

Aus dem Department für Kleintiere und Pferde

der Veterinärmedizinischen Universität Wien

Klinische Abteilung für Kleintierchirurgie

(Leiter: Univ.-Prof. Dr. med. vet. Gilles Dupré, Dipl. ECVS)

Ambulanz für Physikalische Medizin und Rehabilitation

Manuelle Therapie beim Hund

—

Eine Vorstudie zum Effekt der Therapie bei Hunden mit Erkrankungen des Kniegelenks

Diplomarbeit

Veterinärmedizinische Universität Wien

vorgelegt von

Lea Gossen

Wien, im April 2019

Betreuerin:

Priv.-Doz. Dr. med. vet. Barbara Bockstahler, FTA, CCRP
European Veterinary Specialist in Veterinary Sports Medicine and Rehabilitation,
DECVSMR, DACVSMR
Department für Kleintiere und Pferde, Kleintierchirurgie,
Ambulanz für Physikalische Medizin und Rehabilitation
Veterinärmedizinische Universität Wien
Veterinärplatz 1
1210 Wien

Gutachter:

Ao. Univ.-Prof. DI. Dr. Christian Peham
Department für Kleintiere und Pferde
Movement Science Group
Veterinärmedizinische Universität Wien
Veterinärplatz 1
1210 Wien

Danksagung

Zunächst möchte ich mich ganz herzlich bei Frau Priv.-Doz. Dr. Barbara Bockstahler bedanken, die die Erstellung meiner Diplomarbeit betreut hat. Ihre wissenschaftliche und therapeutische Expertise sowie ihre Aufmunterungen und Anregungen waren mir immer eine große Hilfe.

Zudem danke ich Ao. Univ.-Prof. DI. Dr. Christian Peham für das schnelle und konstruktive Zweitgutachten meiner Arbeit.

Großer Dank gebührt natürlich allen Hunden und ihren Besitzern, die an meiner Studie teilgenommen haben. Das entgegengebrachte Vertrauen bedeutet mir viel. Für die organisatorische und technische Unterstützung möchte ich mich beim gesamten Team der Ambulanz für physikalische Medizin und Rehabilitation bedanken.

Unendlich dankbar bin ich Arno und Doro Pietzarka für das Korrekturlesen und ihren bedingungslosen Rückhalt in den letzten 12 Jahren. Meinen Geschwistern und Freunden danke ich von Herzen für Korrekturen, Diskussionen und ihre ehrliche Freundschaft.

Meinem Freund Dr. Dominik Pietzarka gebührt mein größter Dank. Seine Liebe, seine uneingeschränkte Unterstützung und Anteilnahme prägen mein Leben.

Ich widme diese Diplomarbeit in tiefer Dankbarkeit meinen Eltern. Ihre bedingungslose Unterstützung und Liebe hat mir immer ermöglicht, meinen Weg zu gehen. Mein Studium und damit diese Arbeit wären ohne sie nicht denkbar gewesen.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	1
2. Fragestellung und Hypothese.....	2
3. Stand der Literatur.....	3
3.1. Manuelle Therapie.....	3
3.2. Studien zur Manuellen Therapie am Kniegelenk.....	7
3.3. Messmethodik	10
4. Material und Methode.....	12
4.1. Probanden.....	12
4.2. Druckmessplatte.....	13
4.3. Befundung	14
4.4. Behandlung mit MT	16
4.5. Statistik.....	17
5. Ergebnis	18
5.1. Seitenvergleich der GRF der Extremitätenpaare vor und nach der Behandlung	18
5.2. Vergleich der GRF der Extremitäten vor und nach der Behandlung	23
5.2.1. PFz im Schritt und Trab	23
5.2.2. Time to PFz im Schritt und Trab	25
5.2.3. IFz im Schritt und Trab.....	27
5.2.4. Symmetrieindex des PFz im Schritt und Trab.....	29
5.2.5. Symmetrieindex des IFz im Schritt und Trab	31

5.3.	Ergebnis der ROM Messung	33
6.	Diskussion	36
6.1.	Erste Hypothese: Verbesserung der Lahmheit	36
6.2.	Zweite Hypothese: Verbesserung der ROM.....	37
6.2.1.	Extension	37
6.2.2.	Flexion.....	39
6.2.3.	Weitere Auffälligkeiten	39
6.3.	Schlussfolgerung	40
7.	Zusammenfassung	41
8.	Summary	43
9.	Abkürzungsverzeichnis.....	45
10.	Literaturverzeichnis	46

1. Einleitung

Die Manuelle Therapie (MT) ist schon seit der Antike als Behandlungskonzept für Menschen bekannt und fand nach 1945 auch im deutschsprachigen Raum zunehmend Anwendung (Maitland et al. 2005). Sie ist eine Form der Physiotherapie, die bei Funktionseinschränkungen zur Anwendung kommt. Ihr Ziel ist die Wiederherstellung einer schmerzfreien Bewegung. Dazu werden intra- und periartikuläre Strukturen so manipuliert, dass sie die Normalposition des Gelenks wieder schmerzfrei ermöglichen (Hengeveld und Banks 2008). Das Konzept einer Behandlung setzt sich aus einer nicht apparativen Diagnostik und einer manuellen, konservativen Therapie von arthrokinematischen und osteokinematischen Gelenkfunktionsstörungen zusammen (Streeck et al. 2017). Funktionsstörungen können dabei Weichteile oder auch Gelenke betreffen und sie können sich sowohl durch eingeschränktes Bewegungsausmaß eines Gelenkes als auch durch Schmerzen oder andere unphysiologische Veränderungen des Organismus, wie zum Beispiel Schwellungen oder Atrophien, zeigen (Alexander 2004).

Da die Physiotherapie bei Tieren in den letzten Jahren deutlich häufiger zur Anwendung kam, ist auch ein gesteigertes Interesse an der MT für Tiere entstanden. Es gibt zunehmend mehr Therapeuten, die die MT und die dabei geltenden Prinzipien auf Tiere und deren Anatomie übertragen (Goff und Jull 2007, Hertling 2006, Millis und Levine 2014).

Abdelhadi et al. haben 2013 die Annahme bestätigt, dass die Lahmheit einer Gliedmaße zu einer Überbelastung der anderen führt. Dementsprechend sollten auch leichteste Lahmheiten, die den Hund scheinbar nicht einschränken, immer behandelt werden. Die MT ist dabei eine gute Therapiemethode, da sie nicht invasiv und nicht schmerzhaft ist.

Im Rahmen dieser Pilotstudie wird eine manual-therapeutische Behandlung bei Patienten mit einer Lahmheit der Hinterextremitäten angewendet und deren Wirksamkeit durch Goniometrie und Untersuchungen auf einer Druckmessplatte untersucht. Der Behandlungsplan stützt sich auf Techniken der Konzepte für MT nach Maitland und nach Kaltenborn. Deren Wirksamkeit ist beim Menschen hinreichend belegt (Ali et al. 2014, Teys 2008) und die Übertragung der Prinzipien auf die Anatomie des Hundes wurde bereits von einzelnen Autoren, wie zum Beispiel Gross Saunders et al. (2014), beschrieben.

2. Fragestellung und Hypothese

Beim Menschen ist die MT im Rahmen einer konservativen Therapie fester Bestandteil des Behandlungsplanes orthopädischer Erkrankungen. Die guten Erfolgsraten wurden hinreichend wissenschaftlich belegt (Deyle et al. 2000, van den Dolder und Roberts 2006, Hoeksma et al. 2004, Camarinos und Marinko 2009). Bei Tieren gibt es bisher keine Studie an Patienten, die die Wirkung von MT im engeren Sinne an den Gelenken der Extremitäten untersucht. Lediglich im Rahmen von Studien zur Wirkweise der MT wird diese an Mäusen oder Ratten als Tiermodelle durchgeführt. Hier wurde regelmäßig die schmerzreduzierende Wirkung von MT festgestellt (Martins 2012 und 2013, Sluka 2006). Zudem ist die Wirkung von MT an costovertebralen und costotransversalen Gelenken bei Hunden gezeigt worden (Edge-Hughes 2014). Daraus ergibt sich die Fragestellung: Verbessert manuelle Therapie eine eingeschränkte range of motion (ROM) der Gelenke und eine existierende Lahmheit bei Hunden? Auch wenn es viele anatomische Parallelen zwischen Menschen und Tieren und erste wissenschaftliche Belege gibt, die darauf hindeuten, sollte die Effektivität von MT beim Hund wissenschaftlich belegt werden.

Die vorliegende Diplomarbeit hat es sich zur Aufgabe gemacht, Basisdaten zur MT bei Hunden mit kniebedingter Lahmheit zu sammeln. Die zu überprüfende Hypothese lautet, dass sich durch MT die ROM des Kniegelenks und die Lahmheit verbessern lassen. Die Lahmheit ist dann verbessert, wenn sich der Symmetrieindex signifikant reduziert.

3. Stand der Literatur

3.1. Manuelle Therapie

Es gibt verschiedene Konzepte der MT, eine einheitliche Definition fehlt jedoch. Nach einem weiten Verständnis kann jede manuelle, also mit den Händen ausgeführte, konservative Technik zur MT gezählt werden, also sowohl Chiropraktik und Osteopathie als auch Massagen. In dieser Diplomarbeit soll jedoch die MT im engeren Sinne untersucht werden, also die Methodik, die sich im 19. Jahrhundert aus übertragenen Techniken entwickelte und die von verschiedenen Therapeuten, insbesondere Maitland und Kaltenborn, weiterentwickelt wurde (Van den Berg und Wolf 2002). Kaltenborn und Evjenth haben gemeinsam unter anderem biomechanische Überlegungen in ihr Konzept der MT einbezogen und durch spezifische Symptomtests die Befundaufnahme weiterentwickelt (Schomacher 2011). Der Verdienst von Maitland ist vor allem die Einbettung der MT in eine ganzheitliche Betrachtungsweise, die den Patienten mit seinen Einschränkungen in den Vordergrund rückt. Zudem basiert sein Konzept auf ständiger Re-/Evaluierung, der Anpassung der Therapie an die aktuellen Beschwerden des Patienten und einer offenen, flexiblen Denkweise des Therapeuten (Maitland et al. 2005). Die verschiedenen Konzepte nähern sich zunehmend an und ergänzen sich. Die in diesen Untersuchungen angewandte MT stellt daher eine Kombination der Techniken dar, so wie sie von den meisten Therapeuten auch in der Praxis angewendet wird (Hesbach 2014).

Die MT nutzt Weichteil- und Gelenktechniken, um eine eingeschränkte ROM zu erweitern. Das Ziel bei der Weichteilbehandlung ist eine Wiederherstellung der Beweglichkeit von Haut, Bindegewebe, Bändern, Sehnen und Muskeln und zielt darauf ab, Schmerzen und Entzündungen zu reduzieren, verkürztes kontraktiles Gewebe zu verlängern und so die Beweglichkeit des zugrundeliegenden Gelenks wiederherzustellen (Hausler 2016). Beispiele für eine Weichteilbehandlung sind Muskeldehnungs- und Nervenmobilisationstechniken (Van den Berg und Wolf 2002).

Die ROM ist das aktive (AROM) und passive (PROM) Bewegungsausmaß eines Gelenkes. Dazu zählen seine osteokinematischen, auch physiologisch genannten, Bewegungen wie zum Beispiel Extension, Flexion, Rotation, Abduktion und Adduktion. Die aktive ROM wird in der Humanmedizin vom Therapeuten überprüft, indem man den Patienten aktiv Bewegungen ausführen lässt, die das Gelenk bis an seine Bewegungsgrenzen bewegen. Bei Hunden lässt sich die AROM näherungsweise mit dem Kommando „Sitz“ auf seine Flexion testen. Eine

eingeschränkte Extension ist unter Umständen schon im normalen Stand zu sehen. Jedoch kann die Überprüfung der AROM in der Tiermedizin nur subjektiv erfolgen. Für die passive Überprüfung wird das Gelenk beim in Seitenlage liegenden und entspannten Patienten durch den Therapeuten in seine physiologischen Bewegungsrichtungen geführt. Am Ende der Bewegung spürt der Therapeut den Widerstand der limitierenden Struktur, das Endgefühl. Jedes Gelenk hat ein physiologisches Endgefühl, bedingt durch die Struktur, die unter normalen Umständen die Bewegung limitiert. Das Knie hat in der Flexion ein weich-elastisches Endgefühl, da die Bewegung durch den Druck der kaudalen Oberschenkel- auf die Unterschenkelmuskulatur erfolgt. Die Extension zeigt ein fest-elastisches Endgefühl, da sie, wie bei den meisten Gelenken, durch die Kapsel begrenzt wird (Marcellin-Little und Levine 2015). Das Endgefühl kann zudem hart-elastisch sein, wenn eine knöcherne Struktur die Bewegung begrenzt, oder es kann pathologisch sein. Das bedeutet, dass das Tier schmerzbedingt eine Abwehrspannung aufbaut, noch bevor das rein mechanische Bewegungsende des Gelenks erreicht ist.

Alle physiologischen Bewegungen erfordern jedoch zusätzlich freie akzessorische Bewegungen, welche durch die relativen Bewegungen der Gelenkpartner zueinander definiert sind und auch als Arthrokinematik bezeichnet werden. Zu den akzessorischen Bewegungen gehören Rollen, Drehen und Gleiten der Gelenkkörper aufeinander und sie werden durch kapsuläre und ligamentäre Strukturen beeinflusst. Jede physiologische Bewegung geht mit einer akzessorischen Bewegung, meist in Form des kombinierten Rollgleitens, einher. Somit kann eine eingeschränkte akzessorische Bewegung sekundär zu einer eingeschränkten ROM führen (Streeck et al. 2017, Gross Saunders et al. 2014). Sie können nicht isoliert oder bewusst vom Patienten selbst ausgeführt werden, sondern nur im Rahmen der Gelenkdynamik oder durch einen Therapeuten (Gross Saunders et al. 2014). Um die akzessorischen Bewegungen des Gelenkes zu überprüfen, testet der Therapeut das Gelenkspiel, auch Joint Play (JP) genannt. Das JP ist dementsprechend als die passive Beweglichkeit der Gelenkpartner senkrecht und parallel zur Behandlungsebene definiert (Hárrer 2018).

Zu einer Einschränkung der ROM kommt es in Folge struktureller Veränderungen, zum Beispiel durch restriktives Kapselkollagen, das nach einem Trauma entsteht. Auch funktionelle Einschränkungen, etwa durch die Immobilisation eines Gelenks, können die ROM beeinflussen (Streeck et al. 2017). Als Folge einer Immobilisation können Verkürzungen kontraktiler

Strukturen oder Verklebungen aufeinanderliegender Strukturen, zum Beispiel von Kapselfalten, auftreten (Kayleigh et al. 2015). Auf molekularer Ebene können verschiedene Prozesse beobachtet werden, die beispielsweise zu entzündungsbedingten Umbauprozessen im Gewebe, einer Verklebung der Kapselintima (Trudel et al. 2003) oder einer Fibrose (Campbell et al. 2014) führen. Die genauen Prozesse sind noch nicht bekannt (Sotobayasha et al. 2016). Zudem scheint die Neigung zu Kontrakturen genetisch beeinflusst zu werden (Campbell et al. 2014).

Der Körper reagiert auf solche Einschränkungen stets mit erhöhter muskulärer Spannung, gehemmter Aktivierbarkeit des Muskels und Hypotrophie. Diese Reaktionen setzen sich über Muskelfunktionsketten, myofasziale und viszerofasziale Verkettung und reflektorische Reaktionen im Körper fort und können sich in jeder Form von Gewebe durch Spannungsänderung zeigen. Die so entstehenden Weichteil- oder Gelenkdysfunktionen (Neumann 1995) werden im Allgemeinen als Blockaden bezeichnet, die sich in arthrokinematische und osteokinematische Blockaden unterteilen lassen und unterschiedliche Techniken erfordern (Alexander 2004). Im Gelenk selbst ziehen Blockaden unterschiedlichste Folgen nach sich, je nachdem welche Bewegung behindert wird. Wird etwa beim Rollgleiten des konvexen Gelenkpartners die damit einhergehende Gleitbewegung eingeschränkt, wird der physiologisch nicht tragende Knorpel vermehrt belastet. Es entstehen subchondrale Schmerzen. Wird hingegen das Rollgleiten des konkaven Partners behindert, erhöht sich durch eine Hebelwirkung der Druck auf den Knorpel. Das fördert den Verschleiß des Knorpels (Streeck et al. 2017). Bei der Untersuchung der ROM ist zu beachten, dass der Hund beim normalen Gangbild nicht die gesamte ROM seiner Gelenke ausnutzt. Das bedeutet, dass auch ein Hund, der keine Auffälligkeiten im Gangbild zeigt, schon Einschränkungen der ROM und insbesondere des JPs aufweisen kann (Marcellin-Little und Levine 2015).

MT umfasst sowohl Mobilisations- als auch Manipulationstechniken, die sich durch die Geschwindigkeit ihrer Ausführung und ihre Amplitude unterscheiden. Die hohe Geschwindigkeit und kleine Amplitude am Bewegungsende bei der Manipulation verhindern ein aktives, muskuläres Unterbrechen der Bewegung durch den Patienten (Gross Saunders et al. 2014). Die Mobilisationsbehandlung hingegen nutzt oszillierende Bewegungen innerhalb oder am Rande der vorhandenen ROM. Sie ist das Mittel der Wahl bei reversiblen, strukturellen Veränderungen, die zu einer eingeschränkten ROM führen (Stammer 2004).

Da die Bewegung innerhalb eines Gelenks einer Rollgleitbewegung entspricht, kann diese durch Traktion und translatorisches Gleiten erweitert werden, wobei primär die akzessorischen Bewegungsrichtungen des Gelenks beeinflusst werden und erst sekundär daraus die ROM erweitert wird.

Die Traktion dient der Untersuchung, Dehnung der Gelenkkapsel und der Schmerzlinderung. Sie ist eine unphysiologische Technik, da das Knie normal unter Belastung arbeitet. Sie ist jedoch gut zur Schmerzreduktion und zur Stimulation der Meniskusernährung geeignet. Dazu werden durch eine wiederholte Traktion im Wechsel mit Kompression der Gelenkkörper die Mechanorezeptoren im Gelenk stimuliert. Durch eine Gate-Control kommt es zur Hemmung der Nozizeptoren (Streeck et al. 2017). Zunächst spürt der Untersucher in der Stufe 1 der Traktion die Reduktion der Kompressionskräfte, auch als Pikkolotraktion bezeichnet. In Stufe 2 fungiert die Synovia als Adhäsionswiderlager und der Therapeut spürt die Straffung von Kapsel- und Bandstrukturen. In Stufe 3 werden die Gelenkpartner voneinander getrennt. Dies funktioniert jedoch nur an kleinen Gelenken, etwa Fingergelenken und ist am Knie nicht zu erreichen (Alexander 2004). Die Traktion wird immer senkrecht zur Behandlungsebene durchgeführt. Diese gedachte Ebene liegt auf den Rändern des konkaven Gelenkpartners und schneidet somit den Gelenkspalt zweimal. Bei planen oder bikonvexen Gelenken liegt die Behandlungsebene im Gelenkspalt, während die Bewegungsachse stets mehr im konvexen Gelenkpartner liegt (Streeck et al. 2017).

Beim Gleiten kommt die Konvex-Konkav-Regel zur Anwendung. Sie bezieht sich auf biomechanische Prinzipien, nach denen im Gelenk bei jeder Rollbewegung auch eine Gleitbewegung stattfinden muss. Dieses Gleiten hält die Gelenkflächen aufeinander und verhindert die sonst stattfindende Luxation. Nach der Konvex-Konkav-Regel findet das translatorische Gleiten in die gleiche Richtung statt wie die Rollbewegung, wenn der konvexe Gelenkpartner über den konkaven Anteil bewegt wird. Beim Femorotibialgelenk ist dies in der Regel gegeben, da die konkave Gelenkfläche der Tibia über die konvexe Fläche des Femurs bewegt wird. Daraus folgt, dass sich die Strecke im Gelenk während der Bewegung addiert und so ein relativ großer Raumgewinn im Gelenk erreicht wird. So ist eine gute Einwirkung auf die restriktiven Strukturen möglich (Streeck et al. 2017) und somit wird das Gleiten besonders zur Dehnung restriktiver periartikulärer Strukturen verwendet. Das Knie hat durch seine Kreuzbänder eine besondere Anatomie. Die physiologische Aufgabe der Kreuzbänder ist das Verhindern des übermäßigen Gleitens während der Bewegung. Darum kann in Frage

gestellt werden, inwiefern ein femorotibiales Gleiten ausgeführt werden kann (Millis und Levine 2014). Es ist jedoch zu beachten, dass Kreuzbänder so viel Gleiten im Gelenk zulassen, dass eine Luxation verhindert wird. Zudem kann eine Gleitbehandlung dann sinnvoll sein, wenn eine Kontraktur zu einer erhöhten Straffheit der Kreuzbänder führt. Somit sollte das JP mit Hilfe des Gleitens auf jeden Fall getestet und das Gleiten auch als Teil der Therapie in Betracht gezogen werden. Zudem reduziert sich die Wirkung der einzelnen Kreuzbänder je nach Flexionsgrad des Gelenks. Dies kann man durch eine entsprechende Anpassung der Ausgangsposition für ein Gleiten nutzen.

3.2. Studien zur Manuellen Therapie am Kniegelenk

MT bei Menschen mit Einschränkungen der Kniebeweglichkeit und/oder Schmerzen im Kniegelenk ist in der wissenschaftlichen Literatur eingehend untersucht worden. So zeigen Van den Dolder und Roberts (2006), dass MT sowohl die Knieflexion als auch die Fähigkeit Treppen zu steigen verbessert und zudem zu einer leichten Verbesserung der Schmerzen führt. Treppen steigen entspricht einer Knieflexion im funktionellen Zusammenhang. Zusätzlich zeigen Deyle et al. (2000), dass sich auch die allgemeine Gehfähigkeit signifikant verbessert. Jedoch verwendet diese Studie zusätzlich ein Übungsprogramm. Einige Studien zeigen, dass Hyperalgesie im Rahmen von chronischem muskuloskelettalem Schmerz (Bokarius und Bokarius 2010, Voogt et al. 2015) und Hyperästhesie bei Osteoarthritis des Knies (Moss et al. 2007) verringert wird und dass eine allgemeine lokale und ausstrahlende Hypoalgesie mit MT erreicht werden kann, die die Wirkung von Placebos übersteigt (Vicenzino et al. 2001, Mohammadian et al. 2004, George et al. 2006). Schon eine einmalige MT kann die ROM des Knies verbessern (Taylor et al. 2014). Auch vergleichend mit anderen physiotherapeutischen Techniken zeigen einige Studien die bessere Wirksamkeit der MT (Ali et al. 2014, Hoeksma et al. 2004). Darüber hinaus haben Dai et al. (2009) gezeigt, dass MT unter Laborbedingungen einen positiven Effekt auf Knorpelschäden hat. Nansell et al. (1990) haben jedoch dargestellt, dass die verbesserte ROM nach MT innerhalb 24 Stunden wieder abnimmt. Dies ist laut Neumann (1995) insbesondere dann der Fall, wenn die Blockade sekundär entstanden ist und somit die Ursache nicht behoben wurde.

Die Wirksamkeit ist also durch Studien hinreichend belegt. Zur Wirkweise der MT gibt es jedoch noch keine eindeutigen Ergebnisse. Studien werden häufig an induziert entzündeten

Ex-tremitätengelenken durchgeführt und häufig nur an Ratten, die als Tiermodell dienen (Sluka und Wright 2001). Dies ermöglicht zwar eine gute Untersuchbarkeit der biochemischen Prozesse, ist jedoch nicht optimal auf die komplexen Bedingungen bei chronischen Schmerzgeschehnissen zu übertragen (Voogt et al. 2015).

Nach aktuellem Wissensstand ist es naheliegend, dass eine Kombination von neurophysiologischen, biochemischen, biomechanischen und flussdynamischen Effekten die Ursache für die auftretende Hypoalgesie ist (Chaitow 2015, Voogt et al. 2015). Bialosky et al. (2009) zeigen alle bekannten Mechanismen auf und machen deutlich, dass die zuvor als maßgeblich angesehenen biomechanischen Stimuli wohl eher nur als Trigger für neurophysiologische Reaktionen verstanden werden müssen.

Eine rein biomechanische Wirkung, die früher angenommen wurde, hat sich nicht bestätigt (Tullberg et al. 1998, Hearn und Rivett 2002). Dennoch zeigen Nade und Newbold (1983), dass der Druck innerhalb des Gelenkes bei Hunden nach passiven Bewegungszyklen deutlich sinkt. Da die bindegewebige Schicht der kapsulären Strukturen mit einer Vielzahl an Propriozeptoren ausgestattet ist, die sowohl als Schmerz- und Kälte-, als auch als Druckrezeptoren fungieren (Liebich 2004), kann davon ausgegangen werden, dass eine Druckreduktion diese Rezeptoren entspannt und so zu Hypoalgesie und verbesserter Beweglichkeit des Gelenkes führt. Zudem bewirkt die Dehnung von Muskeln eine Upregulation des Gens für einen Mechano-Growth-Factor, der myotrope und neurotrope Wirkungen nach sich zieht (Johnson 2008). Dies könnte eine Erklärung für die langfristige Wirksamkeit einer manualtherapeutischen Behandlung sein.

Sluka et al. (2006) zeigen, dass auch MT an der kontralateralen Seite des entzündeten Gelenks eine Verbesserung der Symptomatik bringt. Somit wird die Hypothese eines zentralen, neurophysiologischen Wirkmechanismus gestärkt. Auch zusätzlich zur Hypoalgesie zu beobachtende sympathoexzitatorische Effekte nach MT (Vicenzino et al. 1998) und fehlende Veränderungen im lokalen Blutfluss nach MT an der Wirbelsäule (Mohammadian et al. 2004) lassen auf eine zentrale Wirkweise schließen. Weiterhin zeigen auch Malisza et al. (2003), dass die mit Schmerz assoziierten Areale im Dorsalhorn des Rückenmarks bei Ratten, die MT nach einer Capsaicininjektion in ihre Hinterextremität erhalten haben, weniger aktiviert werden. Die dabei beteiligten Rezeptoren im Rückenmark sind nicht GABA-A- oder Opioid-Rezeptoren, sondern Monoamin-Rezeptoren, die durch serotonerge und noradrenerge Mechanismen moduliert werden (Skyba et al. 2003).

Peripher scheinen Opioid-Rezeptoren jedoch beteiligt zu sein (Martins et al. 2012) und Adenosin-A1-Rezeptoren sind offenbar sowohl peripher als auch zentral von Bedeutung (Martins et al. 2013). Ebenfalls ein peripherer Prozess ist der signifikante Anstieg von Prostaglandin im Blut, den Kokjohn et al. (1992) durch MT der Lendenwirbelsäule bei primärer Dysmenorrhö auslöst.

Auch einzelne supraspinale biochemische Prozesse sind bei MT bekannt. So zeigen Vernon et al. (1986) einen Anstieg von Beta-Endorphin nach spinaler Manipulation und Vigotsky und Bruhns (2015) legen nahe, dass immer eine Modulation der absteigenden Bahnen im Gehirn Teil des Wirkmechanismus ist. Dies liefert zudem eine Erklärung für die Beobachtung von Skyba et al. (2003). Zu beachten ist dabei jedoch, dass Sauro und Greenberg (2005) und de la Fuente-Fernandez et al. (2006) belegen, dass zumindest das opioide und das dopaminerge System auch bei Placebos reagieren. Dementsprechend muss auch ein Placeboeffekt bei der Wirksamkeit der MT angenommen werden.

Nicht zu vernachlässigen ist in der Humanmedizin die bewusste, psychologische Wirkung einer manualtherapeutischen Behandlung (Williams et al. 2007, Wager et al. 2004).

Auch eine biochemische Wirkebene wurde belegt. Es zeigt sich, dass nicht nur, mit Entzündungsprozessen assoziierte, Cytokinlevel in Serum und Blut (Teodorczyk-Injeyan et al. 2006) signifikant sinken, sondern dass sich auch die Blutkonzentrationen weiterer Hormone und Transmitter verändern (Degenhardt et al. 2007, McPartland et al. 2005, Field et al. 2002).

Wissenschaftliche Literatur, die MT am Tier als Patient untersucht, gibt es nur wenig. Insbesondere die Autoren Goff und Jull (2007), Hertling und Kessler (2006) sowie Millis und Levine (2014) erklären und begründen die Mechanismen und Techniken der MT beim Hund. Jedoch fehlt der Nachweis der Evidenz und auch ihre Annahmen beruhen auf Humanstudien. Lediglich Osion (1987) hat in seiner Studie gezeigt, dass MT die ROM am Karpalgelenk von Hunden verbessert. Jedoch wurden die Gelenke künstlich immobilisiert. Ratten (Sluka et al. 2006, Malisza et al. 2003) oder auch Katzen (Reed et al. 2014, Sung 2005) sind als Tiermodell für den Menschen häufiger untersucht worden und aufgrund der vergleichbaren Anatomie zwischen den Vierfüßlern kann auch beim Hund von einer Wirksamkeit der MT ausgegangen werden. Um zu untersuchen, ob diese Wirkung am erkrankten Patienten zu einer klinischen Verbesserung führt und um zu einer umfassenderen

Evidenz beizutragen, soll in dieser Diplomarbeit MT als klinische Pilotstudie exemplarisch am Kniegelenk des Hundes untersucht werden.

3.3. Messmethodik

Um die Lahmheit sowohl vor als auch nach der Therapie zu beurteilen, wird in dieser Pilotstudie eine Druckmessplatte genutzt. Eine gerätegestützte Untersuchung hat den Vorteil, dass schon geringgradige Lahmheiten objektiv beurteilt werden können. Zudem ermöglichen die Messwerte ein reproduzierbares und vergleichbares Ergebnis. Unter anderem Oosterlinck et al. (2011) und Lequang et al. (2010) haben gezeigt, dass die Druckmessplatte eine zuverlässige Methode zur Lahmheitsdiagnostik ist.

Die Verwendung einer Druckmessplatte ist in der Humanmedizin gut etabliert. Zu Forschungszwecken werden zum Beispiele Fragestellungen zur Stabilität des Knies nach einem Kreuzbandriss (Soltani et al. 2014), Posturographien bei Patienten mit Knie- und Hüftendoprothesen (Moon 2014) oder die Effektivität eines Behandlungsschemas untersucht (Řezaninová 2018). In der Physiotherapie kommen Druckmessplatten insbesondere zur Ganganalyse zum Einsatz (Pomarino et al. 2004, Wewerka 2015, Moon 2014).

In der Ganganalyse der Hunde werden sowohl Druckmessplatten als auch Kraftmessplatten eingesetzt. Lascelles et al. (2006) haben gezeigt, dass die Werte der Bodenreaktionskräfte (ground reaction forces, GRF) auf einer Druckmessplatte niedriger gemessen werden als auf einer Kraftmessplatte. Dennoch wurde auch gezeigt, dass die Tendenzen und Abweichungen vergleichbar ausfielen, so dass beide Testmethoden für die Untersuchung von Hunden geeignet sind. Kraftmessplatten wurden zum Beispiel bei Hunden mit Lahmheit durch Osteoarthritis eingesetzt, um verschiedene Behandlungsansätze zu testen und miteinander zu vergleichen. So konnte die Wirksamkeit von verschiedenen Schmerzmitteln durch einen Anstieg der GRF an der betroffenen Extremität belegt (Moreau et al. 2003 und 2004, Vasseur et al. 1995, Lipscomb et al. 2002) und andere Therapieansätze durch deren Ausbleiben widerlegt werden (Innes et al. 2003, Kapatkin et al. 2006).

In dieser Pilotstudie wird eine Druckmessplatte verwendet. In verschiedensten Studien wurde sie zur detaillierten und objektiven Ganganalyse eingesetzt. So wurde von Schwarz et al. (2017) die Druckverteilung innerhalb der Pfote untersucht, von Bockstahler et al. (2016)

der Effekt des Tragens von Dummys auf die Belastung der Extremität und von Strasser et al. (2014) die Veränderung der GRF bei schrägem Untergrund.

Die wichtigsten und aussagekräftigsten Werte zur Ganganalyse sind der Peak vertical force (PFz) und der Impulse vertical force (IFz) (McLaughlin 2001, Budsberg 1987). Diese werden aus den Werten der Druckmessplatte berechnet. Der PFz beschreibt die maximale Kraft in Newton, die während der Standbeinphase von einer Extremität auf die Druckmessplatte ausgeübt wird. Er ist somit ein Indikator für die Belastung der Extremität und wird in dieser Studie zur Identifikation einer Lahmheit mit herangezogen. Der IFz ist eine Funktion aus Kraft und Zeit und beschreibt somit die gesamte Standbeinphase.

Um die Einschränkung der ROM zu messen, wird ein Goniometer verwendet. Diese Methode ist in der Humanmedizin als verlässliche, sensitive Methode hinreichend bestätigt worden (Brosseau et al. 1999, LaStayo und Wheeler 1994). Beim Menschen wird standardisiert die Neutral-Null-Methode verwendet (Gräfe 2014). Bei dieser Technik bildet das Gelenk in der Grundstellung, also am aufrechtstehenden Menschen mit hängenden Armen, den Winkel 0. Davon ausgehend wird dann das Gelenk maximal gebeugt und gestreckt und diese Winkel werden in einer standardisierten Schreibweise festgehalten (Gräfe 2014). Bei Tieren kann diese Methode aufgrund der rassespezifisch höchst variablen Nullstellung nicht angewendet werden (Brunnberg 2014). Dementsprechend fehlen in der Tiermedizin einheitliche Referenzwerte für die ROM. Lediglich für Labrador Retriever wurden von Jaegger et al. (2002) Referenzwerte aufgestellt, die sich jedoch ebenfalls nicht auf Hunde anderer Rassen übertragen lassen. Deswegen werden in der Veterinärmedizin mit dem Goniometer die absoluten Winkel gemessen und der Seitenvergleich wird zur Bewertung des Messergebnisses herangezogen (Brunnberg 2014, Millis und Levine 2014). Die Validität und Sensitivität bei der ROM-Messung bei Hunden wurden unter anderem von Hyytiäinen et al. (2013) bestätigt. Jaegger et al. (2002) konnten zudem die Verlässlichkeit und Reproduzierbarkeit sowohl zwischen mehreren Untersuchungen durch den gleichen Therapeuten als auch zwischen verschiedenen Therapeuten zeigen. Die mediane Abweichung von 3° entspricht dabei in etwa den Abweichungen der Humanmedizin. Dennoch empfiehlt Mai (2011), jede Messung drei Mal zu wiederholen, den Mittelwert zu berechnen und zudem für Vergleichsmessungen den gleichen Therapeuten messen zu lassen.

4. Material und Methode

Die Studie wurde von der Ethik- und Tierschutzkommission der Veterinärmedizinischen Universität Wien im Hinblick auf Ihre Übereinstimmung mit der Good Scientific Practice und den einschlägigen nationalen Rechtsvorschriften geprüft und befürwortet (ETK-05/05/2017).

4.1. Probanden

In die Studie wurden sechs Hunde mit einem durchschnittlichen Alter von $8,4 \pm 2,4$ Jahren und einem durchschnittlichen Körpergewicht von $21,5 \text{ kg} \pm 10,45 \text{ kg}$ aufgenommen. Um für die Studie infrage zu kommen, mussten sie eine einseitige Lahmheit zeigen, die von einem Kniegelenk ausging. Ausgeschlossen wurden Hunde mit beidseitigen Lahmheiten und mit weiteren orthopädischen Erkrankungen an der Hinterhand. Fünf der Hunde hatten in den letzten vier Jahren eine Operation auf Grund eines Kreuzbandrisses, ein Hund hatte eine diagnostizierte Meniskuskontusion und alle zeigten nach Besitzerangaben wiederkehrende, leichte Lahmheit. Diese Lahmheiten konnten auf der Druckmessplatte bestätigt werden. Die Details sind in Tabelle 1 angegeben.

Nummer	Rasse	Alter	Gewicht	Geschlecht	Lahmheit	Diagnose – Therapie
1	Border Collie	10,3	20 kg	w.k.	Links	KBR rechts – TTA
2	Mischling	8,3	18 kg	m.k.	Links	KBR links – lat. HBT
3	Border Collie	8,8	20 kg	w.k.	Rechts	Meniskuskontusion – Konservativ
4	Havanaser	10,7	7 kg	w.k.	Links	KBR links – TPLO
5	Am. Staff. Bullterrier	4	25 kg	w.k.	Rechts	KBR rechts – TTA
6	Golden Retriever	8,2	39 kg	w.k.	Rechts	KBR links – TPLO
Mittelwert	–	8,4	21,5	–	–	–
SD	–	2,4	10,45	–	–	–

Tabelle 1: Auflistung der Probanden, Nummerierung wird in der gesamten Arbeit beibehalten. KBR = Ruptur des cranialen Kreuzbandes, TTA = Tibial Tuberosity Advancement, lat. HBT = Laterale Haltebandtechnik, TPLO = Tibial Plateau Leveling Osteotomy.

4.2. Druckmessplatte

Verwendet wurde die 203 x 54,2 cm Druckmessplatte FDM Type 2 der Firma Zebris Medical GmbH, Allgäu, Germany. Sie misst den Druck, den die Pfoten des Probanden auf sie ausüben, mit Hilfe von 15.360 piezoelektronischen Sensoren und einer Abtastrate von 100 Hertz. Um eine Beeinträchtigung des Bewegungsablaufes und eine Irritation der Probanden zu verhindern, wurde das Niveau rund um die Druckmessplatte mit Spanplatten auf gleiche Höhe angepasst und der gesamte Aufbau mit einer schwarzen, rutschfesten Gummimatte abgedeckt. Zudem wurde der Proband mit einer Kamera der Marke Panasonic, Modell NV-MX500, gefilmt, um in der Auswertung die erhobenen Werte der richtigen Extremität zuordnen zu können. Die Errechnung der GRF geschah mit Hilfe der Software Pressure Analyzer 4.0.

In dieser Studie wurden die Werte Geschwindigkeit (v), Beschleunigung (a) und Schrittlänge (SL) genauso wie die vertikalen Kräfte PFz und IFz beurteilt. Um eine interindividuelle Vergleichbarkeit zu erhalten, wurden PFz und IFz auf die Gesamtkraft normiert und entsprechend Formel 1 für jede Extremität einzeln in Prozentwerten angegeben.

$$IE_{PFz} = \frac{(IE_{PFz} * 100)}{IE_{PFz} + DE_{PFz} + LE_{PFz} + KE_{PFz}}$$

Formel 1: Formel für die Normalisierung der Parameter, Beispiel für den PFz der vorderen linken Extremität. VL_{PFz} = Anteil der linken vorderen Extremität am gesamten PFz in Prozent; IE = Ipsilaterale Extremität, DE = Diagonale Extremität, LE = Lahmende Extremität, KE = Kontralaterale Extremität.

Da die Hunde 1, 2 und 4 links eine Lahmheit zeigten und die Hunde 3, 5 und 6 hinten rechts, war es notwendig, die Kräfte der Extremitäten nicht nach Seiten, sondern nach lahm oder gesund zu sortieren. Dementsprechend werden die Extremitäten als lahmende (LE), kontralaterale (KE), ipsilaterale (IE) und als diagonale Extremität (DE) bezeichnet.

Der Symmetrieindex (SI) wurde von der Software entsprechend Formel 2 aus PFz und IFz berechnet und er gibt die Symmetrie zwischen beiden Hinter- oder beiden Vorderextremitäten an. Auch dieser Wert floss in die Lahmheitsdiagnostik ein.

$$SI (\%) = 100 * \text{abs} \left(\frac{L_{v \text{ oder } h} - R_{v \text{ oder } h}}{L_{v \text{ oder } h} + R_{v \text{ oder } h}} \right)$$

Formel 2: Formel für den Symmetrieindex (SI), L = F_{max} der linken Extremität, R = F_{max} der rechten Extremität, v = Vorderextremität, h = Hinterextremität.

Die Probanden wurden von ihren Besitzern in die Räumlichkeiten der Ambulanz für physikalische Therapie und Rehabilitation an der Veterinärmedizinischen Universität Wien gebracht. Sie erhielten genug Zeit, sich an den Raum mit der Druckmessplatte zu gewöhnen und den Besitzern wurde das weitere Vorgehen erklärt sowie die schriftliche Einwilligung zur Teilnahme an der Studie eingeholt. Nach Kalibrierung der Messplatte wurde der Hund über die Messplatte geführt. Für einen gültigen Durchgang war es notwendig, dass der Hund gleichmäßig und gerade über die Platte lief und konstant nach vorne sah.

Mit Hilfe der Software wurden Geschwindigkeit, Beschleunigung und Schrittlänge registriert. Die Beschleunigung entspricht der Änderung der Ganggeschwindigkeit und dokumentiert die Gleichmäßigkeit der Vorführgeschwindigkeit. PFz und IFz wurden normiert auf die Gesamtkraft und für jede Extremität und für jede Gangart einzeln angegeben. Der SI wurde aus den Daten getrennt nach Vorder- und Hinterextremität berechnet.

Dieser Durchgang wurde direkt nach der Behandlung identisch wiederholt.

4.3. Befundung

Um eine vorhandene Einschränkung der ROM des Knies zu messen, wurde ein durchsichtiges Goniometer aus Kunststoff verwendet. Der Drehpunkt des Goniometers wurde auf der lateralen Seite des Knies auf Höhe des Gelenkspaltes mittig angelegt. Das

Knie wurde locker bewegt, um die Abwehrspannung des Hundes zu reduzieren. Dann wurde das Kniegelenk passiv maximal gebeugt und gestreckt und jeweils das Winkelmaß der Endstellung notiert. Die Messung wurde pro Hinterextremität und Bewegungsrichtung drei Mal wiederholt und der Mittelwert bestimmt. Beide Hinterextremitäten wurden vermessen, um im Seitenvergleich eine Einschränkung der ROM zu erkennen. Nach Ende der Behandlung wurden diese Messungen in gleicher Weise wiederholt.

Alle Hunde wurden einer orthopädischen Untersuchung nach Brunnberg (2014) unterzogen.

Dieser Untersuchungsgang wurde ergänzt durch die manualtherapeutische Beurteilung des JP und des Endgefühls. Dazu wurde der Hund in Seitenlage gelegt und mit beruhigendem Streicheln zu seiner Entspannung beigetragen. Zunächst wurden in der Ruhestellung des Beins die translatorischen Bewegungen Gleiten, Traktion und Kompression getestet. Dafür wurden mit je einer Hand des Therapeuten kniegelenknah Femur und Tibia umgriffen. Damit wurde der Femur, als proximaler Knochen des Gelenks, fixiert. Der distale Gelenkkörper wurde dann zum Testen des Gleitens parallel zur Bewegungsebene verschoben, zum Testen der Traktion senkrecht zur Bewegungsebene gezogen und bei der Kompression aufgedrückt. Bei der Bewegung spürt der Therapeut einen zunehmenden Widerstand, der sich in drei Traktionsstufen unterteilen lässt. Während Stufe 1 lediglich die Kompressionskräfte reduziert, spürt der Therapeut in Stufe 2 die Straffung der ligamentären Strukturen und in Stufe 3 die Überwindung der Adhäsionskräfte mit einer Trennung der Gelenkkörper voneinander. Für die Befundaufnahme sind lediglich die Stufen 1 und 2 von Bedeutung. Gleiten und Traktion sind Indikatoren für die Qualität der Bewegung im Gelenk und sollten in der Ruhestellung in alle Bewegungsrichtungen spürbar sein. Die Kompression dient als Provokationstest für die Belastbarkeit der Gelenkstrukturen (Harrer 2018).

Das Kniegelenk wurde dann in maximale Extensions- und Flexionsstellung gebracht. Um hier das Endgefühl zu testen, wurde manuell ein Druck in die Bewegungsrichtung gegeben. Das Gefühl des Widerstandes, mit dem die Bewegung begrenzt wird, wurde als Endgefühl notiert. Anschließend wurden in den Endstellungen der Bewegungen auch die akzessorischen Bewegungen überprüft, um so einen Hinweis auf die bewegungslimitierenden Strukturen zu erhalten.

4.4. Behandlung mit MT

Die Behandlung mit MT ist stets symptomatisch ausgerichtet und daher meist eine Kombination mehrerer Techniken. Sie müssen für jeden Patienten individuell an die palpatorischen Befunde und die Reaktion auf die verschiedenen Techniken während der Durchführung angepasst werden. Die verwendeten Techniken entsprechen zu weiten Teilen dem von Sabine Hárrer entwickelten „Hárrer-Konzept (cmt)“ (Hárrer 2018).

Der Hund blieb nach der Befundaufnahme weiterhin in entspannter Seitenlage. Regelmäßige Pausen, in denen der Hund aufstehen und umhergehen konnte, wurden je nach Wohlbefinden des Hundes mehrfach während der Therapie eingebaut.

Wenn akzessorische Bewegungsrichtungen eingeschränkt waren, wurden diese mobilisierend behandelt. Dazu wurde das Bein in submaximale, also gerade noch schmerzfreie Stellung der eingeschränkten Bewegungsrichtung gebracht. Gleiten und Traktion wurden aus dieser Stellung heraus bis zur Traktionsstufe 2 ausgeführt. Die Dehnung wurde 30 Sekunden lang gehalten. Wenn der Hund dabei Muskelspannung zeigte, wurde statt des konstanten ein intermittierender Druck ausgeübt.

Wenn der Meniskus als Ursache der Bewegungseinschränkung vermutet wurde, wurde mit Hilfe intermittierender Kompression des Kniegelenks in verschiedensten Flexionswinkeln die Ernährung des Meniskus gefördert. Jede Bewegung wurde mehrfach wiederholt und nach jedem 30-sekündigen Satz eine Reevaluierung der Gelenkbeweglichkeit vorgenommen. Wenn das Endgefühl eine muskuläre Verkürzung als Ursache nahelegte, wurden die Muskeln mit Hilfe von Querdehnung, Querfriktion und Funktionsmassage gelockert. Die Querdehnung wird passiv ausgeführt, in dem der Muskel quer zu seinem Faserverlauf gedehnt wird. Die Querfriktion ist besonders für Myogelosen und schmerzhaft entzündete Sehnen geeignet. Mit einem Finger wird die betroffene Stelle quer zu ihrem Faserverlauf gedehnt und Druck auf diese ausgeübt. Bei der Funktionsmassage wird der Muskel abwechselnd quer- und längsgedehnt, indem das entsprechende Gelenk abwechselnd in Nullstellung und Flexion gebracht wird. Diese Techniken werden so lange ausgeführt, bis der Therapeut ein deutliches Nachlassen der Spannung spürt (Hárrer 2018).

4.5. Statistik

Zur Auswertung der Daten wurde die Software IBM SPSS Statistik Version 24 verwendet. Zunächst wurde eine deskriptive Statistik von den durchschnittlichen PFz, PFz in % der Standphase und den IFz aller Probanden im Seitenvergleich erstellt. Dabei wurden die Werte im Schritt, und Trab, vor und nach der Behandlung einzeln gegenübergestellt. Es wurden die mittlere Differenz und die Standardabweichung bestimmt.

Danach wurden neue Stichproben gepaart. Der erste Wert des Paares war der Durchschnitt des PFz, PFZ in % der Standphase, IFz und SI einer Extremität aller Hunde vor der Therapie. Der zweite Wert war der entsprechende Durchschnitt nach der Therapie. Es wurden erneut jeweils mittlere Differenz und Standardabweichung berechnet.

Zudem wurden die Ergebnisse der ROM-Messung ausgewertet. Die gepaarten Stichproben waren pro Hinterbein die Extension und die Flexion jeweils vor bzw. nach der Behandlung.

Alle Stichprobenpaare wurden mit Hilfe eines T-Tests für abhängige Stichproben untersucht. Das Signifikanzniveau wurde mit 5% Irrtumswahrscheinlichkeit festgelegt.

5. Ergebnis

5.1. Seitenvergleich der GRF der Extremitätenpaare vor und nach der Behandlung

In den Abbildungen 1, 2, und 3 sind graphisch die durchschnittlichen GRF der einzelnen Extremitäten im Seitenvergleich und getrennt nach vorher und nachher im Schritt gezeigt. Die darauf folgende Tabelle 2 zeigt die mittlere Differenz, die Standardabweichung und das Signifikanzniveau dieser Werte. Der PFz (% der Gesamtkraft (GK)) und der IFz (% GK) zeigen im Schritt weder vor noch nach der Behandlung einen signifikanten Seitenunterschied (s. Tabelle 2). In der Time to PFz (% der Standphase (StPh)) ist an den Vorderextremitäten nur vor der Behandlung ein signifikanter Seitenunterschied zu erkennen. Eine vergrößerte Differenz zwischen den Hinterextremitäten nach der Behandlung erreicht das Signifikanzniveau knapp nicht. Aus den GRF ergibt sich im Schritt kein Hinweis auf eine Lahmheit.

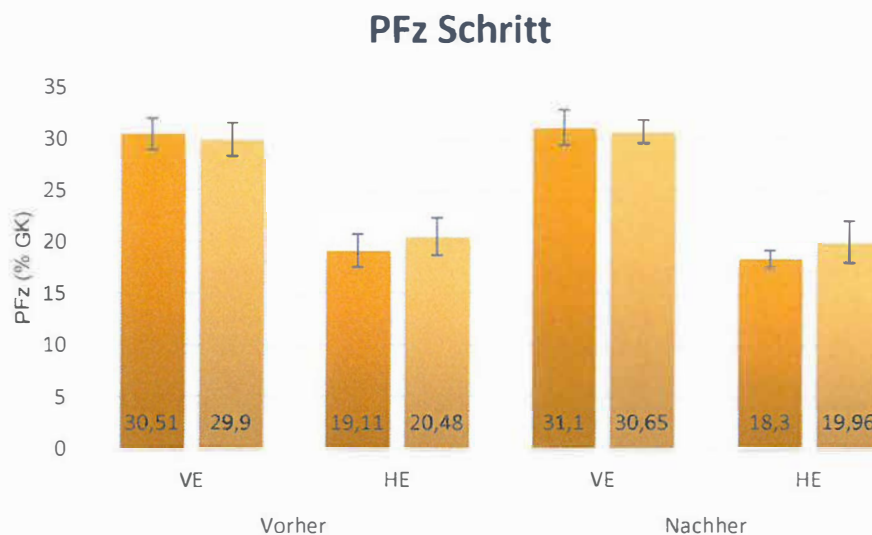


Abbildung 1: Der durchschnittliche Vertical Peak Force (% GK) der Vorder- und der Hinterextremität im Schritt im Seitenvergleich vor und nach der Behandlung. Auf der X-Achse sind die Extremitäten, VE = Vorderextremitäten, HE= Hinterextremitäten; auf der Y-Achse der Anteil der Extremität an der Gesamtkraft dargestellt.

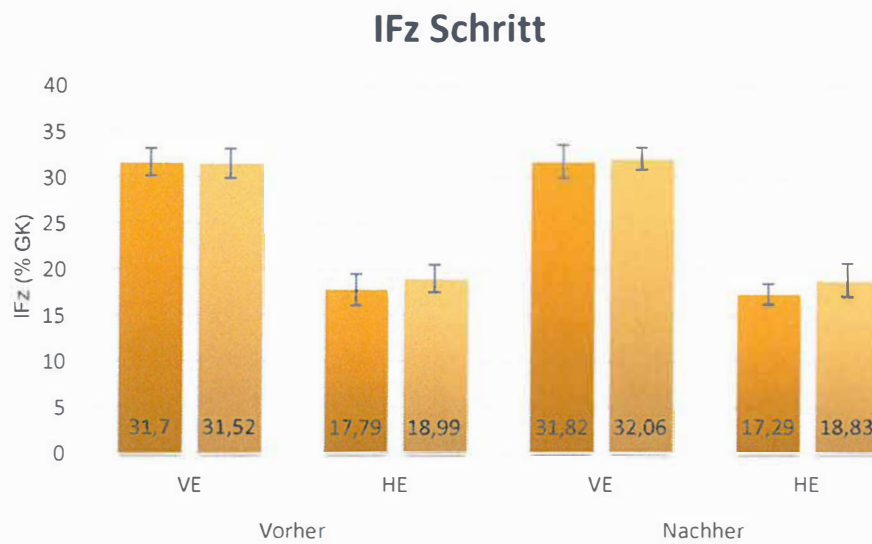


Abbildung 2: Die durchschnittliche Impulskraft (% GK) der Vorder- und der Hinterextremität im Schritt im Seitenvergleich vor und nach der Behandlung. Auf der X-Achse sind die einzelnen Extremitäten dargestellt, VE = Vorderextremitäten, HE= Hinterextremitäten; auf der Y-Achse der Anteil der Extremität an der Gesamtkraft.

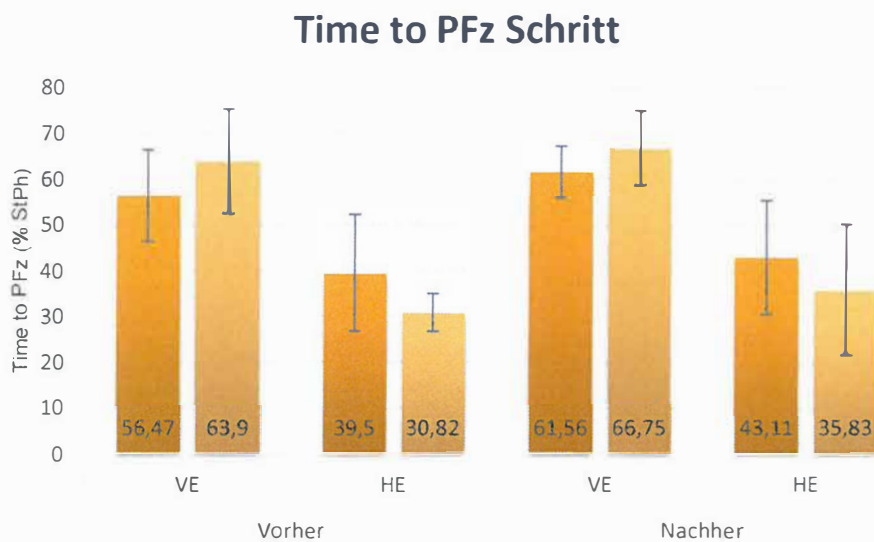


Abbildung 3: Die durchschnittliche Time to PFz (% StPh) der Vorder- und der Hinterextremität im Schritt im Seitenvergleich vor und nach der Behandlung. Auf der X-Achse sind die einzelnen Extremitäten dargestellt, VE = Vorderextremitäten, HE= Hinterextremitäten; auf der Y-Achse der Anteil der Standphase, der bis zum PFz vergeht.

	Schritt Vorher			Schritt Nachher		
	Mittlere Differenz	SD	Signifikanz niveau	Mittlere Differenz	SD	Signifikanz niveau
PFz VE	0,61	1,19	0,266	0,46	1,26	0,415
PFz HE	-1,38	1,82	0,123	-1,66	1,63	0,055
Time to PFz VE	-7,43	7,03	0,049	-5,19	5,42	0,066
Time to PFz HE	8,68	9,61	0,078	7,28	7,93	0,075
IFz VE	0,17	2,18	0,854	-0,24	2,22	0,799
IFz HE	-1,20	2,39	0,273	-1,54	2,13	0,138

Tabelle 2: Statistik der gepaarten Differenzen (Rechts – Links) der GRF im Schritt vor und nach der Behandlung. VE = Vorderextremität, HE = Hinterextremität. Mittlere Differenz_{VE} = IE – DE bzw. Mittlere Differenz_{HE} = LE – KE. IE = Ipsilaterale Extremität, DE = Diagonale Extremität, LE = Lahmende Extremität, KE = Kontralaterale Extremität, SD = Standardabweichung. Signifikante Ergebnisse sind fett

Die Abbildungen 4, 5 und 6 zeigen die durchschnittlichen GRF aller Hunde im Trab im Seitenvergleich, jeweils für den Zeitpunkt vor und nach der Behandlung. Tabelle 3 zeigt die mittlere Differenz, die Standardabweichung und das Signifikanzniveau dieser Werte. Im Trab ist der Seitenunterschied des PFz (% GK) und des IFz (% GK) an den Hinterbeinen vor und nach der Behandlung signifikant messbar (s. Tabelle 3), nach der Behandlung ist er bei beiden Kräften minimal (um ca. 0,2) vergrößert. Die Time to PFz (% StPh) zeigt keinen signifikanten Seitenunterschied. Die GRF im Trab legen also eine Lahmheit der Hinterextremität sowohl vor als auch nach der Behandlung nahe.

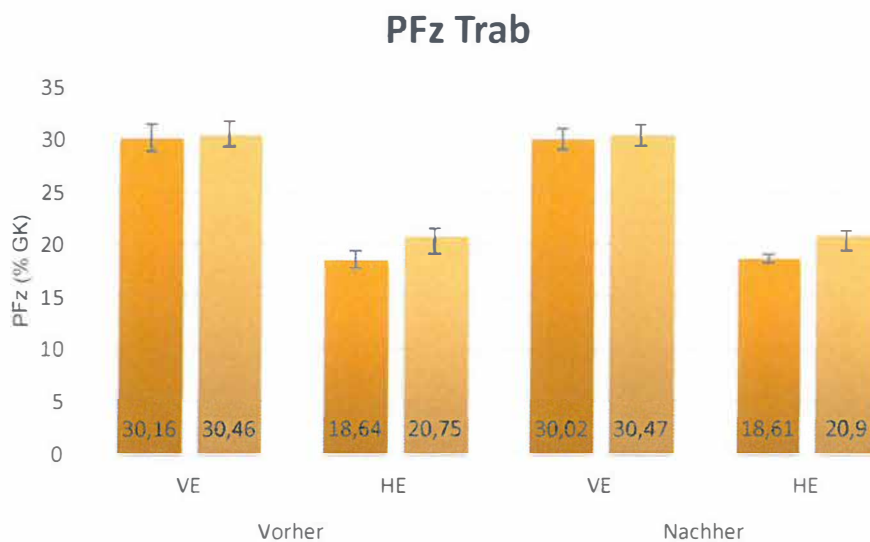


Abbildung 4: Der durchschnittliche Vertical Peak Force (% GK) der Vorder- und der Hinterextremität im Trab im Seitenvergleich vor und nach der Behandlung. Auf der X-Achse sind die einzelnen Extremitäten dargestellt, VE = Vorderextremitäten, HE= Hinterextremitäten; auf der Y-Achse der Anteil der Extremität an

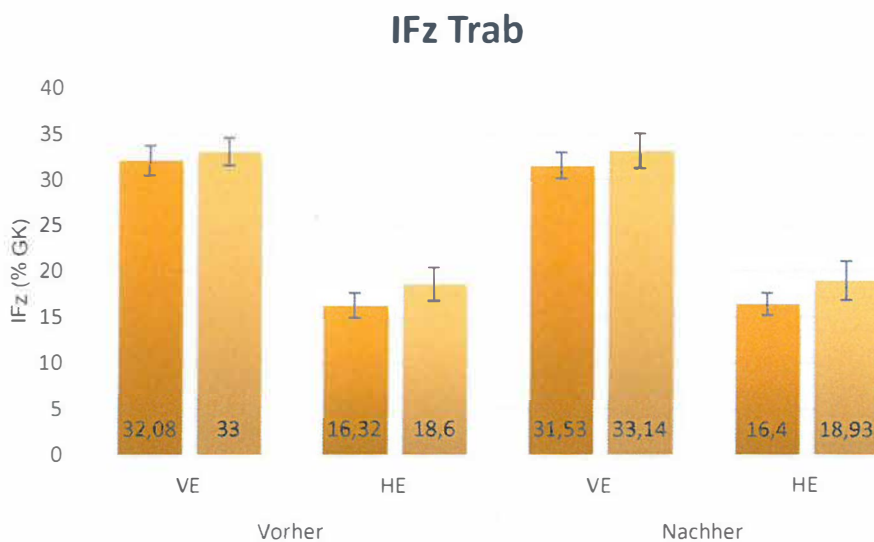


Abbildung 5: Die durchschnittliche Impulskraft (% GK) der Vorder- und der Hinterextremität im Trab im Seitenvergleich vor und nach der Behandlung. Auf der X-Achse sind die einzelnen Extremitäten dargestellt, VE = Vorderextremitäten, HE= Hinterextremitäten; auf der Y-Achse der Anteil der Extremität an der

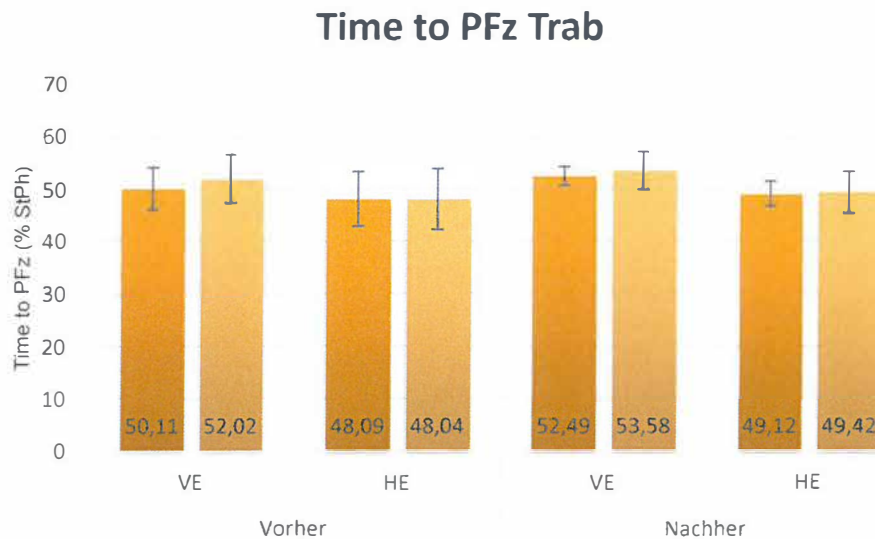


Abbildung 6: Die durchschnittliche Time to PFz (% StPh) der Vorder- und der Hinterextremität im Trab im Seitenvergleich vor und nach der Behandlung. Auf der X-Achse sind die einzelnen Extremitäten dargestellt, VE = Vorderextremitäten, HE= Hinterextremitäten; auf der Y-Achse ist der Anteil der Standphase, der bis zum PFz vergeht, dargestellt.

	Trab Vorher			Trab Nachher		
	Mittlere Differenz	SD	Signifikanz niveau	Mittlere Differenz	SD	Signifikanz niveau
PFz VE	-0,30	1,05	0,512	-0,45	0,84	0,249
PFz HE	-2,12	1,27	0,009	-2,29	1,27	0,007
Time to PFz VE	-1,91	2,18	0,084	-1,09	2,86	0,391
Time to PFz HE	0,05	1,28	0,927	-0,30	1,80	0,700
IFz VE	-0,91	1,00	0,076	-1,61	1,01	0,011
IFz HE	-2,28	1,04	0,003	-2,53	1,29	0,005

Tabelle 3: Statistik der gepaarten Differenzen (Rechts – Links) der GRF im Trab vor und nach der Behandlung. VE = Vorderextremität, HE = Hinterextremität. Mittlere Differenz_{VE} = IE – DE bzw. Mittlere Differenz_{HE} = LE – KE, SD = Standardabweichung. Signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt.

5.2. Vergleich der GRF der Extremitäten vor und nach der Behandlung

Im Folgenden werden die durchschnittlichen GRF normiert auf die Gesamtkraft der Hunde vor und nach der Behandlung mit MT beschrieben. Insgesamt zeigt sich, dass die GRF nicht signifikant durch die MT beeinflusst wurden.

5.2.1. PFz im Schritt und Trab

In Abbildung 7 und Abbildung 8 sind graphisch die prozentualen Anteile jeder Extremität am PFz im Schritt und im Trab dargestellt. Die Balken stellen den Wert jeweils vor und nach der Behandlung dar. Es zeigt sich, dass der Unterschied zu vorher marginal und nicht aussagekräftig ist. Tabelle 4 und 5 zeigen die Ergebnisse des T-Tests. Hier zeigt sich, dass die Veränderungen der diagonalen Extremität im Schritt das Signifikanzniveau mit 0,09 knapp nicht erreichen.

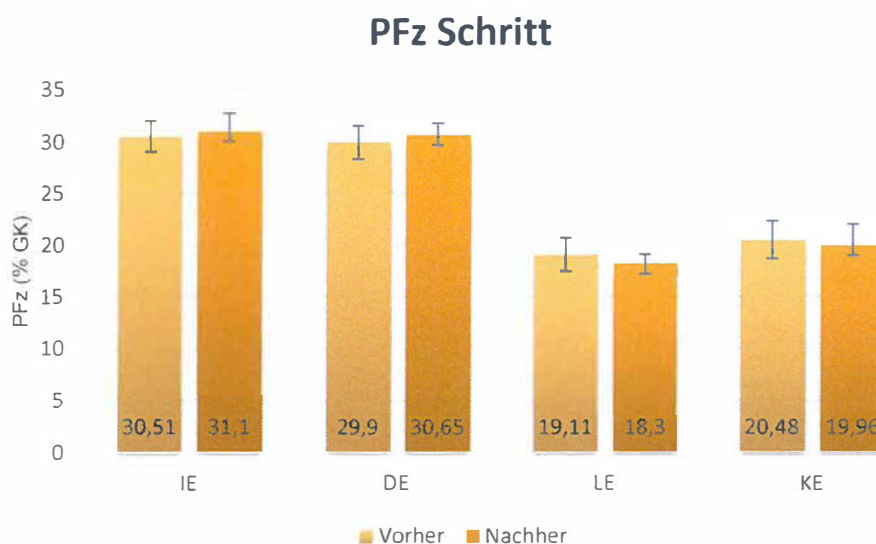


Abbildung 7: Verteilung des Vertical Peak Force (% GK) auf die verschiedenen Extremitäten im Schritt vor und nach der Behandlung. Auf der X-Achse sind die einzelnen Extremitäten dargestellt, IE = Ipsilaterale Extremität, DE = Diagonale Extremität, LE = Lahmende Extremität, KE = Kontralaterale Extremität; auf der Y-Achse der Anteil der Extremität am gesamten PFz in Prozent.

	Mittlere Differenz	Standardabweichung	Signifikanz
IE Vor – Nach	-0,60	1,00	0,21
DE Vor – Nach	-0,75	0,87	0,09
LE Vor – Nach	0,81	1,10	0,13
KE Vor – Nach	0,53	0,97	0,24

Tabelle 4: Statistik der gepaarten Differenzen (Vorher – Nachher) des PFz im Schritt für jede Extremität einzeln, IE = Ipsilaterale Extremität, DE = Diagonale Extremität, LE = Lahmende Extremität, KE = Kontralaterale Extremität. Signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt.

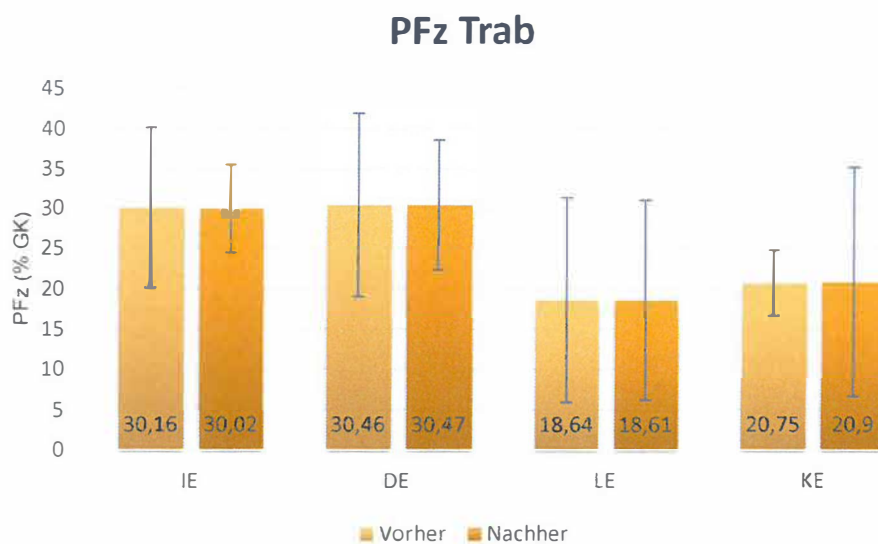


Abbildung 8: Verteilung des Vertical Peak Force (% GK) auf die verschiedenen Extremitäten im Trab vor und nach der Behandlung. Auf der X-Achse sind die einzelnen Extremitäten dargestellt, IE = Ipsilaterale Extremität, DE = Diagonale Extremität, LE = Lahmende Extremität, KE = Kontralaterale Extremität; auf der Y-Achse der Anteil der Extremität am gesamten PFz in Prozent.

	Mittlere Differenz	Standardabweichung	Signifikanz
IE Vor – Nach	0,14	0,88	0,72
DE Vor – Nach	-0,01	0,57	0,97
LE Vor – Nach	0,02	0,78	0,94
KE Vor – Nach	-0,15	0,36	0,36

Tabelle 5: Statistik der gepaarten Differenzen (Vorher – Nachher) des PFz im Trab für jede Extremität einzeln, IE = Ipsilaterale Extremität, DE = Diagonale Extremität, LE = Lahmende Extremität, KE = Kontralaterale Extremität. Signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt.

5.2.2. Time to PFz im Schritt und Trab

Die Abbildungen 9 und 10 zeigen die Werte der Time to PFz (% StPh) vor und nach der Behandlung im Schritt und Trab. Sie ist in allen vier Beinen nach der Behandlung im Schritt leicht und im Trab deutlich angestiegen. Tabelle 6 und Tabelle 7 zeigen jedoch, dass der Anstieg nicht signifikant ist. Der Anstieg am betroffenen linken Hinterbein im Schritt erreicht mit 0,079 nur knapp das erwartete Signifikanzniveau nicht.

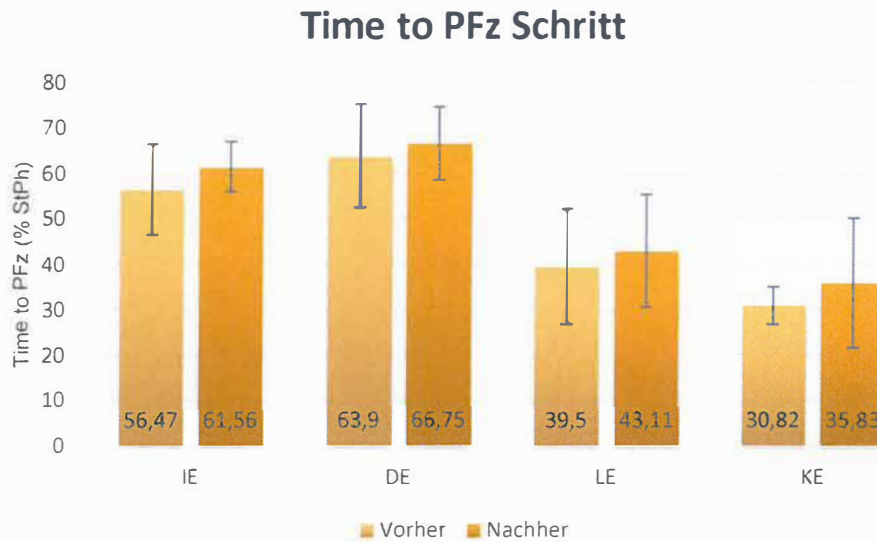


Abbildung 9: Time to PFz (% StPh) der einzelnen Extremitäten im Schritt vor und nach der Behandlung. Auf der X-Achse sind die einzelnen Extremitäten dargestellt, IE = Ipsilaterale Extremität, DE = Diagonale Extremität, LE = Lahmende Extremität, KE = Kontralaterale Extremität; auf der Y-Achse die Time to PFz in Prozent der Standphase.

	Mittlere Differenz	Standardabweichung	Signifikanz
IE Vor – Nach	-5,09	7,75	0,17
DE Vor – Nach	-2,85	3,87	0,13
LE Vor – Nach	-3,61	4,02	0,08
KE Vor – Nach	-5,01	11,57	0,34

Tabelle 6: Statistik der gepaarten Differenzen (Vorher – Nachher) der Time to PFz (% StPh) im Schritt für jede Extremität einzeln, IE = Ipsilaterale Extremität, DE = Diagonale Extremität, LE = Lahmende Extremität, KE = Kontralaterale Extremität. Signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt.

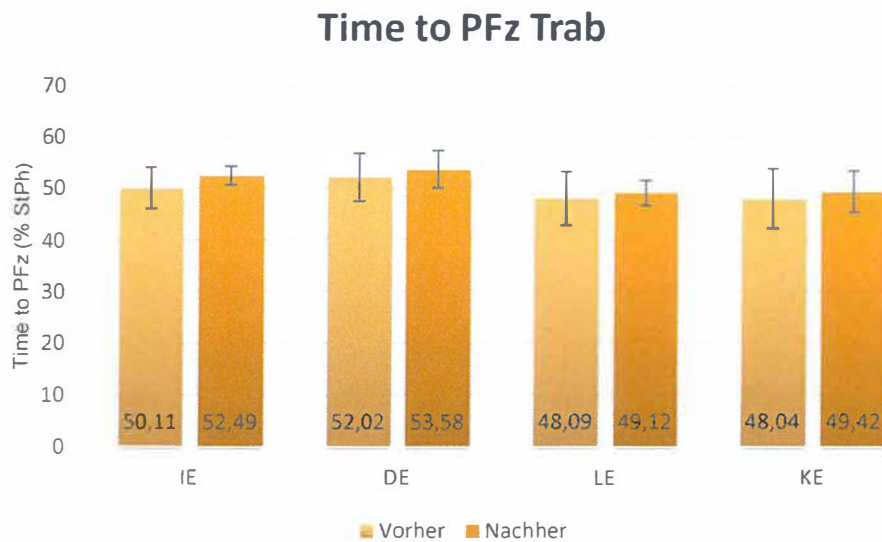


Abbildung 10: Time to PFz (% StPh) pro Bein in der Standphase im Trab vor und nach der Behandlung. Auf der X-Achse sind die einzelnen Extremitäten dargestellt, IE = Ipsilaterale Extremität, DE = Diagonale Extremität, LE = Lahmende Extremität, KE = Kontralaterale Extremität; auf der Y-Achse die Time to PFz in %

	Mittlere Differenz	Standardabweichung	Signifikanz
IE Vor – Nach	-2,38	4,40	0,24
DE Vor – Nach	-1,57	3,81	0,36
LE Vor – Nach	-1,03	3,60	0,52
KE Vor – Nach	-1,38	3,89	0,43

Tabelle 7: Statistik der gepaarten Differenzen (Vorher – Nachher) der Time to PFz (% StPh) im Trab für jede Extremität einzeln, IE = Ipsilaterale Extremität, DE = Diagonale Extremität, LE = Lahmende Extremität, KE = Kontralaterale Extremität. Signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt.

5.2.3. IFz im Schritt und Trab

Die vertikale Impulskraft (IFz in % GK) vor und nach der Behandlung wird in der Abbildung 11 im Schritt und in Abbildung 12 im Trab gezeigt. Die Daten zeigen, dass sich die Impulskraft durch die Behandlung nicht erkennbar verändert hat. Dementsprechend sind

auch die Ergebnisse der Statistik nicht aussagekräftig. Sie sind in Tabelle 8 und 9 dargestellt.

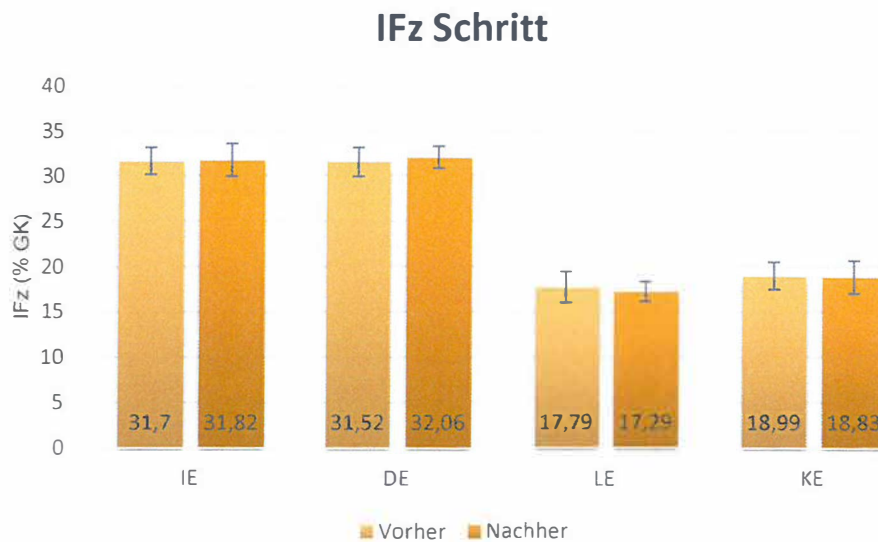


Abbildung 11: Verteilung des IFz (% GK) auf die einzelnen Extremitäten im Schritt vor und nach der Behandlung. Auf der X-Achse sind die einzelnen Extremitäten dargestellt, IE = Ipsilaterale Extremität, DE = Diagonale Extremität, LE = Lahmende Extremität, KE = Kontralaterale Extremität; auf der Y-Achse ist der IFz in Prozent der Gesamtkraft dargestellt.

	Mittlere Differenz	Standardabweichung	Signifikanz
IE Vor – Nach	-0,12	0,79	0,72
DE Vor – Nach	-0,54	0,86	0,19
LE Vor – Nach	0,50	0,94	0,25
KE Vor – Nach	0,17	0,69	0,58

Tabelle 8: Statistik der gepaarten Differenzen (Vorher – Nachher) des IFz (% GK) im Schritt für jede Extremität einzeln, IE = Ipsilaterale Extremität, DE = Diagonale Extremität, LE = Lahmende Extremität, KE = Kontralaterale Extremität. Signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt.

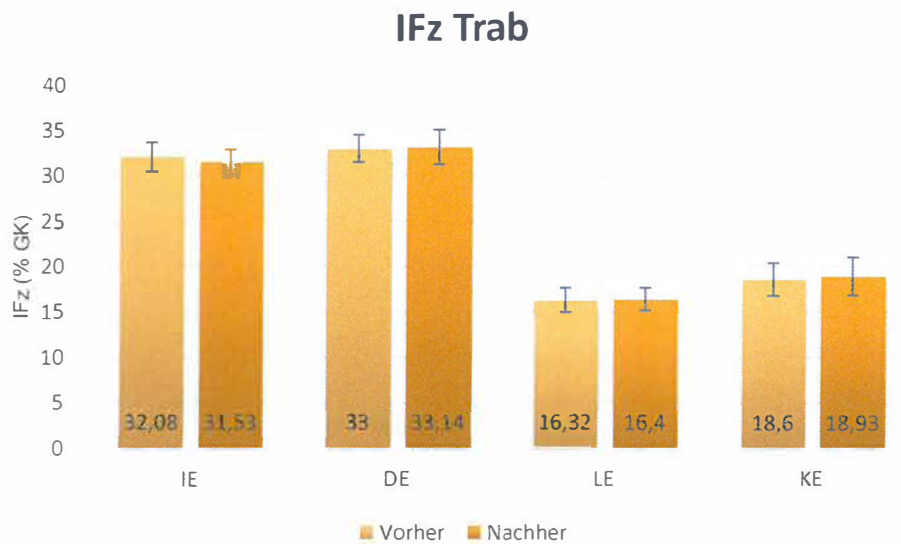


Abbildung 12: Verteilung des IFz (% GK) auf die einzelnen Extremitäten im Trab vor und nach der Behandlung. Auf der X-Achse sind die einzelnen Extremitäten dargestellt, IE = Ipsilaterale Extremität, DE = Diagonale Extremität, LE = Lahmende Extremität, KE = Kontralaterale Extremität; auf der Y-Achse ist der IFz in Prozent der Gesamtkraft dargestellt.

	Mittlere Differenz	Standardabweichung	Signifikanz
IE Vor – Nach	0,56	0,94	0,20
DE Vor – Nach	-0,14	0,75	0,67
LE Vor – Nach	-0,09	0,81	0,81
KE Vor – Nach	-0,33	0,70	0,30

Tabelle 9: Statistik der gepaarten Differenzen (Vorher – Nachher) des IFz (% GK) im Trab für jede Extremität einzeln, IE = Ipsilaterale Extremität, DE = Diagonale Extremität, LE = Lahmende Extremität, KE = Kontralaterale Extremität. Signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt.

5.2.4. Symmetrieindex des PFz im Schritt und Trab

Der Symmetrieindex (%) wurde aus dem PFz der Hunde berechnet und in Abbildung 13 und Abbildung 14 für die Vorder- und Hinterextremitäten im Schritt und Trab graphisch

dargestellt. Der Symmetrieindex der Vorderextremität im Schritt hat sich durch die Behandlung leicht reduziert, jedoch wurde das Signifikanzniveau mit 0,08 knapp nicht erreicht. An der Hinterextremität ist er, wie in Tabelle 10 und 11 zu sehen, sowohl im Schritt als auch im Trab nach der Behandlung leicht, jedoch nicht signifikant, angestiegen.

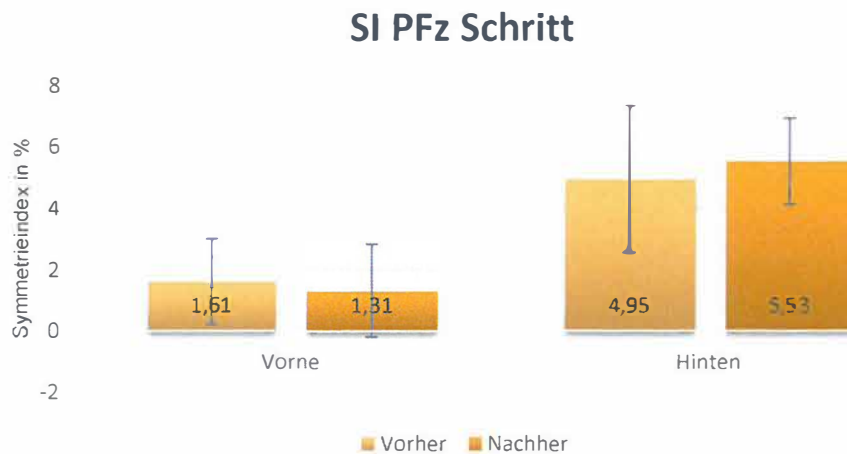


Abbildung 13: Der Symmetrieindex (%) im Schritt, berechnet aus dem PFz der Vorder- und der Hintergliedmaßen im Schritt vor und nach der Behandlung. Auf der X-Achse sind die Extremitäten vor und nach der Behandlung und auf der Y-Achse die Indexwerte in Prozent dargestellt.

	Mittlere Differenz	Standardabweichung	Signifikanz
Symmetrieindex PFz VE Vorher – Nachher	0,30	0,33	0,08
Symmetrieindex PFz HE Vorher – Nachher	-0,58	2,38	0,57

Tabelle 10: Statistik der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex (%) des PFz im Schritt (Vorher – Nachher), VE = Vorderextremität, HE = Hinterextremität. Signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt.

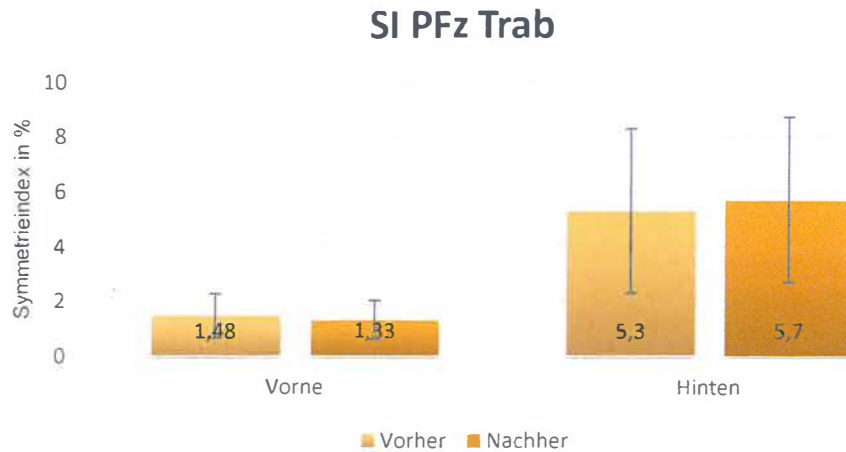


Abbildung 14: Der Symmetrieindex (%) berechnet aus dem PFz der Vorder- und der Hintergliedmaßen im Trab vor und nach der Behandlung. Auf der X-Achse sind die Extremitäten vor und nach der Behandlung dargestellt; auf der Y-Achse die Indexwerte in Prozent.

	Mittlere Differenz	Standardabweichung	Signifikanz
Symmetrieindex PFz VE Vorher – Nachher	0,15	1,16	0,76
Symmetrieindex PFz HE Vorher – Nachher	-0,40	2,02	0,65

Tabelle 11: Statistik der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex (%) des PFz im Trab (Vorher – Nachher), VE = Vorderextremität, HE = Hinterextremität. Signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt.

5.2.5. Symmetrieindex des IFz im Schritt und Trab

Abbildung 15 und 16 stellen den Symmetrieindex (%) dar, der aus der vertikalen Impulskraft im Schritt und Trab errechnet wurde. Sie zeigen die Ergebnisse vor und nach der Behandlung getrennt nach Vorder- und Hinterextremitäten. Der Symmetrieindex hat sich sowohl vorne als auch hinten nach der Therapie deutlich, jedoch nicht signifikant, vergrößert, zu sehen in Tabelle 12 und 13.

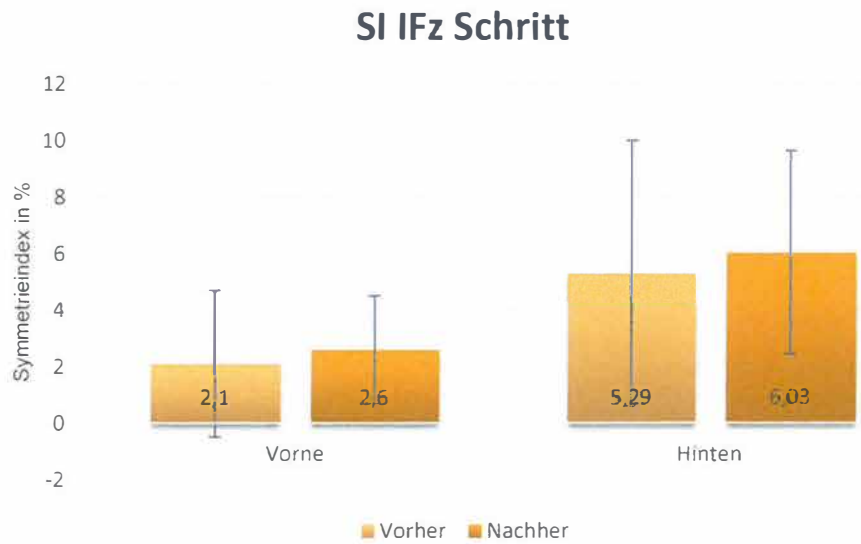


Abbildung 15: Der Symmetrieindex (%) berechnet aus dem IFz der Vorder- und Hinterextremitäten im Schritt vor und nach der Behandlung. Auf der X-Achse sind die Extremitäten vor und nach der Behandlung und auf der Y-Achse die Indexwerte in Prozent dargestellt.

	Mittlere Differenz	Standardabweichung	Signifikanz
Symmetrieindex IFz VE Vor – Nach	-0,51	1,21	0,35
Symmetrieindex IFz HE Vor – Nach	-0,75	2,20	0,44

Tabelle 12: Statistik der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex (%) des IFz im Schritt (Vorher – Nachher), VE = Vorderextremität, HE = Hinterextremität. Signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt.

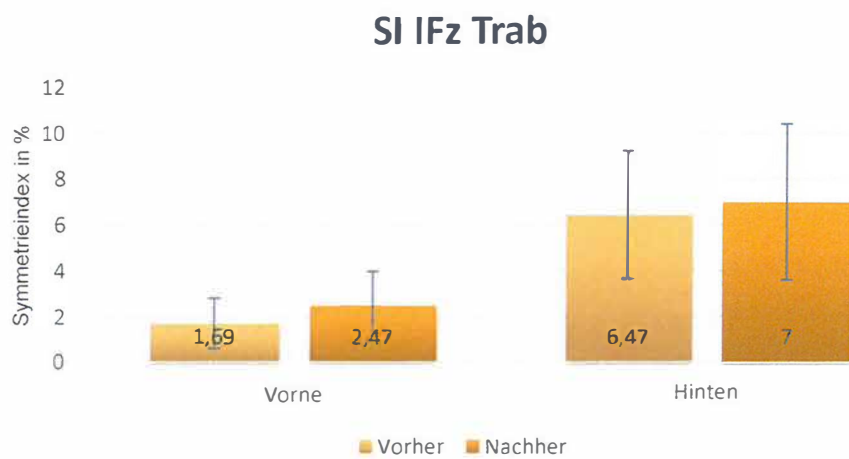


Abbildung 16: Der Symmetrieindex (%) berechnet aus dem IFz der Vorder- und Hinterextremitäten im Trab vor und nach der Behandlung. Auf der X-Achse sind die Extremitäten vor und nach der Behandlung und auf der Y-Achse die Indexwerte in Prozent dargestellt.

	Mittlere Differenz	Standardabweichung	Signifikanz
Symmetrieindex IFz VE Vorher – Nachher	-0,78	1,49	0,26
Symmetrieindex IFz HE Vorher – Nachher	-0,54	2,61	0,64

Tabelle 13: Statistik der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex (%) des IFz im Trab (Vorher – Nachher), VE = Vorderextremität, HE = Hinterextremität. Signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt.

5.3. Ergebnis der ROM Messung

Die ROM wurde bei allen Hunden an den Hinterbeinen vor und nach der Behandlung gemessen. Tabelle 14 zeigt die Winkelgrade der Kniegelenksexension für jeden Hund einzeln. Der Wert des Knies der kontralateralen Extremität dient als Seitenvergleichswert. Die Winkel des

Kniegelenks der lahmen Extremität werden vor und nach der Behandlung angegeben. Die Messvarianz wird mit 3° angenommen (Jaegger et al. 2002).

Die Extension des lahmen Beins war bei den Hunden 2, 4, 5 und 6 eingeschränkt und hat sich außer bei Hund 2 nach der Behandlung verbessert. Die Probanden 1 und 3 zeigten eine leichte Verbesserung der Extension, obwohl sie zuvor im Seitenvergleich nicht eingeschränkt war.

Hund	Extension KE	Extension LE Vorher	Extension LE Nachher	Differenz LE Vorher – Nachher
1	140	143	150	+7
2	160	150	150	=
3	150	152	156	+4
4	180	166	176	+10
5	170	160	165	+5
6	158	140	147	+7
Mittelwert	159,67	151,83	157,33	+5,5
SD	14,17	9,89	11,17	2,3

Tabelle 14: Winkelgrade der Kniegelenksexension der LE vor und nach der Behandlung und der KE. LE = Lahmende Extremität, KE = Kontralaterale Extremität, SD = Standardabweichung.

In Tabelle 15 sind die Winkel der Kniegelenksflexion für die gleichen Gliedmaßen dargestellt. Die Flexion der Hunde 1, 3, 4 und 5 war nicht eingeschränkt. Hund 2 zeigte eine Einschränkung, die sich auch nach der Behandlung nicht verändert hat. Bei Hund 3 war zunächst die Flexion des lahmen Beins besser als die des kontralateralen, sie hat sich jedoch nach der Behandlung angeglichen. Bei Hund 5 war vorher keine Einschränkung messbar. Dennoch zeigte er nach der Behandlung eine Verbesserung der Flexion. Die Einschränkungen der Flexion bei Hund 6 waren nach der Behandlung behoben.

Hund	Flexion KE	Flexion LE Vorher	Flexion LE Nachher	Differenz LE Vorher – Nachher
1	50	52	50	-2
2	18	40	40	=
3	38	33	38	+5
4	25	25	25	=
5	60	60	50	-10
6	42	48	40	-8
Mittelwert	38,83	43,00	40,50	-3,75
SD	15,55	12,87	9,25	6,75

Tabelle 15: Winkelgrade der Kniegelenksflexion der LE vor und nach der Behandlung und der KE. LE = Lahmende Extremität, KE = Kontralaterale Extremität, SD = Standardabweichung.

In Tabelle 16 ist die Statistik mit Signifikanzniveau der ROM der lahmen Hinterextremität dargestellt. Die Paarung besteht aus dem Wert vor und nach der Behandlung. Die Verbesserung der Extension nach der Behandlung ist signifikant.

	Mittlere Differenz	Standardabweichung	Signifikanz
Extension LE Vorher – Nachher	-5,5	3,39	0,011
Flexion LE Vorher – Nachher	2,5	5,58	0,322

Tabelle 16: Statistik der gepaarten Differenzen (Vorher – Nachher) der Extension und der Flexion der lahmen Extremität. LE = Lahmende Extremität. Signifikante Ergebnisse sind fett gedruckt.

6. Diskussion

Diese Pilotstudie hat die Auswirkungen der Behandlung mit Manueller Therapie auf die Lahmheit und die Einschränkung der ROM des Kniegelenks untersucht. Die Hypothese lautet, dass MT eine bestehende Lahmheit verringern und eine eingeschränkte ROM vergrößern kann.

6.1. Erste Hypothese: Verbesserung der Lahmheit

Die erste Hypothese kann nicht bestätigt werden, da die GRF keine signifikante Reduktion der Lahmheit gezeigt haben. Sowohl der Seitenvergleich der GRF als auch die Symmetrieindizes des PFz und IFz zeigen nach der MT keine signifikante Veränderung. Auch der Unterschied der einzelnen GRF zwischen vorher und nachher ist, wenn überhaupt messbar, nicht signifikant gewesen. In dieser Studie kann also keine Verbesserung der Lahmheit durch MT nachgewiesen werden.

Dieses Ergebnis erstaunt, da schmerzlindernde (Vicenzino et al. 2001, Mohammadian et al. 2004, George et al. 2006) und ROM-erweiternde Effekte (Taylor et al. 2014) hinreichend bekannt und wissenschaftlich beim Menschen dokumentiert sind. Es wäre zu erwarten, dass diese Effekte ausreichen, um eine Reduktion der Lahmheit zu erzielen. Da zudem Ratten (Sluka et al. 2006, Malisza et al. 2003) und Katzen (Reed et al. 2014, Sung 2005) als Tiermodelle für die Grundlagenforschung verwendet werden, liegt es nahe, dass MT auch bei Hunden effektiv ist.

Eine mögliche Erklärung könnte der kurze zeitliche Abstand zwischen der Behandlung und der abschließenden Messung sein. Es ist unter Human-Physiotherapeuten empirisch bekannt, dass unmittelbar nach der Therapie das Körpergefühl in der behandelten Region verändert ist. Es wäre demnach sinnvoll, in zukünftigen Studien einige Zeit zwischen Behandlung und erneuter Messung vergehen zu lassen, in der der Proband nach Möglichkeit spazieren geführt wird, um die normale Körperwahrnehmung wiederherzustellen. Auch wäre es interessant, nach einer Behandlung wiederholte Messungen in zeitlichen Abständen durchzuführen, um eine eventuelle Entwicklung des Laufverhaltens zu untersuchen.

Ein weiterer Grund könnte der Aufbau der Studie sein. Um eindeutig zuzuordnende Ergebnisse zu erhalten, wurde die MT singular und ausschließlich durchgeführt. In der Praxis ist jedoch zu beachten, dass die MT in der Regel in Kombination mit Übungen, Massagen oder physikalischen Applikationen angewendet wird (Voogt et al. 2015, Prydie und Hewitt 2015). Dass es bei Menschen nur wenig Studien gibt, die eine einmalige Anwendung von MT untersuchen, ist ein erster Hinweis darauf, dass dieses Vorgehen nicht effektiv genug ist. Zudem zeigen die Studien, die es zu dieser Fragestellung gibt, überwiegend keine signifikanten Effekte (Hidalgo et al. 2018, Powden et al. 2017).

Das Studiendesign war zur Überprüfung der gestellten Hypothesen geeignet. Da die Studie als Pilotstudie angelegt war, wurde eine sehr kleine Probandenzahl gewählt. Mit Hilfe der fünf untersuchten Hunde war es möglich zu erkennen, dass der gewählte Aufbau der Studie keine signifikante Reduktion des SI bewirkt. Jedoch ist natürlich nicht auszuschließen, dass eine höhere Probandenzahl einen anderen Trend hätte erkennen lassen. Durch die einmalige Anwendung der MT und das sehr objektive Messverfahren war auch der nicht kontrollierte und nicht randomisierte Ansatz geeignet. Da die Wirksamkeit von MT bei einer Lahmheit bei Hunden nahe liegt, ist eine Folgestudie sinnvoll. Der Versuchsaufbau sollte MT mehrfach anwenden und die Entwicklung der GRF über einen längeren Zeitpunkt bei deutlich mehr Patienten beobachten. Auch eine Kombination von MT mit Rotlicht oder anderen physikalischen Methoden ist sinnvoll, könnte jedoch die Aussagegenauigkeit bezüglich der MT reduzieren. Bei einem solchen Aufbau der Folgestudie wäre eine randomisierte, zumindest einfach verblindete Studie mit Kontrollgruppe das geeignete Studiendesign.

6.2. Zweite Hypothese: Verbesserung der ROM

6.2.1. Extension

Die zweite Hypothese kann für die Extension bestätigt werden. Die Verbesserung nach der Therapie ist signifikant und konnte bei allen Hunden, außer Nr. 2, gemessen werden.

Auffallend war, dass einzelne Hunde eine Verbesserung der ROM zeigten, obwohl sie vor der Behandlung im Seitenvergleich keine Einschränkung gezeigt haben. So hat sich die Extension zum Beispiel bei Hund Nr. 1 um 7° erweitert und so nach der Behandlung ein

besseres Ergebnis erzielt als die gesunde, unbehandelte Seite. Dieses Phänomen war auch bei Hund Nr. 5 in der Flexion zu sehen.

Eine Erklärung könnte sein, dass sich die Hunde nach der Therapie an das Handling gewöhnt haben und so weniger Abwehrspannung zeigten. Jedoch wäre dann zu erwarten, dass auch die kontralaterale Seite verbesserte Werte zeigt. Dies war nicht regelmäßig zu beobachten. Zudem wurden durch Streicheln und passives Bewegen vor der ersten Messung gezielte Maßnahmen ergriffen, um zur Entspannung der Hunde beizutragen.

Eine andere Erklärung ist, dass die Gelenkbeweglichkeit immer durch manuelle Therapie erweitert wird. Ein solcher, positiver Einfluss von MT auf die ROM an gesunden Gelenken, ist jedoch weder bei Menschen noch bei Tieren in wissenschaftlichen Studien zuverlässig belegt (de Souza et al. 2008). Für kurze Massagen (Huang et al. 2010) und Dehnübungen (Wanderley et al. 2018, Mizuno 2017) hingegen ist der positive Effekt auf die ROM an gesunden Gelenken bei Menschen bereits untersucht und belegt worden. Da sowohl Massagen als auch Muskeldehnungen Teil der MT sind, erscheint es naheliegend, dass MT auch in einem gesunden Gelenk beim Hund zu leicht erhöhter Beweglichkeit führen kann.

Es ist jedoch auch möglich, dass die vermeintlich gesunde kontralaterale Seite ebenfalls eine eingeschränkte ROM hat. Zwei Ursachen könnten zu einer Erkrankung der kontralateralen Seite geführt haben: Zunächst ist zu beachten, dass alle Hunde, die an der Studie teilgenommen haben, eine chronische Lahmheit zeigten. Eine chronische Lahmheit führt zu einer kontinuierlichen Überbelastung der gesunden Seite (Millis und Levine 2014). Es ist also naheliegend, dass auch diese Seite beginnende arthrotische Veränderungen zeigt und so auch bereits in ihrer ROM eingeschränkt ist. Es wäre interessant, in einer weiteren Studie diese Gelenke gezielt zu untersuchen.

Zudem muss bei diesen Probanden beachtet werden, dass fünf von sechs Hunden als Grunderkrankung einen Kreuzbandriss haben. In der Regel ist der Riss des Kreuzbandes die Folge einer Degeneration (Griffon 2009, Comerford et al. 2011) und wird in bis zu 30–54% der Fälle auch auf der kontralateralen Seite auftreten (Harasen 2003, Doverspike et al. 1993, Muir et al. 2011). Eine subklinisch eingeschränkte ROM könnte ein Hinweis auf die beginnende Degeneration des kontralateralen Kreuzbandes sein.

Da absolute Referenzwerte fehlen, ab wann von einer eingeschränkten ROM auszugehen ist, ist die abschließende Bewertung dieser Auffälligkeit nicht möglich. Weitere Studien sind hier nötig.

6.2.2. Flexion

Für die Flexion kann die Hypothese nicht uneingeschränkt bestätigt werden. Nur die Hunde Nr. 2 und 6 zeigten überhaupt eine Einschränkung der Flexion. Diese Beobachtung passt zu dem Kapselmuster des Knies. Ein Kapselmuster beschreibt die charakteristische Reihenfolge der Bewegungseinschränkungen eines Gelenks bei Erkrankungen mit Kapselbeteiligungen, wie zum Beispiel Arthrose und Arthritis. Für das Knie ist zunächst die Extension, dann die Flexion und erst dann die Rotationen eingeschränkt (Hárrer 2018). Da im Rahmen eines Kreuzbandrisse in der Regel Arthrosen auftreten, liegt es nahe, dass dieses Muster auf einige der Probanden zutrifft.

Hund Nr. 6 zeigt eine deutliche Verbesserung der Beweglichkeit nach der Therapie, Hund Nr. 2 jedoch nicht. Durch die geringe Anzahl kann keine zuverlässige Aussage zur Flexion getroffen werden. Bei weiteren Studien wäre es interessant, gezielt Hunde auszuwählen, die eine Einschränkung der Flexion zeigen, um anhand einer größeren Probandenzahl zuverlässige Daten zu gewinnen. Dabei wäre eine stärkere Einschränkung der ROM ein sinnvolles Auswahlkriterium, da die Effekte deutlicher zu erkennen wären.

Das Studiendesign dieser Pilotstudie war für diese Hypothese gut geeignet und hat ein signifikantes Ergebnis geliefert. In Folgestudien wäre es sinnvoll die Validität durch eine deutlich höhere Probandenzahl zu erhöhen. Auch eine Verblindung und eine Kontrollgruppe mit Randomisierung würde die Aussagekraft erhöhen.

6.2.3. Weitere Auffälligkeiten

In Tabelle 15 zeigt Proband Nr. 3 eine Auffälligkeit. Vor der Behandlung ist die Flexion der lahmen Extremität besser als die der kontralateralen Seite. Nach der Therapie ist der Winkel jedoch wie an der gesunden Extremität. Eine plausible Erklärung ist hier nicht zu finden, es könnte sich um einen Mess- oder Übertragungsfehler handeln.

Hund Nr. 2 zeigt als einziger in dieser Studie keine Verbesserung der ROM, weder für Extension noch Flexion. Auffallend ist, dass dies außerdem der einzige Proband mit einem harten Endgefühl der Extension war. Da zudem noch anamnestisch von einer Revisions-OP berichtet wurde und die Metallimplantate weit hervorragend waren, kann hier von einer knöchern- oder implantatbedingten Bewegungseinschränkung ausgegangen werden. Diese spricht naturgemäß nicht auf die Weichteiltechniken der MT an, so dass ein anderer Therapieansatz gewählt werden muss.

6.3. Schlussfolgerung

Insgesamt konnte gezeigt werden, dass MT eine weichteilbedingte Beweglichkeitseinschränkung auch bei Hunden verbessern kann. Eine Verbesserung der Lahmheit durch die Behandlung konnte jedoch nicht gezeigt werden.

Es wäre interessant, in zukünftigen Studien die MT in einer realitätsnäheren Studie zu untersuchen. Dazu könnte man eine Behandlungsserie über mehrere Wochen durchführen und die Entwicklung der GFR beobachten. Da von einigen Patientenbesitzern spontan positives Feedback gegeben wurde, wäre es auch interessant, die subjektive Einschätzung der Patientenbesitzer zu erfragen oder diese mithilfe des Helsinki Chronic Pain Index (Hielm-Bjorkmann et al. 2009) zu objektivieren.

Es wäre zudem sinnvoll, in zukünftigen Studien eine noch einheitlichere Patientengruppe auszuwählen und eine zusätzliche Kontrollgruppe einzurichten. Auch eine größere Anzahl an Probanden würde die wissenschaftliche Aussagekraft der Ergebnisse verbessern.

Außerdem wäre es interessant, die Wirksamkeit der MT bei Patienten mit stärkeren Beweglichkeitseinschränkungen von Gelenken zu untersuchen. Um ein valides Ergebnis zu erreichen, wäre es sinnvoll, die Patienten anhand ihres manualtherapeutischen Befundes auszuwählen, also zum Beispiel nur Patienten mit einem eingeschränkten JP in die Studie aufzunehmen.

7. Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war, die Wirksamkeit der Manuellen Therapie bei Lahmheit und Bewegungseinschränkung des Kniegelenks bei Hunden zu untersuchen.

Die Hypothesen lauteten, dass durch Manuelle Therapie die range of motion des Knies und die Belastung der Extremität bei lahmen Hunden signifikant verbessert werden können.

In dieser Studie wurden sechs Hunde untersucht und mit Manueller Therapie behandelt. Sie alle zeigten eine chronische, einseitige Lahmheit, die vom Kniegelenk ausging. Fünf der Hunde hatten in den letzten vier Jahren eine Operation wegen einer Ruptur des cranialen Kreuzbandes und ein Hund zeigte eine Meniskuskontusion.

Die Probanden wurden nach einer Eingewöhnungszeit von ihren Besitzern über die Druckmessplatte geführt. Dabei wurden die Werte Peak vertical force (PFz), Impulse vertical force (IFz), Time to PFz sowie der Symmetrieindex aus PFz und IFz zwischen den Vorder- und Hinterextremitäten erhoben. Anschließend wurde mit jedem Hund eine orthopädische und eine manualtherapeutische Untersuchung durchgeführt. Die Behandlung orientierte sich an diesen Befunden und bestand aus einer Kombination der manuellen Techniken Traktion, Translation, Rotation und Gleiten im Gelenk. Zudem wurden Muskeltechniken wie Querdehnung und Massagegriffe angewendet. Im Anschluss an die Behandlung wurden die Probanden erneut über die Druckmessplatte geführt und die Werte erhoben.

Die Ergebnisse zeigen, dass eine Verbesserung der Lahmheit mit Manueller Therapie nicht erreicht werden konnte. Sowohl der Seitenvergleich der ground reaction forces als auch die Symmetrieindizes von PFz und IFz zeigten nach der Therapie keine signifikante Veränderung.

Deutlich zeigte sich jedoch, dass eine Verbesserung der Bewegungseinschränkung erreicht werden konnte. Bei vier von sechs Hunden war die Extension eingeschränkt. Insgesamt hat sie sich bei fünf Hunden um durchschnittlich $6,6^\circ$ verbessert, also auch bei Hunden, die vorher keine Einschränkung hatten. Die Flexion war nur bei zwei Hunden eingeschränkt. Bei einem dieser Hunde wurde die Flexion verbessert. Einer der Probanden zeigte keine Verbesserung der range of motion.

Die Hypothese bezüglich der Verbesserung der Lahmheit muss daher abgelehnt werden. Jedoch kann die Hypothese, dass die range of motion des betroffenen Knies verbessert wird, bestätigt werden.

Diese Pilotstudie liefert interessante Basisfakten zur Wirkung der Manuellen Therapie bei Hunden. Um die Aussagen weiter zu überprüfen, wäre es interessant, in Zukunft die Manuelle Therapie unter realitätsnäheren Bedingungen zu untersuchen. Eine Behandlungsserie mit mehrfacher Anwendung pro Woche und einer größeren Anzahl von Probanden könnte dabei die Aussagekraft weiter erhöhen.

Da es kaum wissenschaftliche Untersuchungen zur Manuellen Therapie bei Hunden gibt, sind weitere Studien nötig, um eine evidenzbasierte Anwendung dieser zu etablieren.

Schlüsselwörter: Manuelle Therapie, Druckmessplatte, Bodenreaktionskräfte, Range of motion, Arthrose, chronische Lahmheit

8. Summary

The goal of this study was the examination of the effects of manual therapy on dogs with chronic lameness and decreased range of motion in one knee.

The hypothesis was a decreased lameness and increased range of motion after one treatment with manual therapy.

This study was conducted on six dogs that showed chronic recurring lameness in one knee in a hind limb. Five dogs underwent surgery due to a ruptured cranial cruciate ligament in the last four years. One dog was diagnosed with contusion of the menisci in one knee.

Each dog was allowed to get used to the setting and was then led over a pressure plate by their owner. The peak vertical force (PFz), impulse vertical force (IFz), Time to PFz and symmetry indices from PFz and IFz between the front and the hind limbs were collected. Then each dog received an orthopedic and manual-therapeutical examination.

The treatment was chosen according to the findings and included a combination of traction, translation, rotation and gliding in the joint. Muscle-related techniques were also used, including stretching and massage. After the treatment the dogs were led over the pressure plate again.

The results show that lameness did not decrease. Neither the comparison of the ground reaction forces on the healthy and affected side nor the symmetry indices showed significant change after the treatment.

Significant improvement was seen in range of motion. Four out of six dogs were measured with decreased extension. In five dogs the range of extension was increased by 6.6° on average after the treatment. Dogs with no previous abnormality also showed improved results. The range of flexion was decreased in two dogs, while one dog showed improved results. One dog didn't show any change at all.

Based on the results, the hypothesis of decreasing lameness must be rejected, whereas the hypothesis of increased range of motion in the knee after manual therapy is confirmed.

This pilot study might help to understand the effects of manual therapy on dogs. It would be interesting to investigate the effects of manual therapy in more realistic settings, like longterm

treatment over multiple weeks. A higher number of patients would also improve the scientific significance.

Since there are very few scientific studies about manual therapy on dogs, more research is needed to enable an evidence-based approach to manual therapy.

Keywords: chronic lameness, pressure plate, ground reaction forces, manual therapy, osteoarthritis, range of motion

9. Abkürzungsverzeichnis

a	Beschleunigung
AROM	Active range of motion
cmt	Canine Manuelle Therapie
DE	Diagonale Extremität
GK	Gesamtkraft
GRF	Ground reaction forces Bodenreaktionskräfte
HBT	Haltebandtechnik
IE	Ipsilaterale Extremität
IFz	Vertikaler Impuls
JP	Joint Play
KBR	Ruptur des cranialen Kreuzbandes
KE	Kontralaterale Extremität
LE	Lahmende Extremität
MT	Manuelle Therapie
PFz	Peak vertical force
PROM	Passive range of motion
ROM	Range of motion
SD	Standardabweichung
SI	Symmetrieindex
SL	Schrittlänge
StPh	Standphase
TPLO	Tibial Plateau Leveling Osteotomy
TTA	Tibial Tuberosity Advancement
v	Geschwindigkeit

10. Literaturverzeichnis

ALEXANDER CS. 2004. Physikalische Therapie für Kleintiere. Zweite Aufl. Stuttgart: Parey Verlag, S. 177–190.

ALI SS, AHMED SI, KHAN M, SOOMRO RR. 2014. Comparing the effects of manual therapy versus electrophysical agents in the management of knee osteoarthritis. *Pak J Pharm Sc*, 27(4): 1103–1106.

BIALOSKY JE, BISHOP MD, PRICE DD, ROBINSON ME, GEORGE SZ. 2009. The mechanisms of manual therapy in the treatment of musculoskeletal pain: A comprehensive model. *Man Ther*, 14(5): 531–538.

BOCKSTAHLER B, TICHY A, AIGNER P. 2016. Compensatory load redistribution labrador retrievers when carrying different weights – a non-randomized prospective trial. *BMC Vet Res*, 12: 92.

BOKARIUS AV, BOKARIUS V. 2010. Evidence-based review of manual therapy efficacy in treatment of chronic musculoskeletal pain. *Pain Pract*, 10(5): 451–458.

BROSSEAU L, BALMER S, TOUSIGNANT M, O'SULLIVAN JP, GODREAUULT C, GODREAUULT M, GRINGRAS S. 1999. Intra- and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for measuring maximum active knee flexion and extension of patients with knee restrictions. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(3): 396–402.

BRUNNBERG L, WAIBL H, LEHMANN J. 2014. Lahmheit beim Hund. Erste Aufl. Kleinmachnow: Procane Claudio Brunnberg.

BUDSBERG SC, VERSTRAETE MC, SOUTAS-LITTLE RW. 1987. Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs. *Am J Vet Res*, 48(6): 915–918.

CAMARINOS J, MARINKO L. 2009. Effectiveness of Manual Physical Therapy for Painful

Shoulder Conditions: A Systematic Review. *J Man Manip Ther*, 17(4): 206–215.

CAMPBELL TM, TRUDEL G, LANEUVILLE O. 2014. Knee flexion contractures in patients with osteoarthritis: clinical features and histologic characterization of the posterior capsule. *PM R*, 7(5): 466–473.

CHAITOW L. 2015. Manual therapies and hypoalgesia: What are the mechanisms?. *J Bodyw Mov Ther*, 19(3): 389–390.

COMERFORD EJ, SMITH K, HAYASHI K. 2011. Update on the aetiopathogenesis of canine cranial cruciate ligament disease. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 24(2): 91–8.

DAI LH, XU Y, XIONG YH, GAO F, HU J, DU N. 2009. Effects of manipulation therapy in repairing rabbit articular cartilage defects. *Zhong Xi Yi Jie He Xue Bao*, 7(4): 372–379.

DE LA FUENTE-FERNÁNDEZ R, LIDSTONE S, STOESSL AJ. 2006. Placebo effect and dopamine release. *J Neural Transm Suppl*, (70): 415–418.

DE SOUZA MV, VENTURINI C, TEIXEIRA LM, CHAGAS MH, DE RESENDE MA. 2008. Force-displacement relationship during anteroposterior mobilization of the ankle joint. *J Manipulative Physiol Ther*, 31(4): 285–292.

DEGENHARDT BF, DARMANI NA, JOHNSON JC, TOWNS LC, RHODES DC, TRINH C, McCLANAHAN B, DIMARZO V. 2007. Role of osteopathic manipulative treatment in altering pain biomarkers: a pilot study. *J Am Osteopath Assoc*, 107(9): 387–400.

DEYLE GD, HENDERSON NE, MAKATEL RL, RYDER MG, GARBER MB, ALLISON SC. 2000. Effectiveness of manual physical therapy and exercise in osteoarthritis of the knee. *Ann Intern Med*, 132(3): 173–181.

DOVERSPIKE M, VASSEUR PB, HARB MF, WALLS CM. 1993. Contralateral cranial cruciate

ligament rupture: incidence in 114 dogs. *J Am Anim Hosp Assoc*, 29: 167–170.

EDGE-HUGHES L. 2014. Canine Thoracic Costovertebral and Costotransverse Joints: Three Case Reports of Dysfunction and Manual Therapy Guidelines for Assessment and Treatment of These Structures. *Top Companion Anim Med*, 29(1): 1–5.

FIELD T, DIEGO M, CULLEN C, HERNANDEZ-REIF M, SUNSHINE W, DOUGLAS S. 2002. Fibromyalgia pain and substance P decrease and sleep improves after massage therapy. *J Clin Rheumatol*, 8(2): 72–76.

GEORGE SZ, BISHOP MD, BIALOSKY JE, ZEPPIERI G JR, ROBINSON ME. 2006. Immediate effects of spinal manipulation on thermal pain sensitivity: an experimental study. *BMC Musculoskelet Disord*, 7: 68.

GOFF L, JULL G. 2007. Manual therapy in animal physiotherapy. In: McGowan C, Goff L, Stubbs N, Hrsg. *Animal Physiotherapy: Assessment, Treatment, and Rehabilitation of Animals*. Erste Aufl. Oxford, Ames, Carlton: Wiley-Blackwell, 164–176.

GRÄFE K. 2014. Bewegungs-, Längen- und Umfangmessungen: Neutral-Null-Durchgangsmethode. Fünfte Aufl. Haan-Gruiten: Verlag Europa-Lehrmittel, 7–13.

GRIFFON DJ. 2010. A Review of the Pathogenesis of Canine Cranial Cruciate Ligament Disease as a Basis for Future Preventive Strategies. *Vet Surg*, 39(4): 399–209.

GROSS SAUNDERS D, WALKER JR, LEVINE D. 2014. Joint Mobilization. In: Millis DL, Levine D. *Canine Rehabilitation and Physical Therapy*. Zweite Aufl. Philadelphia [u.a.]: Elsevier Saunders, 447–463.

HARASEN G. 2003. Canine cranial cruciate ligament rupture in profile. *Can Vet J*, 44(10): 845–846.

HÄRRER S. 2018. Manuelle Therapie beim Hund. Erste Aufl. Stuttgart: Sonntag Verlag.

HAUSSLER KK. 2016. Joint Mobilization and Manipulation for the Equine Athlete. *Vet Clin North Am Equine Pract*, 32(1): 87–101.

HEARN A, RIVETT DA. 2002. Cervical SNAGs: a biomechanical analysis. *Man Ther*, 7(2): 71–79.

HENGEVELD E, BANKS K. 2008. Maitlands Manipulation der peripheren Gelenke. Vierte Aufl. München: Urban & Fischer-Verlag, S. 32.

HERTLING D, KESSLER RM. 2006. Introduction to manual therapy. In: Hertling D, Kessler RM, Hrsg. *Management of Common Musculoskeletal Disorders: Physical Therapy Principles*. Vierte Aufl. Philadelphia: Lippincott, Williams & Wilkins, 109–125.

HESBACH AL. 2014. Manual Therapy in Veterinary Rehabilitation. *Top Companion Anim Med*, 29(1): 20–23.

HIDALGO B, HALL T, BERWART M, BIernaux E, DETREMBLEUR C. 2018. The immediate effects of two manual therapy techniques on ankle musculoarticular stiffness and dorsiflexion range of motion in people with chronic ankle rigidity: A randomized clinical trial. *J Back Musculoskelet Rehabil*, 31(3): 515–524.

HIELM-BJORKMAN HK, RITA H, TULAMO R-M. 2009. Psychometric testing of the Helsinki chronic pain index by completion of a questionnaire in Finnish by owners of dogs with chronic signs of pain caused by osteoarthritis. *Am J Vet Res*. 70: 727–734.

HOEKSMa HL, DEKKER J, RONday HK, HEERING A, VAN DER LUBBE N, VEL C, BREEDVELD FC, VAN DEN ENDE CHM. 2004. Comparison of manual therapy and exercise therapy in osteoarthritis of the hip: A randomized clinical trial. *Arthritis Rheum*, 51(5): 722–729.

HUANG SY, DI SANTO M, WADDEN KP, CAPP A DF, ALKANANI T, BEHM DG. 2010. Short-duration massage at the hamstrings musculotendinous junction induces greater range of motion. *J Strength Cond Res*, 24(7): 1918–1924.

HYTTIÄINEN HK, MÖLSÄ SH, JUNNILA JT, LAITINEN-VAPAAVUORI OM, HIELM-BJÖRKMAN AK. 2013. Ranking of physiotherapeutic evaluation methods as outcome measures of stifle functionality in dogs. *Acta Vet Scand*, 55(29).

INNES JF, FULLER CJ, GROVER ER, KELLY AL, BURN JF. 2003. Randomised, double-blind, placebo-controlled parallel group study of P54FP for the treatment of dogs with osteoarthritis. *Vet Rec*, 152(15): 457–460.

JAEGGER G, MARCELLIN-LITTLE DJ, LEVINE D. 2002. Reliability of goniometry in Labrador Retrievers. *Am J Vet Res*, 63(7): 979–986.

JOHNSON IP. 2008. Hypothesis: upregulation of a muscle-specific isoform of insulin-like growth factor-1 (IGF-1) by spinal manipulation. *Med Hypotheses*, 71(5): 715–721.

KALTENBORN FF, EVJENTH O. 1999. *Manuelle Therapie nach Kaltenborn – Untersuchung und Behandlung, Teil I – Extremitäten*. Zehnte Aufl. Oslo: Olaf Norlis Bokhandel.

KAPATKIN AS, TOMASIC M, BEECH J, MEADOWS C, BOSTON RC, MAYHEW PD, POWERS MY, SMITH GK. 2006. Effects of electrostimulated acupuncture on ground reaction forces and pain scores in dogs with chronic elbow joint arthritis. *J Am Vet Med Assoc*, 228(9): 1350–1354.

KOKJOHN K, SCHMID DM, TRIANO JJ, BRENNAN PC. 1992. The effect of spinal manipulation on pain and prostaglandin levels in women with primary dysmenorrhea. *J Manipulative Physiol Ther*, 15(5): 279–285.

LASCELLES BD, ROE SC, SMITH E, REYNOLDS L, MARKHAM J, MARCELLIN-LITTLE D, BERGH

MS, BUDSBERG SC. 2006. Evaluation of a pressure walkway system for measurement of vertical limb forces in clinically normal dogs. *Am J Vet Res*, 67(2): 277–282.

LASTAYO PC, WHEELER DL. 1994. Reliability of passive wrist flexion and extension goniometric measurements: a multicenter study. *Phys Ther*, 74(2): 162–174.

LEQUANG T, MAITRE P, ROGER T, VIGUIER E. 2010. Is a pressure Walkway System able to highlight a Lameness in Dog?. In: Lim CT, Goh JCH. 6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010), 1-6 August 2010, Singapore. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 190–193.

LIEBICH HG. 2004. Funktionelle Histologie der Haustiere. Vierte Aufl. Stuttgart: Schattauer Verlag, S. 333.

LIPSCOMB VJ, ALIABADI FS, LEES P, PEAD MJ, MUIR P. 2002. Clinical efficacy and pharmacokinetics of carprofen in the treatment of dogs with osteoarthritis. *Vet Rec*, 150(22): 684–689.

MAITLAND GD, HENGEVELDE W, BANKS K, ENGLISH K. 2005. Maitland Manipulation der Wirbelsäule. Vierte Aufl. Heidelberg: Springer-Verlag, Vorwort VII.

MALISZA KL, STROMAN PW, TURNER A, GREGORASH L, FONIOK T, WRIGHT A. 2003. Functional MRI of the rat lumbar spinal cord involving painful stimulation and the effect of peripheral joint mobilization. *J Magn Reson Imaging*, 18(2): 152–159.

MARCELLIN-LITTLE DJ, LEVINE D. 2015. Principles and Application of Range of Motion and Stretching in Companion Animals. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 45(1): 57–72.

MARTINS DF, BOBINSKI F, MAZZARDO-MARTINS L, CIDRAL-FILHO FJ, NASCIMENTO FP, GADOTTI VM, SANTOS AR. 2012. Ankle joint mobilization decreases hypersensitivity by activation of peripheral opioid receptors in a mouse model of postoperative pain. *Pain Med*, 13(8): 1049–1058.

MARTINS DF, MAZZARDO-MARTINS L, CIDRAL-FILHO FJ, STRAMOSK J, SANTOS AR. 2013. Ankle joint mobilization affects postoperative pain through peripheral and central adenosine A1 receptors. *Phys Ther*, 93(3): 401–412.

MCLAUGHLIN RM. 2001. Kinetic and kinematic gait analysis in dogs. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 31(1): 193–201.

MCPARTLAND JM, GIUFFRIDA A, KING J, SKINNER E, SCOOTER J, MUSTY RE. 2005. Cannabimimetic effects of osteopathic manipulative treatment. *J Am Osteopath Assoc*, 105(6): 283–291.

MILLIS DL, LEVINE D. 2014. Assessing and Measuring Outcomes. In: Millis DL, Levine D. *Canine Rehabilitation and Physical Therapy*. Zweite Aufl. Philadelphia [u.a.]: Elsevier Saunders, 225–227.

MIZUNO T. 2017. Changes in joint range of motion and muscle-tendon unit stiffness after varying amounts of dynamic stretching. *J Sports Sci*, 35(21): 2157–2163.

MOHAMMADIAN P, GONSALVES A, TSAI C, HUMMEL T, CARPENTER T. 2004. Areas of capsaicin-induced secondary hyperalgesia and allodynia are reduced by a single chiropractic adjustment: a preliminary study. *J Manipulative Physiol Ther*, 27: 381–387.

MOON S. 2014. Untersuchung des Gleichgewichts und des Gangbildes bei Patienten mit Knie- und Hüftendoprothese [Dissertation]. Saarbrücken: Universität des Saarlandes.

MOREAU M, DUPUIS J, BONNEAU NH, DESNOYERS M. 2003. Clinical evaluation of a nutraceutical, carprofen and meloxicam for the treatment of dogs with osteoarthritis. *Vet Rec*, 152(11): 323–329.

MOREAU M, DUPUIS J, BONNEAU NH, LÉCUYER M. 2004. Clinical evaluation of a powder of quality elk velvet antler for the treatment of osteoarthrosis in dogs. *Can Vet J*, 45(2): 133–

139.

MOSS P, SLUKA K, WRIGHT A. 2007. The initial effects of knee joint mobilization on osteoarthritic hyperalgesia. *Man Ther*, 12(2): 109–118.

MUIR P, SCHWARTZ Z, MALEK S, KREINES A, CABRERA SY, BUOTE NJ, BLEEDORN JA, SCHAEFER SL, HOLZMAN G, HAO Z. 2011. Contralateral cruciate survival in dogs with unilateral non-contact cranial cruciate ligament rupture. *PLoS One*, 6(10): e25331.

NADE S, NEWBOLD PJ. 1983. Factors determining the level and changes in intra-articular pressure in the knee joint of the dog. *J Physiol*. 338(1): 21–36.

NEUMANN HD. 1994. *Manuelle Medizin – Eine Einführung in Theorie, Diagnostik, Therapie*. Vierte Aufl. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, S. 5–16.

OOSTERLINCK M, BOSMANS T, GASTHUYS F, POLIS I, VAN RYSSSEN B, DEWULF J, PILLE F. 2011. Accuracy of pressure plate kinetic asymmetry indices and their correlation with visual gait assessment scores in lame and nonlame dogs. *Am J Res*, 27(6): 820–825.

POMARINO D, KÜHL F, POMARINO A. 2007. Der Innenrotationsgang – Spezielle Ursache – Anteversion des Acetabulums. *Physiotherapie med*, 3/2007.

POWDEN CJ, HOGAN KK, WIKSTROM EA, HOCH MC. 2017. The Effect of 2 Forms of Talocrural Joint Traction on Dorsiflexion Range of Motion and Postural Control in Those with Chronic Ankle Instability. *J Sport Rehabil*, 26(3): 239–244.

PRYDIE D, HEWITT I. 2015. *Practical Physiotherapy for Small Animal Practice*. Erste Aufl. Hoboken: Wiley Blackwell.

REED WR, LONG CR, KAWCHUK GN, PICKAR JG. 2014. Neural responses to the mechanical parameters of a high-velocity, low-amplitude spinal manipulation: effect of preload

parameters. *J Manipulative Physiol Ther*, 37(2): 68–78.

ŘEZANINOVÁ J, HRAZDIRA L, KRÁLOVÁ DM, SVOBODA Z, BENAROYA A. 2018. Advanced conservative treatment of complete acute rupture of the lateral ankle ligaments: verifying by stabilometry. *Foot ankle surg*, 24(1): 65–70.

SAURO MD, GREENBERG RP. 2005. Endogenous opiates and the placebo effect: a metaanalytic review. *J Psychosom Res*, 58(2): 115–120.

SCHOMACHER J. 2011. *Manuelle Therapie Bewegen und Spüren lernen*. Fünfte Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG, S. 6.

SCHWARZ N, TICHY A, PEHAM C, BOCKSTAHLER B. 2017. Vertical force distribution in the paws of sound labrador retrievers during walking. *Vet J*, 221: 16–22.

SKYBA DA, RADHAKRISHNAN R, ROHLWING JJ, WRIGHT A, SLUKA KA. 2003. Joint manipulation reduces hyperalgesia by activation of monoamine receptors but not opioid or GABA receptors in the spinal cord. *Pain*, 106(1–2): 159–168.

SLUKA KA, SKYBA DA, RADHAKRISHNAN R, LEEPER BJ, WRIGHT A. 2006. Joint mobilization reduces hyperalgesia associated with chronic muscle and joint inflammation in rats. *J Pain*, 7(8): 602–607.

SLUKA KA, WRIGHT A. 2001. Knee joint mobilization reduces secondary mechanical hyperalgesia induced by capsaicin injection into the ankle joint. *Eur J Pain*, 5(1): 81–87.

SOLTANI N, RAHIMI A, NAIMI SS, KHADEMI K, SAEEDI H. 2014. Studying the Balance of the copper and non-copper ACL-deficient knee subjects. *Asian J Sports Med*, 5(2): 91–98.

SOTOBAYASHA D, KAWAHATA H, ANADA N, OGIHARA T, MORISHITA R, AOKI M. 2016. Therapeutic effect of intraarticular injection of ribbon-type decoy oligonucleotides for

hypoxia inducible factor-1 on joint contracture in an immobilized knee animal model. *J Gene Med*, 18(8): 180–192.

STRASSER T, PEHAM C, BOCKSTAHLER BA. 2014. A comparison of ground reaction forces during level and cross-slope walking in labrador retrievers. *BMC Vet Res*, 10: 241.

STREECK U, FOCKE J, KLIMPEL L, NOACK DW. 2006. *Manuelle Therapie und komplexe Rehabilitation*. Erste Aufl. Heidelberg: Springer-Verlag, S. 2.

STREECK U, FOCKE J, MELZER C, STREECK J. 2017. *Manuelle Therapie und komplexe Rehabilitation*. Zweite Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, S. 3–7.

SUNG PS, KANG YM, PICKAR JG. 2005. Effect of spinal manipulation duration on low threshold mechanoreceptors in lumbar paraspinal muscles: a preliminary report. *Spine*, 30(1): 115–122.

TAYLOR AL, WILKEN JM, DEYLE GD, GILL NW. 2014. Knee extension and stiffness in osteoarthritic and normal knees: analysis of the effect of a single session of manual therapy. *J Orthop Sports Phys Ther*, 44(4): 273–282.

TEODORCZYK-INJEYAN JA, INJEYAN HS, RUEGG R. 2006. Spinal manipulative therapy reduces inflammatory cytokines but not substance P production in normal subjects. *J Manipulative Physiol Ther*, 29(1): 14–21.

TEYS P, BISSET L, VICENZINO B. 2008. The initial effects of a Mulligan's mobilization with movement technique on range of movement and pressure pain threshold in pain-limited shoulders. *Man Ther*, 13(1): 37–42.

TRUDEL G, JABI M, UHTHOFF HK. 2003. Localized and adaptive synoviocyte proliferation characteristics in rat knee joint contractures secondary to immobility. *Arch Phys Med Rehabil*, 84(9): 1350–1356.

TULLBERG T, BLOMBERG S, BRANTH S, JOHNSON R. 1998. Manipulation does not alter the position of the sacroiliac joint. A roentgen stereophotogrammetric analysis. *Spine*, 23(10): 1124–1129.

VAN DEN BERG F, WOLF U. 2002. *Manuelle Therapie: Sichere und effektive Manipulationstechniken*. Erste Aufl. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, S. 2–6.

VAN DEN DOLDER PA, ROBERTS DL. 2006. Six sessions of manual therapy increase knee flexion and improve activity in people with anterior knee pain: a randomised controlled trial. *Aust J Physiother*, 52(4): 261–264.

VASSEUR PB, JOHNSON AL, BUDSBERG SC, LINCOLN JD, TOOMBS JP, WHITEHAIR JG, LENTZ EL. 1995. Randomized, controlled trial of the efficacy of carprofen, a nonsteroidal anti-inflammatory drug, in the treatment of osteoarthritis in dogs. *J Am Vet Assoc*, 206(6): 807–811.

VERNON HT, DHAMI MS, ANNETT R. 1986. Spinal manipulation and beta-endorphin: a controlled study of the effect of a spinal manipulation on plasma beta-endorphin levels in normal males. *J Manipulative Physiol Ther*, 9(2): 115–123.

VICENZINO B, COLLINS D, BENSON H, WRIGHT A. 1998. An investigation of the interrelationship between manipulative therapy-induced hypoalgesia and sympathoexcitation. *J Manipulative Physiol Ther*, 21(7): 448–453.

VICENZINO B, PAUNGMALI A, BURATOWSKI S, WRIGHT A. 2001. Specific manipulative therapy treatment for chronic lateral epicondylalgia produces uniquely characteristic hypoalgesia. *Man Ther*, 6(4): 205–212.

VIGOTSKY AD, BRUHNS RP. 2015. The Role of Descending Modulation in Manual Therapy and Its Analgesic Implications: A Narrative Review. *Pain Res Treat*. *Pain Res Treat*, 2015:

292805.

VOOGT L, DE VRIES J, MEEUS M, STRUYF F, MEUFFELS D, NIJS J. 2015. Analgesic effects of manual therapy in patients with musculoskeletal pain: A systematic review. *Man Ther*, 20(2): 250–256.

WAGER TD, RILLING JK, SMITH EE, SOKOLIK A, CASEY KL, DAVIDSON RJ, KOSSLYN SM, ROSE RM, COHEN JD. 2004. Placebo-induced changes in fMRI in the anticipation and experience of pain. *Science*, 303(5661): 1162–1167.

WANDERLEY D, LEMOS A, MORETTI E, BARROS MMB, VALENÇA MM, DE OLIVEIRA DA. 2018. Efficacy of proprioceptive neuromuscular facilitation compared to other stretching modalities in range of motion gain in young healthy adults: A systematic review. *Physiother Theory Pract*, 23: 1–21.

WEWERKA G, WEWERKA G, IGLSEDER B. 2015. Gehgeschwindigkeit bei älteren Patienten im Ganganalysesystem und 10-Meter-Gehtest. *Z Gerontol Geriatr*, 48(1): 29–34.

WILLIAMS NH, HENDRY M, LEWIS R, RUSSELL I, WESTMORELAND A, WILKINSON C. 2007. Psychological response in spinal manipulation (PRISM): A systematic review of psychological outcomes in randomised controlled trials. *Complement Ther Med*, 15(4): 271–283.

