

Aus dem Department für Kleintiere und Pferde
der Veterinärmedizinischen Universität Wien
Klinische Abteilung für Kleintierchirurgie
(Leiterin: Ass.-Prof. Dr.med.vet. Britta Vidoni)
Ambulanz für Physikalische Medizin und Rehabilitation

Eine Pilotstudie zum Vergleich der segmentalen und lokalen Anwendung von TENS

Diplomarbeit
Veterinärmedizinische Universität Wien

vorgelegt von
Marie Cathrin Rest

Wien, Juli 2022

Betreuerin: Dr. med. vet. Marion Mucha, Dipl. ECVSMR

Gutachter: Univ. Prof. Dr. Christian Peham

Danksagung

Ein großes Danke geht an Dr. med. vet. Marion Mucha! Danke für deine super Betreuung und deine stets schnellen Antworten. Und vor allem Danke für deine große Geduld und die guten Zusprüche während dem langen Projektablauf.

Ich danke dem ganzen Team der Ambulanz für Physikalische Medizin und Rehabilitation für die großartige Unterstützung bei der Studie. Ich habe mich immer wohl gefühlt und durfte während dem praktischen Teil viel lernen.

Außerdem ein besonderes Dankeschön an Dr. med. vet. Priv.-Doz. Barbara Bockstahler für die gute Einführung in den Umgang mit der Druckmessplatte und dem zugehörigen Computerprogramm, sowie für das vielzählige Korrekturlesen.

Ich danke ebenso Emmanouil Lyrakis, Ph.D., Platform for Bioinformatics and Biostatistics, Department of Biomedical Sciences, University of Veterinary Medicine Vienna, für seine Unterstützung bei den statistischen Analysen im Rahmen dieser Studie.

Der allergrößte Dank gilt meinen Eltern, die mir dieses Studium ermöglichen haben, mich immer und überall unterstützt haben und mir zu jeder Zeit mit Rat und Tat beiseite standen. Auch an meine Geschwister, die mich während der Prüfungszeiten immer ertragen und aufgemuntert haben ein großes Dankeschön.

Außerdem danke ich meinen Freunden, die das Studium für mich zu einer unvergesslichen Zeit gemacht haben.

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
2.	Fragestellung und Hypothese	3
3.	Stand der Literatur	4
3.1	Elektrotherapie	4
3.2	Transkutane elektrische Nervenstimulation (TENS)	6
3.3	Applikation der Elektroden bei TENS	9
3.4	Biomechanik der Bewegung und Ganganalyse	11
4.	Material und Methode	15
4.1	Probanden	15
4.2	Material	17
4.2.1	Druckmessplatte	17
4.2.2	Aufzeichnungssystem	17
4.2.3	Computerprogramm	17
4.2.4	TENS- Gerät	17
4.3	Methodik	18
4.3.1	Behandlungsschema	18
4.3.2	Befundung	21
4.3.3	Behandlung	23
4.3.4	Statistik	23
5.	Ergebnisse	26
5.1	Patienten	26
5.2	Ergebnisse der Bodenreaktionskraftmessungen	26
5.2.1	Auswertung nach Cross- Over Modell	26
5.2.2	Auswertung der gesamten Gruppe	26
5.2.3	Auswertung der einzelnen Probanden	35
5.3	Ergebnisse der Orthopädischen Untersuchungen	67
5.3.1	Statistische Auswertung der Orthopädischen Untersuchung	67
5.3.2	Standposition	67
5.3.3	Lahmheit im Schritt	69
5.3.4	Lahmheit im Trab	70
5.3.5	Bereitschaft, dem Kliniker zu erlauben, das Bein kontralateral der lahmen Extremität anzuheben	72
5.3.6	Schmerz bei Palpation und Mobilisation	74
5.3.7	Gesamtreaktion auf die Behandlung (im Vergleich zu Tag null)	76
6.	Diskussion	78
7.	Zusammenfassung	82
8.	Summary	84
9.	Abkürzungsverzeichnis	86
10.	Literaturverzeichnis	88
11.	Abbildungsverzeichnis	96
12.	Tabellenverzeichnis	104
13.	Anhang	107

1. Einleitung

Die Elektrische Stimulation (ES) ist eine geläufige Methode in der physikalischen Therapie, auch im Feld der Veterinärmedizin. Sie stellt eine mögliche unterstützende Alternative beim Wiederaufbau der Muskelkraft, der Korrektur von strukturellen Abnormitäten, der Erweiterung des Bewegungsradius, der Verbesserung des Muskeltonus, der Schmerzregulation, bei Wundheilungsstörungen, Ödembehandlungen und vielem mehr dar (Bockstahler et al. 2019).

Abhängig davon, in welchen Bereichen und für welche Zwecke die Elektroden angelegt werden, sowie insbesondere von der gewählten Stromform, gibt es verschieden benannte Therapiemethoden. Beispielsweise wird die neuromuskuläre elektrische Stimulation (NMES) verwendet, wenn es darum geht fehlende Muskelkraft wiederaufzubauen, die transkutane elektrische Nervenstimulation (TENS), welche primär zur Schmerztherapie eingesetzt wird oder die funktionelle elektrische Stimulation (FES) (Knutson et al. 2019, Bockstahler et al. 2019).

Bereits seit langer Zeit werden die positiven Auswirkungen der elektrischen Ströme von Menschen genutzt. Beispielsweise beschrieb bereits Claudius Galen, der 129-199 nach Christus lebte, die Behandlung von Kopfschmerzen mittels „elektrischer Schocke“ vom Zitterrochen, lateinisch *Torpedo torpedo* (Schechter 1971, Gadsby 1998). Von da an hat die Bedeutung der Elektrizität in der Medizin immer weiter zugenommen. Mit neuen Erkenntnissen über Strom, Frequenzen und die Anatomie der Lebewesen, stieg auch die Zahl neuer Methoden und Geräte im Bereich der Elektrotherapie (Riss 2014).

Diese Methoden werden aufgrund unterschiedlicher Wellenlängen, mit welchen sie arbeiten den Bereichen der Nieder-, Mittel- oder Hochfrequenztherapie zugeordnet (Bossert et al. 2006). Bei jeder dieser Therapien werden die Elektroden an einem bestimmten Ort, zum Beispiel über ausgewählten Nerven oder Gelenken platziert, um diese dann gezielt zu stimulieren (Edel 1983, Kitchen 2006). Doch trotz der zunehmenden Bedeutung der ES in der veterinärmedizinischen Physiotherapie, gibt es wenige Studien, die sich mit den Erfolgsraten der Applikationsorte der Elektroden näher auseinandersetzen.

Deshalb wurde in vorliegender Diplomarbeit TENS bei Hunden mit Lahmheiten der Hinterextremitäten zur Schmerztherapie verwendet und der Erfolg lokaler sowie segmentaler Applikation der Elektroden mit Hilfe einer Druckmessplatte objektiv evaluiert.

Lokal heißt, dass die Elektroden bei einem Patienten mit Gelenkserkrankung direkt an das betroffene Gelenk angebracht werden. Bei der segmentalen Stimulation werden die Elektroden rechts und links der Wirbelsäule platziert, auf Höhe der Abgänge der Nerven, welche das erkrankte Gelenk innervieren (Millis et al. 2014).

2. Fragestellung und Hypothese

Bisher wurden nur wenige Erkenntnisse über eine ideale Applikation der Elektroden gewonnen, weswegen man kontroverse Meinungen bei der Literatursuche, bezüglich der verschiedenen Erfolgsraten findet.

Im Rahmen dieser Pilotstudie sollten daher lokale und segmentale TENS Behandlungen bei Patienten mit einer deutlichen Lahmheit nur einer Hinterextremität durchgeführt und im Folgenden ihre Wirksamkeit mit Hilfe eines verkürzten orthopädischen Untersuchungsgangs und einer Bewegungsanalyse mittels Druckmessplatte ausgewertet werden. Es ging dabei vor allem um den möglichen Nachweis einer akut eintretenden Schmerzlinderung.

Die erste Hypothese dazu lautet: Beide Methoden der Elektrodenapplikation führen zu einer messbaren Schmerzreduktion und somit zu einer signifikanten Verbesserung der Lahmheit.

Die zweite Hypothese ist: Die lokale TENS Behandlung führt zu besseren Ergebnissen als die segmentale TENS Behandlung.

3. Stand der Literatur

3.1 Elektrotherapie

Elektrotherapie bezeichnet die medizinische Anwendung elektrischen Stroms, welcher im Rahmen der Therapie und Rehabilitation bei orthopädischen und neurologischen Erkrankungen angewendet wird. Das Haupteinsatzgebiet sind Erkrankungen, die mit chronischen und akuten Schmerzen einhergehen (Bockstahler et al. 2019).

Die elektrischen Ströme haben, abhängig von der behandelten Struktur und den verwendeten Stromparametern, vielzählige biologische Effekte, welche für verschiedene Therapien genutzt werden können (Sillen et al. 2013). Hochintensive elektrische Stimulation führt zum Beispiel zu einer Hypertrophie der Muskeln durch Typ-II-Fasern und neuromuskuläre elektrische Stimulation (NMES) zu einer Veränderung der Typ-I-Fasern (Levine et al. 2014).

Die Erfolge von Elektrotherapie bei der Geweberegeneration lassen sich dadurch erklären, dass es durch die elektrischen Impulse zu einer Freisetzung vasoaktiver Substanzen kommt und infolgedessen zu einer gesteigerten Muskeldurchblutung (Kamali et al. 2017, Atalay und Yilmaz 2009). Speziell bei NMES tritt eine vaskuläre Proliferation als Folge der gesteigerten Durchblutung auf (Clemente et al. 1993).

Orientiert man sich an den Vorgaben der Academy of Clinical Electrophysiology and Wound Management der American Physical Therapy Association so lässt sich Elektrotherapie allgemein in zwei Anwendungsgebiete trennen. Zum einen die neuromuskuläre elektrische Stimulation, bei welcher ein Muskel oder ein Gewebe direkt über einen intakten Nerv stimuliert wird. Zum anderen gibt es die elektrische Muskelstimulation (EMS), welche einen denervierten Muskel direkt über seine Muskelfasern stimuliert (Bockstahler et al. 2019).

Die Ströme, mit denen in der Elektrotherapie gearbeitet wird, sind primär bidirektionale Ströme, da diese am zuverlässigsten Aktionspotentiale in den Zielzellen auslösen. Gleichströme, bei denen ein konstanter Fluss in eine Richtung vorliegt, werden fast ausschließlich zur Iontophorese genutzt (Bockstahler et al. 2019, Alexander 2003).

Bei bidirektionalen Flüssen gibt es den Wechselstrom, bei dem kontinuierlich ein Stromfluss vorliegt, welcher in einem bestimmten Rhythmus die Richtung wechselt und den Impulsstrom.

Hier ist die Stromrichtung ebenfalls wechselnd, aber es herrscht kein durchgängiger Stromfluss vor, sondern einzelne Stromimpulse werden in bestimmten Abständen gesetzt.

Diese Impulse lösen an erregbaren Membranen Reize aus, welche im Verlauf von Nervenbahnen weitergeleitet werden. Deshalb wird die Stromform vor allem für NMES eingesetzt (Bockstahler et al. 2019, Wenk 2004).

Anhand der Impulsfrequenzen kann die Elektrotherapie eingeteilt werden in Nieder-, Mittel- und Hochfrequenztherapie.

Die elektrotherapeutische Niederfrequenztherapie beschreibt Bereiche zwischen 1 und 1000 Hertz (Hz). Eine genaue Beschreibung und Modulation der speziellen Niederfrequenztherapien erfolgt über die Spitzenstromstärke, die Impulsdauer, die Pausenzeit, die Impulsform, die Anstiegssteilheit und die Frequenz der Impulse. Durch die spezifische Änderung dieser Parameter kann man gezielt die Therapiemethode an die jeweiligen Patienten mit ihren Krankheitsbildern anpassen.

Das wichtigste und derzeit meistangewandte Verfahren der Niederfrequenztherapie ist die Elektroanalgesie mittels transkutaner elektrischer Nervenstimulation (TENS) (Edel 1983, Meermann und Gräff 2017).

Die dafür verwendeten Frequenzen liegen in der Regel zwischen 1 und 150 Hz, die Pulsform ist rechteckig und die Dauer der Impulse liegt zwischen 20 und 200 μ s.

Die Elektroden werden hier in Kontakt mit der Hautoberfläche gebracht. Dazu werden in der Veterinärmedizin oft sogenannte Bürstenelektroden zusammen mit Kontaktflüssigkeit verwendet. Selten kommen Elektroden mit glatten Oberflächen zum Einsatz, da diese erst nach rasieren der jeweiligen Applikationsstellen nutzbar sind.

Bei der Mittelfrequenztherapie fließt Wechselstrom in Bereichen zwischen 1 Kilohertz (kHz) und 100 kHz. Die Trägerfrequenz ist ein Sinusstrom, besteht also aus biphasischen Impulsen, wodurch der Strom tiefer in Gewebe eindringen kann.

Diese Wechselströme können, wie die Ströme der Niederfrequenztherapie, eine Hemmwirkung auf die Schmerzweiterleitung ausüben, sowie das neuromuskuläre System reizen. Im Unterschied zu einer Therapie mit niedriger Impulsraten ist hier die Frequenz in dem Maß höher, dass nicht mehr direkt die Nerven stimuliert werden können, sondern die Muskelzellen

direkt gereizt werden (Palmer et al. 1999, Bockstahler et al. 2019). Darum wird die Mittelfrequenztherapie primär für elektrische Muskelstimulation (EMS) genutzt und soll eine Erhöhung der muskulären Ausdauer bewirken.

Kontraindikationen sind frische Thrombosen oder Metallimplantate im Behandlungsgebiet, Neoplasien sowie eine direkte Durchströmung des Herzens (Bockstahler et al. 2019).

Das letzte Feld ist die Hochfrequenztherapie, bei welcher mit Frequenzen ab 100 kHz gearbeitet wird. Die Wirkung wird hier durch elektromagnetische Wellen erzielt, die das durchströmende Gewebe erwärmen. Je nach gewählter Wellenlänge werden oberflächliche oder tiefe Strukturen erreicht.

Sie wird genutzt, um den Heilungsablauf chronisch entzündlicher Prozesse zu beschleunigen, sowie bei arthrotisch bedingten Schmerzen. Bei Gravidität, Thrombosen, Neoplasien, Ödemen, Metallimplantaten oder akut entzündlichen Prozessen sollte man allerdings nicht auf Hochfrequenztherapie zurückgreifen (Bossert et al. 2006, Bansal et al. 1990).

3.2 Transkutane elektrische Nervenstimulation (TENS)

Die Hauptindikation für den Einsatz der TENS ist die Therapie von chronischen und akuten Schmerzen, zum Beispiel bei Osteoarthritis, Spondylarthrosen oder nach orthopädischen Eingriffen (Jeong et al. 2019, Thériault et al. 1996, Millis et al. 2014, Cheing et al. 2002, Ng et al. 2003).

Sie wird aber auch gerne genutzt, um die Durchblutung von Geweben gezielt zu verbessern, um Wund- und Frakturheilung zu beschleunigen, Muskelatrophien entgegenzuwirken und um im Sinne der Gesundheitsoptimierung des Patienten Einfluss auf das autonome Nervensystem zu nehmen (Wenk 2004, Cramp et al. 2002, Robertson et al. 2006).

Mlancik et al. (2006) haben in einer Studie übergewichtige Hunde untersucht, welche an Osteoarthrose erkrankt waren. Alle Hunde wurden einem strengen Diätprogramm unterzogen und die Hälfte der Probanden erhielt zusätzlich regelmäßige TENS-Behandlungen. In der Auswertung zeigte sich, dass die Hunde, welche zusätzlich Elektrotherapie bekamen, eine

deutliche Verbesserung der Lahmheit vorwiesen und zudem auch eine höhere Gewichtsabnahme erzielten.

Levine et al. (2002) untersuchten in ihrer Studie die Bodenreaktionskräfte von fünf Hunden, welche an Gonarthrose erkrankt waren, jeweils vor und nach einer lokalen TENS-Behandlung. Bereits bei der ersten Messung 30 Minuten nach der Therapie zeigte sich eine Verbesserung der Werte und dieser Effekt hielt im Mittel über 3 Stunden an.

Worauf die genannte Schmerzreduktion und auch die positiven Effekte auf die Geweberegeneration beruhen, ist in vielen Literaturquellen unterschiedlich beschrieben. Demnach gibt es also verschiedene Wirkprinzipien, die alle gemeinsam einen gewissen Teil zur Verbesserung der Schmerzen beitragen.

Einerseits wird in der von Mellzack und Wall (1965) entwickelten „Gate- Control- Theory of pain“ eine Hemmung der Schmerzweiterleitung beschrieben. Schmerzsignale werden im Körper über dicke, schnelle A- δ oder langsame C-Fasern zum Gehirn geleitet. Auf dem Weg dorthin können sie durch Signale von nicht-nozizeptiven A- β Fasern, welche auf Berührung, Druck und Vibration reagieren, beeinflusst werden. Denn beide Fasertypen A und C sind im Rückenmark mit sogenannten Transmissionszellen verschaltet und haben auf diese eine aktivierende (A- δ - und C-Fasern) oder inhibierende (A- β -Fasern) Wirkung.

Werden diese A- β -Fasern mittels elektrischer Impulse stimuliert, aktiviert das inhibitorische Neuronen in der Substantia gelatinosa im Dorsalhorn des Rückenmarks, welche im folgenden Verlauf die Transmission von Schmerzimpulsen aus der Peripherie zum Gehirn blockieren. Hierbei erweist sich besonders Strom mit einer Frequenz von 50 Hz oder mehr am geeignetsten, um diesen Mechanismus der „Kontrollschranken“ zu aktivieren (Mellzack und Wall 1965). Ströme mit geringer Intensität und hoher Frequenz aktivieren die Zellen in der Substantia gelatinosa am zuverlässigsten (Robertson et al. 2006).

Andererseits sind auch Studien veröffentlicht, welche die Schmerzlinderung mittels TENS als Folge einer Ausschüttung endogener Opiode aus der Hypophyse beschreiben. Diese Endorphine haben einen analgetischen Effekt (Han et al. 1991, Kalra et al. 2001, Hughes et al. 1984).

Vor allem durch Verwendung elektrischer Ströme mit niedriger Frequenz unter 10 Hz und mit langer Pulsdauer über 100 μ s, sowie mit höherer Intensität werden diese Endorphine freigesetzt (Bockstahler et al. 2019).

Ein Grund für die zunehmende Bedeutung von TENS in der veterinärmedizinischen physikalischen Therapie ist, dass es eine nicht invasive Methode ist, die nach einer genauen Einführung auch ohne Probleme von den Besitzern durchgeführt werden kann. Das bringt einerseits preislich einen Vorteil und andererseits erleichtert es die eventuell mehrmals wöchentlich nötige Behandlung, da sie zuhause durchgeführt werden kann.

Einzig bei Hautinfektionen und auf offenen Wunden, bei akuten Entzündungen im Behandlungsbereich, bei Tieren mit Anfallserkrankungen, während der Trächtigkeit oder bei Patienten mit einem Herzschrittmacher oder Neoplasien ist die Anwendung von TENS kontraindiziert (Meermann und Gräff 2017, Bockstahler et al. 2019). Beachtet werden muss auch, dass Impulsdauer und Impulsfrequenz so moduliert werden, dass die Empfindung für das Tier zu keiner Zeit unangenehm ist. Das Stromempfinden kann von Tier zu Tier differieren und auch an den verschiedenen Behandlungstagen unterschiedlich stark sein.

Anhand der Intensitäten und Frequenzen lässt sich auch die TENS weiter in vier Hauptmethoden einteilen. Es gibt die High-Frequency-Low-Intensity-TENS, welche mit Bereichen von 50-150 Hz und Pulsdauern von 2-50 μ s arbeitet. Die Wirkung der Schmerzmodulation erfolgt hier vor allem über das Gate-Control-System und findet eine Anwendung bei akuten Schmerzen.

Die High-Intensity-Low-Frequency-TENS nutzt Frequenzen von 1-10 Hz und weist Impulsdauern von 100-400 μ s auf. Es wird eine sichtbare Muskelkontraktion ausgelöst und die Schmerzverringerng kommt durch Freisetzung endogener Endorphine zustande. Diese Form der TENS wird bei chronischen Schmerzen genutzt.

Bei der Burst- TENS wird eine Folge von Impulsen appliziert, welche in einer Frequenz von 1-4 Hz arbeiten und dabei eine hohe interne Trägerfrequenz von 40-150 Hz haben. Es ist also eine Kombination aus den ersten beiden TENS-Methoden und bringt Vorteile der Beiden mit sich.

Als Letztes gibt es noch die modulierte TENS, wobei Impulsdauer, Frequenz und Ampere automatisch variieren, sodass kein Gewöhnungseffekt stattfindet (Bockstahler et al. 2019).

Die Behandlungszeiten und -intervalle schwanken nach den bisherigen Literaturangaben deutlich (Lewis et al. 1994, Levine et al. 2002, Smith et al. 1983). Es gilt jedoch der Grundsatz, dass bei akuten Erkrankungen geringe Intensität, kurze Behandlungen und ein kurzes Behandlungsintervall von Vorteil sind. Wohingegen bei chronischen Krankheiten hohe Intensitäten, längere Behandlungszeiten und auch längere Behandlungsintervalle gewählt werden sollten (Bockstahler et al. 2019).

In der Humanmedizin haben Cheing et al. (2003) die unterschiedlichen Erfolge der TENS-Behandlungsdauer an 38 Patienten mit Osteoarthrose des Kniegelenks getestet. Dabei stellte sich heraus, dass eine Behandlungsdauer von 40 und 60 Minuten zu einer deutlicheren Schmerzreduktion als eine Anwendung über 20 Minuten führte. Dies wurde sowohl in Bezug auf das Ausmaß der Schmerzminderung, als auch in der Dauer der posttherapeutischen Analgesie beobachtet.

3.3 Applikation der Elektroden bei TENS

Obwohl, wie oben beschrieben, die transkutane elektrische Stimulation oft genutzt wird und sich viele Forscher bisher mit ihren Effekten und der Wirkungsweise auseinandergesetzt haben, gibt es auffallend wenige Erkenntnisse über die Auswirkungen der Elektrodenapplikation.

Generell hat man die Möglichkeit die Elektroden lokal oder segmental anzubringen. Verdeutlicht an einem Beispiel eines Hundes mit einem einseitigen Knieproblem heißt das, dass man entweder direkt am betroffenen Knie lateral und medial die Elektroden anbringt, oder segmental paramedian der Wirbelsäule auf Höhe der Abgänge der Nerven, die das Knie innervieren. Dabei handelt es sich vor allem um den *Nervus saphenus*, welcher aus den Segmenten L4-L5 entspringt, aber auch um den *Nervus tibialis* aus L6-L7 und den *Nervus fibularis*, dessen Ursprung ebenfalls in L6-L7 liegt.

Millis und Levine (2014) beschreiben, dass eine lokale Platzierung vor allem bei chronischen Erkrankungen genutzt wird, im Falle einer akuten Krankheit jedoch eher auf eine segmentale Stimulation zurückgegriffen wird. Eine Begründung wird jedoch nicht genannt.

Bei einer Langezeitstudie in der Humanmedizin haben 13 Patienten frei wählen können, wie sie die Elektroden platzieren. Dabei hat sich die Mehrheit für das Anbringen direkt über dem schmerzenden Bereich, oder knapp proximal davon, entschieden (Johnson et al. 1991).

Das vermittelt den Eindruck, dass zwischen lokaler und segmentaler TENS Anwendung ein deutlicher Unterschied in der analgetischen Wirkung besteht.

Eine Studie, welche sich sehr ausgiebig mit der Elektrodenplatzierung bei TENS beschäftigt hat, ist „Does electrode placement influence tens-induced antihyperalgesia in experimental inflammatory pain model?“ von M. Neto et al. (2017). Die Forscher haben zunächst bei 30 männlichen Ratten per intraartikulärer Injektion eine künstliche Entzündung des linken Kniegelenks ausgelöst.

Die Versuchstiere wurden dann in fünf Gruppen aufgeteilt und für jede Gruppe wurde eine andere Platzierung der Elektroden gewählt.

Bei den sechs Tieren der Gruppe 1 platzierten die Untersucher die Elektroden medial und lateral an dem betroffenen Kniegelenk. Gruppe 2 bekam die Elektroden am rechten, nicht entzündeten Knie angebracht. Gruppe 3 war die paraspinale Gruppe, bei der die Elektroden neben der Wirbelsäule entsprechend der Nervenabgänge, welche die Hinterhand innervieren, angebracht wurden. Die Platzierung an dem Akupunkturpunkt Magen 36 und Milz 6 wurde bei Gruppe 4 vorgesehen. Und die restlichen Ratten der letzten Gruppe bekamen die Elektroden zwar auch lokal platziert, genau wie Gruppe 1, jedoch wurden bei ihnen keine elektrischen Impulse gesendet.

Durch mechanische Manipulation der linken Hintergliedmaße mittels Frey Filamenten wurde dann der schmerzlindernde Effekt jeweils direkt vor und nach den TENS Anwendungen kontrolliert. Dabei kam heraus, dass jede Methode die gleichen positiven Auswirkungen hat, abgesehen von der Placebo Methode bei Gruppe 5 (Neto et al. 2017).

Somit hat man als Tierarzt noch keine genauen Richtlinien, an welcher Stelle man die Elektroden platzieren sollte, weil wie oben beschrieben bei jeder Applikationsart dieselbe Wirkung erzielt wird. Wenn man beispielsweise einen Patienten mit Knieproblemen normalerweise mit lokaler TENS behandeln würde, dieser dann aber dort starke Verletzungen der Haut aufweist, kann man ohne negative Folgen auf segmentale Stimulation umsteigen.

Bockstahler et al. (2019) beschreiben, dass eine lokale Anwendung eher bei chronischen Schmerzen genutzt werden sollte, während eine segmentale Anbringung der Elektroden dann von Vorteil ist, wenn eine lokale Kontraindikation vorliegt oder der Patient unter akuten Schmerzen leidet.

Einerseits divergieren somit die Meinungen bezüglich der Elektrodenplatzierung und andererseits gibt es insgesamt noch nicht genug Studien, um sagen zu können welche Methode signifikante Ergebnisse erzielt.

3.4 Biomechanik der Bewegung und Ganganalyse

Um orthopädische und neurologische Erkrankungen und die Veränderungen in ihrem Verlauf bei einem Patienten besser verstehen und auswerten zu können, ist es wichtig, die Biomechanik der Bewegung eines gesunden Tieres zu kennen und zum Vergleich zu nutzen (Bockstahler et al. 2019).

Die Kinesiologie, also Bewegungslehre, umfasst die Kinetik und die Kinematik (Anderson und Mann 1994). Die Kinematik beschreibt die räumlichen und zeitlichen Parameter der Gelenkbewegungen und die Kinetik befasst sich mit den Kräften, welche in der Standphase wirken (Decamp 1997).

Die geläufigsten Gangarten bei Kleintieren sind der Schritt, der Trab, der Galopp und auch der Passgang, wobei der Galopp zu den asymmetrischen Gangarten zählt und die Restlichen zu den symmetrischen Gangarten (Nunamaker und Blauner 1985, Decamp 1997).

Ein Gang wird dann als symmetrisch bezeichnet, wenn die Extremitäten einer Körperseite jene Bewegungen der anderen wiederholen (Bockstahler et al. 2019).

Die vorliegende Studie nutzte ausschließlich Messungen sowie Beobachtungen im Schritt und im Trab, weswegen auf diese beiden Gangarten im Folgenden näher eingegangen wird.

Im Schritt wechseln sich Zwei- und Dreibeinstütze regelmäßig ab, wobei immer mindestens zwei Beine am Boden sind. Er wird außerdem eingeteilt in eine Hangbein- sowie eine Standbeinphase (Nickel et al. 1992, Decamp 1997). Generell werden hier etwa 60% der Körpermasse von den Vorderextremitäten getragen und 40% von den Hinterextremitäten (Bockstahler et al. 2019).

Der Trab lässt sich beschreiben als eine symmetrische, zweischlägige Gangart, bei welcher die diagonalen Gliedmaßenpaare meist gemeinsam Fußten. Auch hier wird unterteilt in eine Hangbein- und Standbeinphase und bei schnellem Trab kann es zu einer kurzen Schwebephase kommen.

Im Trab werden bis zu 120% des Gewichts von den Vordergliedmaßen getragen und bis zu 75% von den Hintergliedmaßen. Die höhere Belastung erklärt sich durch die zunehmende Geschwindigkeit (Nickel et al. 1992, Bockstahler et al. 2019).

Um Gänge zu analysieren und zu beurteilen gibt es verschiedenste Methoden. Die einfachste Methode ist die visuelle Beurteilung im Rahmen der klinisch- orthopädischen Untersuchung. Da sie jedoch auch stark subjektiv ist, bietet sie nicht immer eine sichere Auswertung in Bezug auf Ausmaß und Verlauf der Bewegungsstörung (Waxmann et al. 2008).

Die Ganganalyse hat aber in den letzten Jahren stark an Bedeutung zugenommen. Insbesondere in der Verlaufskontrolle chirurgischer Therapien (Theyse et al. 2000, Budsberg 2001), für die Planung weiterer Therapien und physiotherapeutischer Maßnahmen (Mclacnik et al. 2006, Müller 2004), in der Wirkungskontrolle von Medikamenten (Budsberg et al. 1999) und der orthopädischen Diagnostik findet die Ganganalyse häufig Anwendung.

Darum wurden in der Vergangenheit neue kinetische und kinematische Messmethoden entwickelt, welche mittels Messung von Bodenreaktionskräften objektiv und reproduzierbar arbeiten und Lahmheiten auswerten (Bockstahler et al. 2008, Anderson und Mann 1994).

Die genannten Bodenreaktionskräfte werden auch als Ground Reaction Forces (GRF) bezeichnet und basieren auf der Summation der Rumpf- und Gliedmaßenkräfte, welche von den Extremitäten auf den Untergrund übertragen werden (Decamp 1997). Unter ihnen sind die Maximalkraft ($\max F_z$) und der Impulse vertical force (I_z) die aussagekräftigsten Parameter (McLaughlin 2001, Budsberg et al. 1987).

Die $\max F_z$ stellt die maximale Kraft dar, die während der Standbeinphase von einer Extremität auf die Platte ausgeübt wird und wird in Newton angegeben. Sie entsteht in der frühen Standbeinphase während des Abbremsens und ist damit ein wichtiger Referenzwert, um Lahmheiten und deren Schweregrad objektiv nachzuweisen.

Der Iz errechnet sich als eine Funktion aus Kraft und Zeit und beschreibt somit die gesamte Standbeinphase (Budsberg et al. 1987, Decamp 1997, McLaughlin 2001, Bockstahler et al. 2007).

Um die Bodenreaktionskräfte zu messen, nutzt man Druckmessplatten oder Kraftmessplatten. Beide Testmethoden sind für die Untersuchung von Hunden geeignet, wobei zu bemerken ist, dass die Werte auf einer Druckmessplatte niedriger gemessen werden, als auf einer Kraftmessplatte. Die Tendenzen und Abweichungen bei Lahmheiten fallen aber vergleichbar aus (Lascelles et al. 2006). Auch Oosterlinck et al. (2011) hat gezeigt, dass die Druckmessplatte eine zuverlässige Methode zur Lahmheitsdiagnostik ist, sodass bereits einige Studien mit diesen arbeiteten (Schwarz et al. 2017, Bockstahler et al. 2016, Strasser et al. 2014).

In dieser Studie wurde die detaillierte und objektive Ganganalyse ebenfalls mittels einer Druckmessplatte durchgeführt.

Generell sind die gemessenen Bodenreaktionskräfte abhängig von der Geschwindigkeit des Hundes während des Überlaufens der Platte (Roush et al. 1994), den Versuchswiederholungen (Rumph et al. 1999) und der Körperverhältnisse des Tieres (Budsberg et al. 1987).

Zum Beispiel zeigt sich, dass die maxFz relativ zur Körpermasse umso kleiner ist, je größer und schwerer der Hund ist. Das Verhältnis dieser beiden Größen ist also antiproportional. Das Verhältnis zwischen Iz und Größe des Hundes ist hingegen proportional (Budsberg et al. 1987). Die Geschwindigkeit beeinflusst die Messung insofern, dass bei steigendem Tempo die kinetische Energie und damit auch die vertikalen Spitzenkräfte zunehmen, wohingegen der vertikale Impuls sich vermindert (Budsberg et al. 1993, Riggs et al. 1993).

Eine Studie von Hans et al. (2014) zeigte, dass Varianzen von 1,5-2,2 m/s innerhalb der Messungsdurchgänge jedoch kaum eine Bedeutung für die Genauigkeit der Ergebnisse haben.

Bockstahler et al. (2007) untersuchte die Reproduzierbarkeit der Bodenreaktionskraftmessungen, welche mittels vier in einem Laufband integrierten Kraftmessplatten erhoben wurden, indem die maxFz, der Iz und die Dauer der Standbeinphase bei zehn Hunden über neun Messungen an verschiedenen Zeitpunkten verglichen wurden.

Das Ergebnis war, dass weder durch Wiederholungen innerhalb eines Tages, noch durch Messungen an unterschiedlichen Tagen die Werte beeinflusst wurden.

Der Einfluss, ob die Hunde wie in dieser Studie mittels Hundeführer über die Platte geführt werden gegenüber einem freien Überqueren ist mit 0-7% gering anzusehen (Jevens et al 1993). Zu beachten ist, dass nach Budsberg et al. (1993) kein Hund eine perfekte rechts-links Symmetrie zeigt. Die Forscher untersuchten die Symmetrie der Gliedmaßen von Hunden im Trab, indem sie zwei Gruppen zu je 21 Hunden in unterschiedlichen Geschwindigkeiten über die Druckmessplatte traben ließen. Als Ergebnis aus der Studie folgte die Annahme, dass 1,0 die absolute Symmetrie zwischen den zu berechnenden Extremitäten ist (Budsberg et al. 1993).

4. Material und Methode

Die Studie wurde von der Ethikkommission der Veterinärmedizinischen Universität Wien in Übereinstimmung mit den Regeln der „Good scientific practice“ und den nationalen Gesetzen genehmigt (Ref. Nr. 18/03/97/2014).

4.1 Probanden

Für die Studie wurden sieben Hunde genutzt, welche aufgrund einer Kniegelenkspathologie eine einseitige Lahmheit sowie Schmerzen des Kniegelenks bei der orthopädischen Untersuchung zeigten. Die verwendeten Probanden leiden beispielsweise unter Erkrankungen wie einem Kreuzbandriss oder Gonarthrose. Zu Beginn der Studienentwicklung waren zwölf Probanden eingeplant. Aber aufgrund einiger Probleme, welche im Zusammenhang mit der Covid-19- Pandemie auftraten, konnte nur eine Zahl von sieben Teilnehmern in die Studie realisiert werden. Tabelle 1 zeigt eine Übersicht über die wichtigen Parameter zu allen Probanden.

Nicht möglich war das Teilnehmen sehr kleiner Hunde, da hier das gezielte Anbringen der Elektroden nicht realisierbar ist und so zu einer Verfälschung der Ergebnisse führen würde. Außerdem wurden Hunde mit beidseitiger Lahmheit oder zu geringer einseitiger Lahmheit ausgeschlossen, wenn also die Symmetrieindices der Maximalkräfte und vertikalen Impulskräfte schon zu Beginn der Studie in beiden genutzten Gangarten nähernd bei 1 lagen.

Tabelle 1. Auflistung der Probanden, Nummerierung wird in der gesamten Arbeit beibehalten.

Nummer	Gruppe	Rasse	Alter in Jahren	Masse in kg	Geschlecht	Lahmheit	Diagnose- Therapie
1	C	Labrador Retriever	9	25	weiblich	rechts	TPLO rechts
2	B	Boxer	6	39	männlich	rechts	Gonarthros e rechts
3	B	Mischling	12	7	weiblich kastriert	links	KBR links, TPLO links
4	C	Beagle	12	7	weiblich kastriert	rechts	KBR beidseits, TTA links, HBT rechts
5	C	Mischling	5	27	männlich kastriert	links	TPLO links
6	C	Labrador Retriever	9	25	weiblich kastriert	rechts	Gonarthros e links
7	A	Mischling	13	18	weiblich kastriert	rechts	TPLO rechts

TPLO= Tibia Plateau Leveling Osteotomy, KBR = Kreuzbandriss, TTA = Tibial Tuberosity Advancement, HBT = Laterale Haltebandtechnik,

Wie in Tabelle 2 zu entnehmen, betrug das durchschnittliche Alter 9,43 Jahre und die durchschnittliche Körpermasse lag bei 21,14 kg.

Tabelle 2. Standardabweichung und Mittelwert der Parameter Alter und Körpermasse

	Alter der Probanden in Jahren	Masse der Probanden in kg
Mittelwert	9,43	21,14
Standardabweichung	3,10	11,50

4.2 Material

4.2.1 Druckmessplatte

Verwendet wurde eine Druckmessplatte der Firma Zebris (FDM Type 2, Zebris Medical GmbH, Allgäu, Deutschland). Die Analyseplatte befindet sich unter einer Gummimatte, enthält 15360 Drucksensoren mit einer Tastfrequenz von 100Hz und hat einen Messbereich von 203,2 x 54,2 cm. Die Oberfläche der Platte liegt in einer Ebene mit dem umgebenden Untergrund, sodass eine Stufenbildung vermieden wird, welche möglicherweise Einfluss auf die Ergebnisse hätte.

4.2.2 Aufzeichnungssystem

Die Hunde wurden mit einer Videokamera gefilmt, um später manuell die einzelnen Extremitäten den gemessenen Druckkräften zuordnen zu können.

4.2.3 Computerprogramm

Die aufgezeichneten Ground reaction forces (GRF) wurden mittels einer eigens für die Ambulanz für physikalische Therapie und Rehabilitation an der Veterinärmedizinischen Universität Wien entwickelten Software Pressure Analyzer (Michael Schwanda, Version 3.0.6344.26760) errechnet und analysiert.

4.2.4 TENS- Gerät

Es handelt sich um das Gerät PT 3010 – P der Firma S+B medVET. Genutzt wurde ein vorinstalliertes Programm mit dem Namen „Chronic Pain“ welches zur Therapie von

chronischen Schmerzen verwendet wird. Es arbeitet mit einer durchgehenden Frequenz von 4 Hertz über 15 Minuten.

4.3 Methodik

4.3.1 Behandlungsschema

Wie bereits oben erwähnt, wurde die Studie so angelegt, dass sie mit 12 Hunden durchgeführt werden sollte. Alle geplanten zwölf Hunde wurden mit Hilfe eines Randomisierungsprogrammes zufällig in eine der drei Gruppen A, B und C eingeteilt, sodass die zu untersuchenden Hypothesen im Rahmen einer Cross-over Studie evaluiert werden können. Die Zuordnung der Hundenummer zu einer Studiengruppe geschah schon vor dem praktischen Beginn der Studie, sodass nun die sieben inkludierten Hunde nach diesem Schema eingeteilt sind und nicht jede Gruppe gleich besetzt ist. Denn durch die Covid- 19- Pandemie hat sich während des praktischen Ablaufes der Studie herausgestellt, dass wir leider nur sieben Teilnehmer rekrutieren können und nicht die geplanten Zwölf finden.

Die geplanten Maßnahmen für jeden Hund setzten sich aus drei Zyklen zusammen, wobei die Tiere bereits eine Woche vor Beginn der Zyklen vorstellig wurden, um den aktuellen Status der Lahmheit zu erkennen und zu dokumentieren. Zwischen jedem Zyklus lag eine Woche Pause entsprechend folgendem Schema.

Tabelle 3. Behandlungsschema der Studie

Gruppe A (1 Hund)	Gruppe B (2 Hunde)	Gruppe C (4 Hunde)
Orthopädische Untersuchung (subjektive Lahmheit, Kniegelenk) Messung der GFR mittels Druckmessplatte		
1 Woche Pause		
Orthopädische Untersuchung (subjektive Lahmheit, Kniegelenk) Messung der GFR mittels Druckmessplatte		
Keine Behandlung	15 Min. TENS lokal	15 Min. TENS segmental
Orthopädische Untersuchung (subjektive Lahmheit, Kniegelenk) Messung der GFR mittels Druckmessplatte		
1 Woche Pause		
Orthopädische Untersuchung (subjektive Lahmheit, Kniegelenk) Messung der GFR mittels Druckmessplatte		
15 Min. TENS lokal	15 Min. TENS segmental	Keine Behandlung
Orthopädische Untersuchung (subjektive Lahmheit, Kniegelenk) Messung der GFR mittels Druckmessplatte		
1 Woche Pause		
Orthopädische Untersuchung (subjektive Lahmheit, Kniegelenk) Messung der GFR mittels Druckmessplatte		
15 Min. TENS segmental	Keine Behandlung	15 Min. TENS lokal
Orthopädische Untersuchung (subjektive Lahmheit, Kniegelenk) Messung der GFR mittels Druckmessplatte		

Zu Beginn eines jeden Zyklus wurde das Tier im Schritt und Trab über die Druckmessplatte geführt, sowie orthopädisch untersucht.

Darauf folgte die TENS Behandlung mit der jeweils vorgesehenen Applikation der Elektroden, wobei mittels elektrischer Impulse gezielt Nerven des Hundes für diesen spürbar, aber nicht schmerzhaft über die Haut stimuliert wurden. Jede Behandlung dauerte 15 Minuten, und auch wenn keine Behandlung vorgesehen war, erfolgte eine Pause von eben dieser Dauer.

Nach der Therapie wurde nochmals eine Messung mit der Druckmessplatte durchgeführt und der Proband orthopädisch untersucht (siehe Anhang 1).

Im Rahmen der orthopädischen Untersuchung wurden entsprechend dem im Anhang einzusehenden Untersuchungsbogen für jeden Probanden folgende Parameter befundet:

1. Standposition

1. Normaler Stand
2. Geringfügig abnormaler Stand (nur teilweise Belastung der Extremität, aber die Pfote bleibt leicht in Kontakt mit dem Untergrund)
3. Deutlich abnormer Stand

2. Lahmheit im Schritt

0. Keine Lahmheit, normale Belastung bei allen Schritten zu beobachten.
1. Milde Lahmheit mit teilweiser Entlastung der Extremität
2. Offensichtliche Lahmheit mit teilweiser Entlastung der Extremität
3. Starke Lahmheit ohne Belastung der Extremität

3. Lahmheit im Trab

0. Keine Lahmheit, normale Belastung bei allen Schritten zu beobachten.
1. Milde Lahmheit mit teilweiser Entlastung der Extremität
2. Offensichtliche Lahmheit mit teilweiser Entlastung der Extremität
3. Starke Lahmheit ohne Belastung der Extremität

4. Bereitschaft, dem Kliniker zu erlauben, das Bein kontralateral der lahrenden Extremität anzuheben

0. Akzeptiert bereitwillig das Anheben des kontralateralen Beins, trägt das volle Gewicht auf der lahrenden Extremität über mehr als 30 Sekunden.
1. Zeigt milden Widerstand bei Anheben des kontralateralen Beins, trägt das volle Gewicht auf der lahrenden Extremität über mehr als 30 Sekunden.
2. Zeigt mittelgradigen Widerstand bei Anheben des kontralateralen Beins und stellt es in weniger als 30 Sekunden wieder ab.
3. Zeigt großen Widerstand bei Anheben des kontralateralen Beins und stellt es in weniger als zehn Sekunden wieder ab.
4. Verweigert ein Anheben der kontralateralen Extremität.

5. Schmerz bei Palpation/ Mobilisation

0. Kein Schmerz hervorgerufen bei Palpation und Mobilisation des betroffenen Gelenks
 1. Geringer Schmerz hervorgerufen, dreht zum Beispiel Kopf in Richtung der Extremität.
 2. Mittelgradiger Schmerz hervorgerufen, zieht zum Beispiel das Bein weg.
 3. Starker Schmerz hervorgerufen, vokalisiert zum Beispiel oder wird aggressive und erlaubt keine weitere Palpation und Mobilisation.
6. Gesamtreaktion auf die Behandlung (im Vergleich zu Tag null)
0. Exzellent: keine nachweisbare Lahmheit, Tier kehrt zu normaler Aktivität zurück
 1. Gut: deutliche Reduktion der Lahmheit, aber nicht komplett verschwunden
 2. Mittelmäßig: nur eine geringe Reduktion der Lahmheit
 3. Schlecht: keine Verbesserung der Lahmheit oder Verschlechterung des Zustands

4.3.2 Befundung

Die Probanden wurden von ihren Besitzern in die Räumlichkeiten der Ambulanz für physikalische Therapie und Rehabilitation an der Veterinärmedizinischen Universität Wien gebracht.

Während den Besitzern das weitere Vorgehen erklärt wurde und sie die schriftliche Einwilligung zur Teilnahme an dieser Studie gaben, hatten die Hunde genug Zeit, sich an die Gegebenheiten des Raumes und an die Druckmessplatte zu gewöhnen.

Bei der ersten Untersuchung der Probanden ging es rein darum, den aktuellen Status der Lahmheit zu erkennen und zu dokumentieren. Dafür wurde eine orthopädische Untersuchung nach Brunnberg (2014) durchgeführt und anschließend erfolgte die Datensammlung mittels Druckmessplatte.

Bei den Messungen ging der Hund einige Male im Schritt und im Trab über die Platte, damit die in ihr montierten Sensoren genügend Daten aufzeichneten. In der Regel reichen 10-15 Plattenüberquerungen, um genügend verwertbare Schritte zu erhalten.

Für eine gültige Messung ist es wichtig, dass die Tiere in gleichmäßigem Tempo und geradeaus gerichtet laufen. Alle Messungen, bei denen die Tiere ihr Tempo wechseln, ihren Kopf drehen von der Platte herunterweichen oder seitlich laufen werden verworfen.

Die Software erfasst dabei Geschwindigkeit, Beschleunigung und Schrittlänge und kann für jede Extremität die verschiedenen Bodenreaktionskraftparameter errechnen.

Wichtig für die objektive Ganganalyse sind, wie oben erwähnt, die Maximalkraft (max Fz) und der vertikale Gesamtimpuls (Iz) (McLaughlin 2001, Budsberg et al. 1987).

Die max Fz stellt die maximale Kraft dar, die während der Standbeinphase von einer Extremität auf die Platte ausgeübt wird und wird in Newton angegeben. Damit ist sie ein wichtiger Referenzwert, um Lahmheiten und deren Schweregrad objektiv nachzuweisen.

Der Iz errechnet sich als eine Funktion aus Kraft und Zeit und beschreibt somit die gesamte Standbeinphase.

Beide vertikalen Kräfte wurden aus den Aufzeichnungen der Druckmessplatte berechnet und unter Nutzung folgender Formeln normiert auf die Gesamtkraft für jede Extremität einzeln angegeben.

$$HL_{\max Fz}(\%) = \frac{(HL_{\max Fz} * 100)}{VL_{\max Fz} + VR_{\max Fz} + HL_{\max Fz} + HR_{\max Fz}}$$

Formel 1 am Beispiel für die linke Hinterextremität: max Fz der HL (%) = Prozentualer Anteil der Maximalkraft an der Gesamtkraft für die linke Hinterextremität, VL= linke Vorderextremität, VR= rechte Vorderextremität, HL= linke Hinterextremität, HR= rechte Hinterextremität

$$HL_{Iz}(\%) = \frac{(HL_{Iz} * 100)}{VL_{Iz} + VR_{Iz} + HL_{Iz} + HR_{Iz}}$$

Formel 2 am Beispiel für die linke Hinterextremität: Iz der HL (%) = Prozentualer Anteil der Gesamtkraft des vertikalen Impulses (Iz) für die linke Hinterextremität, VL= linke Vorderextremität, VR= rechte Vorderextremität, HL= linke Hinterextremität, HR= rechte Hinterextremität

In dieser Pilotstudie wurde zur besseren Vergleichbarkeit ausschließlich mit den Symmetrieindices der Maximalkraft (max Fz) und der Impulskraft (Iz) gearbeitet und nicht mit den einzelnen Absolutwerten.

Der Symmetrieindex (SI) wird ebenfalls von der Software aus max Fz und Iz berechnet und erteilt Aussage über die Symmetrie der Werte zwischen den Vorderextremitäten und den Hinterextremitäten. Errechnet wird er für alle Parameter wie im Beispiel Formel 3.

$$SI \text{ Fmax } (\%) = VL_{\max Fz} : VR_{\max Fz} = \frac{VL_{\max Fz}}{VR_{\max Fz}}$$

Formel 3: Formel für den Symmetrieindex der Maximalkraft der Vordergliedmaßen.

4.3.3 Behandlung

Zur Behandlung der Tiere mit TENS wurde unter ihnen zunächst eine weiche Unterlage ausgelegt. Einige Hunde lassen sich lieber im Liegen behandeln, bei manchen wird zum Wohl des Tieres auf ein Ablegen verzichtet, weil es ihnen so angenehmer ist.

Als TENS Gerät diente oben genanntes Modell mit zwei Elektrodenpads. Die Pads haben Noppen und können so nach Scheiteln des Fells und Anfeuchten der Applikationsorte ausreichend Kontakt herstellen.

Die Elektroden wurden lokal am Knie oder segmental neben der Wirbelsäule im Sinne einer Querdurchströmung des Behandlungsgebiets platziert und mit Hilfe einer elastischen Binde, welche um das Abdomen oder das Knie gebunden wurde, fixiert. Da aber bei dieser Versuchsreihe einige Tiere nicht 15 Minuten stillgehalten haben und die Binde rutschen konnte, wurden die Elektroden zusätzlich von einer Person festgehalten. So konnte auch gewährleistet werden, dass über die vollständige Behandlungsdauer ein guter Kontakt zwischen Elektroden und Proband bestand.

Zur Behandlung wurde bei jedem Hund das vorinstallierte Programm zur Behandlung chronischer Schmerzen verwendet.

4.3.4 Statistik

Ursprünglich war, wie zuvor erwähnt, die vorliegende Studie als eine Cross-Over Studie mit drei Gruppen zu je vier Hunden geplant, was aber durch die Covid- 19 Pandemie in diesem Umfang nicht umgesetzt werden konnte.

Daraus hat sich ergeben, dass nun mit den sieben teilnehmenden Probanden die Gruppen unterschiedlich besetzt sind. Ein Hund befindet sich in Gruppe A, Gruppe B enthält zwei Hunde und Gruppe C ist als Einzige vollständig mit vier Hunden.

Dennoch wurde angestrebt, das geplante Model einer Cross- Over Studie bei der Auswertung der Ergebnisse mit einzubeziehen. Dazu wurden vier lineare, gemischte Modelle genutzt, welche die Zusammenhänge zwischen Gruppenzugehörigkeit, Behandlungsreihenfolge und dem Therapieerfolg der verschiedenen Behandlungsmethoden untersuchen.

Zur Auswertung der Daten wurde die Software R Core Team Version 4.0.3 verwendet. Die genannten vier Modelle erstellten eine gruppenabhängige deskriptive Statistik von den durchschnittlichen Symmetrieindizes von FIz, Fmax, HIz und Hmax für Schritt und Trab. Für den Vergleich der Ergebnisse der einzelnen Gruppen wurde eine ANOVA Funktion und die Bonferroni-Holm- Methode verwendet.

Model a überprüfte den Zusammenhang zwischen der Gruppenzugehörigkeit der Probanden und den jeweils erhobenen Werten bei den Untersuchungen. Ebenso wird ein paarweiser Vergleich zwischen den Untersuchungswerten für jede Gruppe einzeln erstellt.

Model b ist ähnlich wie Model a, mit dem Unterschied, dass die Werte der ersten Untersuchung von allen Probanden nicht in die Berechnung des Erfolgs einbezogen wurden, sondern als Basis genutzt wurden, um den initialen Zustand der Hunde zu erfassen.

Model c analysierte die unterschiedlichen Erfolge von lokaler TENS, segmentaler TENS oder keiner Behandlung, indem die Befunde nach den jeweiligen Therapien als Antwort genutzt und mit den Basisangaben, sowie den Werten unmittelbar vor den Therapien als Kovariable verglichen wurden.

Model d untersuchte die Unterschiede zwischen lokaler TENS, segmentaler TENS und keiner Behandlung, indem die Differenzen zwischen den Werten vor den Therapien und denen nach den Therapien als Antwort genutzt und mit den ersten Werten der Eingangsuntersuchungen als Basis verglichen wurden.

Danach wurden die Werte gruppenunabhängig im Schritt, und Trab, vor und nach den jeweiligen Behandlungen gegenübergestellt. Es wurden die Mittelwerte, die mittlere Differenz und die Standardfehler bestimmt und verwendet wurde dabei der Wilcoxon- Test.

Jeder genannte Parameter, der während den Orthopädischen Untersuchungen befundet wurde, wurde mithilfe von drei gemischten Modellen untersucht.

Model a überprüft den Zusammenhang zwischen der Gruppenzugehörigkeit der Probanden und den jeweils erhobenen Werten bei den Untersuchungen. Ebenso wird ein paarweiser Vergleich zwischen den Untersuchungswerten für jede Gruppe einzeln erstellt.

Model b ist ähnlich wie Model a, mit dem Unterschied, dass die Werte der ersten Untersuchung von allen Probanden nicht in die Berechnung des Erfolgs einbezogen sind, sondern als Basis genutzt werden, um den initialen Zustand der Hunde zu erfassen.

Model c analysiert die unterschiedlichen Erfolge von lokaler TENS, segmentaler TENS oder keiner Behandlung, indem die Befunde nach den jeweiligen Therapien als Antwort genutzt und mit den Basisangaben, sowie den Werten unmittelbar vor den Therapien verglichen werden.

Alle Modelle wurde für jeden Parameter einzeln angewandt und untersucht.

Außerdem wurden die Ergebnisse der Orthopädischen Untersuchung ebenfalls gruppenunabhängig statistisch ausgewertet und analysiert.

Das Signifikanzniveau wurde mit 5% Irrtumswahrscheinlichkeit festgelegt.

5. Ergebnisse

5.1 Patienten

Von den anfangs geplanten zwölf Probanden, wurde die Anzahl auf sieben Hunde reduziert, da aufgrund der Covid- 19 Pandemie über längere Zeit nur eingeschränkter Personen- und Patientenkontakt auf den Kliniken der Veterinärmedizinischen Universität Wien möglich war. So gestaltete sich das Auffinden von zwölf Hunden, die eine unilaterale Lahmheit an einer Hintergliedmaße zeigen und deren Besitzer bereit waren an dieser Studie teilzunehmen als schwierig und war innerhalb des begrenzten Zeitraumes dieser Studie nicht möglich. Zusätzlich war es bei Hund 2 und Hund 4 nicht möglich, die Bodenreaktionskräfte im Trab auszuwerten, da sie entweder galoppiert sind oder sich im Passgang über die Platte bewegten.

5.2 Ergebnisse der Bodenreaktionskraftmessungen

5.2.1 Auswertung nach Cross- Over Modell

Mithilfe der beschriebenen statistischen Modelle wurden im Schritt und im Trab jeweils die Symmetrieindizes der Maximalkraft und des Impulses der Vorder- sowie Hintergliedmaßen untersucht. Die Ergebnisse daraus sind, dass in dieser Studie die Gruppenzuteilung und damit die Reihenfolge der verschiedenen Therapien keinen Einfluss auf den Erfolg der einzelnen Behandlungsmethoden hat. Die Veränderungen der Parameter vor den Therapien zu den Werten danach erreichen außerdem nicht das angestrebte Signifikanzniveau.

5.2.2 Auswertung der gesamten Gruppe

5.2.2.1 Messungen im Schritt

a) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Vordergliedmaße (Flz)

Abbildung 1 und Tabelle 4 stellen den Symmetrieindex (%) dar, der aus der vertikalen Impulskraft der Vordergliedmaße im Schritt berechnet wurde. Sie zeigen die Mittelwerte und Standardfehler vor und nach den Behandlungen getrennt für lokale TENS, segmentale TENS und keine Behandlung. Der Symmetrieindex hat sich nach jeder Behandlungsform leicht, jedoch nicht signifikant, verringert.

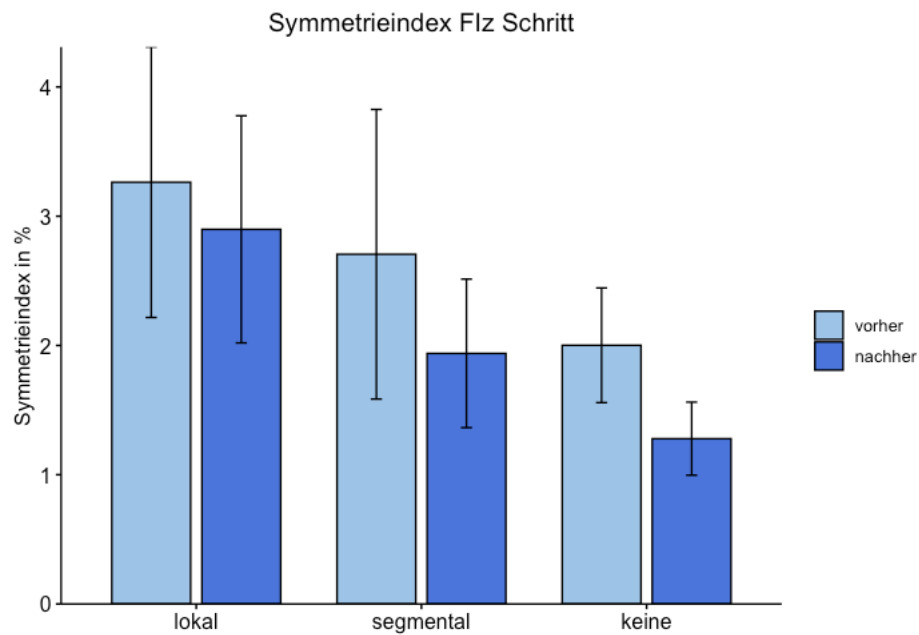


Abbildung 1. Der Symmetrieindex (%) des FIZ im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen. Dargestellt werden die jeweiligen Mittelwerte vor und nach den Behandlungsmethoden, sowie der Standardfehler. Auf der Y- Achse sind die Indexwerte in Prozent.

Tabelle 4. Mittelwerte und Standardfehler der FIZ im Schritt vor und nach den Behandlungsformen, sowie Mittelwerte und Standardfehler der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex der FIZ.

	Vorher	Nachher	Mittlere Differenz	Signifikanz
Lokal	3,26 ± 1,05	2,9 ± 0,88	0,36 ± 0,55	0,578
Segmental	2,71 ± 1,12	1,94 ± 0,57	0,77 ± 0,8	1
Keine	2 ± 0,44	1,28 ± 0,28	0,72 ± 0,38	0,109

b) Symmetrieindex der Maximalkraft der Vordergliedmaße (Fmax)

Abbildung 2 und Tabelle 5 veranschaulichen den Symmetrieindex (%), welcher aus der vertikalen Maximalkraft der Vorderextremitäten im Schritt berechnet wurde. Sie zeigen die Mittelwerte und Standardfehler vor und nach den Behandlungen getrennt für lokale TENS, segmentale TENS und keine Behandlung. Der Symmetrieindex der Fmax hat sich nach lokaler

und segmentaler Behandlung verschlechtert, zeigt nach „keiner Behandlung“ jedoch eine Verringerung. Keine dieser Veränderungen ist signifikant.

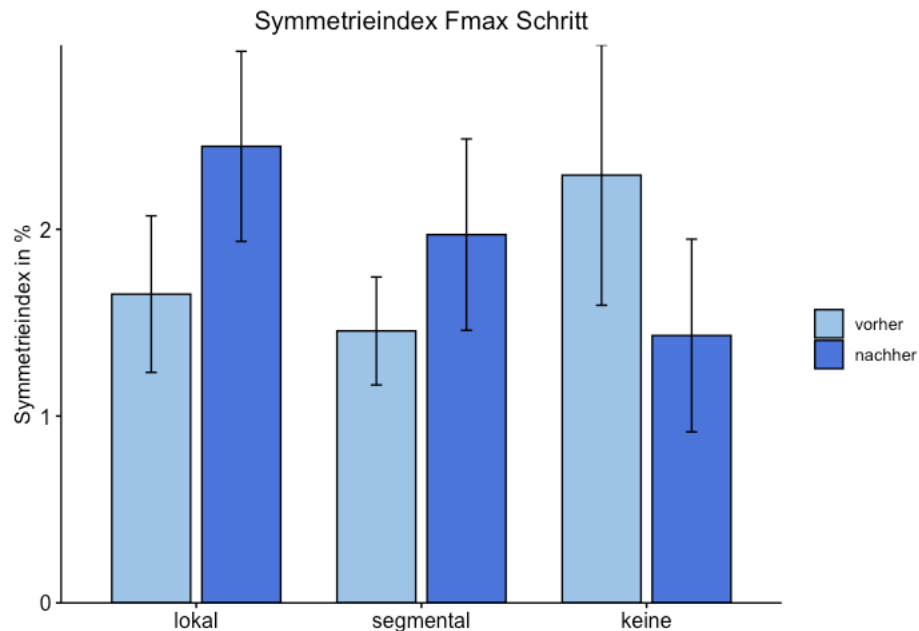


Abbildung 2. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen. Dargestellt werden die jeweiligen Mittelwerte vor und nach den Behandlungsmethoden, sowie der Standardfehler. Auf der Y- Achse sind die Indexwerte in Prozent.

Tabelle 5. Mittelwerte und Standardfehler der Fmax im Schritt vor und nach den Behandlungsformen, sowie Mittelwerte und Standardfehler der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex der Fmax.

	Vorher	Nachher	Mittlere Differenz	Signifikanz
Lokal	1,65 ± 0,42	2,44 ± 0,51	-0,79 ± 0,41	0,156
Segmental	1,46 ± 0,29	1,97 ± 0,51	-0,52 ± 0,41	0,375
Keine	2,29 ± 0,7	1,43 ± 0,52	0,86 ± 0,63	0,297

c) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Hintergliedmaße (HIz)

In Abbildung 3 und Tabelle 6 ist der Symmetrieindex des HIz im Schritt vor und nach den verschiedenen Behandlungen dargestellt. Errechnet wurde dieser aus der vertikalen Impulskraft der Vordergliedmaßen.

Es zeigt sich die Tendenz, dass nach jeder Behandlungsform eine Verbesserung des Symmetrieindexes eintritt, jedoch ist auch hier keine Signifikanz nachzuweisen.

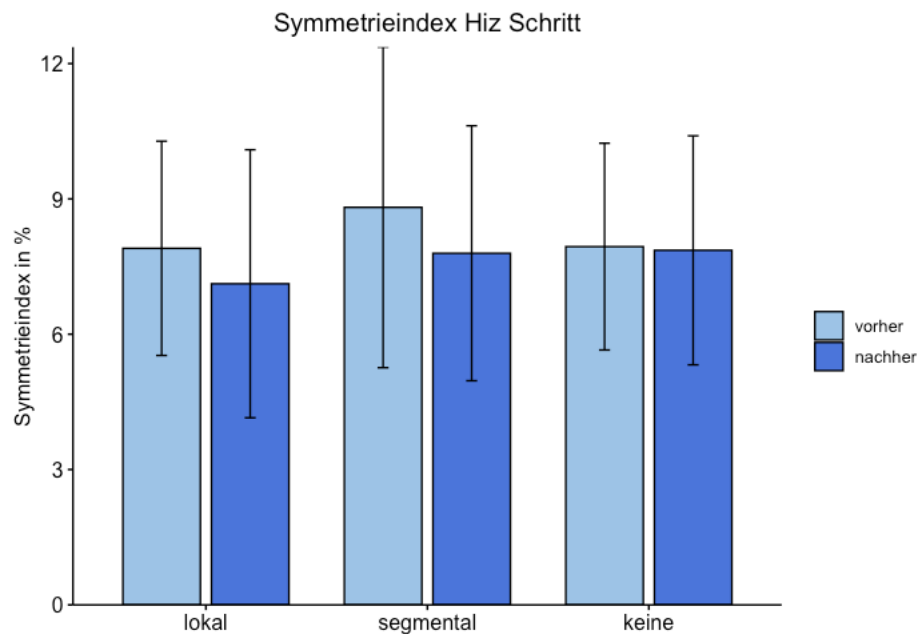


Abbildung 3. Der Symmetrieindex (%) des HIZ im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaße. Dargestellt werden die jeweiligen Mittelwerte vor und nach den Behandlungsmethoden, sowie der Standardfehler. Auf der Y- Achse sind die Indexwerte in Prozent.

Tabelle 6. Mittelwerte und Standardfehler der HIZ im Schritt vor und nach den Behandlungsformen, sowie Mittelwerte und Standardfehler der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex der Hiz.

	Vorher	Nachher	Mittlere Differenz	Signifikanz
Lokal	7,9 ± 2,38	7,12 ± 2,97	0,79 ± 1,28	0,469
Segmental	8,81 ± 3,55	7,79 ± 2,83	1,02 ± 1,15	0,375
Keine	7,94 ± 2,29	2,86 ± 2,54	0,08 ± 0,84	0,938

d) Symmetrieindex der Maximalkraft der Hintergliedmaße (Hmax)

Abbildung 4 zeigt den Symmetrieindex der Maximalkraft der Hinterextremitäten im Schritt vor und nach den jeweiligen Behandlungsformen. Er ist, wie aus Tabelle 7 zu entnehmen, nach jeder Therapie deutlich, aber nicht signifikant verringert.

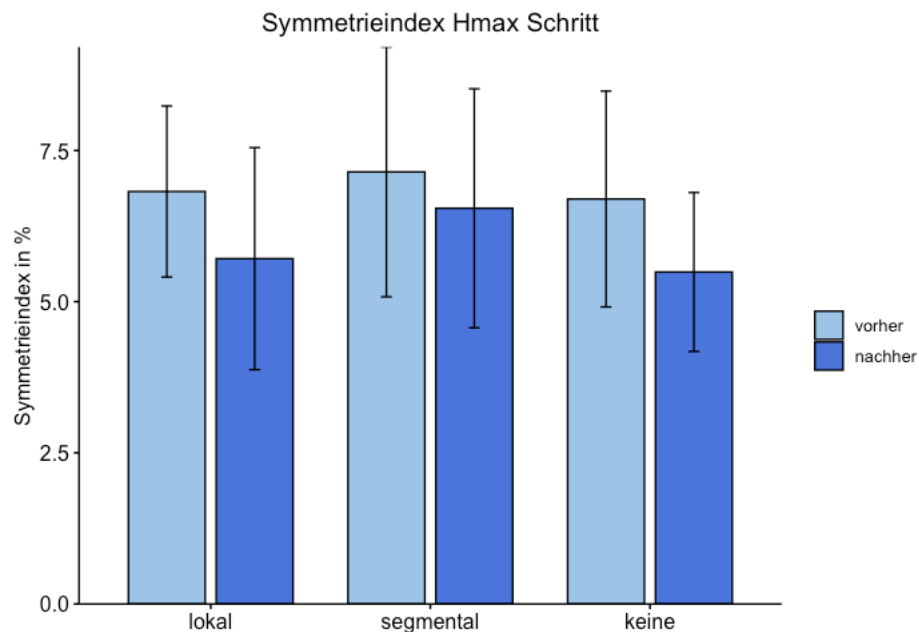


Abbildung 4. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen. Dargestellt werden die jeweiligen Mittelwerte vor und nach den Behandlungsmethoden, sowie der Standardfehler. Auf der Y- Achse sind die Indexwerte in Prozent.

Tabelle 7. Mittelwerte und Standardfehler der Hmax im Schritt vor und nach den Behandlungsformen, sowie Mittelwerte und Standardfehler der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex der Hmax.

	Vorher	Nachher	Mittlere Differenz	Signifikanz
Lokal	6,82 ± 1,41	5,71 ± 1,84	1,11 ± 0,88	0,297
Segmental	7,15 ± 2,07	6,54 ± 1,98	0,6 ± 0,89	0,469
Keine	6,7 ± 1,78	5,49 ± 1,31	1,21 ± 0,98	0,375

5.2.2.2 Messungen im Trab

a) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Vordergliedmaße (FIz)

Abbildung 5 stellt den Symmetrieindex (%) dar, der aus der vertikalen Impulskraft der Vordergliedmaße im Trab berechnet wurde. Sie zeigen die Mittelwerte und Standardfehler vor und nach den Behandlungen getrennt für lokale TENS, segmentale TENS und keine Behandlung. Der Symmetrieindex hat sich nach segmentaler Behandlung, sowie nach keiner Behandlung verringert. Nach lokaler TENS kann man eine deutliche Verschlechterung dieses

Parameters feststellen. Wie Tabelle 8 zu entnehmen ist, erreicht jedoch keiner der Veränderungen das erwartete Signifikanzniveau.

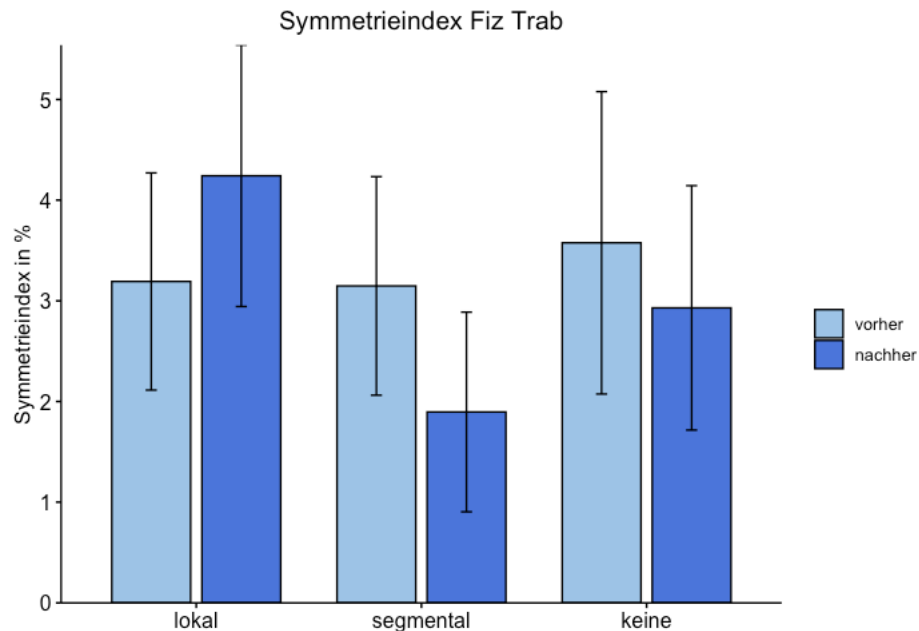


Abbildung 5. Der Symmetrieindex (%) des FIz im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaße. Dargestellt werden die jeweiligen Mittelwerte vor und nach den Behandlungsmethoden, sowie der Standardfehler. Auf der Y- Achse sind die Indexwerte in Prozent.

Tabelle 8. Mittelwerte und Standardfehler der FIz im Trab vor und nach den Behandlungsformen, sowie Mittelwerte und Standardfehler der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex der FIz.

	Vorher	Nachher	Mittlere Differenz	Signifikanz
Lokal	3,19 ± 1,08	4,24 ± 1,3	-1,05 ± 1,08	0,625
Segmental	3,15 ± 1,09	1,9 ± 0,99	1,25 ± 0,63	0,313
Keine	3,58 ± 1,5	2,93 ± 1,21	0,65 ± 0,85	0,625

b) Symmetrieindex der Maximalkraft der Vordergliedmaße (Fmax)

Abbildung 6 und Tabelle 9 veranschaulichen den Symmetrieindex (%), welcher aus der vertikalen Maximalkraft der Vorderextremitäten im Trab berechnet wurde. Sie zeigen die Mittelwerte und Standardfehler vor und nach den Behandlungen getrennt. Der Symmetrieindex

der Fmax hat sich nach segmentaler TENS und keiner Behandlung leicht, aber nicht signifikant verbessert und zeigt nach lokaler TENS einen signifikanten Anstieg.

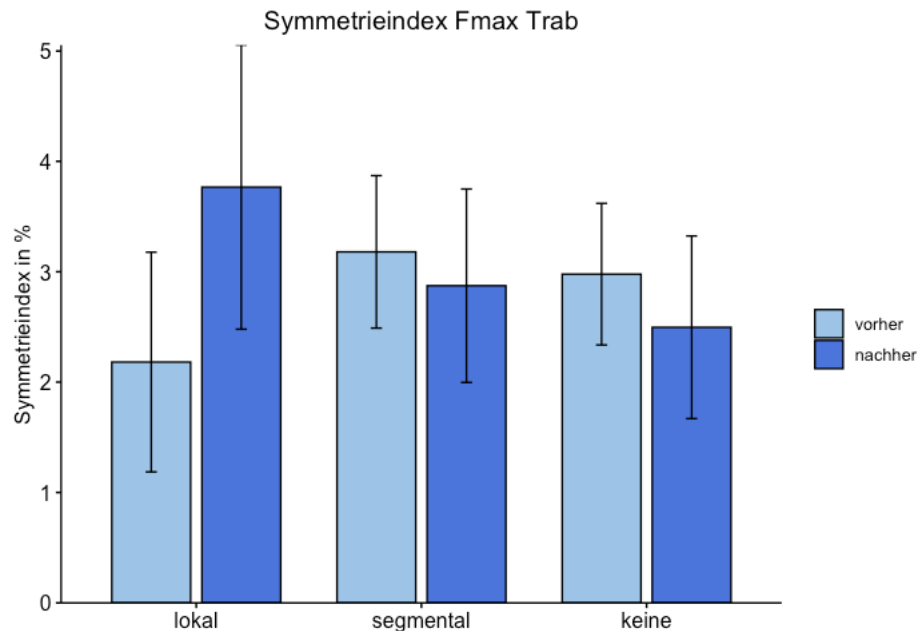


Abbildung 6. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen. Dargestellt werden die jeweiligen Mittelwerte vor und nach den Behandlungsmethoden, sowie der Standardfehler. Auf der Y- Achse sind die Indexwerte in Prozent.

Tabelle 9. Mittelwerte und Standardfehler der Fmax im Trab vor und nach den Behandlungsformen, sowie Mittelwerte und Standardfehler der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex der Fmax.

	Vorher	Nachher	Mittlere Differenz	Signifikanz
Lokal	2,18 ± 0,99	3,77 ± 1,29	-1,59 ± 0,68	0,031
Segmental	3,18 ± 0,69	2,87 ± 0,88	0,31 ± 0,48	0,313
Keine	2,98 ± 0,64	2,5 ± 0,83	0,48 ± 0,4	0,563

c) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Hintergliedmaße (HIz)

Der Symmetrieindex des HIz wird errechnet aus den vertikalen Impulskräften der Hintergliedmaße im Trab und ist in Abbildung 7 sowie Tabelle 10 für die jeweiligen Behandlungsformen getrennt vor und nach Therapie dargestellt.

Durch lokale Therapie steigt der Symmetrieindex an. Nach segmentaler TENS und keiner Behandlung sinken die Werte. Keine Veränderung erreicht bei diesem Parameter das erwartete Signifikanzniveau.

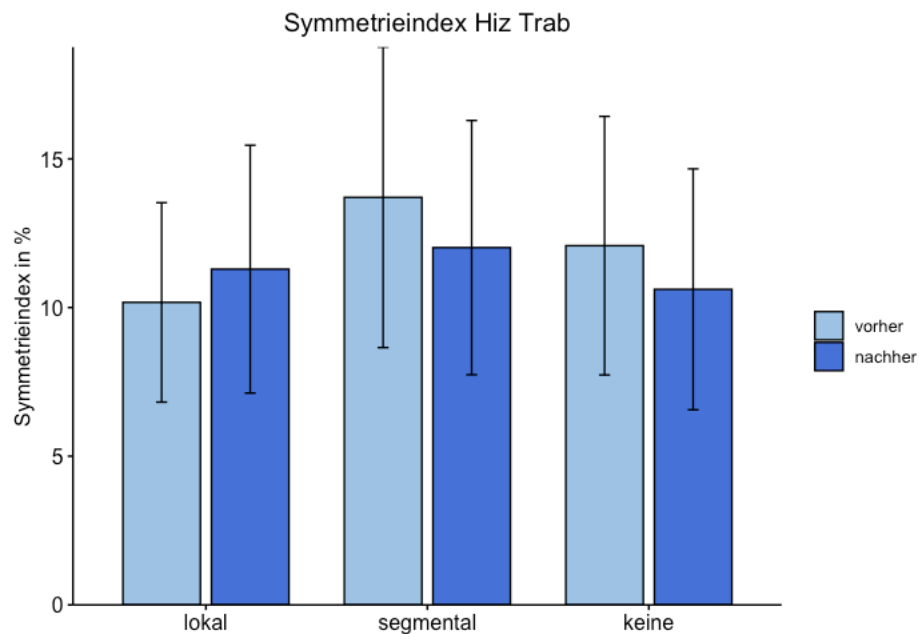


Abbildung 7. Der Symmetrieindex (%) des HIZ im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen. Dargestellt werden die jeweiligen Mittelwerte vor und nach den Behandlungsmethoden, sowie der Standardfehler. Auf der Y- Achse sind die Indexwerte in Prozent.

Tabelle 10. Mittelwerte und Standardfehler der HIZ im Trab vor und nach den Behandlungsformen, sowie Mittelwerte und Standardfehler der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex der HIZ.

	Vorher	Nachher	Mittlere Differenz	Signifikanz
Lokal	10,17 ± 3,35	11,29 ± 4,17	-1,12 ± 0,98	0,313
Segmental	13,71 ± 5,06	12,02 ± 4,28	1,69 ± 1,44	0,313
Keine	12,08 ± 4,35	10,61 ± 4,05	1,47 ± 0,7	0,125

d) Symmetrieindex der Maximalkraft der Hintergliedmaße (Hmax)

Abbildung 8 zeigt den Symmetrieindex der Maximalkraft der Hinterextremitäten im Trab vor und nach den jeweiligen Behandlungsformen. Er ist, wie aus Tabelle 11 zu entnehmen, nach jeder Therapie verringert, jedoch lässt sich kein signifikantes Niveau erreichen.

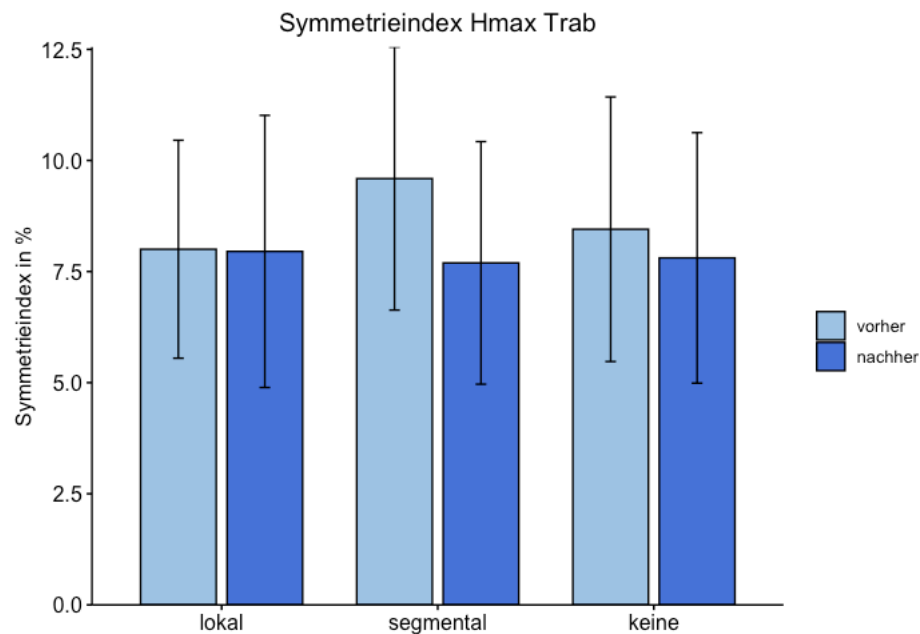


Abbildung 8. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen. Dargestellt werden die jeweiligen Mittelwerte vor und nach den Behandlungsmethoden, sowie der Standardfehler. Auf der Y- Achse sind die Indexwerte in Prozent.

Tabelle 11. Mittelwerte und Standardfehler der Hmax im Trab vor und nach den Behandlungsformen, sowie Mittelwerte und Standardfehler der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex der Hmax.

	Vorher	Nachher	Mittlere Differenz	Signifikanz
Lokal	8 ± 2,45	7,95 ± 3,06	0,05 ± 0,98	1
Segmental	9,59 ± 2,96	7,7 ± 2,73	1,9 ± 1,4	0,250
Keine	8,45 ± 2,98	7,81 ± 2,82	0,65 ± 0,84	0,652

5.2.2.3 Übersicht über die gesamte Gruppe

Für eine bessere Veranschaulichung der oben genannten Ergebnisse dient Tabelle 12. Hier werden die Mittelwerte der Gruppe dargestellt. Ein Pfeil nach oben zeigt die Tendenz eines Anstiegs des SI der GFR innerhalb der Probanden. Ein Pfeil nach unten heißt, dass im Mittel eher eine Verbesserung der Lahmheit stattgefunden hat. Es wird ausschließlich mit den Absolutwerten gearbeitet, ohne Rücksicht auf deren Signifikanz um einen Eindruck über die Erfolge der einzelnen Therapiemethoden zu bekommen. Auffällig ist, dass sich durch die lokale

Therapie die Werte im Trab bis auf die Hmax alle verschlechtert haben. Die Fmax wurde durch die lokale Therapie sogar signifikant verschlechtert.

Bei keiner Behandlung sind die Werte jedes Mal besser geworden. Und die segmentale TENS hatte auch einen positiven Einfluss auf die Bodenreaktionskräfte, vor allem an den betroffenen Hintergliedmaßen.

Tabelle 12. Übersicht über die Veränderung der Mittelwerte der gesamten Gruppe nach den jeweiligen Therapieformen.

	LOKAL		SEGMENTAL		KEINE	
	Schritt	Trab	Schritt	Trab	Schritt	Trab
Flz	↓	↑	↓	↓	↓	↓
Fmax	↑	↑	↑	↓	↓	↓
Hlz	↓	↑	↓	↓	↓	↓
Hmax	↓	↓	↓	↓	↓	↓

5.2.3 Auswertung der einzelnen Probanden

Um im Folgenden einen Gesamteindruck über die dargestellten Ergebnisse zu erhalten, ist zu Beginn in Tabelle 13 und 14 eine Übersicht, bei welchen Hunden die jeweiligen Werte nach den verschiedenen Therapieformen besser oder schlechter geworden sind. Dabei handelt es sich um eine Darstellung der Absolutwerte ohne Rücksichtnahme auf deren Signifikanz und dient ausschließlich zum Gewinn eines besseren Überblicks, bevor sich in den nächsten Abschnitten mit den absoluten Werten befasst wird. Ein mit Rot hinterlegter Pfeil nach oben zeigt eine Verschlechterung der Lahmheit im Sinne eines Anstiegs des SI der Bodenreaktionskräfte, während bei einem mit Grün hinterlegtem Pfeil nach unten sich die Werte positiv verändert haben. Die freien Felder kommen dadurch zustande, dass zwei der sieben Probanden nicht oder nur ungenügend Traben wollten, weshalb die Daten nicht auswertbar sind.

Es wird deutlich, dass die Therapieformen bei den verschiedenen Probanden zu sehr unterschiedlichen Ergebnissen führen. Und auch bei einigen der Hunde durch eine bestimmte Form der TENS zwar ein bestimmter Parameter besser wird, der zweite hingegen aber schlechter. An der Hintergliedmaße ist die Tendenz zu erkennen, dass sich die Lahmheiten eher verbessern als verschlechtern. Vor allem im Schritt haben sich hier immer bei mehr als der

Hälfte der Probanden die Werte verbessert. Im Trab sind sie durch die lokale TENS eher schlechter geworden.

Da wie oben genannt jedoch keine dieser Veränderungen signifikant ist, sind die Ergebnisse nur bedingt aussagekräftig.

Tabelle 13. Übersicht über die Veränderung der Bodenreaktionskräfte der Vordergliedmaße nach den einzelnen Therapien je Proband.

Vordergliedmaße			Hund 1	Hund 2	Hund 3	Hund 4	Hund 5	Hund 6	Hund 7
SCHRITT	LOKAL	max Fz	↓	↑	↑	↓	↑	↑	↑
		Iz	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓
	SEGMENTAL	max Fz	↓	↓	↑	↑	↑	↓	↑
		Iz	↓	↑	↓	↑	↑	↑	↓
	KEINE	max Fz	↑	↓	↑	↓	↓	↓	↑
		Iz	↓	↑	↓	↑	↓	↓	↓
	LOKAL	max Fz	↑		↑		↑	↑	↑
		Iz	↓		↑		↓	↑	↑
TRAB	SEGMENTAL	max Fz	↓		↓		↓	↓	↓
		Iz	↓		↓		↑	↑	↓
	KEINE	max Fz	↑		↓		↑	↑	↓
		Iz	↑		↓		↓	↑	↓

Tabelle 14. Übersicht über die Veränderung der Bodenreaktionskräfte der Hintergliedmaße nach den einzelnen Therapien je Proband.

Hintergliedmaße			Hund 1	Hund 2	Hund 3	Hund 4	Hund 5	Hund 6	Hund 7
SCHRITT	LOKAL	max Fz	↓	↓	↑	↓	↓	↓	↓
		Iz	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↓
	SEGMENTAL	max Fz	↓	↑	↓	↓	↓	↑	↓
		Iz	↓	↑	↓	↑	↓	↓	↓
	KEINE	max Fz	↓	↓	↓	↓	↑	↑	↑
		Iz	↓	↓	↑	↑	↑	↓	↓
	LOKAL	max Fz	↑		↑		↓	↓	↑
		Iz	↑		↑		↓	↑	↑
TRAB	SEGMENTAL	max Fz	↑		↓		↓	↓	↑
		Iz	↓		↓		↓	↓	↑
	KEINE	max Fz	↓		↓		↑	↓	↓
		Iz	↓		↓		↑	↓	↓

5.2.3.1 Hund 1

a) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Vordergliedmaße (FIz)

In Abbildung 9 und 10 wird der Verlauf des SI der FIz während der jeweiligen Therapien in den beschriebenen Gangarten bei Hund 1 dargestellt.

Die lokale TENS führt im Schritt zu einer geringen Verschlechterung des Wertes, wohingegen er sich im Trab verbessert. Die segmentale TENS zeigt bei beiden Gangarten einen positiven Effekt. Nach keiner Behandlung ist dieser Wert im Schritt besser, jedoch im Trab erhöht.

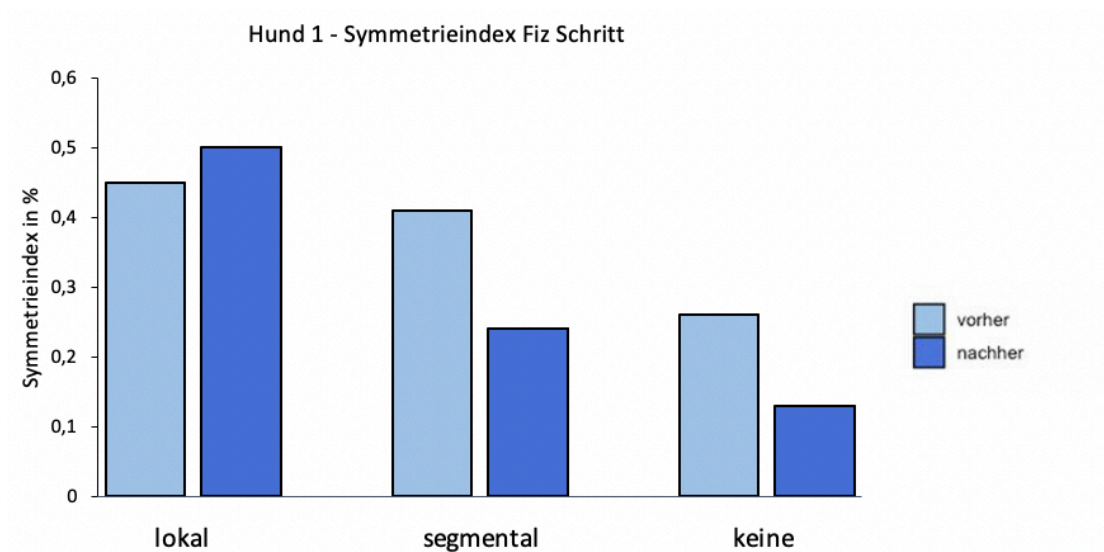


Abbildung 9. Der Symmetrieindex (%) des FIZ im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 1. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

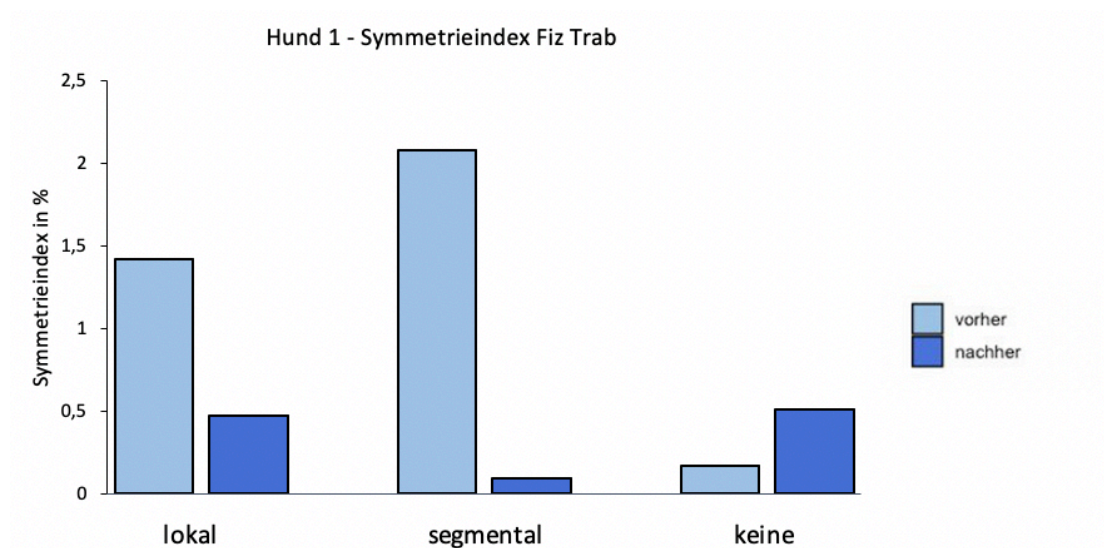


Abbildung 10. Der Symmetrieindex (%) des FIZ im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 1. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

b) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Hintergliedmaße (HIz)

In Abbildung 11 sowie 12 zeigt sich der zeitliche Verlauf der HIz während den verschiedenen Therapien. Im Schritt stellt sich im Anschluss an jede Therapieform eine Verbesserung des Wertes dar. Im Trab ist der SI der HIz bei Hund 1 nach der lokalen Therapie leicht erhöht.

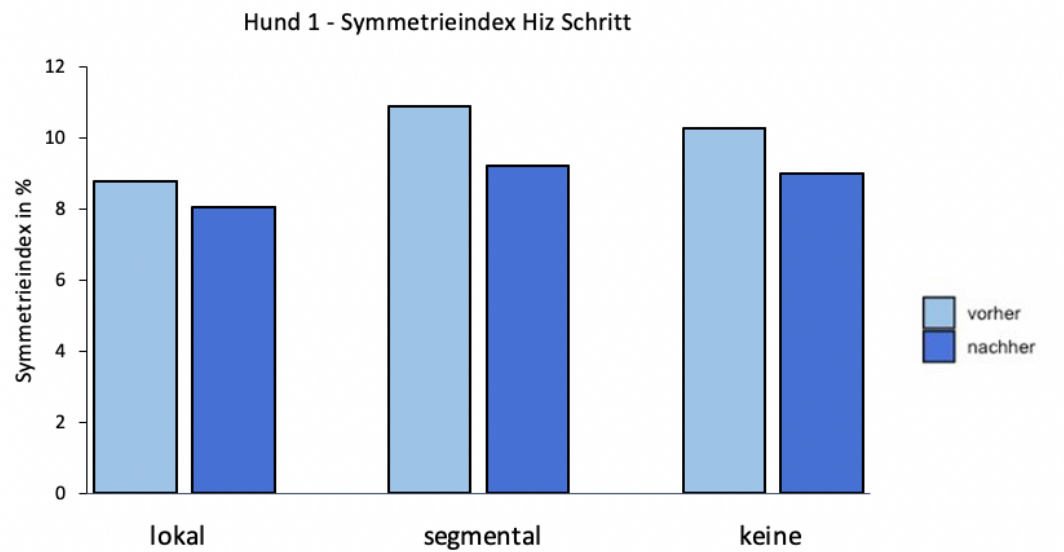


Abbildung 11. Der Symmetrieindex (%) des HIZ im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen bei Hund 1. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

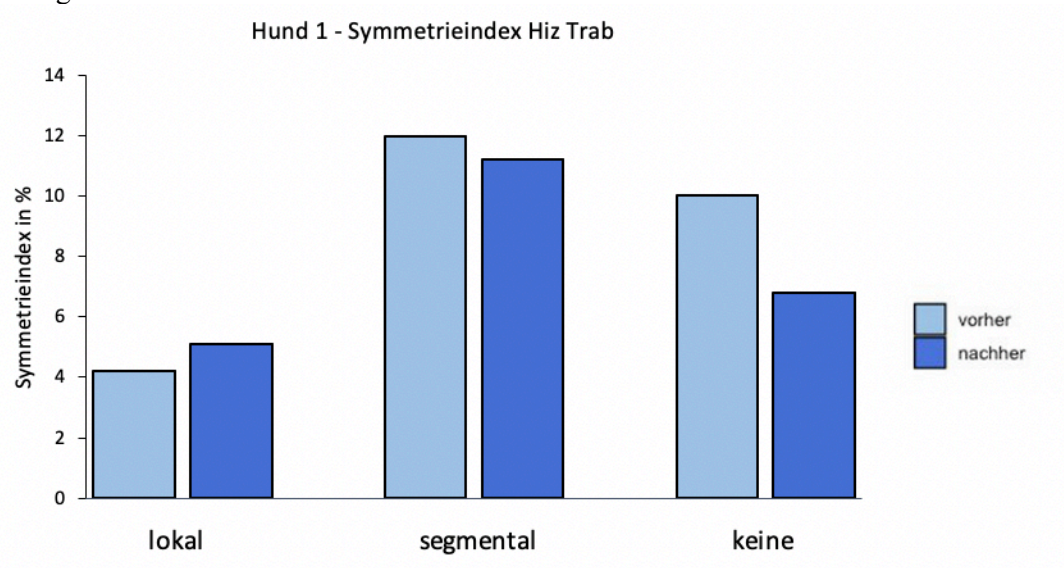


Abbildung 12. Der Symmetrieindex (%) des HIZ im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen bei Hund 1. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

c) Symmetrieindex der Maximalkraft der Vordergliedmaße (Fmax)

Bei den Abbildungen 13 und 14 lässt sich der zeitliche Verlauf des SI der Fmax durch die jeweiligen Therapien bei Hund 1 erkennen. Nach der lokalen TENS verbessern sich dieser Wert

im Schritt. Die segmentale TENS führt zu einer Verbesserung im Schritt und Trab. Nach keiner Behandlung kommt es in beiden Gangarten zu einer geringen Steigerung des SI.

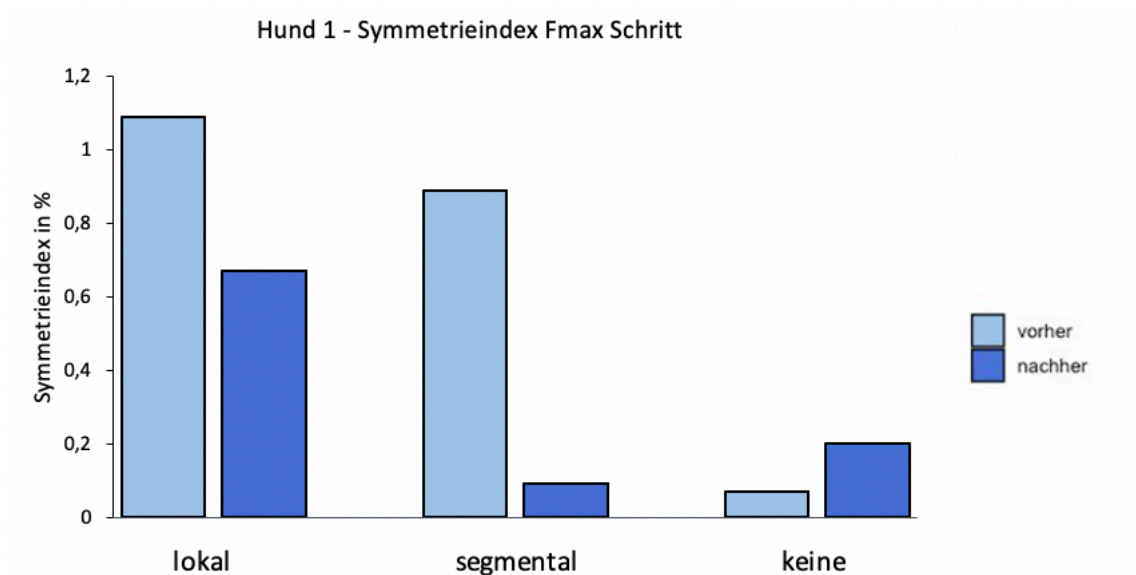


Abbildung 13. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen bei Hund 1. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

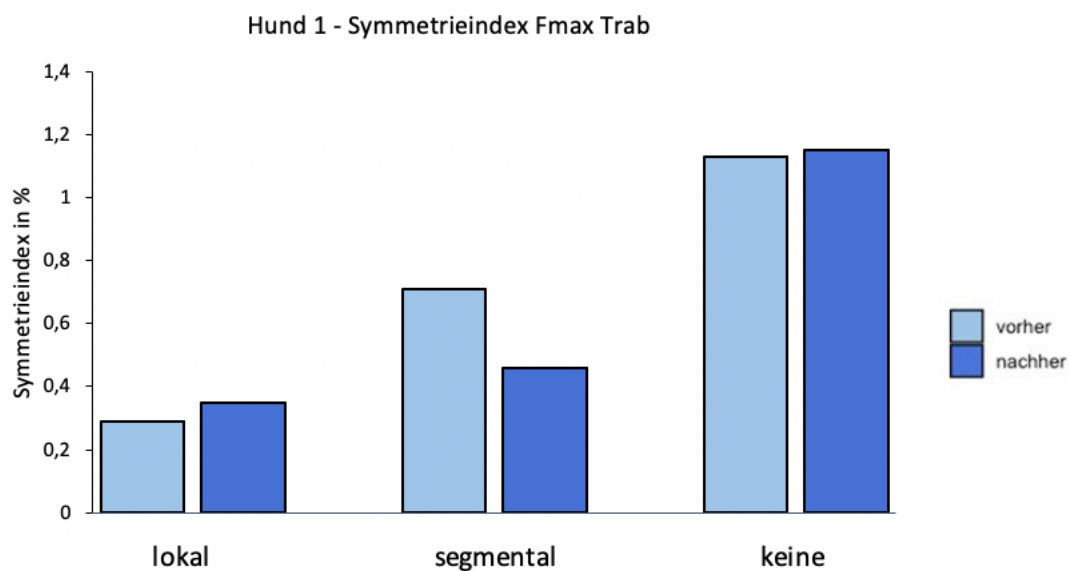


Abbildung 14. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen bei Hund 1. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

d) Symmetrieindex der Maximalkraft der Hintergliedmaße (Hmax)

Abbildung 15 und 16 zeigen, wie sich der SI- Wert der Hmax durch die jeweiligen Therapieformen bei Hund 1 verändern. Im Schritt zeigt sich nach jeder Behandlungsform eine Verringerung des Symmetrieindexes. Im Trab lässt sich jedoch nur bei keiner Therapie eine Verbesserung erkennen.

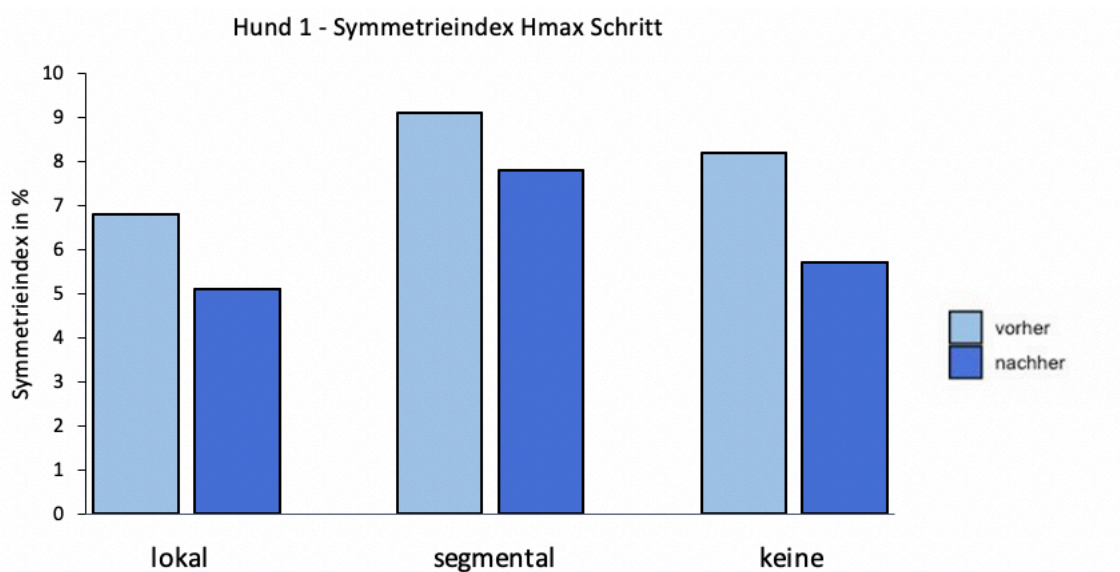


Abbildung 15. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen bei Hund 1. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

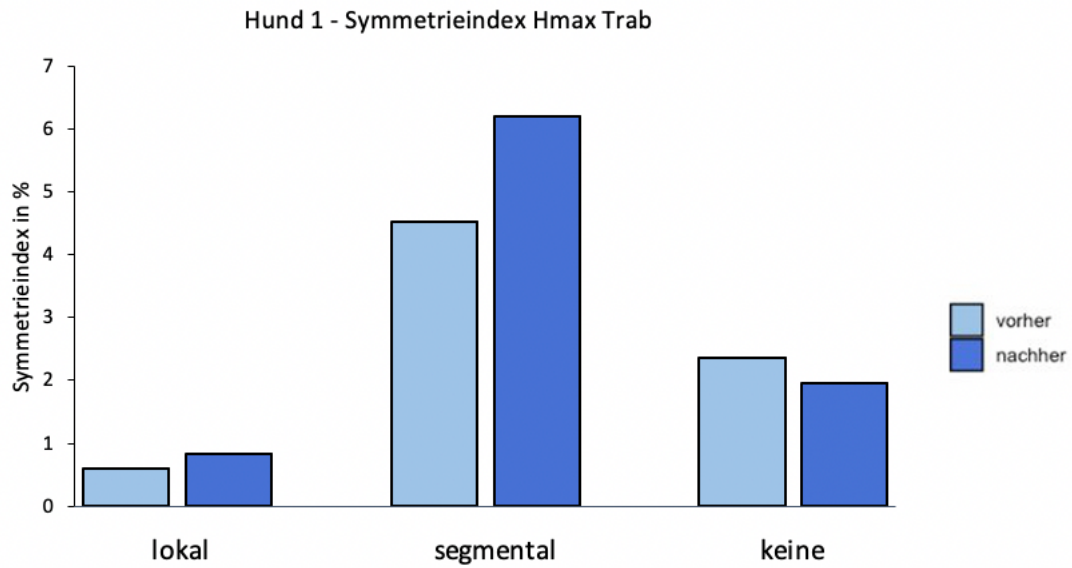


Abbildung 16. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen bei Hund 1. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

5.2.3.2 Hund 2

a) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Vordergliedmaße (FIz)

Abbildung 17 stellt der Verlauf des SI der FIz während der jeweiligen Therapien im Schritt bei Hund 2 dar. Hier verringert sich der Wert nach der lokalen TENS.

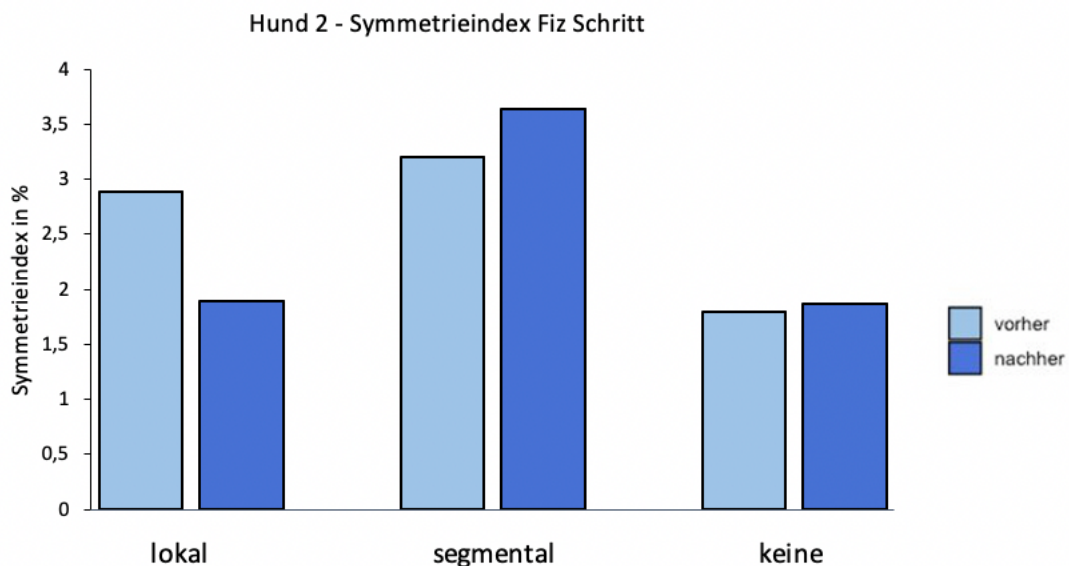


Abbildung 17. Der Symmetrieindex (%) des FIz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 2. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

b) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Hintergliedmaße (HIz)

In Abbildung 18 sieht man die Veränderung des Symmetrieindex der HIz im Schritt bei Hund 2, bedingt durch die jeweiligen Therapieformen. Die lokale TENS und keine Behandlung führen zu einer Besserung, während nach der segmentalen TENS der Wert steigt.

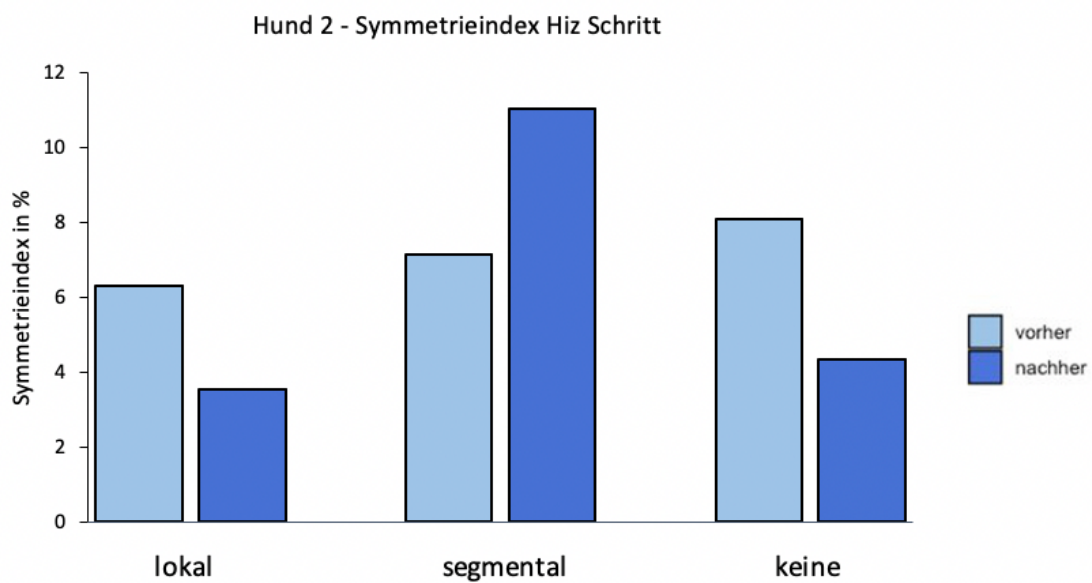


Abbildung 18. Der Symmetrieindex (%) des HIz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen bei Hund 2. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

c) Symmetrieindex der Maximalkraft der Vordergliedmaße (Fmax)

Wie man in Abbildung 19 erkennt, steigt der Symmetrieindex der Fmax nach der lokalen Therapie deutlich, während er sich durch die anderen beiden Behandlungsformen leicht verringert.

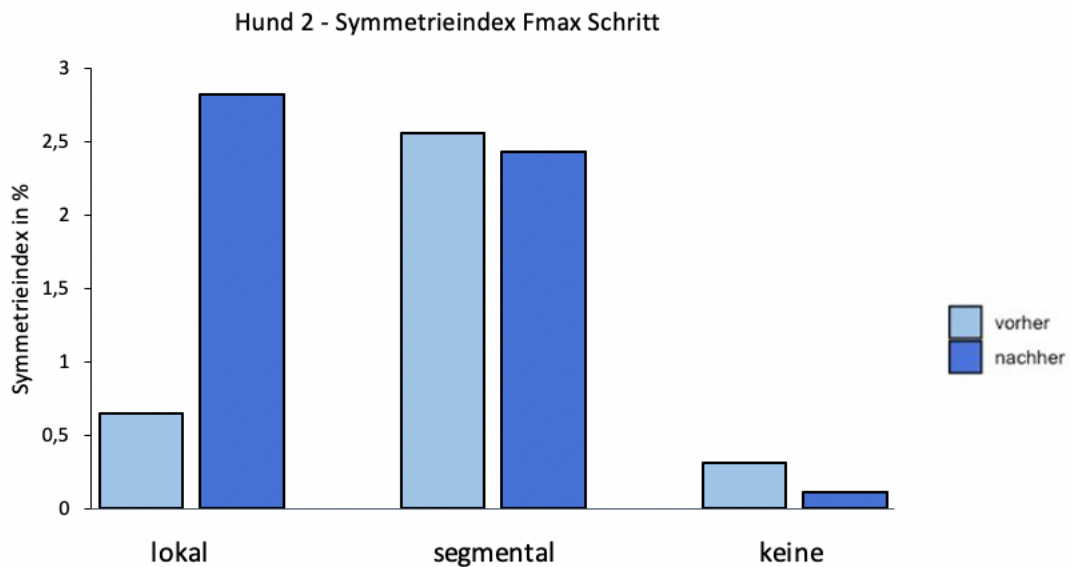


Abbildung 19. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen bei Hund 2. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

d) Symmetrieindex der Maximalkraft der Hintergliedmaße (Hmax)

Abbildung 20 stellt den Einfluss der Therapieformen auf den Symmetrieindex der Hmax bei Hund 2 dar. Lokale TENS und keine Behandlung verbessern den Wert und durch segmentale TENS steigt der SI der Hmax an.

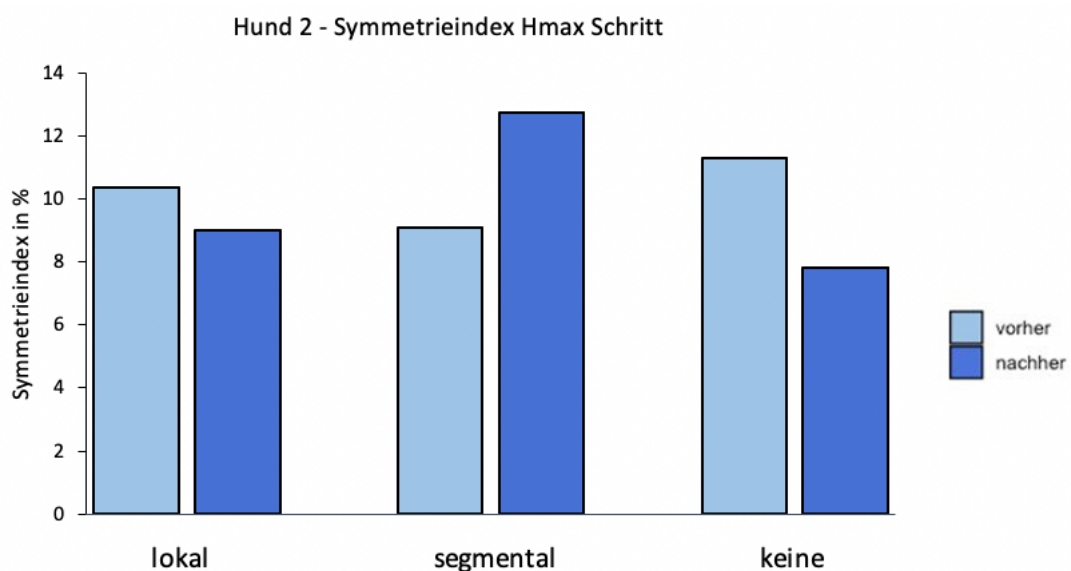


Abbildung 20. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen bei Hund 2. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

5.2.3.3 Hund 3

a) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Vordergliedmaße (FIz)

Wie Abbildung 21 und 22 zu entnehmen ist, führen die segmentale TENS und keine Behandlung bei Hund 3 sowohl im Schritt, als auch im Trab zu einer Verbesserung. Die lokale TENS weist ausschließlich im Schritt einen positiven Effekt auf.

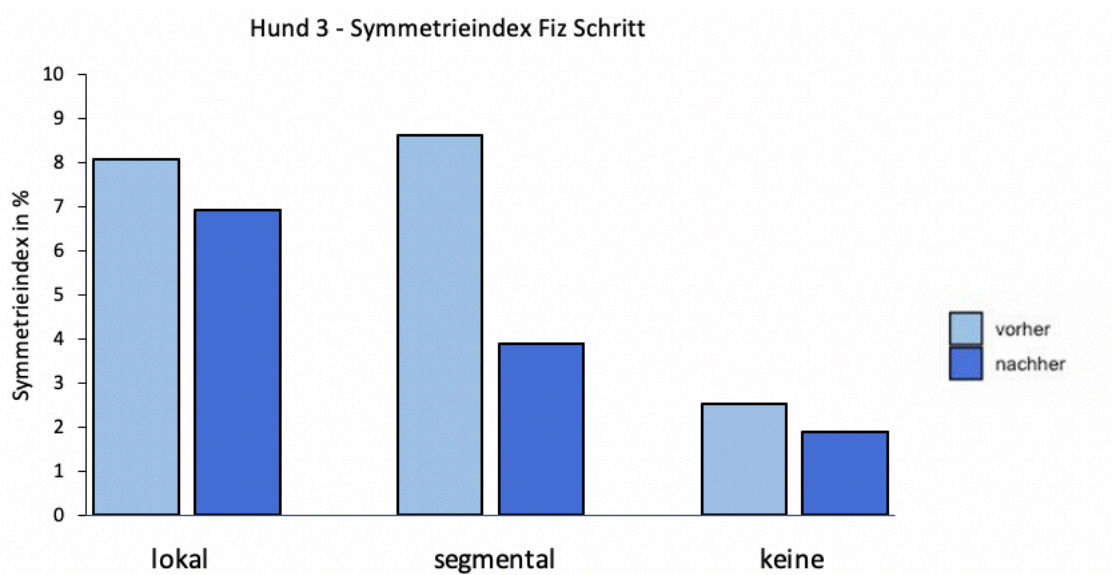


Abbildung 21. Der Symmetrieindex (%) des FIz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 3. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

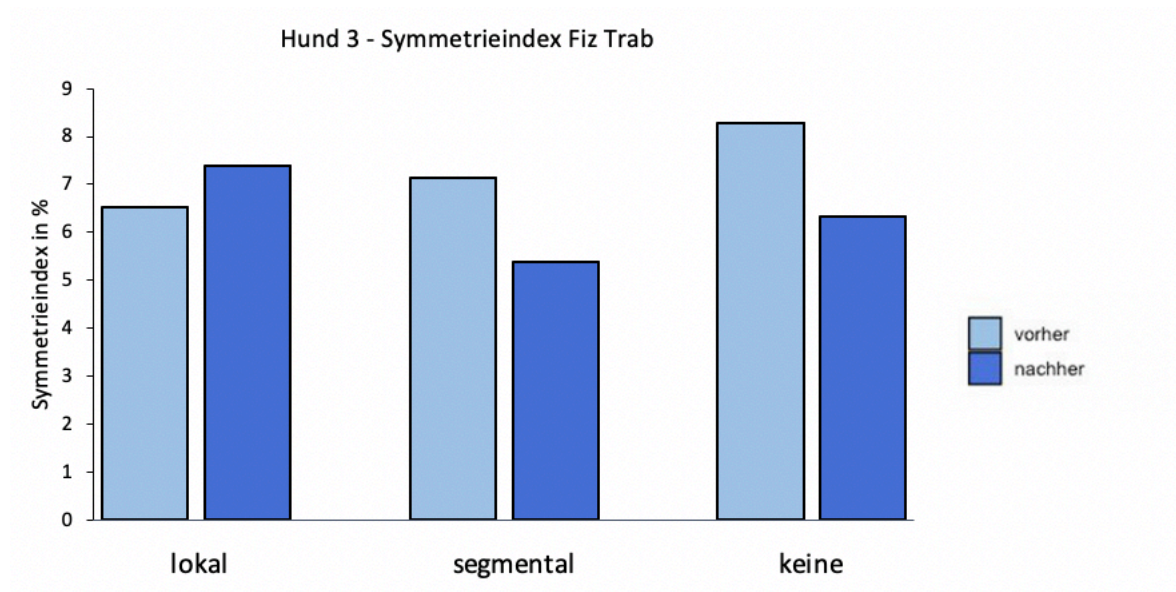


Abbildung 22. Der Symmetrieindex (%) des FIz im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 3. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

b) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Hintergliedmaße (HIz)

Abbildung 23 und 24 zeigen den zeitlichen Verlauf des Symmetrieindex der HIz bei Hund 3 nach den jeweiligen Therapieoptionen. Die lokale und segmentale TENS zeigen im Schritt sowie im Trab das gleiche Effektivitätsausmaß. Nach keiner Therapie verschlechtert sich der Wert im Schritt und verbessert sich im Trab.

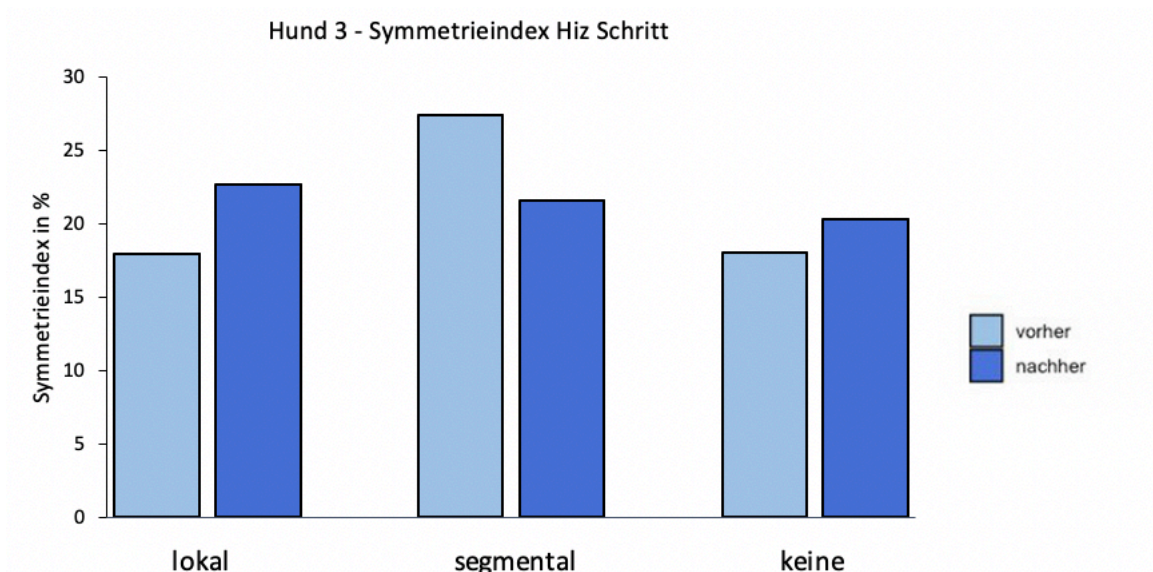


Abbildung 23. Der Symmetrieindex (%) des HIZ im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen bei Hund 3. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

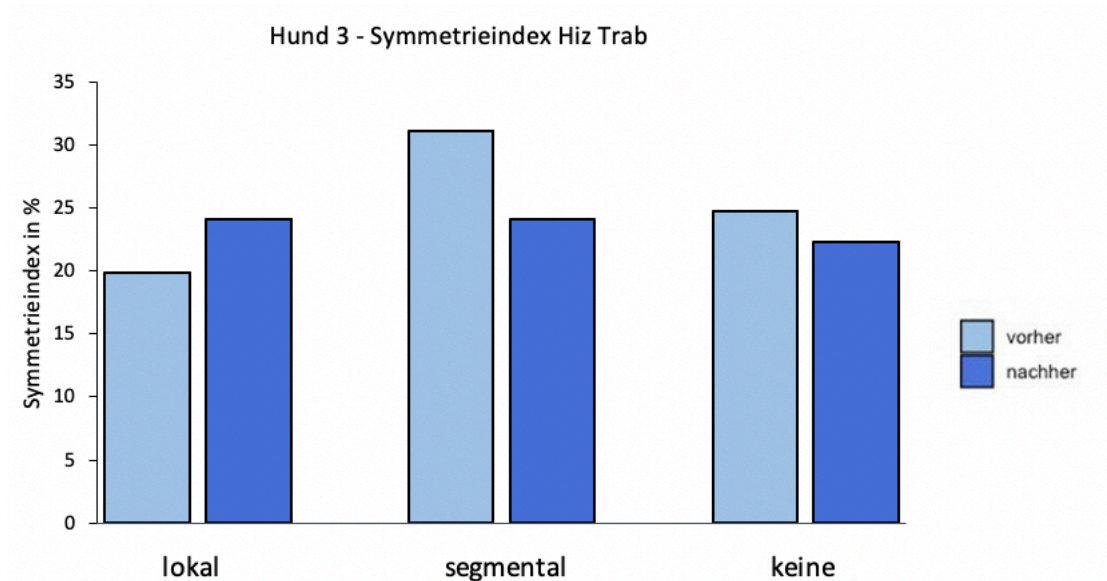


Abbildung 24. Der Symmetrieindex (%) des HIZ im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen bei Hund 3. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

c) Symmetrieindex der Maximalkraft der Vordergliedmaße (Fmax)

Die folgenden Abbildungen 25 und 26 zeigen, dass der Symmetrieindex der Fmax lediglich im Trab nach segmentaler TENS und keiner Therapie verringert ist.

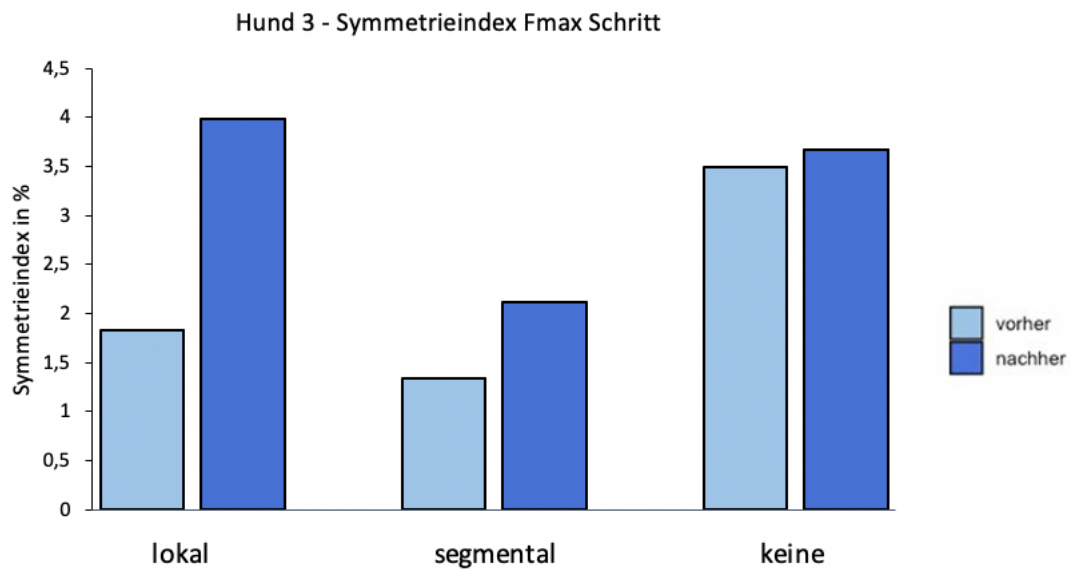


Abbildung 25. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen bei Hund 3. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

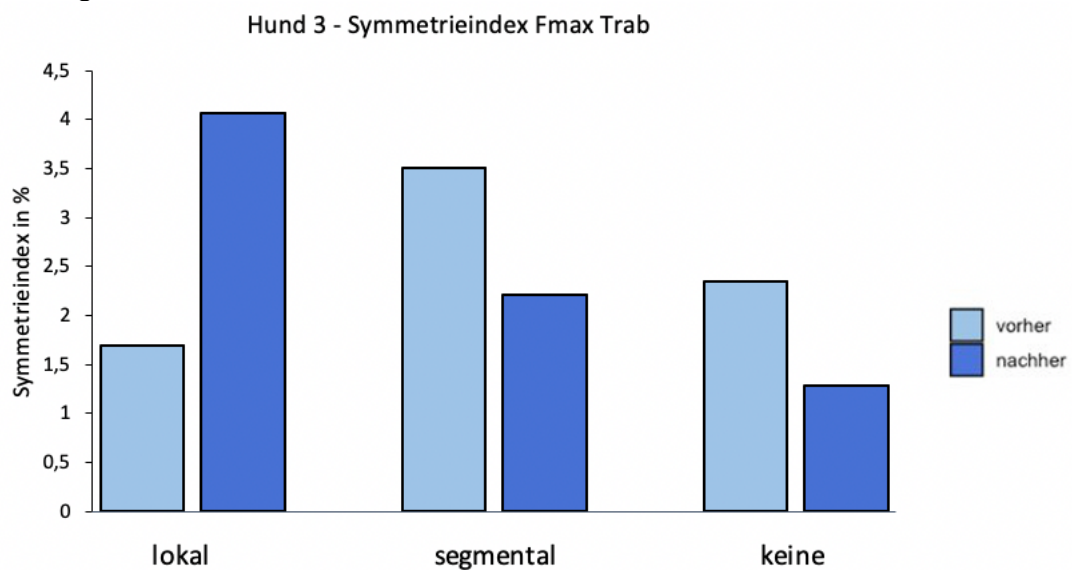


Abbildung 26. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen bei Hund 3. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

d) Symmetrieindex der Maximalkraft der Hintergliedmaße (Hmax)

Der Symmetrieindex der Hmax bei Hund 3 wird in den Abbildungen 27 und 28 dargestellt. Dieser Wert wird durch die segmentale TENS und keine Therapie in beiden Gangarten verbessert. Die lokale TENS führt dazu, dass im Schritt und im Trab der Wert steigt.

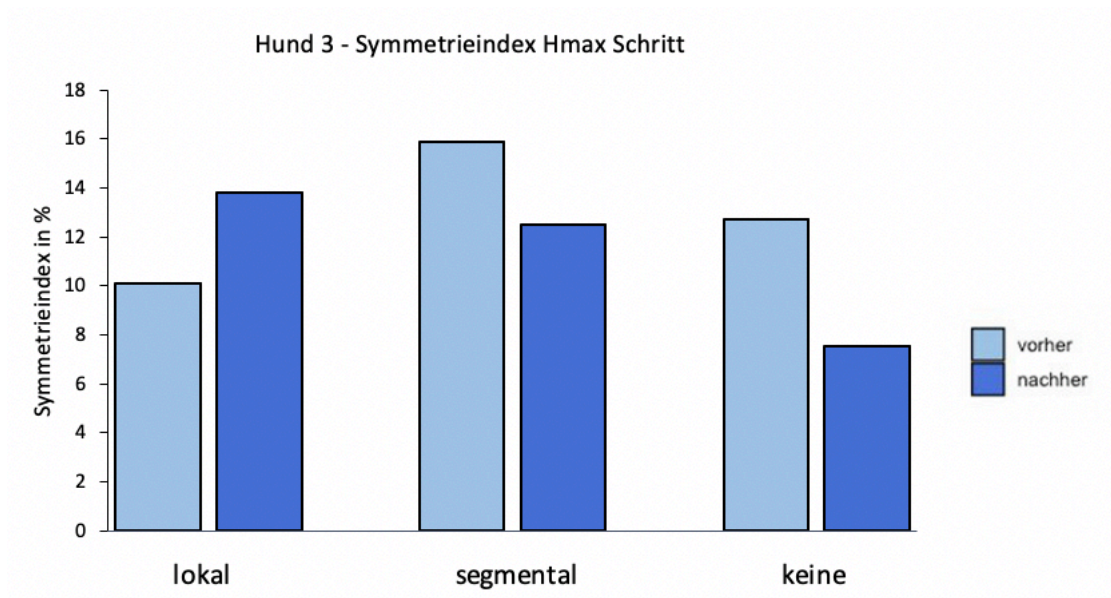


Abbildung 27. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen bei Hund 3. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

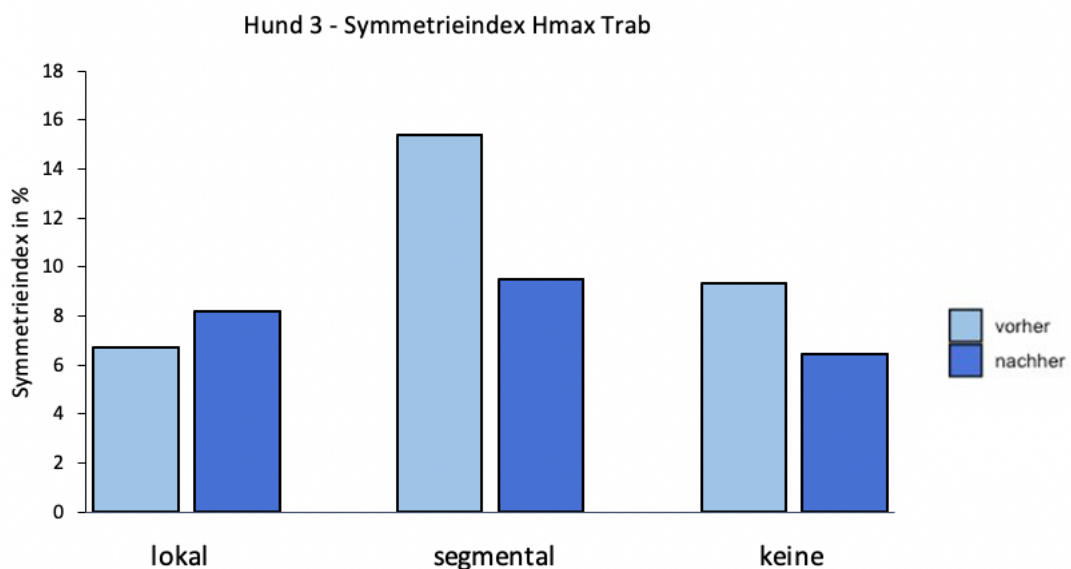


Abbildung 28. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen bei Hund 3. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

5.2.3.4 Hund 4

a) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Vordergliedmaße (FIz)

Abbildung 29 zeigt den zeitlichen Verlauf des SI der FIz im Schritt bei Hund 4. Es wird deutlich, dass jede Behandlungsform zu einem Anstieg des Wertes führt.

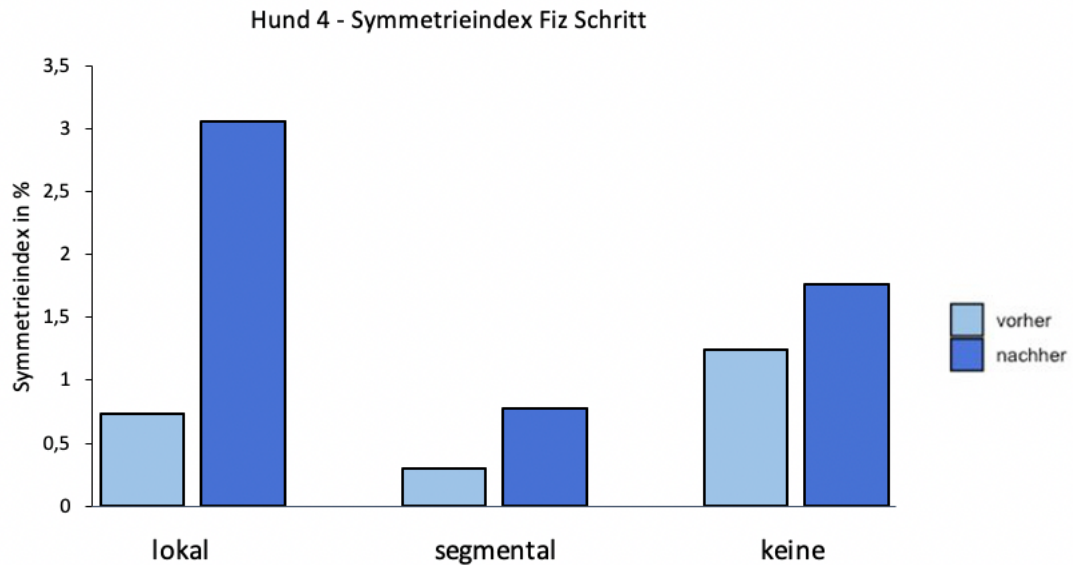


Abbildung 29. Der Symmetrieindex (%) des FIz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 4. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

b) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Hintergliedmaße (HIz)

Der SI der HIz wird, wie in Abbildung 30 zu erkennen, durch alle Therapieformen negativ beeinflusst.

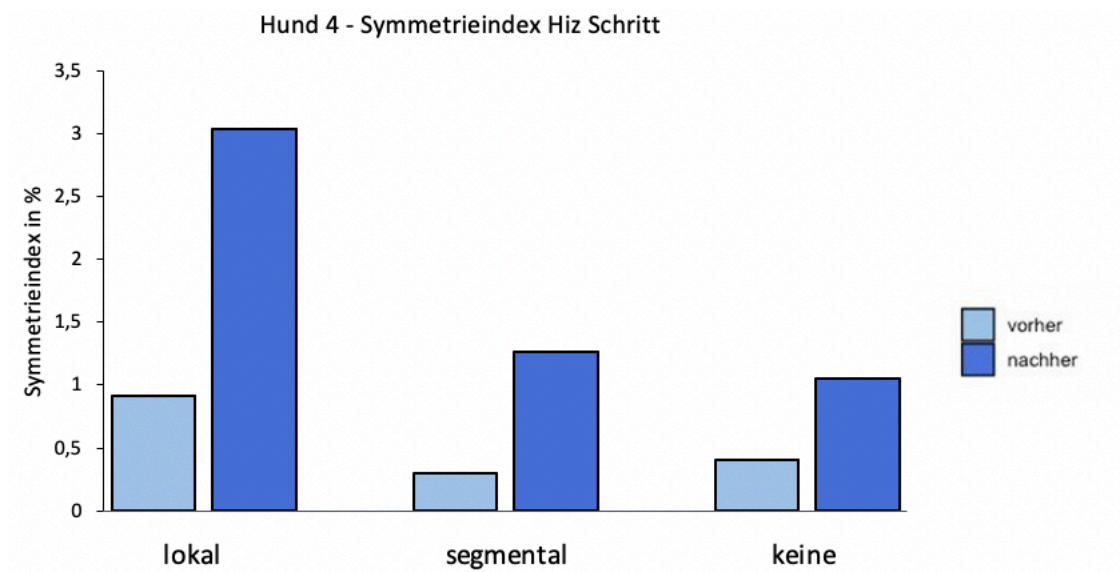


Abbildung 30. Der Symmetrieindex (%) des Hiz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen bei Hund 4. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

c) Symmetrieindex der Maximalkraft der Vordergliedmaße (Fmax)

Abbildung 31 zeigt, dass die lokale TENS sowie keine Therapie den SI der Fmax positiv beeinflussen, während nach segmentaler TENS der Wert ansteigt.

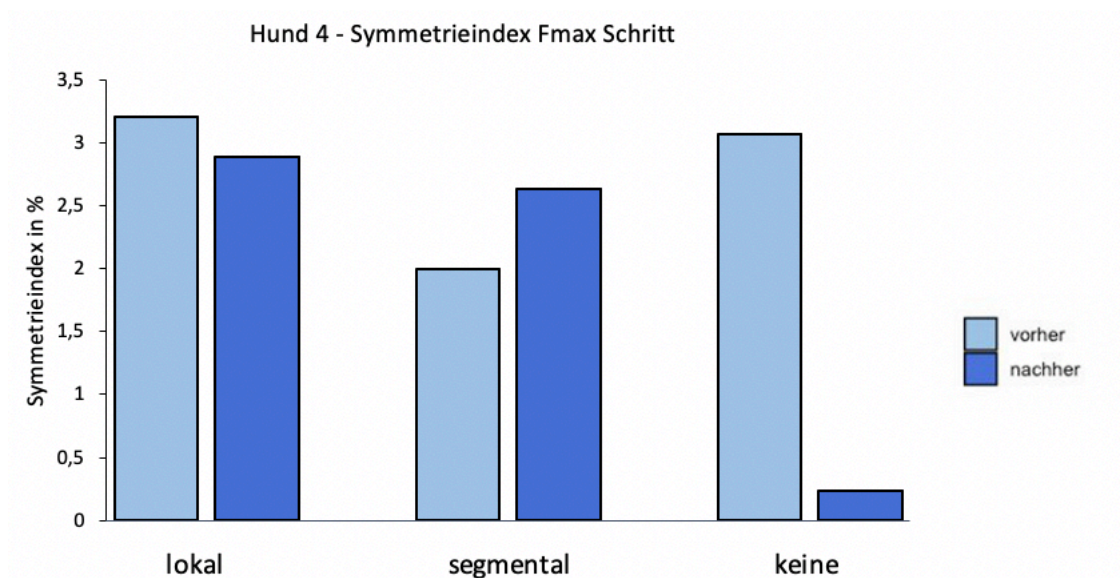


Abbildung 31. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen bei Hund 4. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

d) Symmetrieindex der Maximalkraft der Hintergliedmaße (Hmax)

In Abbildung 32 zeigt sich der Symmetrieindex der Hmax bei Hund 4 nach den jeweiligen Therapiemethoden. Es wird deutlich, dass dieser Wert durch jede Behandlung sinkt.

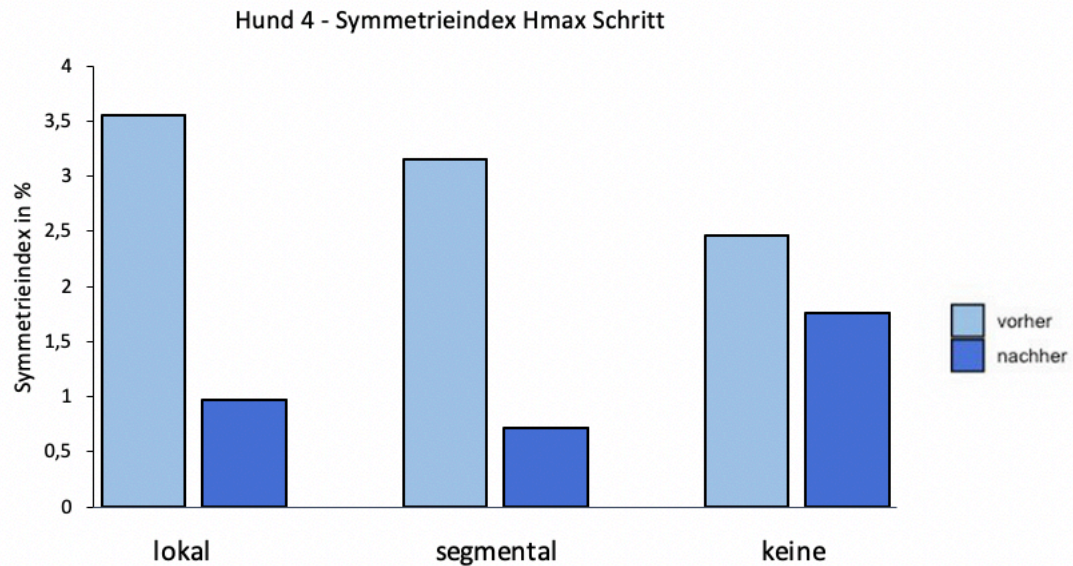


Abbildung 32. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen bei Hund 4. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

5.2.3.5 Hund 5

a) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Vordergliedmaße (FIz)

Abbildung 33 und 34 beziehen sich auf den Symmetrieindex des FIz in beiden Gangarten. Der Wert sinkt im Schritt und Trab nach keiner Behandlung. Nach lokaler TENS steigt der Wert im Schritt und sinkt im Trab. Die segmentale TENS führt zu einer Verschlechterung des SI der FIz in beiden Gangarten.

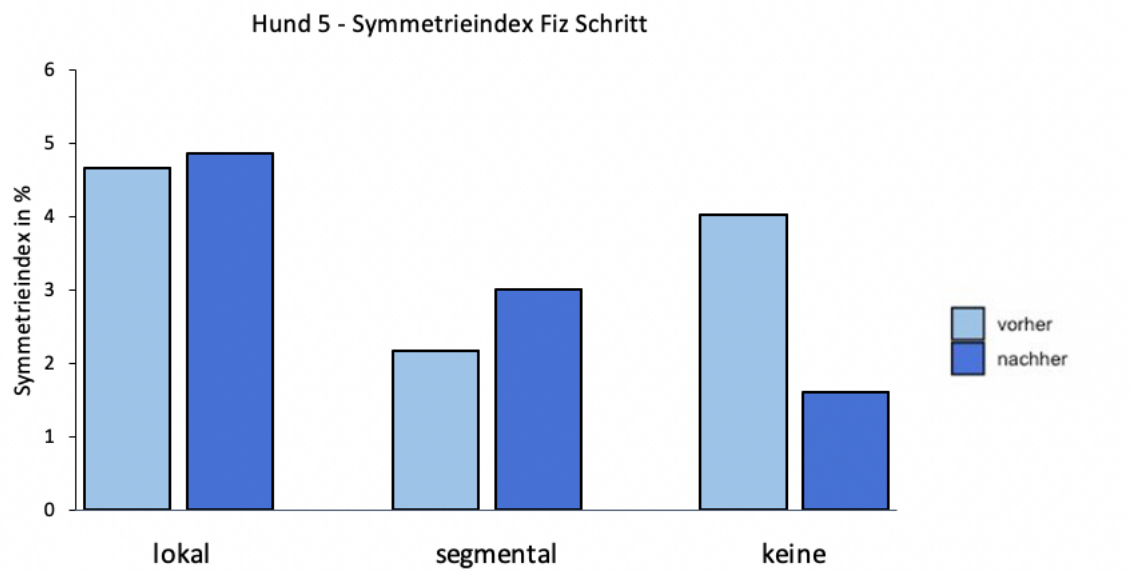


Abbildung 33. Der Symmetrieindex (%) des FIZ im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 5. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

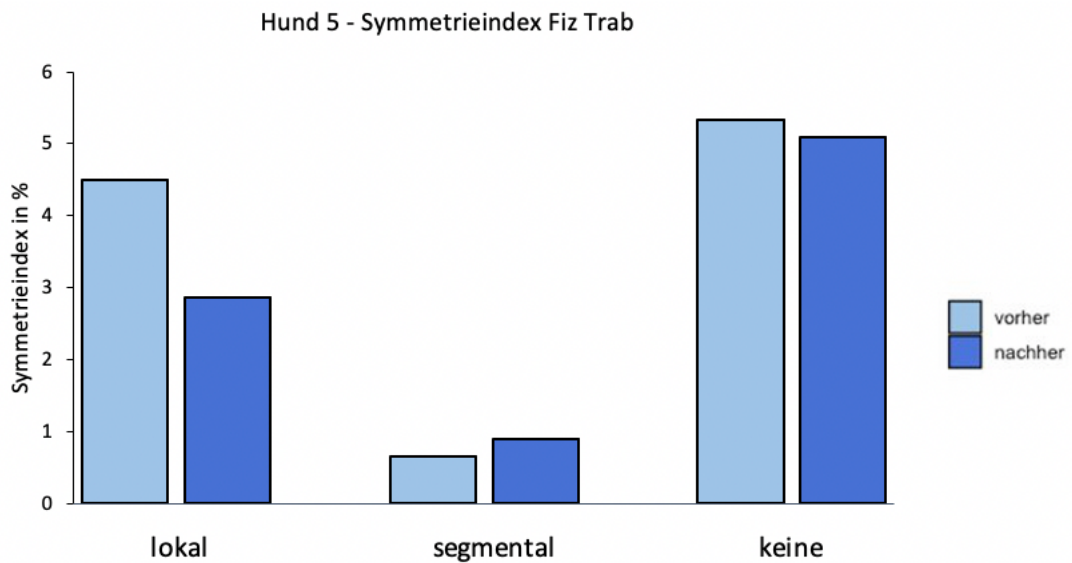


Abbildung 34. Der Symmetrieindex (%) des FIZ im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 5. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

b) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Hintergliedmaße (HIz)

In Abbildung 35 und 36 sieht man die Veränderung des Symmetrieindex der HIz im Schritt und im Trab bei Hund 5, bedingt durch die jeweiligen Therapieformen.

Beide TENS- Therapieformen führen bei diesem Hund zu einer Verbesserung des SI der HIz in beiden Gangarten, während keine Behandlung immer zu einem Anstieg des Wertes führt.

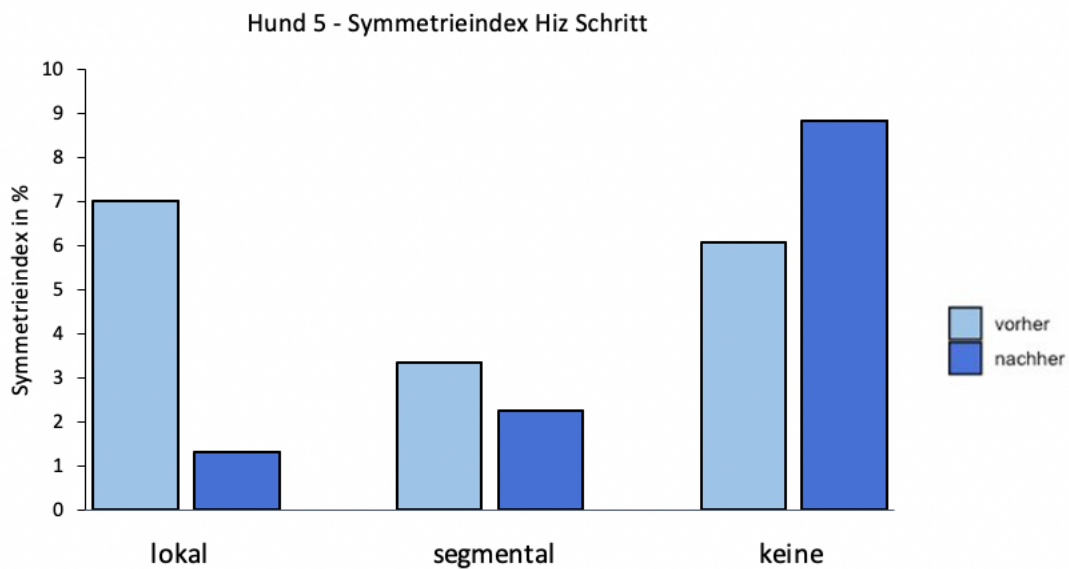


Abbildung 35. Der Symmetrieindex (%) des HIz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen bei Hund 5. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

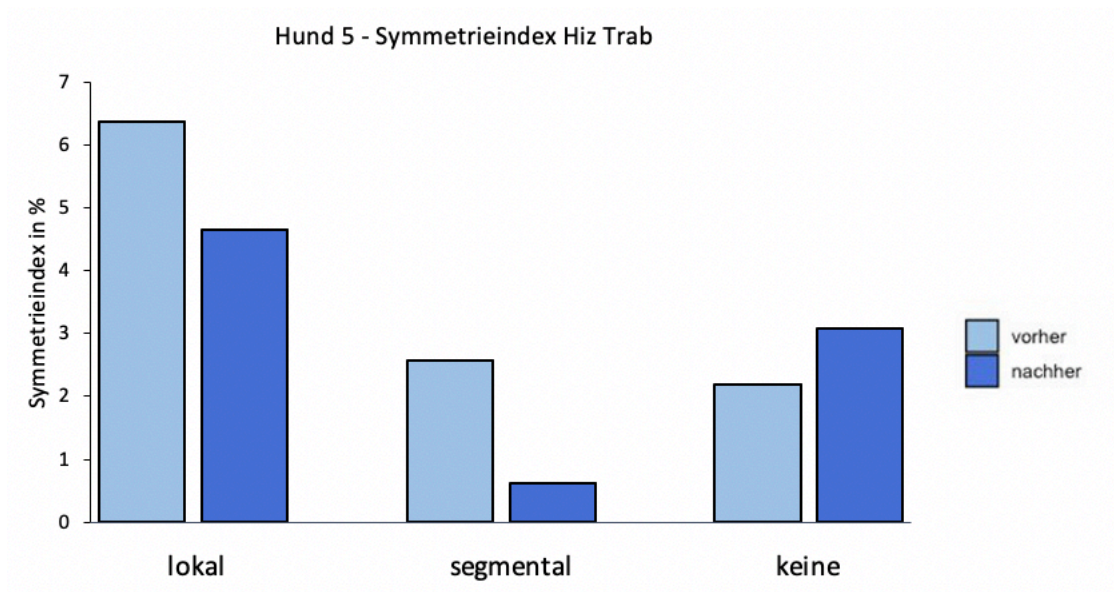


Abbildung 36. Der Symmetrieindex (%) des HIz im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (I_z) der Hintergliedmaßen bei Hund 5. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

c) Symmetrieindex der Maximalkraft der Vordergliedmaße (F_{max})

Abbildung 37 und 38 veranschaulichen, dass der SI der F_{max} sich bei Hund 5 durch die TENS-Methoden sichtbar verschlechtert oder gleich bleibt. Keine Behandlung führt dazu, dass der Wert im Schritt sinkt und im Trab leicht ansteigt.

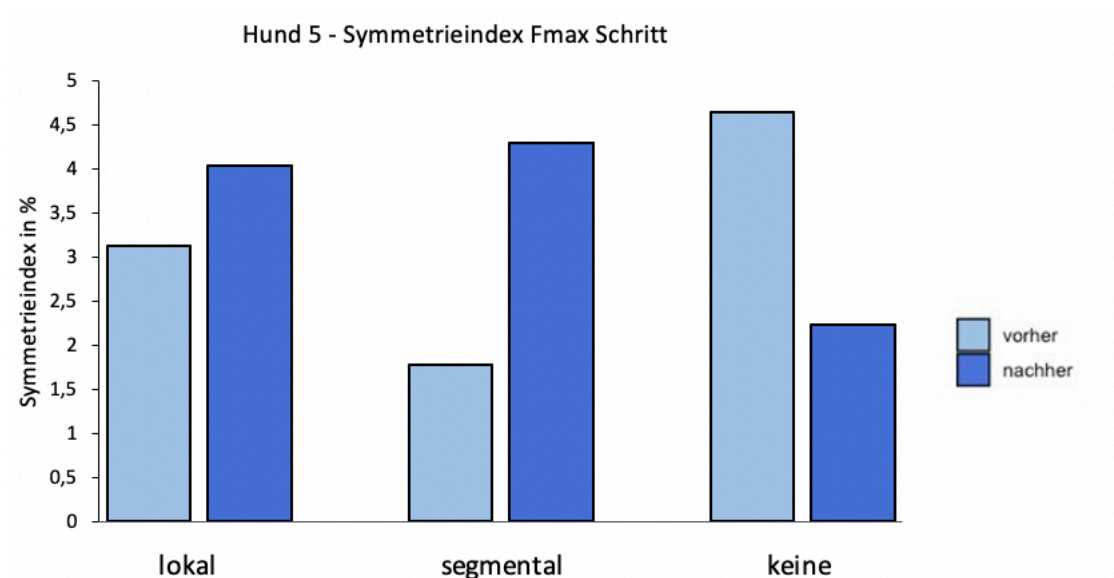


Abbildung 37. Der Symmetrieindex (%) der F_{max} im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft ($\max F_z$) der Vordergliedmaßen bei Hund 5. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

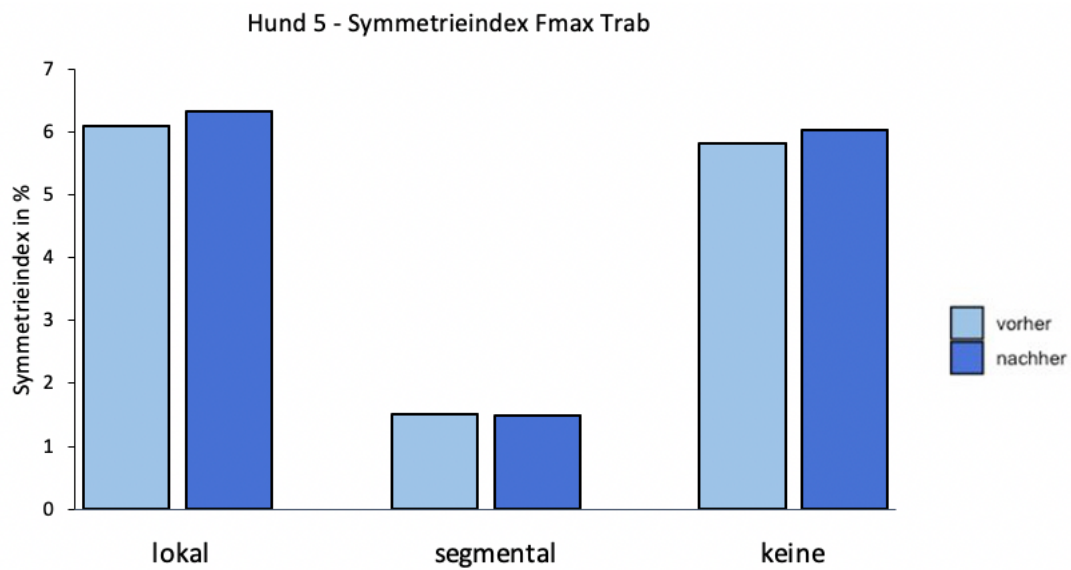


Abbildung 38. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen bei Hund 5. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

d) Symmetrieindex der Maximalkraft der Hintergliedmaße (Hmax)

Der Symmetrieindex der Hmax bei Hund 5 wird in den Abbildungen 39 und 40 dargestellt. Die TENS- Therapiemethoden führen in beiden Gangarten zu einer Verringerung des Wertes. Bei keiner Behandlung kommt es im Schritt und im Trab zu einem geringen Anstieg.

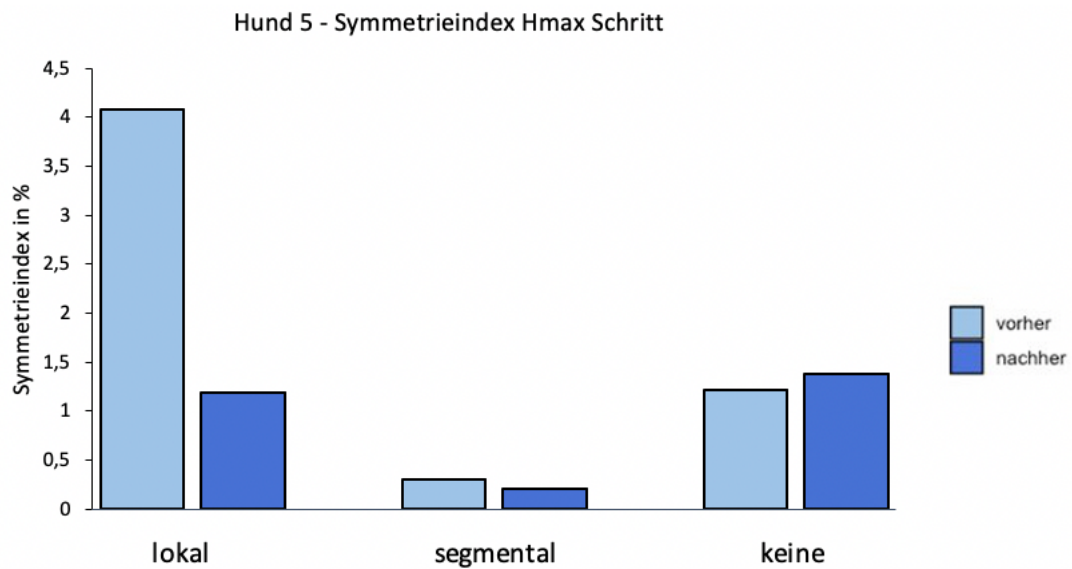


Abbildung 39. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen bei Hund 5. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

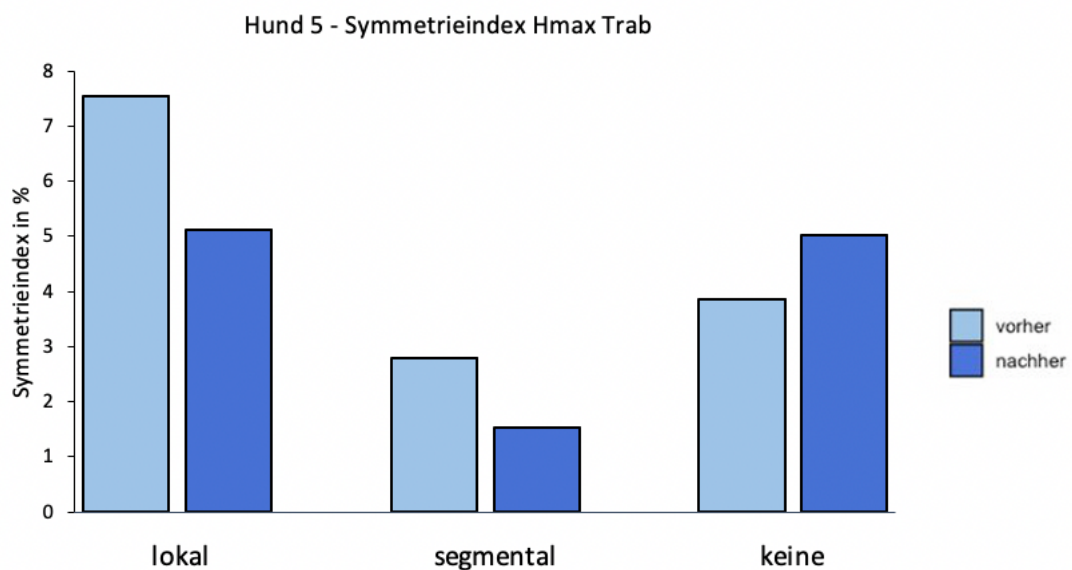


Abbildung 40. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen bei Hund 5. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

5.2.3.6 Hund 6

a) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Vordergliedmaße (FIz)

Abbildung 41 und 42 verdeutlichen, dass im Schritt lokale TENS und keine Behandlung zu einer Senkung des Symmetrieindex des FIz führen, während die segmentale TENS einen negativen Effekt hat.

Im Trab haben sich nach jeder Methode die Werte verschlechtert.

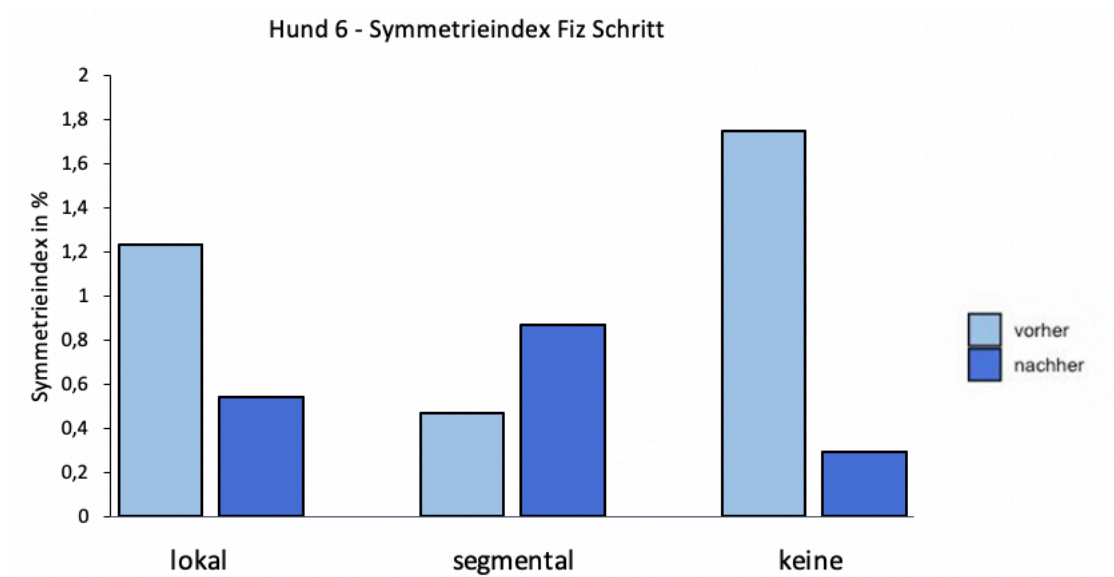


Abbildung 41. Der Symmetrieindex (%) des FIz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 6. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

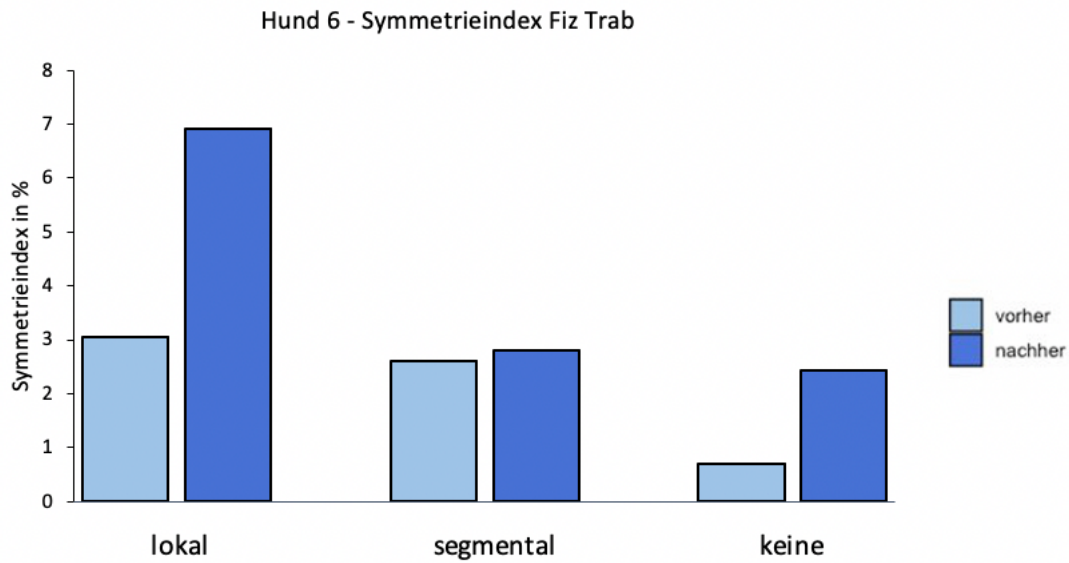


Abbildung 42. Der Symmetrieindex (%) des Fiz im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 6. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

b) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Hintergliedmaße (HIz)

Abbildung 43 und 44 zeigen, dass bei der Hintergliedmaße der Symmetrieindex der Iz sich im Schritt durch jede Therapieform verbessert hat. Im Trab zeigt sich lediglich nach lokaler TENS ein geringer Anstieg.

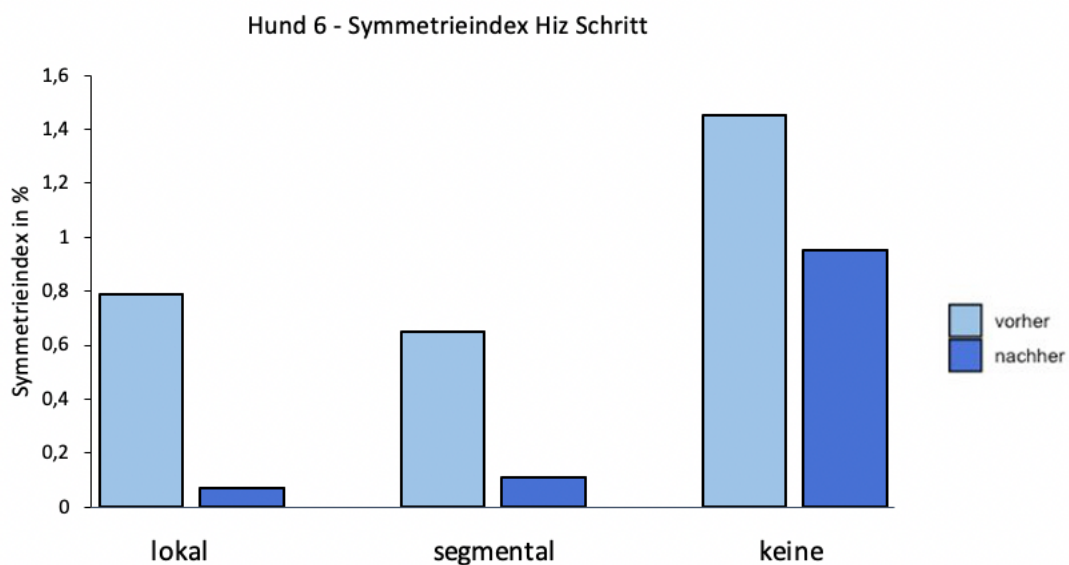


Abbildung 43. Der Symmetrieindex (%) des HIz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen bei Hund 6. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

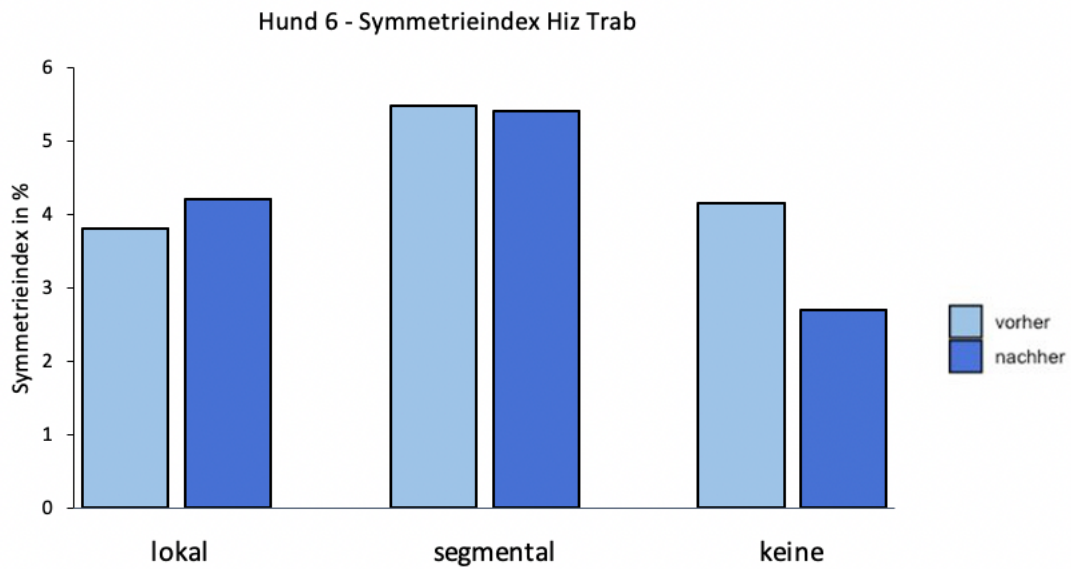


Abbildung 44. Der Symmetrieindex (%) des HIZ im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (I_z) der Hintergliedmaßen bei Hund 6. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

c) Symmetrieindex der Maximalkraft der Vordergliedmaße (F_{max})

Wie Abbildung 45 und 46 zu entnehmen hat sich der Symmetrieindex der F_{max} bei Hund 6 nach lokaler TENS in beiden Gangarten verschlechtert, sowie nach segmentaler TENS in beiden Gangarten verbessert. Keine Behandlung hatte für die Werte im Schritt einen positiven Effekt, und zeigte im Trab einen geringen negativen Einfluss.

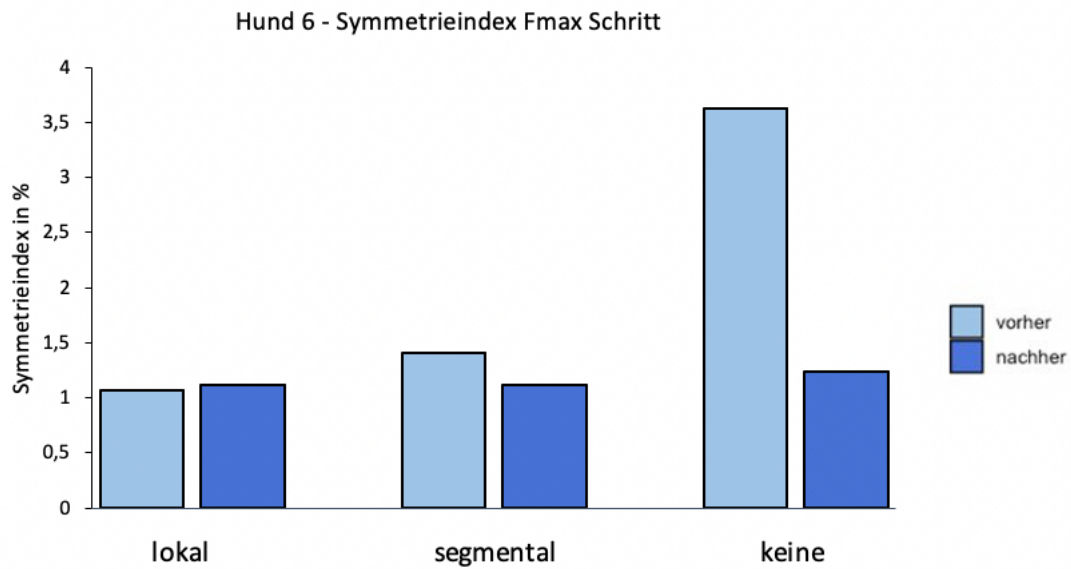


Abbildung 45. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen bei Hund 6. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

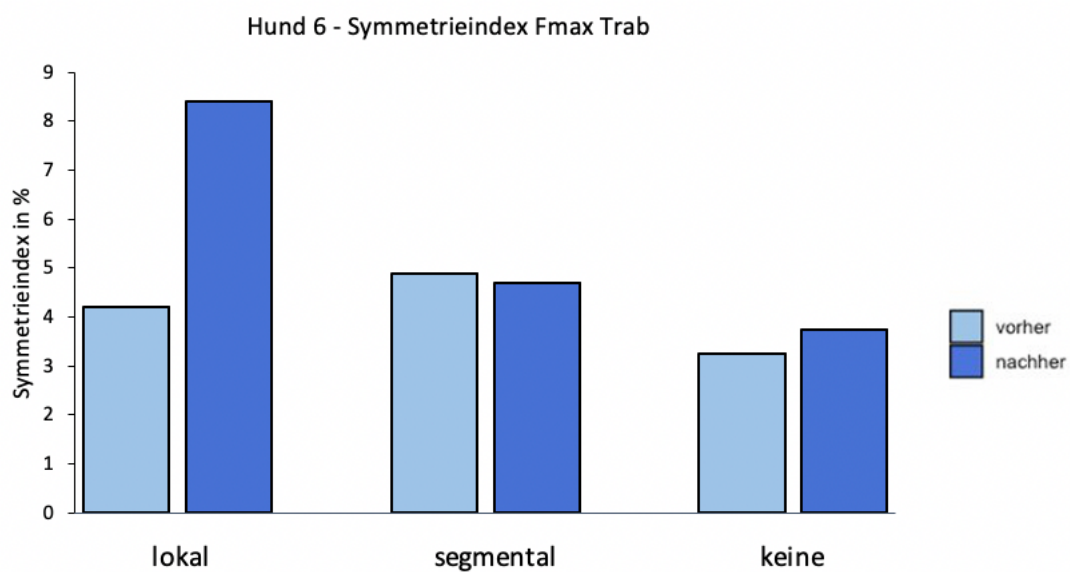


Abbildung 46. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen bei Hund 6. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

d) Symmetrieindex der Maximalkraft der Hintergliedmaße (Hmax)

Abbildungen 47 und 48 beziehen sich auf den zeitlichen Verlauf des Symmetrieindexes der Hmax nach den jeweiligen Therapieformen.

Bei der Hintergliedmaße verringerte sich der Symmetrieindex der Maximalkraft im Schritt nur durch lokale TENS, während im Trab die Werte nach jeder Therapie besser wurden.

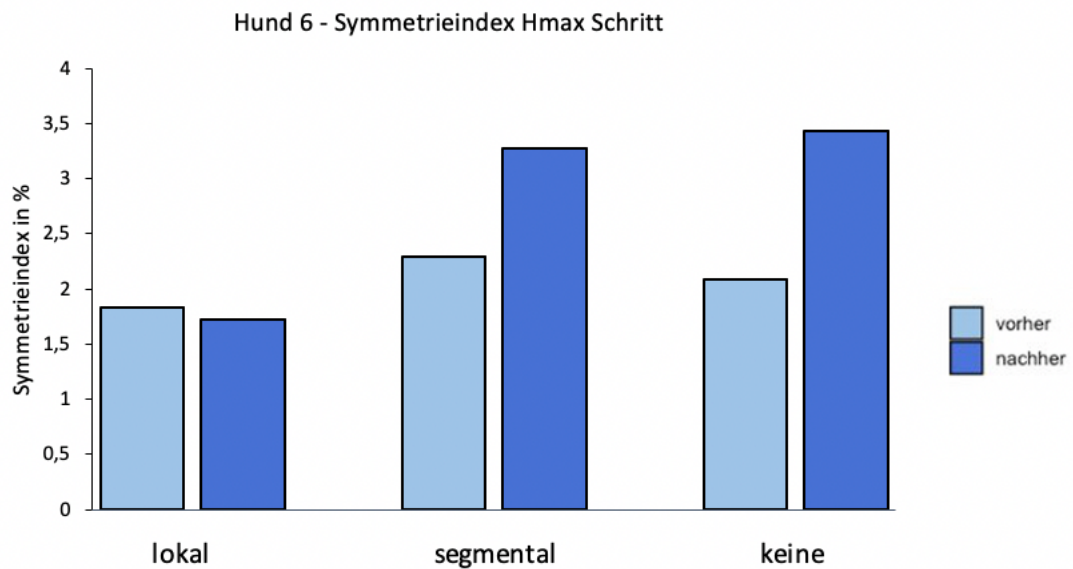


Abbildung 47. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen bei Hund 6. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

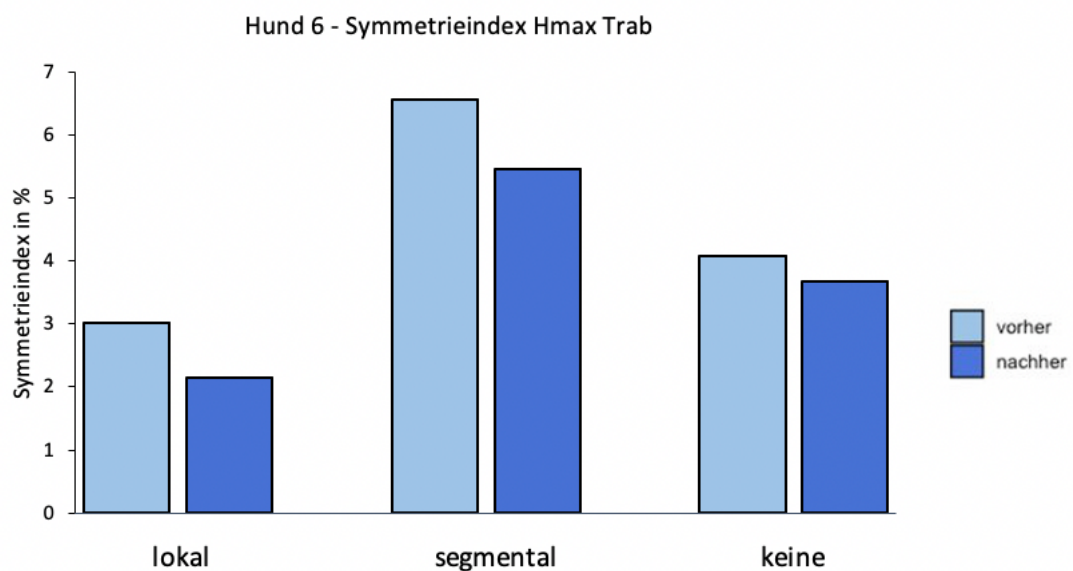


Abbildung 48. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen bei Hund 6. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

5.2.3.7 Hund 7

a) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Vordergliedmaße (FIz)

In Abbildung 49 und 50 werden die Werte des Symmetrieindex des Fiz für beide Gangarten dargestellt.

Die lokale TENS führt zu einer Verschlechterung des Wertes im Trab. Ansonsten zeigen die Therapien deutlich positive Effekte.

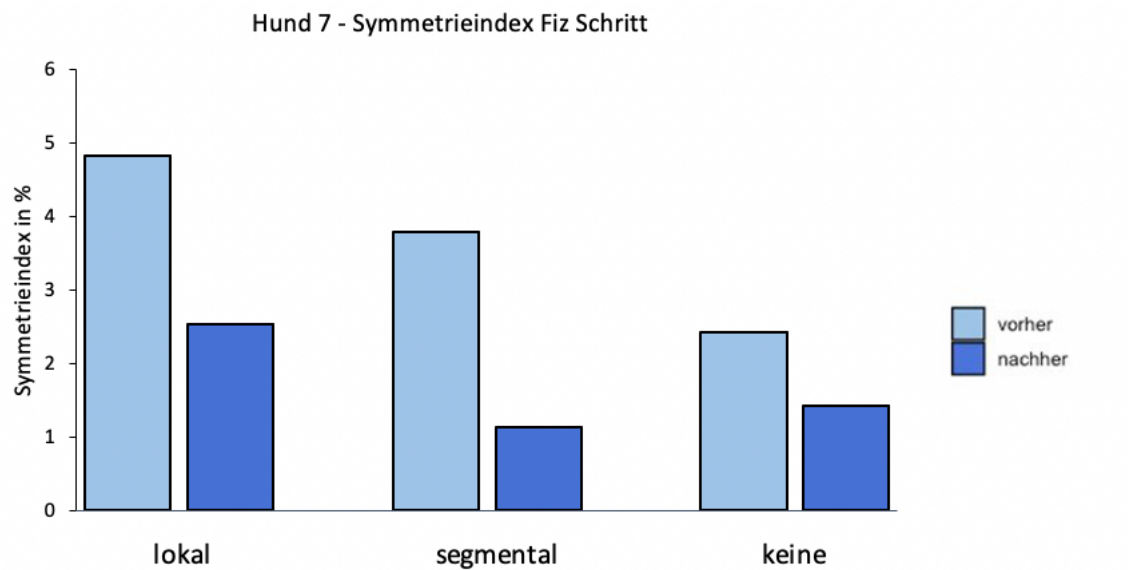


Abbildung 49. Der Symmetrieindex (%) des Fiz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 7. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

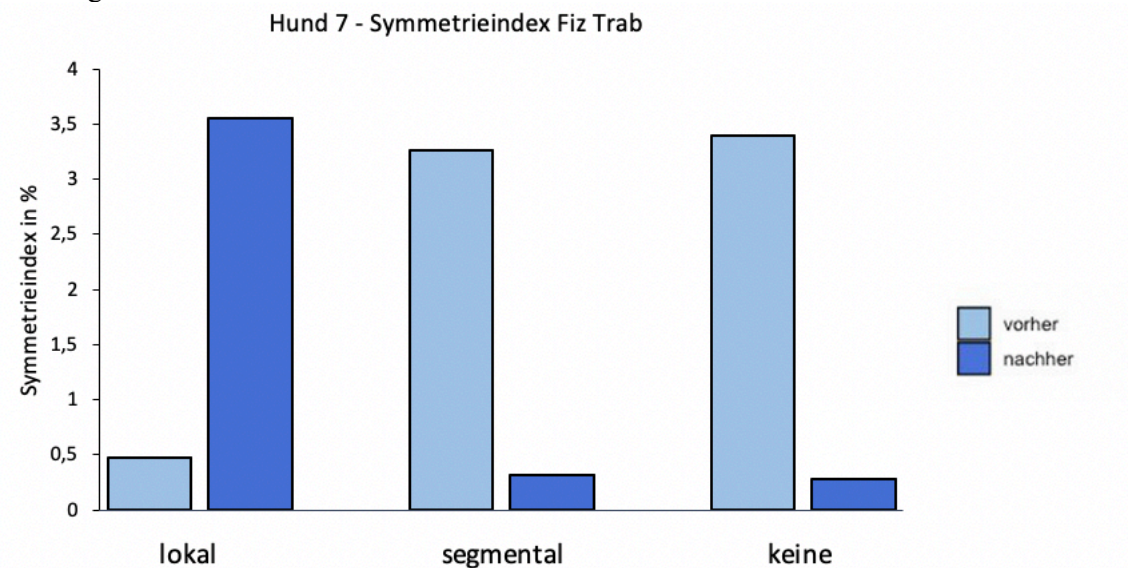


Abbildung 50. Der Symmetrieindex (%) des Fiz im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 7. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

b) Symmetrieindex der vertikalen Impulskraft der Hintergliedmaße (Hiz)

Wie Abbildung 51 zeigt, verringert sich der SI der Hiz im Schritt durch jede Therapiemethode. Im Trab führen die beiden TENS- Varianten jedoch zu einem Anstieg des Wertes, wie Abbildung 52 zu entnehmen ist.

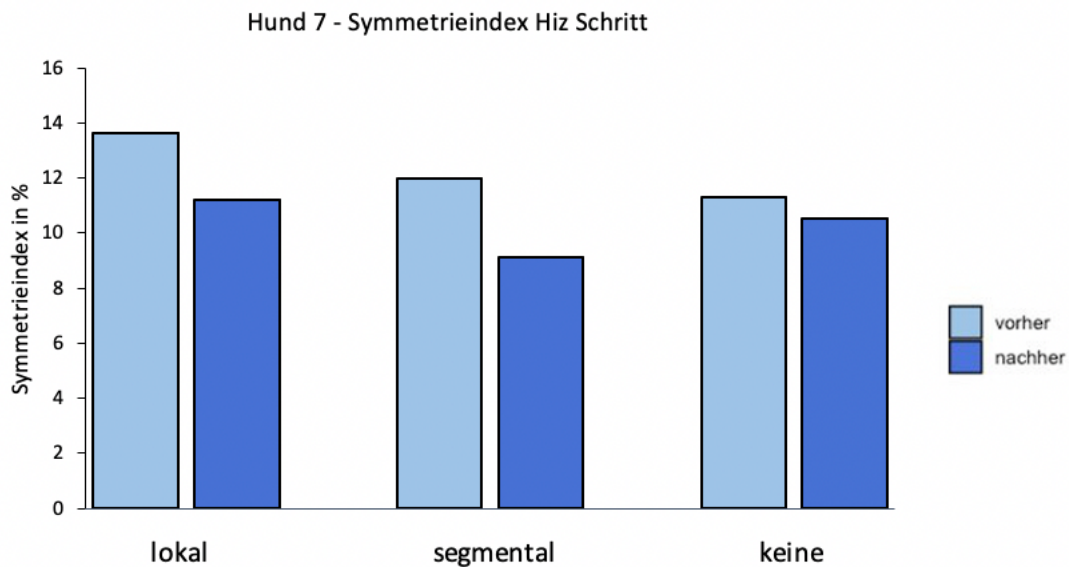


Abbildung 51. Der Symmetrieindex (%) des Hiz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen bei Hund 7. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

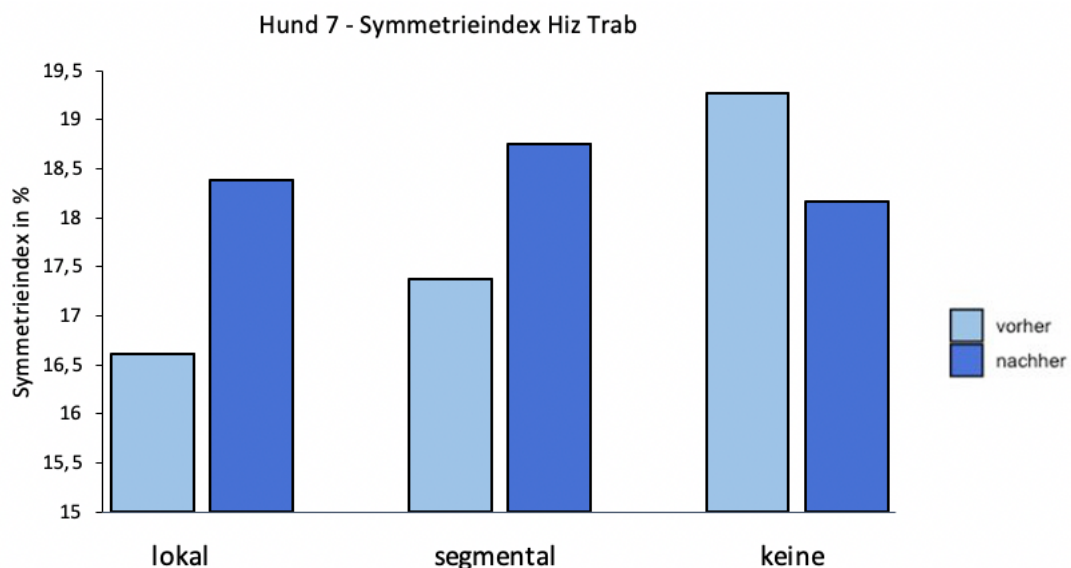


Abbildung 52. Der Symmetrieindex (%) des Hiz im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen bei Hund 7. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

c) Symmetrieindex der Maximalkraft der Vordergliedmaße (Fmax)

Der Symmetrieindex der Maximalkraft kann für Hund 7 aus den Abbildungen 53 und 54 entnommen werden. Es wird deutlich, dass jede Therapiemethode zu einer Verschlechterung des Wertes im Schritt führt. Im Trab kann ein positiver Einfluss durch die segmentale TENS und keine Behandlung beobachtet werden.

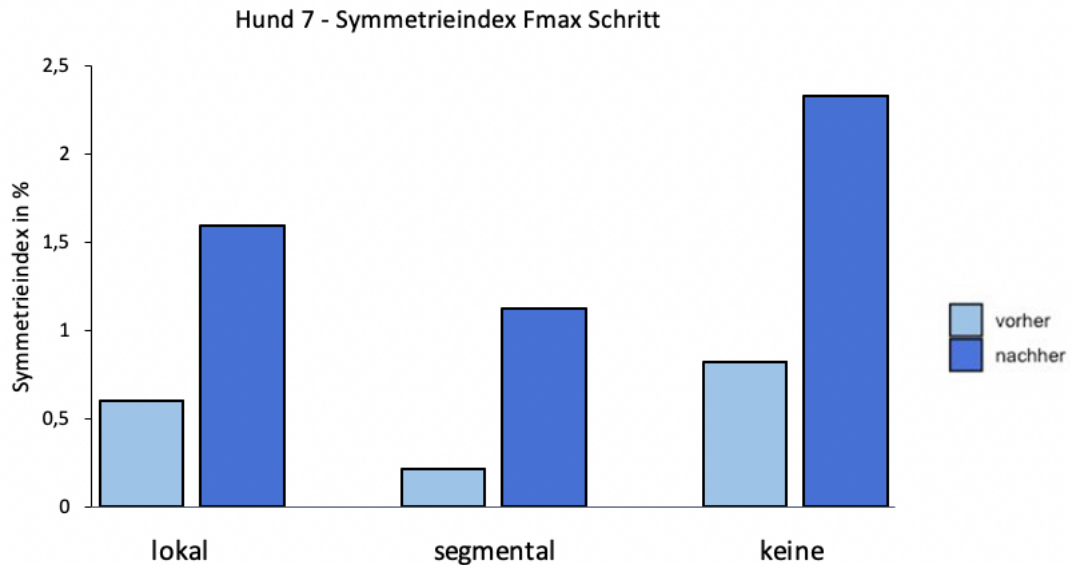


Abbildung 53. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen bei Hund 7. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

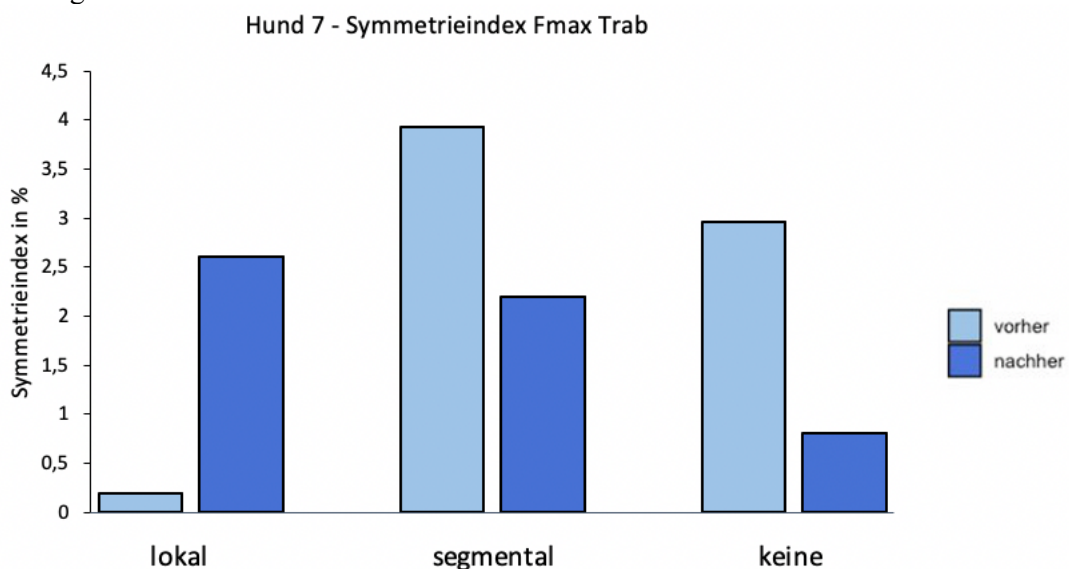


Abbildung 54. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen bei Hund 7. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

d) Symmetrieindex der Maximalkraft der Hintergliedmaße (Hmax)

Bei der Hintergliedmaße wird der Symmetrieindex der Maximalkraft im Schritt durch beide TENS- Methoden verringert, wohingegen er im Trab durch diese höher ist. Diese Werte kann aus man den Abbildungen 55 und 56 ablesen.

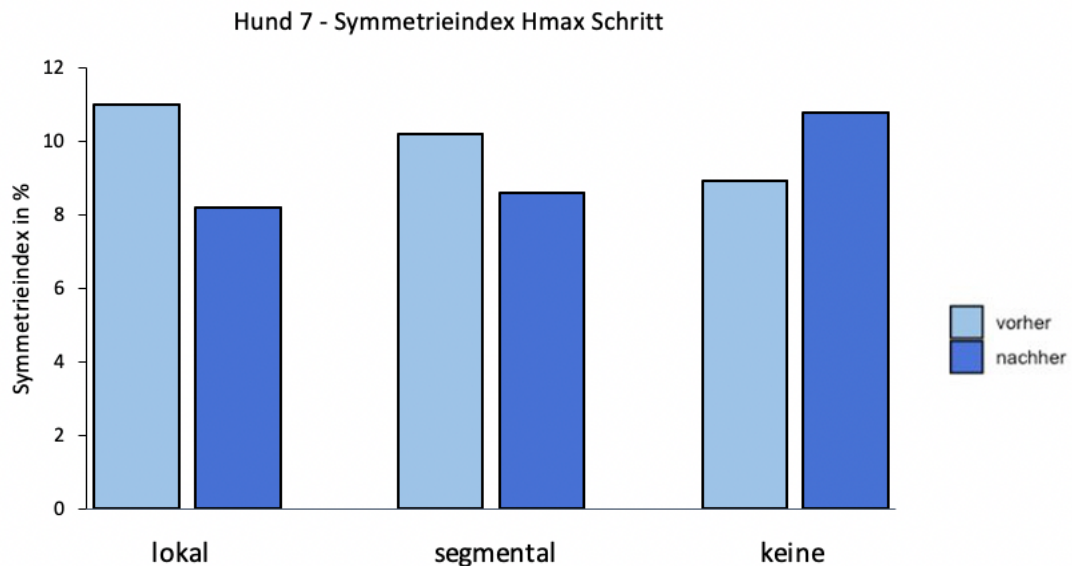


Abbildung 55. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen bei Hund 7. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

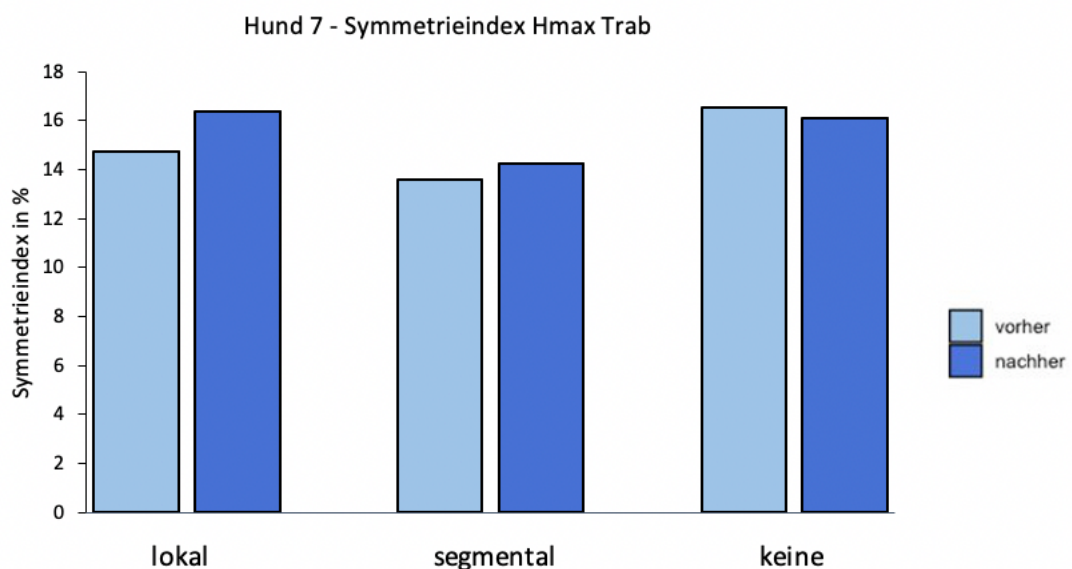


Abbildung 56. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen bei Hund 7. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

5.3 Ergebnisse der Orthopädischen Untersuchungen

5.3.1 Statistische Auswertung der Orthopädischen Untersuchung

Für “Standposition”, “Lahmheit im Schritt”, “Lahmheit im Trab”, “Bereitschaft, dem Kliniker zu erlauben, das Bein kontralateral der lahrenden Extremität anzuheben ” und “Schmerz bei Palpation/ Mobilisation“ kann kein Model signifikante Ergebnisse aufzeigen.

Signifikanz zeigt sich einzig bei “Gesamtreaktion auf die Behandlung”. Von der Untersuchung 2 im Vergleich zu den Untersuchungen 6 und 7 ist bei jeder Gruppe eine Verbesserung zu sehen. Außerdem besserten sich ebenfalls bei allen Gruppen die Werte von der Untersuchung 3 zu den Untersuchungen 6 und 7. Diese Werte sind aus Tabelle 15 zu entnehmen.

Da jede Gruppe zu diesen Untersuchungszeitpunkten andere Therapien erhalten hat, lässt sich der Erfolg nicht einer TENS Methode zuordnen, sondern beruht auf der Gesamtverbesserung der Patienten über die Zeitdauer der Studie.

Tabelle 15. Signifikante Veränderungen bei der Gesamtreaktion auf die Behandlung

Gruppe und Untersuchungen	Standardabweichung	Signifikanz
A B C Untersuchung 2 zu 6	1,65413	0,0685252
A B C Untersuchung 2 zu 7	1,65413	0,0685252
A B C Untersuchung 3 zu 6	0,0685252	0,0685252
A B C Untersuchung 3 zu 7	0,0685252	0,0685252

5.3.2 Standposition

Die Standposition der Hunde wurde erhoben und bewertet von Eins bis Drei.

1. Normaler Stand

2. Geringfügig abnormaler Stand (nur teilweise Belastung der Extremität, aber die Pfote bleibt leicht in Kontakt mit dem Untergrund)
3. Deutlich abnormer Stand

Die Tabelle 16 zeigt die Werte der einzelnen Probanden bei den jeweiligen Untersuchungen und deren Gruppenzuordnung. Das darauffolgende Abbildung 57 verdeutlicht die Veränderungen der Standposition im zeitlichen Verlauf während der Studie

Tabelle 16. Standposition

Gruppe	Hund	1	2	3	4	5	6	7
		Unters.	Unters.	Unters.	Unters.	Unters.	Unters.	Unters.
A	7	1	1	1	1	2	1	1
B	3	2	2	2	2	1	1	1
B	2	1	1	1	1	1	1	1
C	5	1	1	1	1	1	1	1
C	1	1	1	1	1	1	1	1
C	4	1	1	1	1	1	1	1
C	6	1	1	1	1	1	1	1

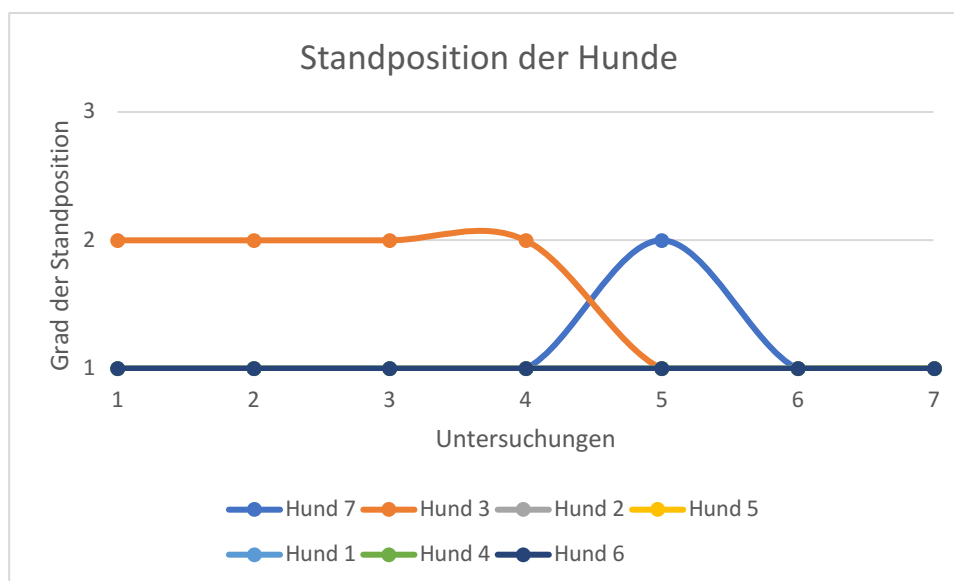


Abbildung 57. Zeitlicher Verlauf der Standpositionen

Die Befunde variieren kaum, was dazu führt, dass wir keine signifikanten Veränderungen beobachten können. Bei Proband 3 lässt sich eine Optimierung der Standposition von „Slightly abnormal stance (partial weight-bearing of limb, but paw remains firmly in contact with floor)“ zu „Normal Stance“ beobachten, unmittelbar nachdem die segmentale TENS Therapiemethode angewandt wurde.

Bei Hund 7 tritt bei der fünften Untersuchung eine einmalige Verschlechterung der Standposition nach lokaler TENS auf. Jedoch zeigt die Mehrheit der Hunde bereits zu Beginn einen normalen Stand. Daher lässt sich keine Verbesserung dieses Parameters mehr dokumentieren und eine signifikant positive Veränderung der Standposition durch den Einfluss lokaler oder segmentaler TENS ist nicht ableitbar.

5.3.3 Lahmheit im Schritt

Die Hunde wurden im Laufe der orthopädischen Untersuchung im Schritt geführt, um den Lahmheitsgrad in dieser Gangart beurteilen zu können. Je nach Schwere der Lahmheit wurden sie von Null bis Drei bewertet.

0. Keine Lahmheit, normale Belastung bei allen Schritten zu beobachten.
1. Milde Lahmheit mit teilweiser Entlastung der Extremität
2. Offensichtliche Lahmheit mit teilweiser Entlastung der Extremität
3. Starke Lahmheit ohne Belastung der Extremität

In Tabelle 17 und Abbildung 58 wird deutlich, dass Hund 3 und Hund 4 im Verlauf der Zeit eine Verbesserung der Lahmheit erreichen.

Bei beiden Hunden findet die Verbesserung der Lahmheit im Schritt direkt nach der Anwendung der segmentalen TENS statt. Die Werte der restlichen Hunde bessern sich allerdings über die gesamte Studiendauer nicht und es bleibt für alle bei einer milden Lahmheit. Statistisch konnte so also keine Signifikanz nachgewiesen werden.

Tabelle 17. Lahmheit im Schritt

Gruppe	Hund	1 Unters.	2 Unters.	3 Unters.	4 Unters.	5 Unters.	6 Unters.	7 Unters.
A	7	1	1	1	1	1	1	1
B	3	2	2	2	2	1	1	1
B	2	1	1	1	2	1	1	1
C	5	1	1	1	1	1	1	1
C	1	1	1	1	1	1	1	1
C	4	2	2	1	1	1	1	1
C	6	1	1	1	1	1	1	1

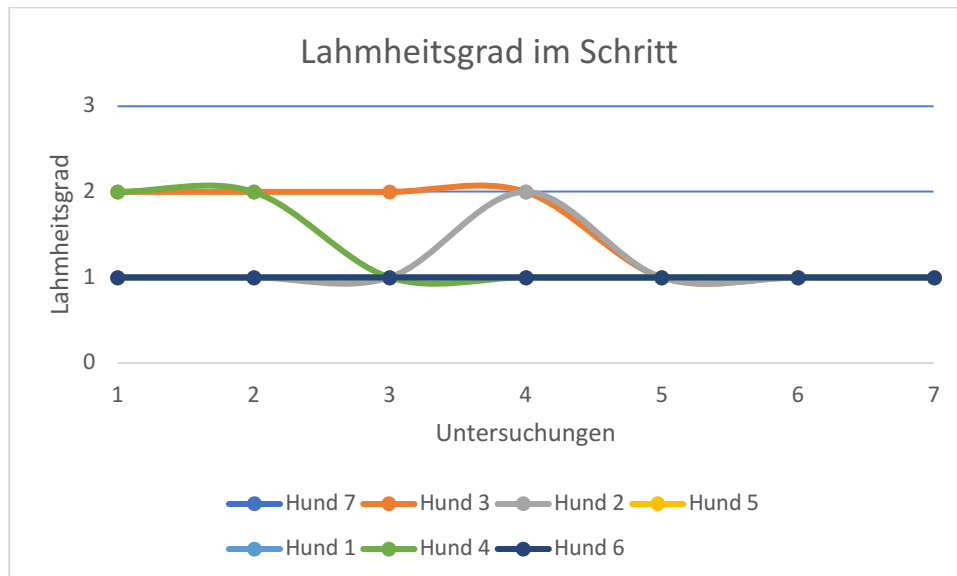


Abbildung 58. Zeitlicher Verlauf der Lahmheitsgrade im Schritt

5.3.4 Lahmheit im Trab

Der Lahmheitsgrad im Trab wurde ebenfalls mit Zahlen von Null bis Drei bewertet.

0. Keine Lahmheit, normale Belastung bei allen Schritten zu beobachten.
1. Milde Lahmheit mit teilweiser Entlastung der Extremität
2. Offensichtliche Lahmheit mit teilweiser Entlastung der Extremität

3. Starke Lahmheit ohne Belastung der Extremität

Die Lahmheit hat sich bei Hund 3, 4 und 5 im Verlauf der Studie gebessert. Bei Hund 1, 6 und 7 konnte keine Veränderung beobachtet werden. Außerdem fehlen Werte für Hund 2, da dieser, wie bereits bei den Bodenreaktionskraftmessungen, nicht traben wollte.

Es lässt sich auch hier statistisch kein signifikanter Einfluss der TENS Therapiemethoden auf die Lahmheit der einzelnen Hunde nachweisen.

Tabelle 18 und Abbildung 59 veranschaulichen die Ergebnisse der einzelnen Untersuchungen und deren zeitlichen Verlauf.

Tabelle 18. Lahmheit im Trab

Gruppe	Hund	1	2	3	4	5	6	7
		Unters.	Unters.	Unters.	Unters.	Unters.	Unters.	Unters.
A	7	2	2	2	2	2	2	2
B	3	2	2	2	2	2	1	1
B	2	-	-	-	-	-	-	-
C	5	2	2	2	1	1	1	1
C	1	1	1	1	1	1	1	1
C	4	2	2	2	2	2	1	1
C	6	1	1	1	1	1	1	1

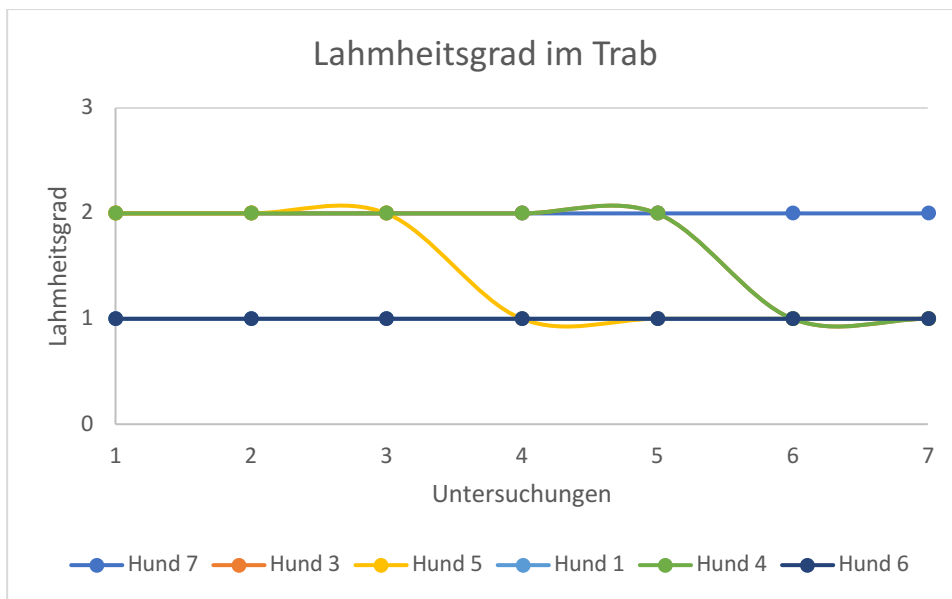


Abbildung 59. Zeitlicher Verlauf der Lahmheitsgrade im Trab

5.3.5 Bereitschaft, dem Kliniker zu erlauben, das Bein kontralateral der lahmdenden Extremität anzuheben

Während der Orthopädischen Untersuchung wurde bei jedem Hund die Extremität kontralateral zur betroffenen Gliedmaße angehoben, und die Bereitschaft der Hunde ihre kranke Extremität dadurch vermehrt zu belasten von Null bis Vier bewertet.

0. Akzeptiert bereitwillig das Anheben des kontralateralen Beins, trägt das volle Gewicht auf der lahmdenden Extremität über mehr als 30 Sekunden.
1. Zeigt milden Widerstand bei Anheben des kontralateralen Beins, trägt das volle Gewicht auf der lahmdenden Extremität über mehr als 30 Sekunden.
2. Zeigt mittelgradigen Widerstand bei Anheben des kontralateralen Beins und stellt es in weniger als 30 Sekunden wieder ab.
3. Zeigt großen Widerstand bei Anheben des kontralateralen Beins und stellt es in weniger als zehn Sekunden wieder ab.
4. Verweigert ein Anheben der kontralateralen Extremität.

In Tabelle 19 und Abbildung 60 sind die Werte der Hunde während der einzelnen Untersuchungen dargestellt. Die Bereitschaft der Hunde 3,4 und 7 verbesserte sich von Beginn der Studie bis zum Abschluss um jeweils einen Grad. Bei Hund 5 steigt sie deutlich von Zwei auf Null.

Hund 7 zeigte eine Verbesserung um einen Grad jeweils direkt nach lokaler und nach segmentaler TENS.

Die Bereitschaft von Hund 3 stieg innerhalb der Woche zwischen lokaler und segmentaler TENS, veränderte sich jedoch unmittelbar nach den Behandlungen nicht.

Hund 2 erhielt bei der Eingangsuntersuchung zu Beginn der Studie den Wert Zwei für diesen Parameter. Bei der darauffolgenden Untersuchung eine Woche später wurde die Bereitschaft mit Eins befundet, welche sich aber direkt nach der lokalen TENS Therapiemethode zu einer Zwei verschlechterte und für die restliche Dauer der Studie so verblieben ist.

Eine unmittelbare Verbesserung um einen Grad zeigte Hund 5 nach lokaler TENS Therapie.

Der Wert bei Hund 4 änderte sich gleich nach segmentaler TENS von Grad Zwei auf Eins, war dann aber in den folgenden Wochen wieder durchgängig bei Zwei. Hund 6 hatte in der Woche, in welcher keine Therapie stattfand, eine erhöhte Bereitschaft die Gliedmaße kontralateral zu seiner betroffenen Extremität anzuheben.

Eine signifikante Verbesserung nach den jeweiligen TENS Methoden kann auch hier nicht bewiesen werden.

Tabelle 19. Bereitschaft die Extremität kontralateral der betroffenen Gliedmaße anzuheben

Gruppe	Hund	1 Unters.	2 Unters.	3 Unters.	4 Unters.	5 Unters.	6 Unters.	7 Unters.
A	7	3	3	3	3	2	3	2
B	3	2	2	2	1	1	1	1
B	2	2	1	2	2	2	2	2
C	5	2	1	1	0	0	1	0
C	1	1	1	1	1	1	1	1
C	4	3	2	1	2	2	2	2
C	6	1	1	1	0	0	1	1

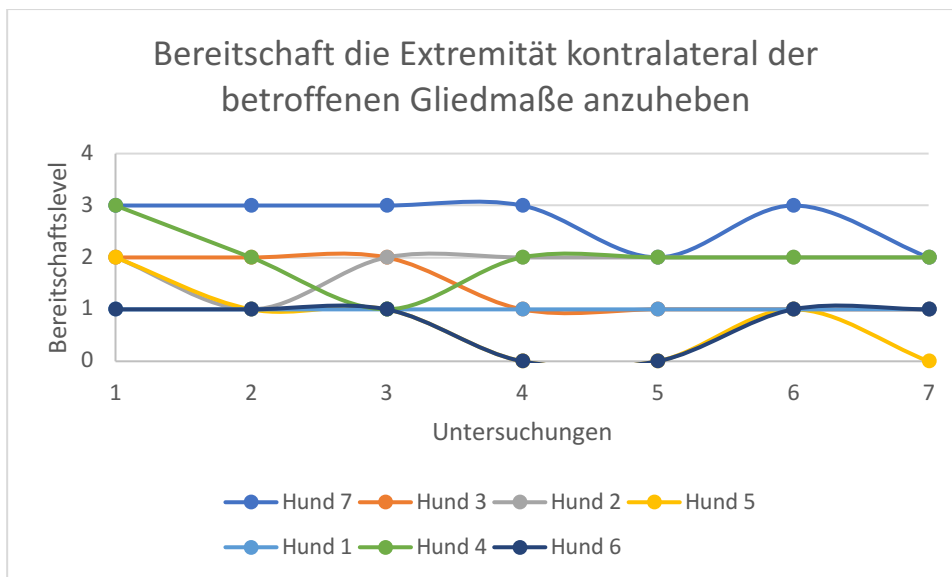


Abbildung 60. Zeitlicher Verlauf über die Bereitschaft die Extremität kontralateral der betroffenen Gliedmaße anzuheben

5.3.6 Schmerz bei Palpation und Mobilisation

Ein Teil der Orthopädischen Untersuchung besteht aus dem Ermitteln der Schmerzen bei Palpation der betroffenen Gliedmaße. Dazu werden je nach Schmerzanzeichen, welche die Probanden zeigen, Grad Null bis Drei festgestellt.

0. Kein Schmerz hervorgerufen bei Palpation und Mobilisation des betroffenen Gelenks
1. Geringer Schmerz hervorgerufen, dreht zum Beispiel Kopf in Richtung der Extremität.
2. Mittelgradiger Schmerz hervorgerufen, zieht zum Beispiel das Bein weg.
3. Starker Schmerz hervorgerufen, vokalisiert zum Beispiel oder wird aggressive und erlaubt keine weitere Palpation und Mobilisation.

Wie in Tabelle 20 und Abbildung 61 ersichtlich, zeigt Hund 7 eine Verbesserung der Schmerzen um einen Grad nach lokaler TENS. Bei Hund 3 verändert sich der Wert innerhalb der Wochen zwischen lokaler und segmentaler TENS, jedoch wurde unmittelbar nach den Therapien keine Schmerzlinderung nachgewiesen.

Der Palpationsschmerz bei Hund 2 verringert sich nach segmentaler TENS von Zwei auf Eins, ist dann bei den letzten zwei Untersuchungen eine Woche später wieder bei Zwei.

Hund 5 zeigt ebenfalls nach segmentaler TENS eine Schmerzlinderung. Bei Hund 1 lässt sich jedoch nach segmentaler TENS eine einmalige Verschlechterung dieses Parameters um einen Grad beobachten.

Die Verbesserung des Palpationsschmerzes ist weder nach lokaler noch nach segmentaler TENS Therapiemethode signifikant.

Tabelle 20. Schmerz bei Palpation

Gruppe	Hund	1 Unters.	2 Unters.	3 Unters.	4 Unters.	5 Unters.	6 Unters.	7 Unters.
A	7	2	2	2	2	1	1	1
B	3	2	2	2	0	0	0	0
B	2	1	1	1	2	1	2	2
C	5	1	1	0	0	0	0	0
C	1	2	1	2	1	1	1	1
C	4	1	1	1	1	1	1	1
C	6	1	1	1	1	1	1	1

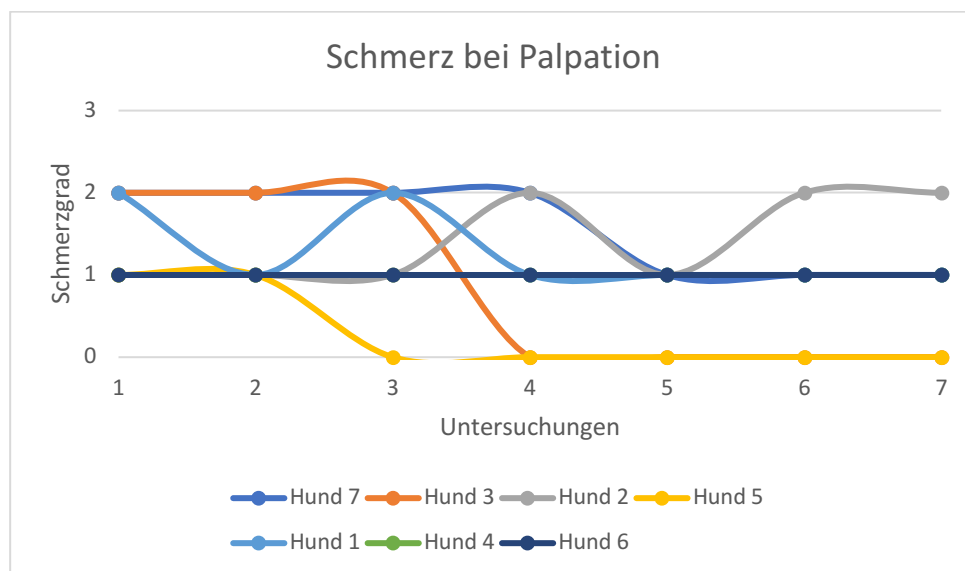


Abbildung 61. Zeitlicher Verlauf der Palpationsschmerzen

5.3.7 Gesamtreaktion auf die Behandlung (im Vergleich zu Tag null)

Als letzter Punkt der Untersuchung wurde der Gesamterfolg der bisher durchgeführten Therapie bewertet, indem man den Zustand der Probanden bei Beginn der Studie mit dem Zustand bei den jeweiligen Untersuchungsabschnitten in Vergleich gesetzt hat. Dafür wurden Zahlen von Null bis Drei vergeben.

0. Exzellent: keine nachweisbare Lahmheit, Tier kehrt zu normaler Aktivität zurück
1. Gut: deutliche Reduktion der Lahmheit, aber nicht komplett verschwunden
2. Mittelmäßig: nur eine geringe Reduktion der Lahmheit
3. Schlecht: keine Verbesserung der Lahmheit oder Verschlechterung des Zustands

Vier Hunde zeigten eine gute Reduktion ihrer Lahmheit. Sie waren nicht lahmfrei aber zeigten insgesamt einen Fortschritt während der Studie. Bei drei Hunden ließ sich eine geringe Verbesserung ihrer Lahmheit beobachten. Sichtbar ist dies in Tabelle 21 und Abbildung 62.

Tabelle 21. Gesamterfolg der bisher durchgeführten Therapie

Gruppe	Hund	1 Unters.	2 Unters.	3 Unters.	4 Unters.	5 Unters.	6 Unters.	7 Unters.
A	7	-	3	3	3	2	1	1
B	3	-	3	3	2	2	1	1
B	2	-	2	2	3	1	2	2
C	5	-	3	2	1	1	1	1
C	1	-	2	3	2	2	2	2
C	4	-	2	2	2	2	1	1
C	6	-	3	3	2	2	2	2

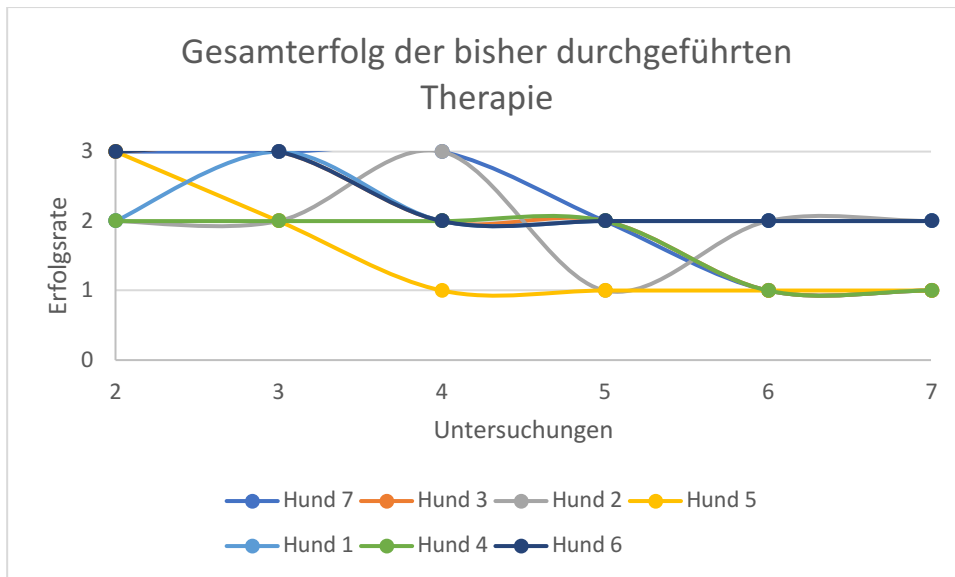


Abbildung 62. Gesamterfolg der bisher durchgeführten Therapie

6. Diskussion

In dieser Pilotstudie wurden die Auswirkungen der lokalen und segmentalen transkutanen elektrischen Nervenstimulation auf die Verbesserung einer Lahmheit an einer Hintergliedmaße bei Hunden untersucht.

Die erste Hypothese lautet, dass beide Methoden der Elektrodenapplikation zu einer messbaren Schmerzreduktion und somit zu einer signifikanten Verbesserung der Lahmheit führen.

Die zweite Hypothese sagt, dass die lokale TENS zu besseren Ergebnissen führt als die segmentale TENS.

Die erste Hypothese kann nicht bestätigt werden, da durch die untersuchten Parameter zwar teilweise eine Verbesserung der Lahmheit nachgewiesen werden konnte, es sich jedoch nie um signifikante Veränderungen handelte.

Sowohl durch die lokale als auch durch die segmentale TENS sind keine signifikanten Erfolge erzielt worden. Entgegen den Erwartungen hat die lokale TENS sogar eher zu einer akuten Verschlechterung der Lahmheit geführt, welche im Betracht auf den Symmetrieindex der Maximalkraft der Vordergliedmaße sogar signifikant war. Darum ist auch die zweite Hypothese zu verwerfen.

Diese Ergebnisse überraschen, da die schmerzlindernden Effekte durch TENS im Allgemeinen hinreichend bekannt und auch die genauen Mechanismen nachgewiesen sind (Hughes et al. 1984, Mellzack und Wall 1965, Robertson et al. 2006). Auch in der Humanmedizin haben Cheing et al. (2003) das Vorhandensein einer posttherapeutischen Analgesie durch transkutane elektrische Stimulation nachgewiesen.

Ferreira et al. (2017) haben in einer Studie den kurzfristig einsetzenden schmerzlindernden Effekt der TENS mithilfe von 40 Patienten, welche an temporomandibulärer Dysfunktion leiden nachgewiesen. Sie haben in dieser placebo-kontrollierten Forschung ihre Probanden unmittelbar nach der Therapie untersucht und nochmal nach 48 Stunden. Zu beiden Zeitpunkten konnte eine signifikante Schmerzreduktion nachgewiesen werden.

Demnach wurde für diese Pilotstudie erwartet, dass auch hier die Effekte ausreichen, um bei den Probanden eine sofortige Reduktion der Lahmheit zu erreichen. Es lassen sich zwar vor allem bei der segmentalen TENS positive Tendenzen erkennen, diese erreichen jedoch auch

nicht das nötige Signifikanzniveau. Die lokale TENS beeinflusste vor allem die Parameter im Trab negativ.

Es muss jedoch dabei beachtet werden, dass es sich in dieser Studie wie beschrieben ausschließlich um die Auswertung der direkten Folgen im unmittelbaren Anschluss an eine Therapie handelt.

Trotz den ausreichenden Nachweisen einer akuten Schmerzlinderung mittels TENS in der Humanmedizin (Ferreira et al. 2017) ist es auch dort üblich mehrere Therapieeinheiten hintereinander durchzuführen, welche dann im Gesamten über die Zeitdauer der Untersuchungen zu einer Verbesserung führen.

Ebenfalls im Feld der Veterinärmedizin gibt es Studien, die gerade durch lokale TENS gute Erfolge im Rahmen einer Lahmheitsreduktion nachweisen (Mlancik et al. 2006). Hier wurden allerdings auch der Langzeiteffekt mehrerer Therapien über sechs Monate ausgewertet und nicht speziell die akute Wirkung der TENS nachgewiesen.

Des Weiteren wurde von Levine et al. (2002) mittels fünf Hunden, welche an Gonarthrose erkrankt waren, ein zeitnaher positiver Effekt der lokalen TENS auf die Bodenreaktionskräfte der Probanden festgestellt. Sie haben fünf Hunde genutzt und bei diesen die Werte der Bodenreaktionskräfte vor lokaler TENS und in 30-Minuten-Intervallen über eine Dauer von vier Stunden nach der Therapie gemessen. Dabei wurden signifikante Verbesserungen 30, 60, 120, 150 und 180 Minuten nach der Therapie festgestellt. Der deutlichste Effekt war bei der ersten Messung, also 30 Minuten nach Behandlung zu sehen.

Auch hier ist also wieder ein größerer zeitlicher Abstand zwischen Therapie und erster Kontrollmessung als bei der hier vorliegenden Studie.

Diese Ergebnisse legen nahe, dass im Rahmen dieser Studie zwar richtigerweise mit einem positiven Effekt der TENS unmittelbar nach der Behandlung gerechnet wurde, dennoch aber im medizinischen Blickfeld eher die Langezeiteffekte von mehreren Therapien und über mehrere Messungen von Relevanz sind. Diese positiven Langzeiteffekte waren zwar hier nicht Augenmerk der Studie, sind aber dennoch für die sieben Probanden gegeben und nachgewiesen.

Außerdem könnte die Dauer der einzelnen Behandlungen ebenfalls einen signifikanten Einfluss auf die direkten Effekte haben. Cheing et al. (2003) haben in ihrer Studie anhand von 38 Personen mit Osteoarthrose des Kniegelenks festgestellt, dass eine Therapiedauer von 40 oder

60 Minuten zu einer deutlich stärkeren posttherapeutischen Analgesie führt, als eine Behandlung über 20 Minuten. Man könnte also in Zukunft für weitere Studien überlegen, die Therapiedauer und deren Effektivität im veterinärmedizinischen Bereich zu vergleichen und für folgende Studien entsprechend anzupassen.

Dabei muss jedoch bedacht werden, dass es sich bei tierischen Probanden unter Umständen schwierig gestalten kann, die TENS- Behandlung über einen längeren Zeitraum von beispielsweise einer Stunde durchzuführen. In fremder Umgebung, mit unbekannten Personen und dem nötigen Material bringen eventuell nicht alle Probanden die nötige Geduld auf, über diesen geforderten Zeitraum still zu halten.

Eine weitere Erklärung für die hier nachgewiesenen Effekte der lokalen Behandlung, also die akute Verschlechterung der Bodenreaktionskräfte unmittelbar nach der Therapie, könnte sein, dass eine akute temporäre Reizung am Knie des Probanden stattgefunden hat. Deshalb wurden die Werte unter Umständen direkt im Anschluss an die Behandlung schlechter, wenn man aber mit einem größeren Zeitabstand eine zusätzliche Messung gemacht hätte, hätte man möglicherweise auch nach lokaler TENS positive Effekte beobachten können.

Unmittelbar nach der Therapie könnte das Körpergefühl in der behandelten Region verändert sein, weswegen es für weitere Studien sinnvoll wäre, längere Zeit zwischen Therapie und Messung vergehen zu lassen.

Im vorliegenden Fall wäre es eventuell besser gewesen, nach der Therapie eine kurze Zeit einzuplanen, in welcher sich der Proband frei bewegen darf oder im Schritt eine kurze Weile geführt wird, um so die ursprüngliche Körperwahrnehmung wiederzuerlangen.

Eine weitere Überlegung ist, dass man mehrere Messungen in definierten Abständen machen hätte können. So hätte man unmittelbar nach der Therapie, dann nach einer Stunde und nochmals 24 Stunden später die Werte erheben können, was einen guten Überblick über den zeitlichen Verlauf der Effekte bedingt durch die jeweiligen Therapien gegeben hätte.

Dieses Messschema hätte allerdings den Zeitumfang dieser Pilotstudie überschritten.

Einen weiteren Einfluss auf die Ergebnisse hatte die durch die Corona-Pandemie bedingte verringerte Teilnehmeranzahl. Das Studiendesign war grundsätzlich zur Überprüfung der gestellten Hypothesen geeignet, da sie als Cross-Over Modell angelegt war, in welchem die

Probanden randomisiert in drei Gruppen aufgeteilt waren. Da dann im Verlauf der Studie die genannten Probleme auftraten und statt zwölf Hunden nur Sieben rekrutiert wurden, waren die Hunde ungleich den drei Gruppen zugeteilt. Deshalb gestaltete sich die Auswertung nach Cross-Over Modell eher als unzureichend.

Hinzukommend war, dass zwei der sieben Probanden nicht genügend Traben konnten und darum in dieser Gangart die Stichprobenzahl zusätzlich verringert war.

Trotzdem war es auch mit diesen sieben Probanden möglich zu erkennen, dass der gewählte Aufbau der Studie mit den genannten TENS Methoden keine signifikante unmittelbare Reduktion der Lahmheit bewirkt. Jedoch ist nicht auszuschließen, dass mit einer höheren Teilnehmerzahl ein anderer Trend mit signifikanten Ergebnissen zu beobachten wäre.

Eine Folgestudie ist hier sinnvoll, da eben wie oben genannt die Wirksamkeit der transkutanen elektrischen Nervenstimulation nachgewiesen und auch naheliegend ist.

7. Zusammenfassung

Ziel dieser Pilotstudie war es zu untersuchen, wie sich die Form der transkutanen elektrischen Nervenstimulation auf den Therapieerfolg bei einer schmerzhaften Krankheit eines Knies mit daraus bedingter Lahmheit auswirkt. Überprüft wurden mittels einer Cross-Over Studie die lokale sowie die segmentale TENS und in Vergleich gebracht mit dem Therapieerfolg bei keiner Behandlung.

Die erste Hypothese lautete, dass beide Methoden der Elektrodenapplikation zu einer messbaren Schmerzreduktion und somit zu einer signifikanten Verbesserung der Lahmheit führen.

Die zweite Hypothese hieß, dass die lokale TENS zu besseren Ergebnissen führt als die segmentale TENS.

Für die Messung auf einer Druckmessplatte wurden sieben Hunde genutzt, welche alle eine Lahmheit an einer Hinterextremität zeigten, durch welche die Werte der Bodenreaktionskräfte deutlich von physiologischen Werten abwichen. Über einen Verlauf von 4 Wochen wurden verschiedene Messungen durchgeführt und bei jedem Probanden jede Therapieform und deren Erfolg überprüft. Die Probanden hatten zu Beginn jeder Einheit genügend Zeit sich an die Räumlichkeiten der physikalischen Ambulanz zu gewöhnen und auch die Behandlungen fanden in einem ruhigen und für die Hunde so angenehm wie möglichen Umfeld statt.

Die mittels Druckmessplatte untersuchten Parameter waren der vertikale Impuls (IFz) und die Maximalkraft der Gliedmaßen (max Fz). Sie wurden bei jeder Einheit unmittelbar vor und nach der Therapie erhoben. Aus diesen Werten wurde jeweils der Symmetrieindex zwischen Vorder- und Hintergliedmaßen berechnet. Außerdem wurde jeder Hund vor und nach den Therapien orthopädisch untersucht.

Die Ergebnisse wurden nach Cross-Over Modell ausgewertet, sowie als Mittelwert aus der Gesamtgruppe und auch für jeden Probanden einzeln errechnet und dargestellt.

Es zeigt sich, dass eine signifikante Verbesserung der Lahmheit weder mit segmentaler noch mit lokaler TENS erreicht werden konnte. Zwar zeigt sich bei segmentaler TENS durchweg eine positive Tendenz, da sich vor allem im Trab alle Werte zum positiven verbesserten, aber keiner dieser Änderungen ist signifikant. Die lokale TENS führte eher zu einem Anstieg der Werte im Sinne einer Verschlechterung der Lahmheit. Die Maximalkraft der Vordergliedmaße wurde hier im Trab sogar signifikant schlechter.

Beide Hypothesen müssen also abgelehnt werden.

Diese Pilotstudie zeigt gut die Tendenzen der Therapieerfolge, hat jedoch, nicht zuletzt wegen der geringen Probandenzahl und fehlender Signifikanz, eine geringere Aussagekraft. Um die TENS Methoden weiter zu untersuchen, wäre es interessant den Studienaufbau so zu verändern, dass nach den einzelnen Behandlungen mehrere Messungen in längeren Zeitabständen durchgeführt werden. So könnte man den Langzeiteffekt durch TENS auswerten, welcher in Bezug auf die Genesung der Probanden interessanter wäre.

Da es eine geringe Anzahl praktischer Studien zum Vergleich der verschiedenen TENS Methoden bei Hunden gibt, sind weitere Untersuchungen nötig, um eine evidenzbasierte Anwendung dieser Therapieformen im Alltag sicherzustellen.

8. Summary

The aim of this pilot study was to investigate how transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) affects the therapeutic success in a painful disease of one knee with resulting lameness. Local as well as segmental TENS were examined by means of a cross-over study and compared with the therapeutic success by no treatment.

The first hypothesis was that both methods of electrode application would result in a measurable reduction of pain and thus a significant improvement of lameness.

The second hypothesis was that local TENS would lead to better results than segmental TENS. For the measurement on a pressure measurement plate seven dogs were used, all of which showed lameness at one hind limb, through which the values of the ground reaction forces deviated significantly from physiological values. Over a course of 4 weeks, various measurements were taken and each form of therapy and its success was assessed in each subject. The subjects had sufficient time at the beginning of each session to acclimate to the physical ambience premises and the treatments took place in a quiet environment as comfortable as possible for the dogs.

The parameters measured by the pressure plate were vertical impulse (IFz) and maximum limb force (max Fz). They were recorded at each session immediately before and after therapy. The index of symmetry between forelimbs and hindlimbs was calculated from each of these values. In addition, each dog underwent orthopedic examination before and after the therapies.

The results were evaluated according to a cross-over model, as well as calculated and presented as mean value from the whole group and also for each subject individually.

It can be seen that significant improvement in lameness could not be achieved neither with segmental nor local TENS. Although segmental TENS consistently showed a positive tendency, as all values improved to the positive especially at trot, none of these changes were significant. If anything, local TENS resulted in an increase in values in terms of a worsening lameness. The maximum force of the forelimb even became significantly worse here at trot.

Both hypotheses therefore must be rejected.

This pilot study shows well the tendencies of the therapy successes but has however, not only because of the small number of test patients and missing significance, a smaller value. In order to investigate the methods of TENS in a more detailed way, it would be desirable to change the study design in a way, that several measurements at longer time intervals are carried out after each individual treatment. This would allow the evaluation of the long-term effect of TENS, which would be more interesting in terms of recovery of the dogs.

Since there is a small number of practical studies comparing the different methods of TENS in dogs, further research is needed to ensure an evidence-based application of these in everyday life.

9. Abkürzungsverzeichnis

cm	Zentimeter
EMS	Elektrische Muskelstimulation
ES	Elektrische Stimulation
max Fz	Maximalkraft
FES	Funktionelle elektrische Stimulation
FIz	Vertikaler Impuls der Vorderextremität
Fmax	Maximalkraft der Vorderextremität
GRF	Ground reaction forces
HBT	Laterale Haltebandtechnik
HIz	Vertikaler Impuls der Hinterextremität
HL	linke Hinterextremität
Hmax	Maximalkraft der Hinterextremität
HR	rechte Hinterextremität
Hz	Hertz
Iz	Impulse Vertical Force
KBR	Kreuzbandriss
kg	Kilogramm
kHz	Kilohertz
m	Meter
μs	Mikrosekunde
NMES	Neuromuskuläre elektrische Stimulation

s	Sekunde
SI	Symmetrieindex
TTA	Tibial Tuberosity Advancement
TENS	Transkutane Elektrische Nervenstimulation
TPLO	Tibia Plateau Leveling Osteotomy
VL	Linke Vorderextremität
VR	Rechte Vorderextremität

10. Literaturverzeichnis

- Alexander CS, 2003. Physikalische Therapie für Kleintiere: Nutzen und Grenzen einer Therapieform. Zweite Aufl. Stuttgart: Parey Verlag.
- Anderson MA, Mann FA. 1994. Force Plate Analysis: A Noninvasive Tool for Gait Evaluation. The Compendium on continuing education for the practicing veterinarian. 16:857-867.
- Atalay C, Yilmaz KB. 2009. The effect of transcutaneous electrical nerve stimulation on postmastectomy skin flap necrosis. Breast cancer research and treatment, 117(3):611-4.
- Bansal PS, Sobti, VK, Roy KS. 1990. Histomorphochemical effects of shortwave diathermy on healing of experimental muscular injury in dogs. Indian J Exp Biol, 28(8):766-70.
- Bockstahler B, Skalicky M, Peham C, Müller M, Lorinson D. 2007. Reliability of ground reaction forces measured on a treadmill system in healthy dogs. Veterinary Journal, 173(2):373-378.
- Bockstahler B, Müller M, Henninger W, Mayhofer E, Peham C, Podbregar I. 2008. Kinetische und kinematische Analyse der Bewegung (Ganganalyse) der Vorderextremitäten bei gesunden Militärhunden – Erhebung von Basiswerten. Tierärztliche Monatszeitschrift, 95: 127-138.
- Bockstahler B, Tichy A, Aigner P. 2016. Compensatory load redistribution in Labrador retrievers when carrying different weights – a non-randomized prospective trial. BCM Veterinary Research, 12:92.
- Bockstahler B, Levine D, Ciuperca I. 2019. Electrical Stimulation. In: Bockstahler B, Wittek K, Levine D, Maierl J, Millis D. Essential facts of Physical Medicine, Rehabilitation and Sports Medicine in Companion Animals. Erste Aufl. Babenhausen: VBS VetVerlag.

Bockstahler B, Millis D. 2019. Biomechanics. In: Bockstahler B, Wittek K, Levine D, Maierl J, Millis D. Essential facts of Physical Medecine, Rehabilitation and Sports Medicine in Companion Animals. Erste Aufl. Babenhausen: VBS VetVerlag.

Bossert FP, Vogedes K, Jenrich W. 2006. Leitfaden Elektrotherapie, Erste Aufl. München: Elsevier Verlag.

Brunnberg L, Waibl H, Lehmann J. 2014. Lahmheit beim Hund. Erste Aufl. Kleinmachnow: Procan Claudio Verlag.

Budsberg SC, Verstraete MC, Soutas-Little RW. 1987. Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs. American Journal of Veterinary Research 48(6):915-8.

Budsberg SC, Jevens DJ, Brown J, Foutz TI, Decamp CE, Reece L. 1993. Evaluation of limb symmetry indices, using ground reaction forces in healthy dogs. American Journal of Veterinary Research, 54(10): 1569-1574.

Budsberg SC, Johnston SA, Schwarz PD, Decamp CE, Claxton R. 1999. Efficacy of etodolac for the treatment of osteoarthritis of the hip joint in dogs. Journal american veterinary medical association 214(2):206-210.

Budsberg SC. 2001. Long-term temporal evaluation of ground reaction forces during development of experimentally induced osteoarthritis in dogs. American Journal of Veterinary Research 62(8):1207-1211.

Cheing GL, Hui- Chan CW, Chan KM. 2002. Does four weeks of TENS and/or isometric exercise produce cumulative reduction of osteoarthritic knee pain? [Abstract]. Clinical Rehabilitation, 16(7):749-60.

Cheing GL, Tsui AY, Lo SK, Hui-Chan CW. 2003. Optimal stimulation duration of tens in the management of osteoarthritic knee pain. Journal of Rehabilitation Medicine, 35:62-68.

Clemente FR, Barron KW. 1993. The influence of muscle contraction on the degree of microvascular perfusion in rat skeletal muscle following transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 18(3):488-496.

Cramp FL, McCullough GR, Lowe AS, Walsh DM. 2002. Transcutaneous electric nerve stimulation: the effect of intensity on local and distal cutaneous blood flow and skin temperature in healthy subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 83(1):5-9.

Decamp CE. 1997. Kinetic and kinematic gait analysis and the assessment of lameness in the dog. *Veterinary clinics of North America: Small Animal Practice*, 27(4): 825-840.

Edel H. 1983. *Fibel der Elektrodiagnostik und Elektrotherapie*. Sechste Aufl. München: Müller & Steinicke Verlag.

Ferreira AP, Costa DR, Oliveira AI, Carvalho EA, Conti PC, Costa Y, Bonjardim L. 2017. Short-term transcutaneous electrical nerve stimulation reduces pain and improves the masticatory muscle activity in temporomandibular disorder patients: a randomized controlled trial. *Journal of Applied Oral Science*, 25(2):112-120.

Gadsby J. 1998. *Electroanalgesia: Historical and Contemporary Developments [Dissertation]*. Leicester: De Montfort University.

Han JS, Chen XH, Sun SL, Xu XJ, Yuan Y, Yan SC, Hao JX, Terenius L. 1991. Effect of low- and high-frequency TENS on Met-enkephalin-Arg-Phe and dynorphin A immunoreactivity in human lumbar CSF. *Pain*, 47(3):295-8.

Hans EC, Zwarthoed B, Seliski J, Nemke B, Muir P. 2014. Variance associated with subject velocity and trial repetition during force platform gait analysis in a heterogeneous population of clinically normal dogs. *Veterinary Journal*, 202(3): 498-502.

Hughes G, Lichstein P, Whitlock D, Harker C. 1984. Response of plasma beta- endorphins to transcutaneous electrical nerve stimulation in healthy subjects [Abstract]. *Physical Therapy Oxford Academic*, 64(7):1062-6.

Jeong S, Piao Z, Rahman M, Kim S, Kim N. 2019, Canine thoracolumbar intervertebral disk herniation and rehabilitation therapy after surgical decompression: A retrospective study. *Journal of Advanced Veterinary and Animal Research*, 6(3):394-402.

Jevens DJ, Hauptmann JG, Decamp CE, Budsberg SC, Soutas- Little RW. 1993. Contributions to variance in force- plate analysis of gait in dogs. *American Journal of Veterinary Research*, 54(4): 612-615.

Johnson MI, Ashton CH, Thompson JW. 1991. The Consistency of Pulse Frequencies and Pulse Patterns of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) Used by Chronic Pain Patients. *Pain*, 44(3): 231–34.

Kalra A, Urban MO, Sluka KA. 2001. Blockade of Opioid Receptors in rostral ventral medulla prevents antihyperalgesia produced by Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS). *Journal of Pharmacology and Experimental Therapeutics*, 298(1):257-263.

Kamali F, Mirkhani H, Nematollahi A, Heidari S, Moosavi E, Mohamadi M. 2017. The Effect of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation of Sympathetic Ganglions and Acupuncture Points on Distal Blood Flow. *Journal of acupuncture and meridian studies*, 10(2):120-124.

Knutson JS, Makowski NS, Kilgore KL, Chae J. 2019. Neuromuscular Electrical Stimulation Applications in Atlas of Orthoses and Assistive Devices. Fünfte Aufl. Philadelphia: Elsevier Verlag, 432-439.

Lascalles BD, Roe SC, Smith E, Reynolds L, Markham J, Marcellin-Little D, Berg MS, Budsberg SC. 2006. Evaluation of a pressure walkway system for measurement of vertical limb forces in clinically normal dogs. *American Journal of Veterinary Research*, 67(2):277-282.

Levine D, Johnson K, Price M. 2002. The effect of TENS on osteoarthritic pain in the stifle of dogs. Second international Symposium on Rehabilitation and Physical Therapie in Veterinary Medicine, Knoxville.

Levine D, Bockstahler B. 2014. Electrical Stimulation. In: Canine rehabilitation and physical therapy, Zweite Aufl. London: Saunders.

Lewis B, Lewis D, Cumming G. 1994. The comparative analgesic efficacy of transcutaneous electrical nerve stimulation and a non-steroidal anti-inflammatory drug for painful osteoarthritis. British journal of rheumatology, 33(5):455-460.

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

Meermann S, Gräff C. 2017. Sportphysiotherapie für Hunde: Sporthunde erfolgreich betreuen und therapieren. Erste Aufl. Stuttgart: Sonntag Verlag.

Mellzack R, Wall P. 1965. Pain Mechanisms: A New Theory. Science 150, 971–79.

Millis D, Levine D. 2014. Canine Rehabilitation and Physical Therapy. Zweite Aufl. London: Saunders/ Elsevier Verlag.

Mlancik E, Bockstahler B, Müller M. 2006. Effects of caloric restriction and a moderate or intense physiotherapie program for treatment of lameness in overweight dogs with osteoarthritis. Journal american veterinary medical association, 229(11):1756-1760.

Müller M. 2004. Der Einsatz der extrakorporalen Stoßwellentherapie bei der Coxarthrosedes Hundes [Dissertation]. Wien: Veterinärmedizinische Universität Wien.

Neto M, Poderoso L. 2017. Does Electrode Placement influence Tens-Induced Antihyperalgesia in Experimental Inflammatory Pain Model? *Brazilian journal of physical therapy*, 21(2): 92–99.

Ng MM, Leung MC, Poon DM. 2003. The effects of electro-acupuncture and transcutaneous electrical nerve stimulation on patients with painful osteoarthritic knees: a randomized controlled trial with follow-up evaluation. *Journal of alternative and complementary medicine*, 9(5): 641-649.

Nickel R, Schummer A, Seiferle E. 1992. *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere*. Achte Aufl. Band 1. Berlin: Parey Verlag.

Nunamaker DM, Blauner PD. 1985. *Textbook of small animal orthopaedics*. Philadelphia: JB Lippincott, 1083-1095.

Oosterlink M, Bosmans T, Gasthuys F, Polis I, Van Ryssen 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. *American Journal of Veterinary Research*, 72(6):820-825.

Palmer ST, Martin DJ, Steedman WM, Ravey J. 1999. Alteration of Interferential Current and Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation Frequency: Effects on Nerve Excitation. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(9):1065-71.

Riggs CM, Decamp CE, Soutas- Little RW, Braden TD, Richter MA. 1993. Effects of subject velocity on force plate measured ground reaction forces in healthy Greyhounds at the trot. *American Journal of Veterinary Research*, 54: 1523-1526.

Riss M. 2014. *Heilung durch Strom – Geschichte der Elektrotherapie und ihrer Geräte* [Dissertation]. Wien: Universität Wien

Robertson V, Ward A, Low J, Reed A. 2006. *Electrotherapy explained- Principles and Practice*, Vierte Aufl. Oxford: Butterworth- Heinemann Verlag.

Robertson V, Ward A, Low J, Reed A. 2006. *Physiotherapy*. In: Kitchen S, *Electrotherapy Explained — Principles and Practice*. Vierte Aufl. Oxford: Butterworth- Heinemann Verlag.

Roush JK, McLaughlin MJ. 1994. Effects of subject stance time and velocity on ground reaction force in clinically normal Greyhounds at the walk. *American Journal of Veterinary Research*, 55(12):1672-1676.

Rumph PF, Steiss JE, West MS. 1999. Interday variation in vertical ground reaction force in clinically normal greyhounds at the trot. *American Journal of Veterinary Research*, 55(12):1666-1671.

Schechter DC. 1971. Origins of Electrotherapy. *New York State Journal of Medicine*, 71(9):997-1008.

Schwarz N, Tichy A, Peham C, Bockstahler B. 2017. Vertical force distribution in the paws of sound labrador retrievers during walking. *Veterinary Journal*, 221:16-22.

Sillen MIH, Franssen FME, Gosker HR. 2013. Metabolic and structural changes in lower-limb skeletal muscle following neuromuscular electrical stimulation: a systematic review. *Public Library of Science one*, 8(9):69391.

Smith CR, Lewith GT, Machin D. 1983. TNS and osteoarthritic pain. Preliminary study to establish a controlled method of assessing transcutaneous nerve stimulation as a treatment for the pain caused by osteoarthritis of the knee. *Physiotherapy*, 69(8):266-268.

Strasser T, Peham C, Bockstahler B. 2014. A comparison of ground reaction forces during level and cross- slope walking in labrador retrievers. *BMC Veterinary Research*, 10:241.

Thériault R, Boulay M, Thériault G, Simoneau J. 1996. Electrical stimulation-induced changes in performance and fiber type proportion of human knee extensor muscles [Abstract]. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 74(7):311-7.

Theyse LFH, Hazewinkel HA, Brom WE. 2000. Force plate analyses before and after surgical treatment of unilateral fragmented coronoid process. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 16(03): 153-157.

Waxmann AS, Robinson DA, Evans RB, Hulse DA, Innes JF, Conzemius MG. 2008. Relationship between objective and subjective assessment of limb function in normal dogs with an experimentally induced lameness. *Veterinary Surgery*, 37(3):241-246.

Wenk W. 2004. *Elektrotherapie*, Zweite Aufl. Frankfurt: Springer Verlag.

11. Abbildungsverzeichnis

Seite 27: Abbildung 1. Der Symmetrieindex (%) des FIz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen. Dargestellt werden die jeweiligen Mittelwerte vor und nach den Behandlungsmethoden, sowie der Standardfehler. Auf der Y- Achse sind die Indexwerte in Prozent.

Seite 28: Abbildung 2. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen. Dargestellt werden die jeweiligen Mittelwerte vor und nach den Behandlungsmethoden, sowie der Standardfehler. Auf der Y- Achse sind die Indexwerte in Prozent.

Seite 29: Abbildung 3. Der Symmetrieindex (%) des HIz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaße. Dargestellt werden die jeweiligen Mittelwerte vor und nach den Behandlungsmethoden, sowie der Standardfehler. Auf der Y- Achse sind die Indexwerte in Prozent.

Seite 30: Abbildung 4. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen. Dargestellt werden die jeweiligen Mittelwerte vor und nach den Behandlungsmethoden, sowie der Standardfehler. Auf der Y- Achse sind die Indexwerte in Prozent.

Seite 31: Abbildung 5. Der Symmetrieindex (%) des FIz im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaße. Dargestellt werden die jeweiligen Mittelwerte vor und nach den Behandlungsmethoden, sowie der Standardfehler. Auf der Y- Achse sind die Indexwerte in Prozent.

Seite 32: Abbildung 6. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen. Dargestellt werden die jeweiligen Mittelwerte vor und nach den Behandlungsmethoden, sowie der Standardfehler. Auf der Y- Achse sind die Indexwerte in Prozent.

Seite 33: Abbildung 7. Der Symmetrieindex (%) des HIz im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen. Dargestellt werden die jeweiligen Mittelwerte vor und nach den Behandlungsmethoden, sowie der Standardfehler. Auf der Y- Achse sind die Indexwerte in Prozent.

Seite 34: Abbildung 8. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen. Dargestellt werden die jeweiligen Mittelwerte vor und nach den Behandlungsmethoden, sowie der Standardfehler. Auf der Y- Achse sind die Indexwerte in Prozent.

Seite 38: Abbildung 9. Der Symmetrieindex (%) des FIz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 1. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 38: Abbildung 10. Der Symmetrieindex (%) des FIz im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 1. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 39: Abbildung 11. Der Symmetrieindex (%) des HIz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen bei Hund 1. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 39: Abbildung 12. Der Symmetrieindex (%) des HIz im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen bei Hund 1. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 40: Abbildung 13. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen bei Hund 1. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 40: Abbildung 14. Der Symmetrieindex (%) der $F_{\max}$ im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft ($\max F_z$) der Vordergliedmaßen bei Hund 1. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 41: Abbildung 15. Der Symmetrieindex (%) der $H_{\max}$ im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft ($\max F_z$) der Hintergliedmaßen bei Hund 1. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 42: Abbildung 16. Der Symmetrieindex (%) der $H_{\max}$ im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft ($\max F_z$) der Hintergliedmaßen bei Hund 1. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 42: Abbildung 17. Der Symmetrieindex (%) des FI_z im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (I_z) der Vordergliedmaßen bei Hund 2. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 43: Abbildung 18. Der Symmetrieindex (%) des HI_z im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (I_z) der Hintergliedmaßen bei Hund 2. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 44: Abbildung 19. Der Symmetrieindex (%) der $F_{\max}$ im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft ($\max F_z$) der Vordergliedmaßen bei Hund 2. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 44: Abbildung 20. Der Symmetrieindex (%) der $H_{\max}$ im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft ($\max F_z$) der Hintergliedmaßen bei Hund 2. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 45: Abbildung 21. Der Symmetrieindex (%) des FI_z im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (I_z) der Vordergliedmaßen bei Hund 3. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 46: Abbildung 22. Der Symmetrieindex (%) des FIz im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 3. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 47: Abbildung 23. Der Symmetrieindex (%) des HIz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen bei Hund 3. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 47: Abbildung 24. Der Symmetrieindex (%) des HIz im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen bei Hund 3. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 48: Abbildung 25. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen bei Hund 3. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 48: Abbildung 26. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen bei Hund 3. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 49: Abbildung 27. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen bei Hund 3. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 49: Abbildung 28. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen bei Hund 3. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 50: Abbildung 29. Der Symmetrieindex (%) des FIz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 4. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 51: Abbildung 30. Der Symmetrieindex (%) des HIz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen bei Hund 4. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 51: Abbildung 31. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen bei Hund 4. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 52: Abbildung 32. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen bei Hund 4. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 53: Abbildung 33. Der Symmetrieindex (%) des FIz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 5. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 53: Abbildung 34. Der Symmetrieindex (%) des FIz im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Vordergliedmaßen bei Hund 5. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 54: Abbildung 35. Der Symmetrieindex (%) des HIz im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen bei Hund 5. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 55: Abbildung 36. Der Symmetrieindex (%) des HIz im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (Iz) der Hintergliedmaßen bei Hund 5. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 55: Abbildung 37. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen bei Hund 5. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 56: Abbildung 38. Der Symmetrieindex (%) der $F_{\max}$ im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft ($\max F_z$) der Vordergliedmaßen bei Hund 5. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 57: Abbildung 39. Der Symmetrieindex (%) der $H_{\max}$ im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft ($\max F_z$) der Hintergliedmaßen bei Hund 5. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 57: Abbildung 40. Der Symmetrieindex (%) der $H_{\max}$ im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft ($\max F_z$) der Hintergliedmaßen bei Hund 5. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 58: Abbildung 41. Der Symmetrieindex (%) des FI_z im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (I_z) der Vordergliedmaßen bei Hund 6. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 59: Abbildung 42. Der Symmetrieindex (%) des FI_z im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (I_z) der Vordergliedmaßen bei Hund 6. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 59: Abbildung 43. Der Symmetrieindex (%) des HI_z im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (I_z) der Hintergliedmaßen bei Hund 6. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 60: Abbildung 44. Der Symmetrieindex (%) des HI_z im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (I_z) der Hintergliedmaßen bei Hund 6. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 61: Abbildung 45. Der Symmetrieindex (%) der $F_{\max}$ im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft ($\max F_z$) der Vordergliedmaßen bei Hund 6. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 61: Abbildung 46. Der Symmetrieindex (%) der $F_{\max}$ im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft ($\max F_z$) der Vordergliedmaßen bei Hund 6. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 62: Abbildung 47. Der Symmetrieindex (%) der $H_{\max}$ im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft ($\max F_z$) der Hintergliedmaßen bei Hund 6. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 62: Abbildung 48. Der Symmetrieindex (%) der $H_{\max}$ im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft ($\max F_z$) der Hintergliedmaßen bei Hund 6. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 63: Abbildung 49. Der Symmetrieindex (%) des FI_z im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (I_z) der Vordergliedmaßen bei Hund 7. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 63: Abbildung 50. Der Symmetrieindex (%) des FI_z im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (I_z) der Vordergliedmaßen bei Hund 7. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 64: Abbildung 51. Der Symmetrieindex (%) des HI_z im Schritt, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (I_z) der Hintergliedmaßen bei Hund 7. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 64: Abbildung 52. Der Symmetrieindex (%) des HI_z im Trab, errechnet aus der vertikalen Impulskraft (I_z) der Hintergliedmaßen bei Hund 7. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 65: Abbildung 53. Der Symmetrieindex (%) der $F_{\max}$ im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft ($\max F_z$) der Vordergliedmaßen bei Hund 7. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 65: Abbildung 54. Der Symmetrieindex (%) der Fmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Vordergliedmaßen bei Hund 7. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 66: Abbildung 55. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Schritt, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen bei Hund 7. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 66: Abbildung 56. Der Symmetrieindex (%) der Hmax im Trab, errechnet aus der vertikalen Maximalkraft (max Fz) der Hintergliedmaßen bei Hund 7. Dargestellt werden die jeweiligen Werte vor und nach den Behandlungsmethoden.

Seite 68: Abbildung 57. Zeitlicher Verlauf der Standpositionen

Seite 70: Abbildung 58. Zeitlicher Verlauf der Lahmheitsgrade im Schritt

Seite 72: Abbildung 59. Zeitlicher Verlauf der Lahmheitsgrade im Trab

Seite 74: Abbildung 60. Zeitlicher Verlauf über die Bereitschaft die Extremität kontralateral der betroffenen Gliedmaße anzuheben

Seite 75: Abbildung 61. Zeitlicher Verlauf der Palpationsschmerzen

Seite 77: Abbildung 62. Gesamterfolg der bisher durchgeführten Therapie

12. Tabellenverzeichnis

Seite 16: Tabelle 1. Auflistung der Probanden, Nummerierung wird in der gesamten Arbeit beibehalten.

Seite 17: Tabelle 2. Standardabweichung und Mittelwert der Parameter Alter und Körpermasse

Seite 19: Tabelle 3. Behandlungsschema der Studie

Seite 27: Tabelle 4. Mittelwerte und Standardfehler der FIz im Schritt vor und nach den Behandlungsformen, sowie Mittelwerte und Standardfehler der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex der FIz.

Seite 28: Tabelle 5. Mittelwerte und Standardfehler der Fmax im Schritt vor und nach den Behandlungsformen, sowie Mittelwerte und Standardfehler der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex der Fmax.

Seite 29: Tabelle 6. Mittelwerte und Standardfehler der HIz im Schritt vor und nach den Behandlungsformen, sowie Mittelwerte und Standardfehler der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex der HIz.

Seite 30: Tabelle 7. Mittelwerte und Standardfehler der Hmax im Schritt vor und nach den Behandlungsformen, sowie Mittelwerte und Standardfehler der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex der Hmax.

Seite 31: Tabelle 8. Mittelwerte und Standardfehler der FIz im Trab vor und nach den Behandlungsformen, sowie Mittelwerte und Standardfehler der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex der FIz.

Seite 32: Tabelle 9. Mittelwerte und Standardfehler der Fmax im Trab vor und nach den Behandlungsformen, sowie Mittelwerte und Standardfehler der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex der Fmax.

Seite 33: Tabelle 10. Mittelwerte und Standardfehler der HIz im Trab vor und nach den Behandlungsformen, sowie Mittelwerte und Standardfehler der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex der HIz.

Seite 34: Tabelle 11. Mittelwerte und Standardfehler der Hmax im Trab vor und nach den Behandlungsformen, sowie Mittelwerte und Standardfehler der gepaarten Differenzen des Symmetrieindex der Hmax.

Seite 35: Tabelle 12. Übersicht über die Veränderung der Mittelwerte der gesamten Gruppe nach den jeweiligen Therapieformen.

Seite 36: Tabelle 13. Übersicht über die Veränderung der Bodenreaktionskräfte der Vordergliedmaße nach den einzelnen Therapien je Proband.

Seite 37: Tabelle 14. Übersicht über die Veränderung der Bodenreaktionskräfte der Hintergliedmaße nach den einzelnen Therapien je Proband.

Seite 67: Tabelle 15. Signifikante Veränderungen bei der Gesamtreaktion auf die Behandlung

Seite 68: Tabelle 16. Standposition

Seite 70: Tabelle 17. Lahmheit im Schritt

Seite 71: Tabelle 18. Lahmheit im Trab

Seite 73: Tabelle 19. Bereitschaft die Extremität kontralateral der betroffenen Gliedmaße anzuheben

Seite 75: Tabelle 20. Schmerz bei Palpation

Seite 76: Tabelle 21. Gesamterfolg der bisher durchgeführten Therapie

13. Anhang

Anhang 1: Befundungsbogen der orthopädischen Untersuchung

	Datum	Untersuchung Nr.	
Patient		Nummer	
Name		Rasse	
Alter		Geschlecht	Gewicht
Diagnose			



Standing posture	
0	Normal stance
1	Slightly abnormal stance (partial weight-bearing of limb, but paw remains firmly in contact with floor)
2	Markedly abnormal stance (partial weight-bearing of limb, with minimal contact between paw and the floor)
3	Severely abnormal stance (no weight-bearing)
Lameness at walk	
0	No lameness; normal weight-bearing on all strides observed
1	Mild lameness with partial weight-bearing
2	Obvious lameness with partial weight-bearing
3	Marked lameness with no weight-bearing
Lameness at trot	
0	No lameness; normal weight-bearing on all strides observed
1	Mild lameness with partial weight-bearing
2	Obvious lameness with partial weight-bearing
3	Marked lameness with no weight-bearing
Willingness to allow the clinician to lift the limb contralateral to the affected limb	
0	Readily accepts contralateral limb elevation, bears full weight on affected limb for more than 30 sec
1	Offers mild resistance to contralateral limb elevation, bears full weight on affected limb for more than 30 sec
2	Offers moderate resistance to contralateral limb elevation and replaces it in less than 30 sec
3	Offers strong resistance to elevation of contralateral limb and replaces it in less than 10 sec
4	Refuses to raise contralateral limb
Pain at palpation/mobilization	
0	No pain elicited on palpation/mobilization of affected joint
1	Mild pain elicited, e.g. turns head in recognition
2	Moderate pain elicited, e.g. pulls limb away
3	Severe pain elicited, e.g. vocalizes or becomes aggressive or will not allow examiner to palpate/mobilize joint
Overall response to treatment (compared to day 0)	
0	Excellent: no detectable lameness, animal returned to normal activity
1	Good: marked reduction in lameness, but not completely resolved
2	Fair: only slight reduction in lameness
3	Poor: no improvement or condition worsened.