweier Zellen, indem sie etwa Myofibroblasten mittels eines Kanals verbinden. Durch diesen können auch Moleküle ausgetauscht werden. *Adherens junctions* verbinden zwei benachbarte Zellen morphologisch miteinander (Plopper 2014).

mengehörigkeit benachbarter Skelettmuskeln angenommen, was einen Widerspruch zu der früher postulierten Abgrenzungsfunktion der Faszie darstellt.

Eng mit dem Konzept myofaszialer Ketten verbunden ist das Bauprinzip der Tensegrity⁹ (Ingber 1998). Es basiert auf dem Gedanken, dass in einem System von miteinander verbundenen flexiblen (z.B. Muskeln und fasziale Gewebe) und festen Teilen (Knochen) die Beeinflussung einer Komponente immer Auswirkungen auf benachbarte Strukturen hat. Auf diese Weise könnten etwa Spannungsveränderungen eines Gewebes nicht nur lokale Auswirkungen haben, sondern sich auch auf entfernte Bereiche erstrecken. Eine derartige holistische Betrachtungsweise machen sich Befürworter osteopathischer Therapien zunutze, um die Behandlung von Körperpartien zu rechtfertigen, die nicht dem Ort der Beschwerdemanifestation entsprechen (Corts & Harmsel 2013).

Am weitesten verbreitet unter den verschiedenen Systematiken myofaszialer Ketten ist das Konzept von Myers (1997a, 1997b)¹⁰. Er definierte elf aus Muskeln und Bindegewebe bestehende Linien,¹¹ die mehrere Körperteile teils von Kopf bis Fuß verbinden. Exemplarisch sei an dieser Stelle der Verlauf der oberflächlichen Rückenlinie genannt (Abb. 2). Sie beginnt der Theorie nach mit der an der Unterseite des Fußes gelegenen Plantaraponeurose, die über die Achillessehne mit dem M. gastrocnemius verbunden ist. Dieser verknüpft sich auf Kniegelenkhöhe mit der ischiocruralen Muskulatur, die wiederum über das Ligamentum sacrotuberale in die



Abb. 2 Verlauf der oberflächlichen Rückenlinie, myofasziale Bestandteile sind farblich hervorgehoben (Myers 1997)¹²

Fascia thoracolumbalis bzw. den M. erector spinae einstrahlt. Das Kriterium für die Auswahl der Komponenten einer myofaszialen Kette besteht in ihrer Linearität. Auch

⁹ Begriffskombination aus Tension (engl. Spannung) und Integrity (engl. Zusammenhalt, Integrität)

¹⁰ Myers (1997a) spricht von Myofaszialen Meridianen. In dieser Schrift wird der Begriff ‚myofasziale Ketten‘ verwendet, um Verwechslungen mit den Meridianen der Traditionellen Chinesischen Medizin zu vermeiden.

¹¹ Für weitere Details und die jeweiligen Komponenten der Ketten vgl. Myers (1997a, 1997b).

¹² Abdruck mit Genehmigung aus: Myers, T. W. (2009). Anatomy Trains. Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists. 2. Auflage, Elsevier: Philadelphia, S. 72.

wenn etwa die ischiocrurale Muskulatur mit dem M. gluteus maximus verbunden wäre, würde diese Kontinuität nicht als Bestandteil der Kette eingestuft werden, da die Verbindung der ischiocruralen Muskulatur zum Rückenstrecker via Ligamentum sacrotuberale einen geraderen Verlauf besitzt. Dem linearen Verlauf myofaszialer Ketten misst Myers (2012) aus zwei Gründen übergeordnete Bedeutung bei: Zum Einen sei die zwischen zwei Komponenten übertragene Zugkraft auf einer geradlinigen Bahn größer als bei einem kurvierten Verlauf (ausgenommen Flaschenzüge), zum Anderen entspreche die lineare Verbindung dem Faserverlauf, was wiederum ebenfalls einen größeren Kraftübertrag impliziere.

4.2 Evidenz für die Existenz myofaszialer Ketten

Zahlreiche Lehrbücher nutzen das Konzept myofaszialer Ketten nach Myers (1997a) zur biomechanischen Veranschaulichung der Körperfunktion oder der Beschreibung pathogenetischer Prozesse (u.a. Hüter-Becker & Dölken 2005, Meert 2009, Kempf 2014, Richter & Hebgen 2015). Ein Werk zur Sportosteopathie liefert gar abgeleitete Behandlungsempfehlungen für diverse Krankheitsbilder (Corts & Harmsel 2013). Auch in der Forschung findet die Systematik regelmäßig Anwendung, indem sie als Rationale für das Interventionsdesign dient (Cho et al. 2005, Walton 2008, Ajimsha 2011, Ajimsha et al. 2014, Weisman et al. 2014, Grieve et al. 2015). Trotz ihrer Popularität und Verbreitung lag bis dato jedoch keinerlei systematischer Beleg für die Existenz der myofaszialen Ketten vor. Myers (2009, S. 71) selbst schreibt: „The concepts in this book are backed up by the anecdotal evidence of years in practice, and are successfully being applied by therapists in a number of disciplines“. Vor diesem Hintergrund verfolgte Publikation II das Ziel, die tatsächliche Existenz der Muskel-Faszien-Linien mithilfe eines systematischen Reviews anatomischer Dissektionsstudien zu überprüfen.

Als systematisch charakterisierte Übersichtsarbeiten wurden im Bereich der Anatomie bereits seit längerer Zeit durchgeführt (etwa von Becker et al. 2010). Allerdings stand hierbei kein Instrument zur Überprüfung der methodologischen Qualität eingeschlossener Kadaverstudien zur Verfügung. Die Kriterien der evidenzbasierten Medizin, die ein solches für die Anfertigung systematischer Reviews voraussetzen, waren somit nicht erfüllt (vgl. z.B. van Tulder et al. 2003, Moher et al. 2009). Im Rahmen von Publikation I wurde deshalb im Sinne einer Vorarbeit ein entsprechendes Tool entwickelt und hinsichtlich seiner Testgüte überprüft. Die 13 dichotome

Items umfassende QUACS-Skala¹³ – das zeigt Publikation I – ist ein valides und reliables Instrument zur Erfassung der Studienqualität anatomischer Dissektionsstudien. Sie wurde im Rahmen des oben genannten, folgenden systematischen Reviews zur morphologischen Existenz myofaszialer Ketten (II) eingesetzt.

Für drei der sechs untersuchten Ketten (oberflächliche Rückenlinie, funktionelle Rückenlinie sowie funktionelle Frontallinie, *Tab. 1*) besteht gute Evidenz: Mehrere methodologisch hochwertige Kadaverstudien belegen die direkte strukturelle Verbindung der zu ihnen zählenden Bestandteile. Moderate bis starke Evidenz liegt darüber hinaus für die Existenz von jeweils gut der Hälfte zweier weiterer myofaszialer Ketten (Laterallinie und Spirallinie) vor. Keine Belege sind hingegen für die Existenz der oberflächlichen Frontallinie verfügbar (vgl. Publikation II).

Myofasziale Kette	Komponenten
Oberflächliche Rückenlinie	Plantaraponeurose, Achillessehne, M. gastrocnemius, Mm. ischiocrurales, Lig. sacrotuberale, Fascia thoracolumbalis, M. erector spinae
Funktionelle Rückenlinie	M. vastus lateralis, M. gluteus maximus, Fascia thoracolumbalis, kontralateraler M. latissimus dorsi
Funktionelle Frontallinie	M. adductor longus, M. rectus abdominis, kontralateraler M. pectoralis major

Tab. 1 Im Rahmen von Publikation II hinsichtlich ihrer Existenz verifizierte myofasziale Ketten und ihre Komponenten (nicht integriert sind die in Teilen verifizierten Linien; eigene Darstellung)

Obwohl die gesammelten Daten das Konzept der myofaszialen Ketten hinsichtlich der morphologischen Präsenz größtenteils verifizieren, steht der Nachweis einiger Kontinuitäten noch aus. Eine Ursache hierfür könnte darin liegen, dass das Bindegewebe und seine strukturelle Kontinuität mit Muskeln und anderen benachbarten Geweben insbesondere bei älteren anatomischen Studien nicht den Primärfokus dargestellt haben dürfte (van der Wal 2009). Es ist daher gut möglich, dass eine stärkere Fokussierung künftiger Untersuchungen auf die Existenz myofaszialer Ketten die noch ausstehende Evidenz generiert. So zeigte sich bei der expliziten Überprüfung einer zuvor in Publikation II nicht verifizierten myofaszialen Kontinuität, dass – ähnlich wie durch den Verlauf der Laterallinie angenommen – der Tractus

¹³ QUACS: QUality Appraisal for Cadaveric Studies, vgl. für weitere Details zu den Items und zur test-theoretischen Untersuchung Publikation I

Iliotibialis mit der Fascia cruris oberhalb des M. fibularis longus verbunden ist (Wilke et al. 2015a).

5 Mechanische Bedeutung myofaszialer Ketten für das Bewegungssystem

Der Nachweis der morphologischen Existenz myofaszialer Ketten stellt einen bedeutsamen ersten Schritt auf dem Weg zur Evidenzbasierung myofaszialer Behandlungsformen dar. Dennoch impliziert das bloße Vorliegen direkter struktureller Kontinuität zwischen Muskel und faszialem Gewebe noch keine funktionelle Relevanz. Grundprämisse von Behandlungen myofaszialer Ketten ist der angenommene, vor allem lineare Kraftübertrag auf benachbarte Geweben (Myers 2012).

5.1 Mechanismen der Stiffnessregulation faszialer Gewebe

Voraussetzung für eine Übertragung mechanischer Kräfte im Verlauf myofaszialer Ketten ist deren lokale Entstehung bzw. Modifikation. Der im Rahmen der meisten Forschungsarbeiten diesbezüglich erhobene Parameter ist die Veränderung der Gewebestiffness¹⁴. Grundsätzlich lassen sich für die Faszie drei Mechanismen unterscheiden: die passive Anpassung an die Aktivität des unterliegenden Muskels, die aktive Zellkontraktion sowie Änderungen der Hydratation bzw. der Fluidcharakteristik.

Anpassung an die Aktivität des unterliegenden Muskels

Aufgrund der engen anatomischen Beziehung von Muskel und Faszie ist es plausibel, dass Dehnungen oder Kontraktionen des Muskels das umhüllende Bindegewebe beeinflussen. Diese Ansicht vertreten auch Findley et al. (2015). Auf Basis ihres mathematischen Modells nehmen sie an, dass gut die Hälfte der longitudinal zur Sehne übertragenen Kräfte radial auf die umhüllende Faszie wirkt. Zumindest in einigen Körperbereichen scheint daneben eine noch unmittelbarere Beeinflussung der Faszie durch die zugehörige Muskulatur möglich. Stecco und Kollegen beschreiben in mehreren Studien (Stecco et al. 2007a, Stecco et al. 2009a, Stecco et al. 2009b) für diverse Muskeln konsistent vorliegende, direkte Insertionen von Muskelfasern in die umliegende Faszie. Sie könnten eine selektive Spannung bestimm-

¹⁴ Stiffness sei hier wie folgt definiert: Wird ein Gewebe durch externe Kräfte gedehnt, so setzt es diesen einen Widerstand entgegen. Dieser (passive) Widerstand bezeichnet die Steifheit bzw. Stiffness eines Gewebes (Schleip et al. 2012b).

ter Anteile ermöglichen. Stärke und Festigkeit der Faserinsertion entsprechen jeweils der Kraft und Masse der assoziierten Muskulatur. Auch diese Beobachtung liefert einen Hinweis auf eine direkte mechanische Wechselwirkung zwischen Muskel und Faszie.

Zelluläre Kontraktion

Im Gegensatz zu dem – aus Sicht des Bindegewebes – passiven Modell der Stiffnessänderung steht die aktive Modifikation durch zelluläre Kontraktion. Wie in Kapitel 3.3 dargestellt, ist die Existenz kontraktile Zellen für fasziale Gewebe gut belegt. Yahia et al. (1993) stellten in vitro durch statische Dehnung von Gewebestreifen (1,5 mm x 1,0 mm x 30 mm) der Fascia thoracolumbalis im Sinne einer Superkompensation nach initialer Abnahme eine reaktive Erhöhung der

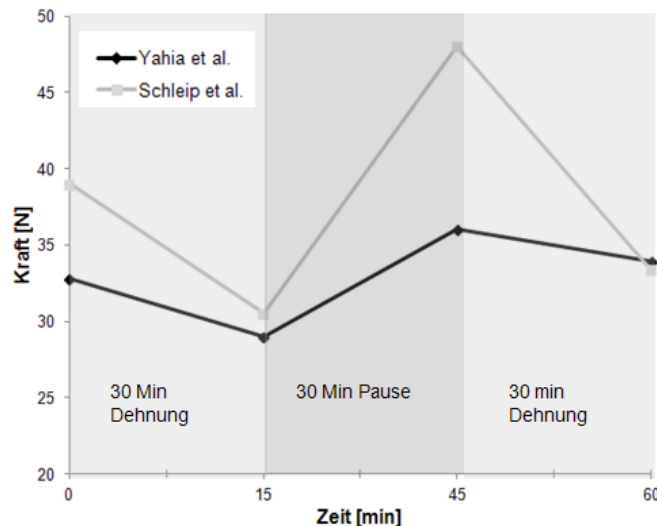


Abb. 3 Stiffness der Fascia thoracolumbalis während und nach isometrischer Dehnung (eig. Darstellung auf Basis von Yahia et al. 1993 und Schleip et al. 2012b, mit Genehmigung)

Stiffness über das Ausgangsniveau hinaus fest. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen Schleip et al. (2012b), die nach vorheriger Dehnung eine um gut neun Prozent erhöhte Stiffness in der Ruheposition maßen (Abb. 3). Da Fibroblasten ihre kontraktile Aktivität an Dehnbelastungen anpassen (Nekouzadeh et al. 2008), könnten die in beiden Experimenten beobachteten Versteifungsprozesse durch zelluläre Kontraktion moderiert worden sein.

Die mechanische Bedeutung der Zellkontraktion in Faszien ist noch nicht vollends verstanden. Bei exzessiver und chronischer Aktivität von Myofibroblasten kommt es in faszialen Geweben zu stark bewegungslimitierenden Fibrosen wie Morbus Dupuytren (Hinz 2010). Hypothetisch angenommen wird von einigen Autoren, dass die Präsenz, Dichte und Aktivität der Myofibroblasten im Allgemeinen dazu dienen, eine Art fasziale Grundspannung zu erzeugen (Staubesand & Li 1997, Schleip et al. 2005). Die zeitliche Adaptabilität und mechanische Bedeutung eines solchen Fasziertonus sind jedoch bislang noch unklar. Schleip et al. (2005) errechneten, dass das oberflächliche Blatt der Lumbalfaszie auf der Höhe des Segments L3 eine

Kontraktionskraft von 38 Newton erzeugen kann. Die durch Zellkontraktion generierten Kräfte, so die Autoren, seien damit prinzipiell groß genug, um die muskuloskeletale Dynamik zu beeinflussen. Vor diesem Hintergrund muss jedoch betont werden, dass die Kontraktion der Myofibroblasten unwillkürlich erfolgt und ihre Aktivität in Faszien keinesfalls mit der Funktion der quergestreiften Skelettmuskulatur gleichgesetzt werden kann (Staubesand & Li 1997). Zwei Steuerungsmechanismen sind nach aktuellem Stand möglich: Eine etwa über das vegetative Nervensystem ausgelöste Expression von TGF- β 1¹⁵ scheint die Aktivität und Ausdifferenzierung der Myofibroblasten ebenso erhöhen zu können wie mechanische Reize (Tomasek et al. 2002, Hinz et al. 2001b). Dementsprechend wird eine Abhängigkeit der Myofibroblastenzahl vom körperlichen Aktivitätslevel diskutiert (Schleip 2006).

Änderungen der Hydratation und Fluidodynamik

Trotz der Existenz von Myofibroblasten in Faszien liegt die Ursache von Stiffnessänderungen wohl nicht ausschließlich in der Zellkontraktion. Mehrere Untersuchungen belegen die Veränderung des viskoelastischen Verhaltens von Bindegewebe in Abhängigkeit vom Wassergehalt (Chimich et al. 1992, Haut & Haut 1997, Thornton et al. 2001, Hoffman et al. 2005). Hinweise dafür, dass Fluktuationen des Wassergehalts direkt mit der Gewebestiffness der Faszie verbunden sind, lieferten zudem Schleip et al. (2012b). Sie machten in ihrem Experiment bei einer Teilstichprobe die in der Fascia thoracolumbalis lokalisierten Myofibroblasten mittels Einfrieren in flüssigem Stickstoff kontraktionsunfähig. Auch ohne zelluläre Aktivität erhöhte sich die Stiffness der Faszie nach vorheriger Dehnung noch um über sieben Prozent (gegenüber neun Prozent bei Faszien mit kontraktionsfähigen Zellen). Die Autoren beobachteten folglich weiterhin die zuvor von Yahia et al. (1993) beschriebene charakteristische Superkompensation der Stiffness über das Ausgangsniveau (vgl. Abb. 3). Die zusätzlich gemessene Hydratation zeigte einen fast synchronen Verlauf: Nach einer initialen Abnahme stieg der Wassergehalt der Faszie über das Ausgangsniveau. Auf der Basis ihrer Ergebnisse, der Superkompensation der Stiffness auch ohne kontraktile Zellaktivität sowie der gleichzeitigen analogen Veränderung des Wassergehalts, gehen Schleip et al. davon aus, dass der Flüssigkeitsanteil der Faszie in einem engen Zusammenhang mit ihrer Stiffness steht. Ebenfalls für die enge Assoziation von Flüssigkeitsgehalt und Gewebefestigkeit spricht die Untersuchung von Ng et al. (2005): Infolge eines erhöhten interstitiellen Flüssigkeitsgehalts

¹⁵ TGF- β 1 (transforming growth factor beta 1) ist ein Zytokin, d.h. ein Botenstoff, der unter anderem die Kollagensynthese fördert und gleichzeitig den Kollagenabbau reduziert (Lippert 2012).

stellten sie *in vitro* eine verstärkte Proliferation von Fibroblasten, die Differenzierung von Myofibroblasten sowie eine Neuausrichtung der Kollagenfasern fest.

Eine eng mit der Hydratationshypothese verbundene, jedoch bis jetzt noch nicht untersuchte mögliche Ursache für Veränderungen der Stiffness besteht in der Gleitfähigkeit der Faszien-schichten. Eine Überakkumulation von Hyaluronsäure, die für die essenzielle Verschiebbarkeit der Schichten verantwortlich ist, führt zu einer Erhöhung ihrer Viskosität (Pavan et al. 2014). Überdies weist Hyaluronsäure als nicht-newtonsches Fluid ein thixotropes Verhalten auf (Pavan et al. 2014): Bei fehlenden Bewegungsreizen erhöht sich in Ruhe ihre Viskosität, die Substanz wird also zähflüssiger und fester. Umgekehrt sorgt mechanische Bewegung dafür, dass sich die Viskosität der Hyaluronsäure verringert, das Fluid also wieder flüssiger wird (Barnes 1997). Die beschriebenen Vorgänge, die Verfestigung und Verflüssigung der Hyaluronsäure, könnten sich in einer veränderten Stiffness der Faszie ausdrücken.

Fazit

Obwohl alle genannten Mechanismen plausible Ursachen für Veränderungen der Stiffness darstellen, ist unklar, welche Faktoren innerhalb dieses Spektrums dominieren. Wahrscheinlich ist ein Zusammenwirken aller Mechanismen (passiver Übertrag von Kräften aus der Muskulatur, zelluläre Kontraktion und Änderungen des Hydrations- und Viskositätszustands) dafür ursächlich, dass fasziale Gewebe ihre Stiffness ändern. Unklar und zu erforschen bleibt jedoch, unter welchen Bedingungen, im Speziellen in welchen Zeitfenstern, die jeweiligen Vorgänge dominieren. Nach aktuellem Kenntnisstand scheint kurzfristig im Sinne von Akuteffekten die direkte Kraftübertragung durch den Muskel sowie die Flüssigkeits- und Viskositätsdynamik zu dominieren. Demgegenüber könnte insbesondere auf lange Sicht die zelluläre Kontraktion im Sinne einer sukzessiven bzw. kumulativen Modifikation der faszialen Grundstiffness eine Rolle spielen. Untersuchungen am Rattenpräparat zeigen, dass die pharmakologisch induzierte Zellkontraktion der Lumbalfaszie ihr Maximum erst nach gut einer Stunde erreicht (Hoppe et al. 2014). Differenziert werden muss allerdings allem Anschein nach bezüglich der Aktivität der Myofibroblasten zwischen Mechanismen, die die Stiffness erhöhen und sie reduzieren. Unter Gabe von Stickstoffmonoxid tritt bei menschlichen Proben der Fascia lata bereits nach zirka fünf Minuten eine Relaxation ein, die nach weiteren fünf Minuten ihren Höhepunkt erreicht (Hoppe et al. 2014).

Trotz erster Hinweise auf die Ursachen der mechanischen Adaptabilität faszialer Gewebe lassen sich diese zusammenfassend noch nicht eindeutig zuordnen. Die

Beantwortung der offenen Fragen in Bezug auf Mechanismus und Beeinflussbarkeit ist jedoch notwendig und unabdingbar, um spezifische und die jeweiligen Verhältnisse adressierende therapeutische Maßnahmen zu entwickeln.

5.2 Transversaler Krafttransfer

Aufgrund der morphologischen Kontinuität benachbarter Muskeln und der Fähigkeit faszialer Strukturen, ihre Stiffness zu ändern, ergibt sich die Frage nach der Übertragung der generierten Kräfte. Viel spricht dafür, dass fasziale Strukturen nicht lediglich Hüllen, sondern auch Kraftüberträger sind: Ergebnissen biomechanischer und histologischer Studien zufolge ähneln ihre mechanischen Eigenschaften denen von Sehnen teils beträchtlich (Butler et al. 1984, Derwin et al. 2008). Untersuchungen bei Patienten mit Zerebralparese zeigen zudem, dass etwa der M. flexor carpi ulnaris auch nach Tenotomie unter Stimulation des Nervus ulnaris noch bis zu 80 % seines beugenden Drehmoments entwickelt (Bruin et al. 2011). Dies deutet das prinzipielle Potential nicht-tendinöser Gewebe als Kraftüberträger an. Studien zur mechanischen Bedeutung faszialer Gewebe existieren derzeit vor allem am Präparat. Insbesondere die transversale¹⁶ Kraftübertragung (vgl. *Abb. 4*) stellt hierbei ein

etabliertes Forschungsfeld dar, für das weitaus mehr Erkenntnisse vorliegen als für den Krafttransfer in longitudinaler¹⁶ Richtung. Aufgrund der Zielsetzung dieser Schrift kann die Behandlung des transversalen Krafttransfers allerdings nur ausschnitthaft erfolgen; weitere Details und Arbeiten sind der spezifischen Fachliteratur und entsprechenden Übersichtsarbeiten (z.B. Maas & Sandercock 2010) zu entnehmen.

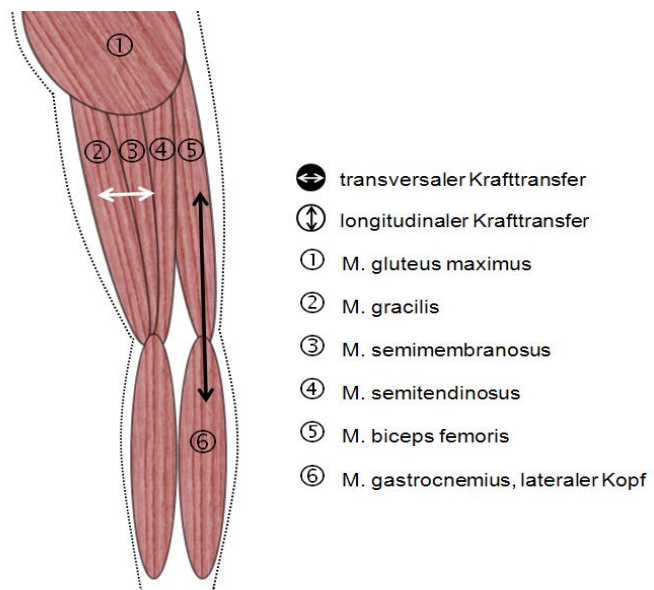


Abb. 4 Schematische Darstellung des transversalen und longitudinalen Krafttransfers (untere Extremität, eigene Darstellung).

¹⁶ Als transversaler Krafttransfer wird die Kraftübertragung auf benachbarte Antagonisten oder Synergisten quer zum Muskelfaserverlauf verstanden (z.B. mediolateral). Dem gegenüber bezeichnet die longitudinale Kraftübertragung einen Krafttransfer in Serie und in Richtung des Muskelfaserverlaufs (z.B. proximodistal oder craniocaudal, vgl. *Abb. 4*).

Tierexperimentelle Untersuchungen

Untersuchungen zum transversalen Krafttransfer zwischen Muskulatur und assoziiertem Bindegewebe haben sich bislang größtenteils auf experimentelle Studien an anästhesierten Tieren beschränkt. Huijing & Baan (2001) stellten im Rahmen von Untersuchungen an Ratten fest, dass bei Zug an der proximalen Sehne des M. extensor digitorum longus nur ein Teil der dadurch generierten Kräfte an der distalen Sehne messbar ist: Die erfassten proximodistalen Differenzen erreichten bis zu 25%. Als Ursache hierfür vermuteten die Autoren einen extramuskulären Kraftübertrag auf die benachbarten Synergisten. Weitere Untersuchungen (u.a. Maas et al. 2005, Huijing et al. 2007, Meijer et al. 2007, Yucesoy et al. 2010) bestätigten in der Folgezeit, dass bei Muskelaktivität Kräfte nicht nur longitudinal (auf die sich anschließende Sehne), sondern ebenfalls transversal über das perimuskuläre Bindegewebe auf Synergisten und Antagonisten übertragen werden. Besonders große Effekte fanden Huijing et al. (2007) für die wechselseitige Beeinflussung des M. tibialis anterior und die Fibularismuskeln. Die zuginduzierte Verlängerung des vorderen Schienbeinmuskels führte zu einem 30 %-igen Kraftverlust des Fibulariskomplexes, andersherum ergab sich ein Defizit von 25 %.

In vivo-Untersuchungen am Menschen

Neben tierexperimentellen Studien liegt für den transversalen Krafttransfer auch eine Reihe von Untersuchungen am lebenden Menschen vor. Verschiedene Forschungsgruppen stellten – zumeist unter Nutzung der Magnetresonanztomographie – übereinstimmend mechanische Übertragungseffekte zwischen Synergisten und Antagonisten des Unterschenkels fest, die die Beobachtungen am Tier zu bestätigen scheinen (Bojsen-Møller et al. 2010, Huijing et al. 2011, Yaman et al. 2013). Uneinigkeit herrscht jedoch über das Ausmaß der übertragenen Kräfte unter physiologischen und pathologischen Bedingungen (Tijs et al. 2015).

5.3 Longitudinaler Krafttransfer

Konzepte myofaszialer Ketten – auch das von Myers (1997a) – nehmen an, dass Kräfte insbesondere longitudinal übertragen werden. Histologische Untersuchungen der Faserstruktur und mechanischen Eigenschaften von Faszien scheinen zu bestätigen, dass Faszien in dieser Richtung größere Kräfte übertragen können als transversal. Die Fascia lata weist longitudinal (proximodistal) passend zur Anordnung der Kollagenfasern eine mehr als vierfach erhöhte Stiffness auf als in transversaler Richtung (lateromedial). Analog dazu fällt die maximale Zugbelastbarkeit longitudi-

nal weitaus größer aus: Sie ist um den Faktor 4,8 erhöht (Eng et al. 2014). Diese am Schafpräparat gemachten Beobachtungen wurden für die Fascia cruris des Menschen mit einem ähnlichen Verhältnis bestätigt (Stecco et al. 2014b). Auch die Faszien der menschlichen Bauchwand weisen die gleiche Charakteristik auf: Longitudinal sind sowohl die Stiffness als auch die Reißfestigkeit des Gewebes dreimal höher als transversal (Kirilova et al. 2011). Funktionell könnte es der direktionale Stiffnessunterschied der Faszie erlauben, sich der bei Muskelkontraktion und -dehnung auftretenden Formänderung flexibel in mediolateraler Richtung anzupassen bzw. in proximodistaler Richtung Kräfte zu übertragen.

Experimentelle Kadaverstudien

Untersuchungen für den longitudinalen Kraftübertrag im Verlauf myofaszialer Ketten liegen vor allem für die Komponenten der oberflächlichen Rückenlinie (Plantaraponeurose, Achillessehne, M. gastrocnemius, ischiocrurale Muskulatur, Ligamentum sacrotuberale, Fascia thoracolumbalis, M. erector spinae) vor. Sie kommen in Übereinstimmung zu dem Ergebnis, dass am Präparat ein Kraftübertrag in longitudinaler Richtung möglich ist (Vleeming et al. 1989, van Wingerden et al. 1993, Vleeming et al. 1995, Carlson et al. 2000, Erdemir et al. 2004). Erste Hinweise (jedoch nicht für alle Kontinuitäten der jeweiligen myofaszialen Ketten) liegen des Weiteren für die funktionelle Frontallinie (Norton-Old et al. 2013) und die funktionelle Rückenlinie (Barker et al. 2004) vor. Keine Evidenz auf der Basis von Kadaverstudien besteht hingegen für einen mechanischen Kraftübertrag im Verlauf der weiteren in Publikation [1] in Bezug auf ihre Existenz untersuchten myofaszialen Ketten (oberflächliche Frontallinie, Laterallinie, Spirallinie).

Krause et al. (2015) haben ein systematisches Review von Kadaverstudien und experimentellen In-vivo-Studien zur longitudinalen Kraftübertragung im Verlauf myofaszialer Ketten durchgeführt. Untersucht wurden dabei jeweils die Linien, die zuvor in Publikation [1] hinsichtlich ihrer morphologischen Existenz bestätigt worden waren. Insgesamt, so folgern die Autoren in Bezug auf die gefundenen Dissektionsstudien (Krause et al. 2015), gebe es am Präparat solide Evidenz für das Auftreten eines Krafttransfers im Verlauf der myofaszialen Ketten. Es existierten jedoch gleichwohl eine große methodologische Heterogenität in Bezug auf Messung und Applikation der Kräfte sowie eine hohe Variabilität hinsichtlich des Ausmaßes der übertragenen Kräfte (vgl. Tab. 2).

Studie	Kontinuität	Applikation der Kraft	Messverfahren
Barker et al. 2004	Diverse Muskeln – Fascia thoracolumbalis	Zug an Muskeln mittels Federwaage, Steigerung in 1 N-Schritten	Dehnmessstreifen, visuelle Schätzung mit Fotos
Vleeming et al. 1995	Diverse Muskeln – Fascia thoracolumbalis	Methode unklar (50 N)	Visuelle Schätzung und Rasterfotografie
Carlson et al. 2000	Achillessehne – Plantaraponeurose	Servohydraulische Maschine, progressiver Zug an Achillessehne bis 500 N (diverse Gelenkwinkel)	Extensometer mit Dehnmessstreifen
Erdemir et al. 2004	Achillessehne – Plantaraponeurose	Gerät (Linearantrieb) zur Gangsimulation abgetrennter Füße	Faseroptischer Messwandler
Norton-Old et al. 2013	M. adductor longus – M. rectus abdominis	Mechanische Winde, Applikation von 20 und 50 N	Folienbasierte Dehnmessstreifen
van Wingerden et al. 1993	M. biceps femoris – Lig. sacrotuberale	Variable Zugkräfte zwischen 10 und 100 N mittels Gewichten (aufrechter Stand/Rumpfbeuge in Aufhängung)	buckle transducer
Vleeming et al. 1989	Diverse Muskeln – Lig. sacrotuberale	Methode unklar (50 N)	Visuelle Schätzung

Tab. 2 Experimentelle Kadaverstudien zum longitudinalen Kraftübertrag im Verlauf der myofaszialen Meridiane nach Myers (1997a, 1997b; eigene Darstellung).

Experimentelle in vivo-Studien

Obwohl die Ergebnisse aus Studien am Humanpräparat grundlegende Hinweise für einen Kraftübertrag im Verlauf myofaszialer Ketten liefern, ist ihre Aussagekraft limitiert, da sie die mechanischen Verhältnisse des lebenden Körpers nur unzureichend widerspiegeln. Dies gilt insbesondere für konservierte Präparate, da der Prozess der Einbalsamierung in der Regel mit einer Änderung des Hyaluronsäuregehalts sowie vermehrter Bildung von Cross-Links zwischen den kollagenen Fasern einhergeht (Chapman et al. 1990, Lin et al. 1997, Abe et al. 2003). Experimentelle In-vivo-Untersuchungen sind daher bedeutsam, um das aus anatomischen Studien gewonnene Grundlagenwissen unter funktionellen Gesichtspunkten zu überprüfen.

Wie bei den Kadaverstudien zum myofaszialen Krafttransfer liegt auch im Bereich entsprechender In-vivo-Experimente das Gros der Daten für die oberflächliche Rückenlinie vor. Einen Hinweis auf mögliche Übertragungseffekte lieferten Mitchell et al. (2008). Sie beobachteten im Langsitz mit gestreckten Beinen gegenüber der Rückenlage (also bei Vergrößerung des Hüftflexionswinkels) eine Verringerung der Dorsalextension im Sprunggelenk. Diese könnte durch eine verstärkte Dehnung der

ischiocruralen Muskulatur hervorgerufen worden sein, welche über den M. gastrocnemius mit dem Sprunggelenk verbunden ist. Ähnlich interpretieren lassen sich Untersuchungen, die eine reduzierte Beweglichkeit im Active Straight Leg Raise, dem Anheben des gestreckten Beines, unter Verstärkung der Dorsalextension im Sprunggelenk ergaben (Boyd et al. 2009, Palmer et al. 2015, Andrade et al. 2015).

Neben Studien, die die Auswirkungen von Gelenkwinkelveränderungen auf benachbarte Gelenke bzw. Gewebe untersuchen, fokussiert eine zweite Gruppe von Experimenten die Anwendung von therapeutischen Interventionen und Elementen. Grievé et al. (2015) zeigten, dass eine Self-myofascial-release-Behandlung der Plantaraponeurose¹⁷ (kaudale Station der Linie, vgl. Publikation II) zu einer Vergrößerung der Hüft- und Lendenwirbelsäulenbeweglichkeit führt. Cho et al. (2015) ließen die suboccipitalen Nackenmuskeln ihre Probanden mittels manueller Inhibitionstechniken oder per self-myofascial release behandeln. In Übereinstimmung mit einer früheren Studie (Aparicio et al. 2009) stellten sie hiernach eine erhöhte Flexibilität der ischiocruralen Muskulatur fest.

Auch das Dehnen von Komponenten der oberflächlichen Rückenlinie scheint die Beweglichkeit in entfernten Gelenken zu erweitern. So tritt nach isometrischem Stretching der Waden- und hinteren Oberschenkelmuskulatur eine gegenüber einer inaktiven Kontrollgruppe signifikant vergrößerte Beweglichkeit der Halswirbelsäule in der Sagittalebene (Flexion/Extension) auf (Wilke et al. 2015b). An diese Pilotstudie anknüpfend zeigen die Ergebnisse aus Publikation III, dass die beschriebene Dehnintervention nicht nur zu einem Ferneffekt im Sinne einer Beweglichkeitserweiterung der Halswirbelsäule führt. Vielmehr fallen die erzielten Effekte auch ähnlich groß aus wie bei lokalem Stretching der Nackenmuskeln selbst. Somit könnten Dehnübungen, die auf dem Verlauf myofaszialer Ketten basieren, eine zusätzliche Alternative darstellen, um Trainings- und Therapieeffekte zu maximieren oder die direkte Behandlung in schmerzenden Körperregionen zu vermeiden.

Die Resultate der weiteren in Publikation III ebenfalls untersuchten zervikalen Bewegungsebenen (neben der Sagittalebene auch Frontalebene und Transversalebene) werfen indes Fragen auf: Die Beweglichkeit in Lateralflexion und Rotation erhöhte sich durch die Dehnübungen der unteren Extremität in einem ähnlichen Ausmaß wie in der Sagittalebene. Da im theoretischen Konstrukt der myofaszialen Ketten

¹⁷ Als self-myofascial release werden Eigenmassagen mithilfe von Hartschaumrollen und -bällen bezeichnet.

angenommen wird, dass der Krafttransfer vor allem longitudinal erfolgt, wäre zu erwarten gewesen, dass die größten Beweglichkeitszuwächse in Flexion und Extension auftreten. Zwei Erklärungsansätze für die in allen Ebenen gleichermaßen auftretenden Effekte erscheinen plausibel.

So könnte zum einen ein Kraftübertrag über myofasziale Ketten zwar stattfinden, aber im Gegensatz zu den Annahmen von Myers (2012) richtungsunspezifisch sein. Zahlreiche Arbeiten haben einen über das extramuskuläre Bindegewebe nach lateral führenden, transversalen Krafttransfer bei simulierter Kontraktion des unterliegenden Muskels nachgewiesen (u.a. Maas et al. 2005, Huijing et al. 2007; vgl. Kapitel 5.2). Möglicherweise werden auch aus entfernten Regionen (in diesem Fall von der unteren Extremität) übertragene Kräfte teils in transversaler Richtung abgeleitet. In diesem Fall müsste die klassische Denkweise (hauptsächlich longitudinaler Kraftübertrag) zwar nicht verworfen aber entscheidend modifiziert werden, da sich die Effekte nicht nur in Serie, sondern eher unspezifisch bzw. multidirektional manifestierten.

Zum anderen, dies würde hingegen Myers (1997a, 1997b) Theorie stützen, führt die beidseitige Kontraktion der Nackenmuskeln zwar zu einer Extension der Halswirbelsäule, die einseitige Kontraktion aber in den meisten Fällen zu einer Lateralflexion oder Rotation (Schünke et al. 2007, Clarkson 2000). Wenn also die Stretchingübungen über die oberflächliche Rückenlinie eine Relaxation der Nackenextensoren bewirkt haben, könnte dies neben einer Verbesserung der Beweglichkeit in Flexion/Extension auch zu einer Steigerung in Lateralflexion und Rotation geführt haben. Als wahrscheinlich gilt dies aufgrund der großen Zahl der Extensoren mit der Sekundärfunktion Seitneigung (bei unilateraler Aktivität) insbesondere für die Zuwächse in der Frontalebene (Schünke et al. 2007). Eine Rotationswirkung bei einseitiger Kontraktion wird dagegen von Clarkson (2000) nicht für alle, sondern nur für einzelne Nackenstrecker (etwa Mm. longissimus capitis und cervicis sowie Mm. splenius capitis und cervicis) berichtet. Nach Bogduk & Mercer (2000) treten Rotations- und Lateralflexionsbewegungen der Halswirbelsäule nie isoliert auf, sondern aufgrund der Stellung der Facettengelenke immer mit einander gekoppelt. Diese Wechselbeziehung könnte neben der variierenden Muskelfunktion bei einseitiger Kontraktion bzw. Dehnung für das beobachtete Phänomen in der Transversalebene ursächlich sein.

Im Gegensatz zu den zahlreichen Untersuchungen, die die funktionelle Relevanz der oberflächlichen Rückenlinie thematisieren, liegen für die anderen hinsichtlich

ihrer Existenz bestätigten myofaszialen Ketten kaum Daten vor. Carvalhais et al. (2013) haben in ihrer Studie die In-vivo-Funktion der funktionellen Rückenlinie (M. vastus lateralis, M. gluteus maximus, Fascia thoracolumbalis, kontralateraler M. latissimus dorsi) überprüft. Sie ließen ihre Probanden in Bauchlage den M. latissimus dorsi dehnen oder isometrisch kontrahieren. Währenddessen erfassten die Autoren mittels isokinetischer Messung die Ruheposition sowie die passive Stiffness des kontralateralen Hüftgelenks. Es zeigte sich, dass unter Dehnung des Breiten Rückenmuskels eine erhöhte Stiffness und eine veränderte Ruheposition mit vermehrter Außenrotation der Hüfte auftreten, was als Indiz für einen Krafttransfer in der untersuchten myofaszialen Kette gewertet wird.

6 Künftige Forschungsfragen

Die Daten aus physiologisch-histologischen Grundlagenuntersuchungen sowie Präparats- und In-vivo-Studien liefern in vierfacher Hinsicht Impulse für künftige Forschungsfragen: Erstens gilt es, das die mechanischen Kräfte übertragende Gewebe zu identifizieren. Zweitens besitzt die präzise Beschreibung und Abgrenzung von Mechanismen der faszialen Stiffnessänderung Priorität, um darauf aufbauend drittens gezielte therapeutische Interventionen abzuleiten. Viertens stellt sich die Frage nach der Generalisierbarkeit gewonnener Erkenntnisse – insbesondere vor dem Hintergrund anatomischer Variabilität. Das folgende Kapitel widmet sich im Sinne eines Ausblicks diesen Themenkomplexen.

6.1 Morphologisches Korrelat der Ferneffekte

Die Evidenz aus Kadaver- und experimentellen In-vivo-Studien deutet auf einen myofaszialen Krafttransfer im Verlauf der Muskel-Faszien-Ketten hin. Dies illustrieren insbesondere die Arbeiten, in denen praxisnahe Interventionen auf Basis der Ketten zu Effekten in entfernten Körperregionen geführt haben (Grieve et al. 2015, Wilke et al. 2015b sowie Publikation III). Eine zentrale Aufgabe künftiger Forschungsprojekte besteht dennoch in der zweifelsfreien Identifikation des morphologischen Korrelats beobachteter Ferneffekte. Die vorliegenden Untersuchungen am lebenden Menschen sind bislang weniger im Sinne eines ‚proof of principle‘ als im Sinne eines ‚hint for principle‘ einzustufen: Da sie mehrheitlich nicht-invasiv bzw. ohne eine simultane Bildgebung durchgeführt wurden, lassen sich Kausalitäten wie etwa am Leichenpräparat (z.B. Behandlung eines Gewebekomplexes und simultane

Veränderung der Stiffness in benachbarten Strukturen aufgrund übertragener Zugkräfte) nicht direkt ableiten.

Einzig Cruz-Montecinos et al. (2015) liefern diesbezüglich erste Hinweise. Ihre Probanden führten, in sitzender Position und mit gestreckten Beinen, aus der maximalen Retroversion des Beckens eine zunehmende Kippung desselben nach anterior durch. Mittels Ultraschall maßen die Untersucher hierbei eine mögliche longitudinale Verschiebung der Faszie des M. gastrocnemius. Es zeigte sich, dass die Veränderung der Beckenposition und die damit einhergehende, sukzessive Dehnung der ischiocruralen Muskulatur stark mit einer Verschiebung der Faszie nach superior korrelierten. Wenngleich die Studie einen weiteren Hinweis auf einen myofaszialen Krafttransfer über myofasziale Ketten liefert, sind weitere Untersuchungen notwendig, um die mögliche Assoziation zwischen Änderungen mechanischer Gewebeeigenschaften (z.B. Stiffness oder Verschiebung der Faszie) und funktionellen Parametern (etwa Beweglichkeit in benachbarten Gelenken) zu überprüfen. Bis dato haben die funktionsbasierten Studien am lebenden Menschen dementsprechend zwar größtenteils plausible Ergebnisse geliefert. Diese sind jedoch nicht zwingend auf einen durch Faszien vermittelten mechanischen Krafttransfer zurückzuführen.

Nach aktuellem Kenntnisstand kommt neben faszialen Geweben ein weiterer Faktor für eine Mediation der Ferneffekte infrage: Auch periphere Nerven verlaufen über mehrere Gelenke. Aus diesem Grunde wird immer wieder eine neurale Beteiligung bei gefundenen Ferneffekten diskutiert (Andrade et al. 2015, Palmer et al. 2015). Eine durch Zugkräfte induzierte Veränderung der Nervenspannung ist prinzipiell möglich (Daniels et al. 1998, Byl et al. 2002). Andrade et al. (2015) halten es jedoch für unwahrscheinlich, dass diese zu einer erhöhten Beweglichkeit in entfernten Gelenken führt. Eher vermuten die Autoren, dass eine Veränderung der Dehnbelastungstoleranz im Kontext übertragener Ferneffekte eine Rolle spielen könnte.

Zwei Argumente sprechen eher gegen neuronale Faktoren als Auslöser von mechanischen Übertragungseffekten. Es erscheint zum einen wenig plausibel, dass Nerven bzw. ihr umhüllendes Bindegewebe im Sinne einer Beweglichkeitssteigerung in entfernten Gelenken auf alle in den vorliegenden, experimentellen Studien eingesetzten Interventionen (Dehnen, self-myofascial release, Veränderung von Gelenkwinkeln in benachbarten Gelenken) gleichermaßen reagieren. Weitere Untersuchungen sind hier dennoch notwendig.

Gegen einen systematischen, mechanischen Krafttransfer über größere Distanzen spricht zum anderen, dass periphere Nerven zwar über mehrere Gelenke verlaufen, sich aber nicht in derselben Form wie Muskeln und fasziale Gewebe (im Konzept myofaszialer Ketten) über lange Distanzen morphologisch und linear verbinden. Insofern wären mechanisch übertragene Ferneffekte vom Fuß nach kranial nur bis zur Lendenwirbelsäule über den Nervus ischiadicus erklärbar: Während sich die dessen Verlauf entsprechende myofasziale Kette (oberflächliche Rückenlinie aus Plantaraponeurose, Wadenmuskulatur, ischiocruraler Muskulatur und M. erector spinae) bis zum Hinterhaupt fortsetzt, endet der Nerv morphologisch in den Rückenmarkssegmenten L4 bis S3 (Franco 2008). Unklar ist jedoch, ob ab hier ein mechanischer Spannungstransfer weiter nach kranial möglich ist. Die Mm. rectus capitis posterior minor und major sind morphologisch mit der harten Hirnhaut (dura mater) verbunden (Hack et al. 1995, Scali et al. 2011). Bei manueller Traktion am M. rectus capitis posterior major lässt sich eine diskrete Bewegung der dura bis zur Höhe des ersten Brustwirbelkörpers beobachten (Scali et al. 2011). Von einer mechanischen Bedeutung im Sinne eines Krafttransfers – etwa bis zur unteren Extremität – gehen Hack et al. (1995) nicht aus: Sie vermuten, dass die Verbindung, die zudem rechtwinklig zur dura mater angeordnet ist, eher dazu dient, eine Einfaltung derselben zu verhindern. Kahkeshani & Ward (2012) diskutieren in ihrem systematischen Review eine propriozeptive Funktion sowie eine mögliche Beteiligung bei zervikalen Kopfschmerzen.

Wenngleich ein mechanischer Krafttransfer über neurale Strukturen bis dato unwahrscheinlich erscheint, kann eine nicht-mechanische, reflektorische bzw. supraspinale Komponente nicht ausgeschlossen werden. Azevedo et al. (2011) stellten fest, dass es beim Contract-Relax-Stretching¹⁸ keinen Unterschied zu machen scheint, ob der Zielmuskel oder ein komplett anderer Muskel vor der Dehnung kontrahiert. Dies illustriert, dass Interventionen – wahrscheinlich durch neuronale Beeinflussung – nicht immer zu den spezifisch erwartbaren Resultaten führen. Ein ähnlicher, bislang nicht vollumfänglich verstandener Einflussfaktor könnte auch bei durch Dehnen induzierten Ferneffekten eine Rolle spielen.

¹⁸ Beim Contract-Relax-Stretching wird der Zielmuskel vor der eigentlichen Dehnung maximal kontrahiert. Es wird angenommen, dass er sich aufgrund der hierdurch ausgelösten autogenen Hemmung stärker dehnen lässt (Azevedo et al. 2011).

6.2 Mechanismen der Stiffnessänderung und ihre Beeinflussung

Mit der Identifikation des Gewebes, das für den Krafttransfer in entfernte Regionen verantwortlich ist, sind die zugrunde liegenden Mechanismen und ihre Beeinflussbarkeit noch nicht erklärt. Obwohl die vorliegenden histologischen, experimentellen und funktionsorientierten Daten nahe legen, dass Faszien und fasziale Strukturen an der Entstehung von in vivo beobachteten Ferneffekten beteiligt sind, bleibt unklar, in welcher Form das Gewebe auf entsprechende Reize reagiert. Insbesondere da ein Zusammenspiel mehrerer Einflussfaktoren (z.B. Zellkontraktion, Hydratation, Kontakt zum Muskel; vgl. 5.1) möglich ist, muss das Ziel künftiger Forschungsarbeiten sein, dieses genauer zu charakterisieren. So ist es denkbar, dass eine erhöhte oder reduzierte Stiffness unter verschiedenen Bedingungen (etwa variierende mechanische Reize, Temperaturänderungen) jeweils durch andere Mechanismen erzeugt wird. Die Kenntnis dieser Bedingungen ist Voraussetzung für die gezielte Ableitung von Behandlungsansätzen. Erste Hinweise liegen in dieser Hinsicht bereits vor: Ein Einflussfaktor für die Aktivität der Myofibroblasten in Faszien besteht in der Applikation mechanischer Reize (Tomasek et al. 2002, Hinz et al. 2001b). Neben Dehnungen von Faszien (Yahia et al. 1993, Schleip et al. 2012b) und Muskeln ist auch eine Reaktion des kollagenen Bindegewebes auf Kontraktion (akut) bzw. Hypertrophie (längerfristig) denkbar. In diesem Sinne könnten insbesondere chronische Überbelastungen (vgl. Kapitel 6.3) zu Veränderungen der Stiffness führen.

Untersuchungen am Tierpräparat zeigen zudem, dass Änderungen des pH-Wertes (diese ließen sich unter Umständen ebenfalls therapeutisch induzieren) die Kontraktibilität der Zellen beeinflussen. So steigt mit zunehmender Azidose die durch die Myofibroblasten erzeugte Spannung an (Pipelzadeh & Naylor 1998). In Bezug auf die Hydratation ist indes bekannt, dass durch körperliche Aktivität bzw. Krafttraining eine erhöhte Produktion von Hyaluronsäure sowie insgesamt eine Reduktion der Fluidviskosität erreicht werden kann (Engström-Laurent & Hällgren 1987, Piehl-Aulin et al. 1991, Miyaguchi et al. 2003). Umgekehrt nimmt bei Immobilisation die Hyaluronsäure-Konzentration im Bindegewebe ab (Akeson et al. 1987). Beides dürfte sich auf die Stiffness auswirken. Eine ähnliche Dynamik zeigt der mit der Stiffness korrelierte (Schleip 2012b) Wassergehalt des Bindegewebes: Er nimmt bei Immobilisation ab und erhöht sich in Reaktion auf mechanische Belastung (Akeson et al. 1987, Schleip et al. 2012b).

6.3 Ableitung therapeutischer Behandlungsansätze

Konzepte myofaszialer Ketten legen zugrunde, dass die mechanische Kraftübertragung in ihrem Verlauf Ursache oder Folge pathologischer Phänomene sein kann. Plausibel scheint dies vor allem für durch repetitive Überbelastungen charakterisierte Schmerzsymptomatiken. Da für drei Ketten auf Basis der vorliegenden Kadaver- und In-vivo-Studien solide Evidenz hinsichtlich eines longitudinalen Krafttransfers besteht, stellt sich die Frage nach abgeleiteten Therapieansätzen.

Oberflächliche Rückenlinie

Patienten mit chronischen lumbalen Rückenschmerzen weisen Verhärtungen, eine erhöhte Stiffness sowie eine reduzierte Flexibilität der ischiocruralen Muskulatur auf (Tafazzoli & Lamontagne 1996, Feldman 2001, Marshall et al. 2009). Ein Stretching der ischiocruralen Muskulatur, die über die oberflächliche Rückenlinie mit der Fascia thoracolumbalis bzw. dem M. erector spinae in Verbindung steht, könnte daher geeignet sein, potenziell pathologisch veränderte mechanische Eigenschaften der Gewebe im Lumbalbereich zu normalisieren. Es liegen diesbezüglich bislang jedoch keine Interventionsstudien vor.

Ein zweites mögliches Anwendungsgebiet, bei dem Behandlungen von Komponenten der oberflächlichen Rückenlinie effektiv sein könnten, besteht in der Plantarfasziitis. Bolivar et al. (2013) berichten, dass der M. gastrocnemius und die ischiocrurale Muskulatur (beide Komponenten der Linie) wie bei chronischen Rückenschmerzen von Verhärtungen betroffen sind. Diese Beobachtung haben sowohl in Bezug auf die ischiocruralen Muskeln (Labovitz et al. 2011, Harty et al. 2005) als auch in Bezug auf die Wadenmuskulatur (Patel & Di Giovanni 2011) weitere Studien bestätigt. Zu überprüfen bleibt dementsprechend, ob eine Behandlung der Wade und der Oberschenkelrückseite durch Stretching oder self-myofascial release aufgrund der direkten morphologischen Verbindung zur Plantaraponeurose zu einer Linderung der Beschwerden führt. Garrett & Neibert (2013) resümieren auf der Basis ihrer Literaturanalyse, dass zumindest das Stretching der Wadenmuskulatur ein möglicherweise effektives Mittel zur Therapie der Plantarfasziitis darstellt. Keine Daten liegen hingegen für die Effektivität einer Behandlung der ischiocruralen Muskulatur vor.

Funktionelle Frontallinie

Eine mögliche Indikation für die Behandlung der ventral gelegenen funktionellen Frontallinie betrifft insbesondere bei Fußballern häufig vorkommende Leistenbe-

schwerden (Karlsson et al. 2014). Als Ursachen werden Ungleichgewichte und pathologische Tonussteigerungen der geraden Bauchmuskulatur sowie der Adduktoren diskutiert (Anderson et al. 2001, Morales-Conde et al. 2010). Da der M. rectus abdominis und der M. adductor longus über die myofasziale Kette in Verbindung stehen, ist eine wechselseitige Beeinflussung denkbar. Analog zur Annahme einer morphologiebasierten Kausalbeziehung zwischen Stiffness der ischiocruralen Muskulatur und Rückenschmerzen liegen allerdings auch hier keine Daten für die Effektivität von Behandlungen vor, die auf dem Verlauf der funktionellen Frontallinie basieren.

Funktionelle Rückenlinie

Die funktionelle Rückenlinie (M. vastus lateralis, M. gluteus maximus, Fascia thoracolumbalis, kontralateraler M. latissimus dorsi) könnte eine Rolle bei Schmerzsymptomen der Schulter spielen. Joseph et al. (2014) bringen Dysfunktionen des Iliosakralgelenks (ISG) mit einer anterioren Translation des Humeruskopfes in Verbindung. Im Rahmen ihrer Untersuchung stellten sie fest, dass Patienten mit ISG-Problematik gegenüber gesunden, alters- und geschlechtsgematchten Kontrollprobanden eine stärkere anteriore Translation des Oberarmkopfes aufweisen. Als Ursache vermuten Joseph et al. einen Krafttransfer über die Komponenten der dorsal verlaufenden Linie. Wenngleich ihre Studie nur einen ersten – zudem indirekten – Hinweis auf eine Assoziation von ISG-Dysfunktion und Humeruskopftranslation liefert, gibt es mehrere Gründe, diese weiter zu untersuchen: (1) Unter In-vivo-Bedingungen wurde eine mechanische Interaktion des M. latissimus dorsi und des kontralateralen M. gluteus maximus gezeigt (Carvalhais et al. 2013, vgl. Kapitel 5.3), (2) der M. latissimus dorsi nimmt als einer der Hauptdepressoren Einfluss auf die Position des Oberarmkopfes (Halder et al. 2001), (3) Bei drohender Schulterluxation ist der breite Rückenmuskel an der Gelenkstabilisation beteiligt (Pouliart & Gagey 2005).

Für eine bedeutsame Interaktion der Komponenten der funktionellen Rückenlinie bei Schmerzsymptomen spricht zudem die Untersuchung von Mooney et al. (2001). Sie stellten bei Patienten mit Schmerzen im Bereich des ISG im Gegensatz zu Gesunden während des Gehens eine erhöhte elektromyographische Aktivität des M. gluteus maximus (betroffene Seite) und des kontralateralen M. latissimus dorsi fest. In einer ähnlichen Studie zeigten Kim et al. (2014), dass auch Frauen mit chronischen Rückenschmerzen bei der Hüftextension aus der Bauchlage gegenüber einer Kontrollgruppe erhöhte Aktivierungen der genannten Muskeln aufweisen. Trotz der

Querschnittsdaten, die eine Korrelation von Normabweichungen des M. gluteus maximus und des M. latissimus dorsi vermuten lassen, liegen kaum Interventionsstudien vor. Mooney et al. (2001) führten für ihre Patienten mit ISG-Syndrom ein die Überaktivität der betroffenen Muskeln adressierendes Training durch, welches zur Normalisierung ihrer Aktivität führte. Unklar bleibt jedoch, ob sich auch eine Linderung der Schmerzen einstellte. Es kann folglich nicht beurteilt werden, ob die beobachteten Abweichungen hinsichtlich der Beschwerden kausal sind.

Fazit

Die Analyse der vorliegenden Literatur zeigt, dass bislang nur wenige therapeutische Ansätze vorliegen, die möglicherweise miteinander assoziierte Symptome im Verlauf myofaszialer Ketten konsequent berücksichtigen. Es sind daher praxisbezogene Untersuchungen nötig, die die Effektivität entsprechender neuer Behandlungen auf Basis der Muskel-Faszien-Ketten ermitteln. Einen Ansatzpunkt für künftige derartige Studien liefert Publikation [III], die einen Beweglichkeitsgewinn im Nackenbereich durch Ferndehnung der unteren Extremität belegt. Es gilt darauf aufbauend, diesen Nachweis auch bei Patienten – etwa mit myofaszialem Schmerzsyndrom – zu führen. Bedeutsam könnte ein durch Dehnung entfernter Körperregionen erzielter Beweglichkeitsgewinn insbesondere dann sein, wenn lokale Behandlungen kontraindiziert bzw. riskant sind. Als Beispiel sei hier die spinale Manipulation im Bereich der Halswirbelsäule genannt (Biller et al. 2014). Insgesamt lässt sich resümieren, dass die hauptsächlich aus Querschnittsstudien stammenden Daten Argumente für die Ableitung von neuen, kettenbasierten Therapieansätzen liefern. Bevor aber evidenzbasierte Empfehlungen zur Behandlung gegeben werden können, müssen eben solche mithilfe randomisiert-kontrollierter Studien hinsichtlich ihrer Effektivität evaluiert werden.

6.4 Generalisierung vorliegender Erkenntnisse

Es ist prinzipiell anzunehmen, dass sich die Erkenntnisse aus Grundlagenstudien sowie auf ihnen aufbauenden experimentellen Studien auf weitere Körperbereiche übertragen lassen. Dennoch zeigen die vorliegende Literatur sowie die eigenen Forschungsergebnisse, dass teils substanzielle Variationen auftreten.

Ausmaß der Faserkontinuität

Wenngleich das Gros der myofaszialen Ketten im Rahmen von Publikation [II] hinsichtlich seiner Existenz prinzipiell verifiziert wurde, dürfte das Ausmaß der Faser-

kontinuität zwischen zwei Strukturen aus mechanischer Sicht von erheblicher Bedeutung sein. Wilke et al. (2015a) stellten im Rahmen ihrer Kadaverstudie beispielsweise fest, dass der Querschnitt der strukturellen Verbindung zwischen dem Tractus Iliotibialis und der Fascia cruris interindividuell stark variiert. Möglicherweise erfüllt eine Vereinigung weniger Fasern eher kohäsive Funktionen, während eine faserreiche, breite myofasziale Kontinuität primär mechanische Kräfte überträgt. Dies muss bei der Funktionsbeurteilung der unterschiedlichen Ketten und ihrer Verbindungen berücksichtigt werden. Unklar ist zudem, welchen Einflussfaktoren das Ausmaß der morphologischen Kontinuität unterworfen ist. Da die Dichte an Myofibroblasten möglicherweise auch von der körperlichen Aktivität abhängt (Schleip 2006), könnte auch die Zahl der verbindenden Fasern hierdurch beeinflusst werden. Zudem stellt das Alter einen potenziellen Prädiktor dar. Als gesichert gilt, dass die Verbindung zwischen Plantaraponeurose und Achillessehne bzw. M. gastrocnemius im Lebenslauf sukzessive abnimmt (Snow et al. 1995, Kim et al. 2011). Gerade bei Studien am Humanpräparat – sei es observativ oder experimentell – muss vor diesem Hintergrund ein häufiges Selektionsbias beachtet werden, da die meisten Körperspender im höheren Lebensalter versterben und somit nur selten junge Kollektive zur Verfügung stehen.

Gewebestrukturelle Unterschiede

Wie die Ergebnisse aus Publikation [II](#) zeigen, bestehen die Verbindungen zwischen den Skelettmuskeln aus verschiedenen faszialen Strukturen: Sehnen (z.B. Achillessehne zwischen Plantaraponeurose und M. gastrocnemius), Ligamenten (Ligamentum sacrotuberale zwischen ischiocruraler Muskulatur und M. erector spinae), Aponeurosen (Tractus iliotibialis zwischen M. fibularis longus und M. tensor fasciae latae/M. gluteus maximus) und der Muskelfaszie selbst (M. pectoralis major zu M. rectus abdominis). Während der globale Fasziensbegriff den Vorteil besitzt, dass er eine integrative Sichtweise auf myofasziale Ketten erst möglich macht, darf nicht vernachlässigt werden, dass die einzelnen Formen faszialer Gewebe eigene histologische Charakteristika aufweisen – etwa in Bezug auf die Regularität der Faserausrichtung (z.B. Myofaszie – Aponeurose) und den Fasergehalt. Derartige Variationen wirken sich mit großer Wahrscheinlichkeit auch auf die Befähigung zum mechanischen Krafttransfer aus. Systematische vergleichende Untersuchungen, die etwa das Ausmaß des Kraftübertrags von aponeurotischen und ligamentären Kontinuitäten gegenüber stellen, liegen bis dato jedoch nicht vor.

Kettenbasierte vs. globale myofasziale Kontinuität

Schließlich muss im Kontext der Diskussion der Generalisierbarkeit auch die Besonderheit und Spezifität der myofaszialen Ketten nach Myers (1997a) hinterfragt werden. Neben den durch das Konzept definierten Muskel-Faszien-Linien sind diverse weitere myofasziale Kontinuitäten bekannt, die nicht in das Konzept integriert sind. Morphologische Verbindungen wurden unter anderem zwischen dem M. latissimus und dem M. teres major (Goldberg et al. 2009), M. gluteus medius und M. vastus lateralis (Nazarian et al. 1987), M. serratus anterior und M. levator scapulae (Smith et al. 2003) sowie M. pectoralis major und M. deltoideus (Stecco et al. 2009a) beschrieben. Insbesondere vor dem Hintergrund der Ergebnisse von Publikation [11], die eine Richtungsspezifität der Übertragungseffekte infrage stellen, und aufgrund der starken Evidenz für transversalen Krafttransfer (vgl. Kapitel 5.2) scheint dies relevant zu sein. Noch zu belegen bleibt weiter die Existenz der Kontinuitäten, die in Publikation [1] auf der Basis publizierter Literatur nicht bestätigt wurden. Insbesondere aufgrund der sich wandelnden Bedeutung des Bindegewebes bzw. faszialer Gewebe könnte die fokussierte Untersuchung im Rahmen von Dissektionsstudien dieses leisten (Wilke et al., 2015a). Insofern bedeutet also die Tatsache, dass bislang nur große Teile aber nicht die kompletten myofaszialen Ketten hinsichtlich ihrer Existenz verifiziert sind, bei aller angebrachten Skepsis nicht, dass diese nicht existieren.

7 Zusammenfassung und Ausblick

Im Gegensatz zu früheren Annahmen sind Faszien mechanisch, metabolisch und sensorisch aktive Gewebe, die die Funktion des menschlichen Bewegungssystems substanziell beeinflussen können. Neben ihrer Rolle als propriozeptives Organ und potenzieller Schmerzgenerator sind sie in der Lage, ihre Stiffness zu modulieren. Faszien sind überdies nicht nur eine schützende Hülle der Skelettmuskulatur: Statt sie von ihrer Umgebung abzugrenzen, verbinden sie die Strukturen des Körpers zu einem extensiven myofaszialen Netzwerk struktureller Kontinuität (vgl. Publikation [1]).

Kerngedanke des in dieser Schrift thematisierten Konzepts der Muskel-Faszien-Ketten ist der mechanische, longitudinale Übertrag generierter Kräfte auf angrenzende Körperregionen. Dieser ist am menschlichen Leichenpräparat gut belegt. Auch In-vivo-Untersuchungen deuten an, dass die aus grundlagenwissenschaftli-

chen und anatomischen Dissektionsstudien abgeleiteten theoretischen Annahmen zutreffen könnten: Mithilfe verschiedener Forschungsdesigns wurde gezeigt, dass Gelenkwinkeländerungen oder beweglichkeitsfördernde Maßnahmen wie Dehnen und self-myofascial release zu messbaren Ferneffekten in entfernten Gelenken führen. Diese Erkenntnisse könnten Bedeutung für die Diagnostik des Patienten sowie für die Konzeption therapeutischer Interventionen haben. Insbesondere bei kumulierten Überlastungen (z.B. Leistenbeschwerden oder Plantarfasziitis) scheint eine Behandlung unter Berücksichtigung myofaszialer Ketten erfolversprechend zu sein.

Zu untersuchen bleiben neben der Effektivität entsprechender neuer Behandlungs- und Trainingsmethoden zahlreiche andere Aspekte. Dies betrifft zum einen die Mechanismen, die lokal zu einer Stiffnessänderung führen. Neben der direkten Beeinflussung der Faszie durch den unterliegenden Muskel scheinen hier insbesondere Änderungen der Hydratation und die Zellkontraktion eine Rolle zu spielen. Zum anderen ist noch nicht zweifelsfrei geklärt, welches Gewebe die in vivo beobachteten Ferneffekte bewirkt. Nach aktuellem Stand scheint es am wahrscheinlichsten zu sein, dass ein Krafttransfer über myofasziale Ketten kausal ist, wenngleich auch periphere Nerven als Einflussfaktor genannt werden. Drittens stellt sich die Frage der Bedeutung anatomischer Variabilität und der Spezifität der myofaszialen Ketten nach Myers (1997b). Zwar ist ein vor allem in longitudinaler Richtung auftretender Kraftübertrag angesichts der histologischen Struktur faszialer Gewebe (Kollagenfaserausrichtung, höhere longitudinale Stiffness) plausibel. Aktuelle Daten (vgl. Publikation III) deuten jedoch an, dass Übertragungseffekte multidirektional auftreten. Weitere Untersuchungen zur Richtungsspezifität mechanisch vermittelter Ferneffekte sind deshalb notwendig, um die funktionelle Relevanz myofaszialer Ketten genauer zu charakterisieren.

Abschließend lässt sich resümieren, dass trotz und unter Beachtung des dargestellten Forschungsdefizits Argumente für die Integration myofaszialer Ketten im Sinne einer holistischeren Vorgehensweise in Diagnostik und Bewegungstherapie vorliegen. Trainer und Therapeuten können die thematisierte Systematik von Myers (1997a) als Orientierungshilfe nutzen, sollten sich aber bewusst sein, dass das myofasziale Spannungsnetzwerk des Körpers nicht ausschließlich aus den von ihm definierten Kontinuitäten besteht und möglicherweise eher als globale Idee denn als spezifisch geltendes Konzept verstanden werden kann.

8 Literaturverzeichnis

- Abe, M., Takahashi, M., Horiuchi, K., & Nagano, A. (2003). The changes in crosslink contents in tissues after formalin fixation. *Anal Biochem* 318(1): 118–123.
- Ajimsha, M. (2011). Effectiveness of direct vs indirect technique myofascial release in the management of tension-type headache. *J Bodyw Mov Ther* 15(4): 431–435.
- Ajimsha, M., Daniel, B., & Chithra, S. (2014). Effectiveness of Myofascial release in the management of chronic low back pain in nursing professionals. *J Bodyw Mov Ther* 18(2): 273–281.
- Akeson, W. H., Amiel, D., Abel, M. F., Garfin, S. R., & Woo, S. L. (1987). Effects of immobilization on joints. *Clin Orthop Rel Res*, (219), 28–37.
- Anderson, K., Strickland, S. M., & Warren, R. (2001). Hip and groin injuries in athletes. *Am J Sports Med* 29(4): 521–533.
- Andrade, R. J., Lacourpaille, L., Freitas, S. R., McNair, P. J., & Nordez, A. (2015). Effects of hip and head position on ankle range of motion, ankle passive torque, and passive gastrocnemius tension. *Scand J Med Sci Sports*, n/a. doi:10.1111/sms.12406
- Aparicio, E.Q., Quirante, L.B., Blanco, C.R., Sendin, F.A. (2009). Immediate effects of the suboccipital muscle inhibition technique in subjects with short hamstring syndrome. *J Manipulative Physiol Ther* 32(4): 262-269.
- Azevedo, D. C., Melo, R. M., Alves Corrêa, R. V., & Chalmers, G. (2011). Uninvolved versus target muscle contraction during contract-relax proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. *Phys Ther Sport* 12(3): 117–121.
- Barker, P. J., Briggs, C. A., & Bogeski, G. (2004). Tensile transmission across the lumbar fasciae in unembalmed cadavers: effects of tension to various muscular attachments. *Spine*, 29(2), 129–138.
- Barnes, H. A. (1997). Thixotropy - a review. *J Non-Newt Fluid Mech* 70(1-2): 1–33.
- Barry, C. M., Kestell, G., Gillan, M., Haberberger, R. V., & Gibbins, I. L. (2015). Sensory nerve fibers containing calcitonin gene-related peptide in gastrocnemius, latissimus dorsi and erector spinae muscles and thoracolumbar fascia in mice. *Neuroscience* 291: 106–117.
- Becker, I., Woodley, S. J., & Stringer, M. D. (2010). The adult human pubic symphysis: a systematic review. *J Anat* 217(5): 475–487.
- Benetazzo, L., Bizzego, A., Caro, R. de, Frigo, G., Guidolin, D., & Stecco, C. (2011). 3D reconstruction of the crural and thoracolumbar fasciae. *Surg Radiol Anat* 33(10): 855–862.
- Bhattacharya, V., Barooah, P., Nag, T., Chaudhuri, G., & Bhattacharya, S. (2010). Detail microscopic analysis of deep fascia of lower limb and its surgical implication. *Ind J Plast Surg* 43(2): 135.

- Biller, J., Sacco, R. L., Albuquerque, F. C., Demaerschalk, B. M., Fayad, P., Long, P. H., Noorollah L.D., Panagos P.A., Schievink, W.I., Schwartz, N.E., Shuaib, A., Thaler, D.E., Tirschwell, D.L. (2014). Cervical arterial dissections and association with cervical manipulative therapy: a statement for healthcare professionals from the american heart association/american stroke association. *Stroke* 45(10): 3155–3174.
- Bogduk, N., & Mercer, S. (2000). Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics. *Clin Biom* 15(9): 633–648.
- Bojsen-Møller, J., Schwartz, S., Kalliokoski, K. K., Finni, T., & Magnusson, S. P. (2010). Intermuscular force transmission between human plantarflexor muscles in vivo. *J Appl Phys (1985)* 109(6): 1608–1618.
- Bolívar, Y. A., Munuera, P. V., & Padillo, J. P. (2013). Relationship between tightness of the posterior muscles of the lower limb and plantar fasciitis. *Foot Ankle Int* 34(1): 42–48.
- Bordoni, B., & Zanier, E. (2014). Clinical and symptomatological reflections: the fascial system. *J Multidis Healthcare*, 401.
- Boyd, B. S., Wanek, L., Gray, A. T., & Topp, K. S. (2009). Mechanosensitivity of the Lower Extremity Nervous System During Straight-Leg Raise Neurodynamic Testing in Healthy Individuals. *J Orthop Sports Phys Ther* 39(11): 780–790.
- Bruin, M. de, Smeulders, M. J. C., & Kreulen, M. (2011). Flexor carpi ulnaris tenotomy alone does not eliminate its contribution to wrist torque. *Clin Biom* 26(7): 725–728.
- Busquet, L. (1985). *Les chaînes musculaires du tronc et de la colonne cervicale* (2. Auflage). Paris: Maloine.
- Butler, D. L., Grood, E. S., Noyes, F. R., Zernicke, R. F., & Brackett, K. (1984). Effects of structure and strain measurement technique on the material properties of young human tendons and fascia. *J Biom* 17(8): 579–596.
- Byl, C., Puttlitz, C., Byl, N., Lotz, J., & Topp, K. (2002). Strain in the median and ulnar nerves during upper-extremity positioning. *J Hand Surg* 27(6): 1032–1040.
- Carlson, R. E., Fleming, L. L., & Hutton, W. C. (2000). The biomechanical relationship between the tendoachilles, plantar fascia and metatarsophalangeal joint dorsiflexion angle. *Foot & Ankle Int* 21(1): 18–25.
- Carvalhais, V. O. d. C., Ocarino, J. d. M., Araújo, V. L., Souza, T. R., Silva, P. L. P., & Fonseca, S. T. (2013). Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: An in vivo experiment. *J Biom* 46(5): 1003–1007.
- Chapman, J. A., Tzaphlidou, M., Meek, K. M., & Kadler, K. E. (1990). The collagen fibril—A model system for studying the staining and fixation of a protein. *Electron Microsc Rev* 3(1): 143–182.

- Chimich, D., Shrive, N., Frank, C., Marchuk, L., & Bray, R. (1992). Water content alters viscoelastic behaviour of the normal adolescent rabbit medial collateral ligament. *J Biom* 25(8) 831–837.
- Cho, S.H., Shin, B.C., & Kim, I.H. (2005). Effects of myofascial meridian stimulation therapy (mmst) on shoulder pain. *Int J Neurosci* 115(8): 1175–1181.
- Cho, S.H., Kim, S.H., Park, D.J. (2015). The comparison of the immediate effects of application of the suboccipital muscle inhibition and self-myofascial release techniques in the suboccipital region on short hamstring. *J Phys Ther Sci* 27(1):195-197.
- Clarkson, H. M. (2000). *Musculoskeletal assessment: Joint range of motion and manual muscle strength* (2. Auflage). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Corts, M., & Harmsel, I. t. (2013). *Sportosteopathie: Myofasziale Ketten bei Überlastungssyndromen*. Stuttgart: Haug.
- Cruz-Montecinos, C., González Blanche, A., López Sánchez, D., Cerda, M., Sanzana-Cuche, R., & Cuesta-Vargas, A. (2015). In vivo relationship between pelvis motion and deep fascia displacement of the medial gastrocnemius: anatomical and functional implications. *J Anat* 227(5): 665–672.
- Daniels, T. R., Lau, J. T.-C., & Hearn, T. C. (1998). The Effects of Foot Position and Load on Tibial Nerve Tension. *Foot & Ankle Int* 19(2): 73–78.
- Derwin, K. A., Baker, A. R., Spragg, R. K., Leigh, D. R., Farhat, W., & Iannotti, J. P. (2008). Regional variability, processing methods, and biophysical properties of human fascia lata extracellular matrix. *J Biom Mat Res A* 84A(2): 500–507.
- Dyhre-Poulsen, P., & Krogsgaard, M. R. (2000). Muscular reflexes elicited by electrical stimulation of the anterior cruciate ligament in humans. *J Appl Physiol* 89(6): 2191–2195.
- Eng, C. M., Pancheri, F. Q., Lieberman, D. E., Biewener, A. A., & Dorfmann, L. (2014). Directional Differences in the Biaxial Material Properties of Fascia Lata and the Implications for Fascia Function. *Ann Biom Eng* 42(6): 1224–1237.
- Engström-Laurent, A., & Hällgren, R. (1987). Circulating hyaluronic acid levels vary with physical activity in healthy subjects and in rheumatoid arthritis patients. relationship to synovitis mass and morning stiffness. *Arthritis & Rheumatism* 30(12): 1333–1338.
- Erdemir, A., Hamel, A. J., Fauth, A. R., Piazza, S. J., & Sharkey, N. A. (2004). Dynamic loading of the plantar aponeurosis in walking. *J Bone Joint Surg. Am* 86-A(3): 546–552.
- Feldman, D. E. (2001). Risk Factors for the Development of Low Back Pain in Adolescence. *Am J Epidemiol* 154(1): 30–36.
- Filler, T. J., Peuker, E. T., Pera, F., Schulte, E., Fanghänel, J., & Lemke, C. Allgemeine Anatomie. In: Fanghänel, J., Pera, F., & Anderhuber, F. (2003). *Waldeyer: Anatomie des Menschen*. Berlin: De Gruyter.

- Findley, T., Chaudhry, H., & Dhar, S. (2015). Transmission of muscle force to fascia during exercise. *J Bodyw Mov Ther* 19(1): 119–123.
- Fleckenstein, J., Zaps, D., Rüger, L. J., Lehmeier, L., Freiberg, F., Lang, P. M., & Irnich, D. (2010). Discrepancy between prevalence and perceived effectiveness of treatment methods in myofascial pain syndrome: results of a cross-sectional, nationwide survey. *BMC Musculoskelet Disord* 11: 32.
- Follonier, L., Schaub, S., Meister, J.-J., & Hinz, B. (2008). Myofibroblast communication is controlled by intercellular mechanical coupling. *J Cell Sci* 121(20): 3305–3316.
- Follonier Castella, L., Gabbiani, G., McCulloch, C. A., & Hinz, B. (2010). Regulation of myofibroblast activities: Calcium pulls some strings behind the scene. *Exp Cell Res* 316(15): 2390–2401.
- Franco, C. D. (2008). Applied anatomy of the lower extremity. *Tech Reg Anesth Pain Manag* 12(3): 140–145.
- Gao, Y.-J., & Ji, R.-R. (2009). c-Fos or pERK, Which is a Better Marker for Neuronal Activation and Central Sensitization After Noxious Stimulation and Tissue Injury? *Open Pain J* 2(1): 11–17.
- Garrett, T. R., & Neibert, P. J. (2013). The effectiveness of a gastrocnemius-soleus stretching program as a therapeutic treatment of plantar fasciitis. *J Sport Rehabil* 22(4): 308–312.
- Giamberardino, M. A., Affaitati, G., Fabrizio, A., & Costantini, R. (2011). Myofascial pain syndromes and their evaluation. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 25(2): 185–198.
- Gibson, W., Arendt-Nielsen, L., Taguchi, T., Mizumura, K., & Graven-Nielsen, T. (2009). Increased pain from muscle fascia following eccentric exercise: animal and human findings. *Exp Brain Res* 194(2): 299–308.
- Godbout, C., Follonier Castella, L., Smith, E. A., Talele, N., Chow, M. L., Garonna, A., Hinz, B. (2013). The mechanical environment modulates intracellular calcium oscillation activities of myofibroblasts. *PLoS ONE* 8(5): e64560. doi: 10.1371/journal.pone.0064560
- Goldberg, B. A., Elhassan, B., Marciniak, S., & Dunn, J. H. (2009). Surgical anatomy of latissimus dorsi muscle in transfers about the shoulder. *Am J Orthop* 38(3): E64-7.
- Greco, R., Tassorelli, C., Sandrini, G., Di Bella, P., Buscone, S., & Nappi, G. (2008). Role of calcitonin gene-related peptide and substance P in different models of pain. *Cephalalgia* 28(2): 114–126.
- Grieve, R., Goodwin, F., Alfaki, M., Bourton, A.-J., Jeffries, C., & Scott, H. (2015). The immediate effect of bilateral self myofascial release on the plantar surface of the feet on hamstring and lumbar spine flexibility: A pilot randomised controlled trial. *J Bodyw Mov Ther* 19(3): 544–552.

- Hack, G.D., Koritzer, R.T., Robinson, W.L., Hallgren, R.C., Greenman, P.E. Anatomic relation between the rectus capitis posterior minor muscle and the dura mater. *Spine* 20(23):2484-2486.
- Halder, A. M., Zhao, K. D., O'Driscoll, S. W., Morrey, B. F., & An, K. N. (2001). Dynamic contributions to superior shoulder stability. *J Orthop Res* 19(2): 206–212.
- Harty, J., Soffe, K., O'Toole, G., & Stephens, M. M. (2005). The role of hamstring tightness in plantar fasciitis. *Foot & Ankle Int* 26(12): 1089–1092.
- Haut, T. L., & Haut, R. C. (1997). The state of tissue hydration determines the strain-rate-sensitive stiffness of human patellar tendon. *J Biomech* 30(1): 79–81.
- Hinz, B., Celetta, G., Tomasek, J. J., Gabbiani, G., & Chaponnier, C. (2001a). Alpha-smooth muscle actin expression upregulates fibroblast contractile activity. *Mol Biol Cell* 12(9): 2730–2741.
- Hinz, B., Mastrangelo, D., Iselin, C. E., Chaponnier, C., & Gabbiani, G. (2001b). Mechanical Tension Controls Granulation Tissue Contractile Activity and Myofibroblast Differentiation. *Am J Pathol* 159(3): 1009–1020.
- Hinz, B., & Gabbiani, G. (2003). Cell-matrix and cell-cell contacts of myofibroblasts: role in connective tissue remodeling. *Thromb Haemost* 90(6): 993-1002.
- Hinz, B. (2010). The myofibroblast: Paradigm for a mechanically active cell. *J Biomech* 43(1): 146–155.
- Hoffman, A. H., Robichaud, D. R., Duquette, J. J., & Grigg, P. (2005). Determining the effect of hydration upon the properties of ligaments using pseudo Gaussian stress stimuli. *J Biom* 38(8): 1636–1642.
- Hoppe, K., Schleip, R., Lehmann-Horn, F., Jäger, H., & Klingler, W. (2014). Contractile elements in muscular fascial tissue - implications for in-vitro contracture testing for malignant hyperthermia. *Anaesthesia* 69(9): 1002–1008.
- Huijing, P. A., & Baan, G. C. (2001). Extramuscular myofascial force transmission within the rat anterior tibial compartment: proximo-distal differences in muscle force. *Acta Physiol Scand* 173(3): 297–311.
- Huijing, P. A., van de Langenberg, R. W., Meesters, J. J., & Baan, G. C. (2007). Extramuscular myofascial force transmission also occurs between synergistic muscles and antagonistic muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 17(6): 680–689.
- Huijing, P. A., Yaman, A., Ozturk, C., & Yucesoy, C. A. (2011). Effects of knee joint angle on global and local strains within human triceps surae muscle: MRI analysis indicating in vivo myofascial force transmission between synergistic muscles. *Surg Radiol Anat* 33(10): 869–879.
- Hüter-Becker, A. & Dölken, M. (2005). *Behandeln in der Physiotherapie*. Stuttgart: Thieme.
- Ingber, D. E. (1998). The architecture of life. *Sci Am* 278(1): 48–57.
- Janssen, I., Heymsfield, S. B., Wang, Z. M., & Ross, R. (2000). Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. *J Appl Physiol* (1985) 89(1): 81–88.

- Joseph, L. H., Hussain, R. I., Naicker, A. S., Htwe, O., Pirunsan, U., & Paungmali, A. (2014). Myofascial force transmission in sacroiliac joint dysfunction increases anterior translation of humeral head in contralateral glenohumeral joint. *Pol Ann Med* 21(2): 103–108.
- Kahkeshani, K., & Ward, P.J. (2011). Connection between the spinal dura mater and suboccipital musculature: evidence for the myodural bridge and a route for its dissection. A review. *Clin Anat* 25(4): 415-422.
- Karlsson, M. K., Dahan, R., Magnusson, H., Nyquist, F., & Rosengren, B. E. (2014). Groin pain and soccer players: male versus female occurrence. *JSports Med Phys Fit* 54(4): 487–493.
- Kempf, H. D. (2014). *Funktionelles Training mit Hand- und Kleingeräten*. Heidelberg: Springer.
- Kim, P. J., Martin, E., Ballehr, L., Richey, J.-M., & Steinberg, J. S. (2011). Variability of insertion of the achilles tendon on the calcaneus: An MRI study of younger subjects. *J Foot Ankle Surg* 50(1): 41–43.
- Kim, J.W., Kang, M.H., & Oh, J.S. (2014). Patients with low back pain demonstrate increased activity of the posterior oblique sling muscle during prone hip extension. *PM R* 6(5): 400-405.
- Kirilova, M., Stoytchev, S., Pashkouleva, D., & Kavardzhikov, V. (2011). Experimental study of the mechanical properties of human abdominal fascia. *Med Eng Phys* 33(1): 1–6.
- Krause, F., Wilke, J., Vogt, L., & Banzer, W. (2015). Intermuskulärer Spannungsübertrag im Verlauf myofaszialer Meridiane: Eine systematische Übersichtsarbeit. *D Ztsch Spomed* 66(7-8):209.
- Kumka, M., & Bonar, J. (2012). Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review. *J Can Chiropr Assoc* 56(3): 179–191.
- Labovitz, J. M., Yu, J., & Kim, C. (2011). The role of hamstring tightness in plantar fasciitis. *Foot Ankle Spec* 4(3): 141–144.
- Langevin, H. M., & Huijing, P. A. (2009). Communicating about fascia: history, pitfalls, and recommendations. *Int J Ther Massage Bodywork*, 2(4), 3–8.
- Langevin, H. M., Stevens-Tuttle, D., Fox, J. R., Badger, G. J., Bouffard, N. A., Krag, M. H., Wu, J., Henry, S. M. (2009). Ultrasound evidence of altered lumbar connective tissue structure in human subjects with chronic low back pain. *BMC Musculoskelet Disord* 10(1): 151.
- Langevin, H. M., Fox, J. R., Koptiuch, C., Badger, G. J., Greenan-Naumann, A. C., Bouffard, N. A., Konofagou, E.E., Lee, W.N., Triano, J.J., Henry, S. M. (2011). Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain. *BMC Musculoskelet Disord* 12(1): 203.
- Lau, W. Y., Blazeovich, A. J., Newton, M. J., Wu, S. S. X., & Nosaka, K. (2015). Changes in electrical pain threshold of fascia and muscle after initial and secondary bouts of elbow flexor eccentric exercise. *Europ J Appl Physiol* 115(5): 959–968.

- Le Huec, J. C., Saddiki, R., Franke, J., Rigal, J., & Aunoble, S. (2011). Equilibrium of the human body and the gravity line: the basics. *Europ Spine J* 20(S5), 558–563.
- Lin, W., Shuster, S., Maibach, H. I., & Stern, R. (1997). Patterns of Hyaluronan Staining Are Modified by Fixation Techniques. *J Histochem Cytochem* 45(8): 1157–1163.
- Lippert, H. (2012). *Wundatlas* (3. Auflage). Stuttgart: Thieme.
- Liptan, G. L. (2010). Fascia: A missing link in our understanding of the pathology of fibromyalgia. *J Bodyw Mov Ther* 14(1): 3–12.
- Maas, H., Meijer, H. J. M., & Huijing, P. A. (2005). Intermuscular interaction between synergists in rat originates from both intermuscular and extramuscular myofascial force transmission. *Cells Tissues Organs* 181(1): 38–50.
- Maas, H., & Sandercock, T. G. (2010). Force transmission between synergistic skeletal muscles through connective tissue linkages. *J Biomed Biotechnol*, doi: <http://dx.doi.org/10.1155/2010/575672>
- Marshall, P. W., Mannion, J., & Murphy, B. A. (2009). Extensibility of the hamstrings is best explained by mechanical components of muscle contraction, not behavioral measures in individuals with chronic low back pain. *PM R* 1(8): 709–718.
- Meert, G.H. (2009). *Das Becken aus osteopathischer Sicht: funktionelle Zusammenhänge nach dem Tensegrity-Modell* (3. Auflage). München: Urban & Fischer.
- Meijer, H. J., Rijkelijhuizen, J. M., & Huijing, P. A. (2007). Myofascial force transmission between antagonistic rat lower limb muscles: Effects of single muscle or muscle group lengthening. *J Electromyogr Kinesiol*: 17(6): 698–707.
- Mitchell, B., Bressel, E., McNair, P. J., & Bressel, M. E. (2008). Effect of pelvic, hip, and knee position on ankle joint range of motion. *Phys Ther Sport* 9(4): 202–208.
- Miyaguchi, M., Kobayashi, A., Kadoya, Y., Ohashi, H., Yamano, Y., & Takaoka, K. (2003). Biochemical change in joint fluid after isometric quadriceps exercise for patients with osteoarthritis of the knee. *Osteoarthritis and Cartilage* 11(4): 252–259.
- Moher, D. (2009). Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. *Ann Intern Med* 151(4): 264.
- Mooney, V., Pozos, R., Vleeming, A., Swenski, D. (2001). Exercise treatment for sacroiliac pain. *Orthopedics* 24(1): 29-32.
- Morales-Conde, S., Socas, M., & Barranco, A. (2010). Sportsmen hernia: what do we know? *Hernia* 14(1): 5–15.
- Myers, T. W. (1997a). The ‘anatomy trains’. *J Bodyw Mov Ther* 1(2): 91–101.
- Myers, T. W. (1997b). The ‘anatomy trains’: Part 2. *J Bodyw Mov Ther* 1(3): 135–145.
- Myers, T. W. (2009). *Anatomy trains: Myofascial meridians for manual movement therapists* (2. Ausgabe) Edinburgh: Elsevier.

- Myers, T. W. (2012). Anatomy trains and force transmission. In: Schleip, R., Findley, T.W., Chaitow, L. & Huijing, P.A., *Fascia. The tensional network of the human body* (S. 131 – 142). London: Churchill Livingstone.
- Nazarian, S., Tisserand, P., Brunet, C., & Muller, M. E. (1987). Anatomic basis of the transgluteal approach to the hip. *Surg Radiol Anat* 9(1): 27–35.
- Nekouzadeh, A., Pryse, K. M., Elson, E. L., & Genin, G. M. (2008). Stretch-activated force shedding, force recovery, and cytoskeletal remodeling in contractile fibroblasts. *J Biomech* 41(14): 2964–2971.
- Ng, C. P., Hinz, B., & Swartz, M. A. (2005). Interstitial fluid flow induces myofibroblast differentiation and collagen alignment in vitro. *J Cell Sci* 118: 4731–4739.
- Norton-Old, K. J., Schache, A. G., Barker, P. J., Clark, R. A., Harrison, S. M., & Briggs, C. A. (2013). Anatomical and mechanical relationship between the proximal attachment of adductor longus and the distal rectus sheath. *Clin Anat* 26(4): 522–530.
- Palmer, T. B., Akehi, K., Thiele, R. M., Smith, D. B., Warren, A. J., & Thompson, B. J. (2015). Dorsiflexion, Plantar-Flexion, and Neutral Ankle Positions During Passive Resistance Assessments of the Posterior Hip and Thigh Muscles. *J Athl Train* 50(5): 467–474.
- Patel, A., & DiGiovanni, B. (2011). Association Between Plantar Fasciitis and Isolated Contracture of the Gastrocnemius. *Foot Ankle Int* 32(01): 5–8.
- Pavan, P. G., Stecco, A., Stern, R., & Stecco, C. (2014). Painful Connections: Denervation Versus Fibrosis of Fascia. *Cur Pain Head Rep* 18(8):441.
- Piehl-Aulin, K., Laurent, C., Engstrom-Laurent, A., Hellstrom, S., & Henriksson, J. (1991). Hyaluronan in human skeletal muscle of lower extremity: concentration, distribution, and effect of exercise. *J App Physiol* 71(6): 2493–2498.
- Pipelzadeh, M. H., & Naylor, I. L. (1998). The in vitro enhancement of rat myofibroblast contractility by alterations to the pH of the physiological solution. *Europ J Pharmacol* 357(2-3): 257–259.
- Plopper, G. (2014). *Principles of cell biology* (2. Ausgabe). Burlington: Jones & Bartlett Learning.
- Pouliart, N., & Gagey, O. (2005). Significance of the latissimus dorsi for shoulder instability. II. Its influence on dislocation behavior in a sequential cutting protocol of the glenohumeral capsule. *Clin Anat* 18(7): 500–509.
- Richter, P. (2012). Myofascial chains. A review of different models. In: Schleip, R., Findley, T.W., Chaitow, L. & Huijing, P.A. *Fascia. The tensional network of the human body* (S.123 – 130). London: Churchill Livingstone.
- Richter, P. & Hebgen, E. (2015). *Triggerpunkte und Muskelfunktionsketten in der Osteopathie und Manuellen Medizin* (4. Auflage). Stuttgart: Haug.
- Scali, F., Marsili, E.S., Pontell, M.E. (2011). Anatomical connection between the rectus capitis posterior major and the dura mater. *Spine* 36(25): E1612-E1614.

- Schilder, A., Hoheisel, U., Magerl, W., Benrath, J., Klein, T., & Treede, R.-D. (2014). Sensory findings after stimulation of the thoracolumbar fascia with hypertonic saline suggest its contribution to low back pain. *Pain* 155(2): 222–231.
- 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. *Med Hypoth* 65(2): 273–277.
- Schleip, R. (2006). *Active fascial contractility. Implications for musculoskeletal mechanics*. Dissertationsschrift: Universität Ulm.
- Schleip, R., Duerselen, L., Vleeming, A., Naylor, I. L., Lehmann-Horn, F., Zorn, A., Jäger, H., Klingler, W. (2012a). Strain hardening of fascia: static stretching of dense fibrous connective tissues can induce a temporary stiffness increase accompanied by enhanced matrix hydration. *J Bodyw Mov Ther* 16(1): 94–100.
- Schleip, R., Jäger, H., & Klingler, W. (2012b). What is 'fascia'? A review of different nomenclatures. *J Bodyw Mov Ther* 16(4): 496–502.
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M., & Wesker, K. (2007). *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. Prometheus: Lernatlas der Anatomie (2. Auflage). Stuttgart: Thieme.
- Skootsky, S. A., Jaeger, B., & Oye, R. K. (1989). Prevalence of myofascial pain in general internal medicine practice. *West J Med* 151(2): 157–160.
- Smith, R., JR, Nyquist-Battie, C., Clark, M., & Rains, J. (2003). Anatomical characteristics of the upper serratus anterior: cadaver dissection. *J Orthop Sports Phy Ther* 33(8): 449–454.
- Snow, S. W., Bohne, W. H., DiCarlo, E., & Chang, V. K. (1995). Anatomy of the Achilles tendon and plantar fascia in relation to the calcaneus in various age groups. *Foot Ankle Int* 16(7): 418–421.
- Staubesand, J., & Li, Y. (1997). Begriff und Substrat der Faszienklerose bei chronisch-venöser Insuffizienz. *Phlebologie* (26): 72–79.
- Stecco, A., Macchi, V., Masiero, S., Porzionato, A., Tiengo, C., Stecco, C., Delmas, V., De Caro, R. (2009a). Pectoral and femoral fasciae: common aspects and regional specializations. *Surg Radiol Anat* 31(1): 35–42.
- Stecco, A., Masiero, S., Macchi, V., Stecco, C., Porzionato, A., & De Caro, R. (2009b). The pectoral fascia: Anatomical and histological study. *J Bodyw Mov Ther* 13(3): 255–261.
- Stecco, A., Meneghini, A., Stern, R., Stecco, C., & Imamura, M. (2014a). Ultrasonography in myofascial neck pain: randomized clinical trial for diagnosis and follow-up. *Surg Radiol Anat* 36(3): 243–253.
- Stecco, C., Porzionato, A., Macchi, V., Tiengo, C., Parenti, A., Aldegheri, R., Delmas, V., De Caro, R. (2006). Histological characteristics of the deep fascia of the upper limb. *Ital J Anat Embryol* 111(2): 105–110.

- Stecco, C., Gagey, O., Macchi, V., Porzionato, A., Caro, R. de, Aldegheri, R., & Delmas, V. (2007a). Tendinous muscular insertions onto the deep fascia of the upper limb. First part: anatomical study. *Morphologie* 91(292), 29–37.
- Stecco, C., Gagey, O., Belloni, A., Pozzuoli, A., Porzionato, A., Macchi, V., Aldegheri, R., De Caro, R., Delmas, V. (2007b). Anatomy of the deep fascia of the upper limb. Second part: study of innervation. *Morphologie* 91(292): 38–43.
- Stecco, C., Porzionato, A., Lancerotto, L., Stecco, A., Macchi, V., Ann Day, J., & Caro, R. de. (2008). Histological study of the deep fasciae of the limbs. *J Bodyw Mov Ther* 12(3): 225–230.
- Stecco, C., Stern, R., Porzionato, A., Macchi, V., Masiero, S., Stecco, A., & Caro, R. de. (2011). Hyaluronan within fascia in the etiology of myofascial pain. *Surg Radiol Anat* 33(10): 891–896.
- Stecco, C., Tiengo, C., Stecco, A., Porzionato, A., Macchi, V., Stern, R., & Caro, R. de. (2013). Fascia redefined: anatomical features and technical relevance in fascial flap surgery. *Surg Radiol Anat* 35(5): 369–376.
- Stecco, C., Pavan, P., Pachera, P., Caro, R. de, & Natali, A. (2014b). Investigation of the mechanical properties of the human crural fascia and their possible clinical implications. *Surg Radiol Anat* 36(1): 25–32.
- Stecco, C. (2015). *Functional atlas of the human fascial system*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Svensson, P., Cairns, B. E., Wang, K., & Arendt-Nielsen, L. (2003). Injection of nerve growth factor into human masseter muscle evokes long-lasting mechanical allodynia and hyperalgesia. *Pain* 104(1-2): 241–247.
- Tafazzoli, F., & Lamontagne, M. (1996). Mechanical behaviour of hamstring muscles in low-back pain patients and control subjects. *Clin Biomech* 11(1): 16–24.
- Taguchi, T., Yasui, M., Kubo, A., Abe, M., Kiyama, H., Yamanaka, A., & Mizumura, K. (2013). Nociception originating from the crural fascia in rats. *Pain* 154(7): 1103–1114.
- Tesarz, J., Hoheisel, U., Wiedenhöfer, B., & Mense, S. (2011). Sensory innervation of the thoracolumbar fascia in rats and humans. *Neuroscience* 194: 302–308.
- Thornton, G. M., Shrive, N. G., & Frank, C. B. (2001). Altering ligament water content affects ligament pre-stress and creep behavior. *J Orthop Res*, 19(5): 845–851.
- Tijs, C., van Dieën, J. H., & Maas, H. (2015). No functionally relevant mechanical effects of epimuscular myofascial connections between rat ankle plantar flexors. *J Exp Biol* 218: 2935–2941.
- Tillmann, B. (1987). Quergestreifte Skelettmuskulatur. In: Leonhardt, H., Tillmann, B., Töndury, G., & Zilles, K. (Hrsg.). *Anatomie des Menschen. Lehrbuch und Atlas*. Stuttgart: Thieme.
- Tittel, K. (1985). *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen* (10. Auflage). Stuttgart: Fischer.

- Tittel, K. (2003). *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen* (14. Auflage). München: Urban & Fischer.
- Tomasek, J. J., Gabbiani, G., Hinz, B., Chaponnier, C., & Brown, R. A. (2002). Myofibroblasts and mechano-regulation of connective tissue remodelling. *Nat Rev* 3(5): 349–363.
- Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H., Komatsu, T., & Tokuya, S. (2001). Direct evidence of the anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc in humans. *Am J Sports Med* 29(1): 83–87.
- van der Wal, J. (2009). The architecture of the connective tissue in the musculo-skeletal system-an often overlooked functional parameter as to proprioception in the locomotor apparatus. *Int J Ther Massage Bodywork* 2(4): 9–23.
- van Tulder, M., Furlan, A., Bombardier, C., & Bouter, L. (2003). Updated method guidelines for systematic reviews in the cochrane collaboration back review group. *Spine* 28(12): 1290–1299.
- van Wingerden, J. P., Vleeming, A., Snijders, C. J., & Stoeckart, R. (1993). A functional-anatomical approach to the spine-pelvis mechanism: interaction between the biceps femoris muscle and the sacrotuberous ligament. *Europ Spine J* 2(3): 140–144.
- Vleeming, A., Stoeckart, R., & Snijders, C. J. (1989). The sacrotuberous ligament: A conceptual approach to its dynamic role in stabilizing the sacroiliac joint. *Clin Biomech* 4(4): 201–203.
- 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.
- Walton, A. (2008). Efficacy of myofascial release techniques in the treatment of primary Raynaud's phenomenon. *J Bodyw Mov Ther*, 12(3): 274–280.
- Wavreille, G., Bricout, J., Mouliade, S., Lemoine, S., Prodhomme, G., Khanchandani, P., Chantelot, C., Fontaine, C. (2010). Anatomical bases of the free posterior brachial fascial flap. *Surg Radiol Anat* 32(4): 393–399.
- Weinkauff, B., Deising, S., Obreja, O., Hoheisel, U., Mense, S., Schmelz, M., & Rukwied, R. (2015). Comparison of nerve growth factor-induced sensitization pattern in lumbar and tibial muscle and fascia. *Muscle & Nerve* 52(2): 265–272.
- Weisman, M. H. S., Haddad, M., Lavi, N., & Vulfsons, S. (2014). Surface electromyographic recordings after passive and active motion along the posterior myofascial kinematic chain in healthy male subjects. *J Bodyw Mov Ther* 18(3): 452–461.
- Wilke, J., Engeroff, T., Nürnberger, F., Vogt, L., & Banzer, W. (2015a). Anatomical study of the morphological continuity between iliotibial tract and the fibularis longus fascia. *Surg Radiol Anat*, doi:10.1007/s00276-015-1585-6

- Wilke, J., Niederer, D., Vogt, L., Banzer, W. (2015b). Remote effects of lower limb stretching: Evidence for myofascial continuity? *Med Sci Sports Exerc* 47(5S):505-510.
- Wirhed, R. (2001). *Sportanatomie und Bewegungslehre* (3. Auflage). Stuttgart: Schattauer.
- Wrobel, L. K., Fray, T. R., Molloy, J. E., Adams, J. J., Armitage, M. P., & Sparrow, J. C. (2002). Contractility of single human dermal myofibroblasts and fibroblasts. *Cell Mot Cytoskel* 52(2): 82–90.
- Yahia, L., Rhalmi, S., Newman, N., & Isler, M. (1992). Sensory innervation of human thoracolumbar fascia. An immunohistochemical study. *Acta orthopaedica Scandinavica* 63(2): 195–197.
- Yahia, L. H., Pigeon, P., & DesRosiers, E. A. (1993). Viscoelastic properties of the human lumbodorsal fascia. *J Biomed Eng* 15(5): 425–429.
- Yaman, A., Ozturk, C., Huijing, P. A., & Yucesoy, C. A. (2013). Magnetic Resonance Imaging Assessment of Mechanical Interactions Between Human Lower Leg Muscles in Vivo. *J Biomech Eng* 135(9): 091003-091003-9,
- Yucesoy, C. A., Baan, G., & Huijing, P. A. (2010). Epimuscular myofascial force transmission occurs in the rat between the deep flexor muscles and their antagonistic muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 20(1): 118–126.
- Zilles, K., & Tillmann, B. N. (2010). *Anatomie*. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag.

Darstellungsverzeichnis

Abb. 1 Zunahme publizierter Fachartikel zum Thema Muskel und Bindegewebe in Fünfjahreszeiträumen.....	6
Abb. 2 Verlauf der oberflächlichen Rückenlinie.....	14
Tab. 1 Im Rahmen von Publikation II hinsichtlich ihrer Existenz verifizierte myofasziale Ketten und ihre Komponenten.....	16
Abb. 3 Stiffness der Fascia thoracolumbalis während und nach isometrischer Dehnung.....	18
Abb. 4 Schematische Darstellung des transversalen und longitudinalen Krafttransfers.....	21
Tab. 2 Experimentelle Kadaverstudien zum longitudinalen Kraftübertrag im Verlauf der myofaszialen Meridiane nach Myers.....	24