

Aus dem Department für Kleintiere und Pferde, Klinisches Zentrum für Kleintiere,
Kleintierchirurgie, Ambulanz für Physikalische Medizin und Rehabilitation der
Veterinärmedizinischen Universität Wien
(Leiterin: Univ.-Prof. Dr.med.vet. Eva Schnabl-Feichter, Dipl.ECVS)

Center of Pressure bei Hunden mit Osteoarthritis unter erschweren Bedingungen

Diplomarbeit

Veterinärmedizinische Universität Wien

vorgelegt von

Johanna Kira Mihalkó

Wien, im August 2025

Betreuerin:

Priv. Doz. Dr.med.vet. Barbara Bockstahler, Dipl.ECVSMR, ACVSMR
Veterinärmedizinische Universität Wien
Department für Kleintiere und Pferde, Klinisches Zentrum für Kleintiere
Kleintierchirurgie,
Ambulanz für Physikalische Medizin und Rehabilitation

Mitbetreuende Assistentin:

Dr. med. vet. Christiane Lutonsky, CCRP
Veterinärmedizinische Universität Wien
Department für Kleintiere und Pferde, Klinisches Zentrum für Kleintiere
Kleintierchirurgie,
Ambulanz für Physikalische Medizin und Rehabilitation

Gutachter:

Ao.Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Peham Christian
Veterinärmedizinische Universität Wien
Department für Kleintiere und Pferde, Klinisches Zentrum für Pferde,
Pferdechirurgie

Danksagung

Zu Beginn möchte ich mich ganz herzlich bei Frau Priv. Doz. Dr.med.vet. Barbara Bockstahler für die exzellente Betreuung meiner Diplomarbeit bedanken. Sie unterstützte mich mit ihrer Expertise und begleitete mich konstruktiv während der Entstehung dieser Arbeit.

Ein weiteres großes Dankeschön richte ich an Frau Dr. med. vet. Christiane Lutonsky, deren hilfreiche Anmerkungen und freundliche Unterstützung mir in jeder Phase der Arbeit geholfen haben.

Weiters möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, die mir dieses Studium ermöglicht haben.

Ein besonderer Dank geht an meinen Hund Bejgli, der mich über das ganze Studium begleitet hat und selbst an den schwierigsten Tagen mit seiner Lebensfreude und bedingungslosen Treue neue Kraft gegeben hat.

Abstract

Osteoarthritis (OA) is the most common degenerative joint disease in dogs and requires comprehensive treatment and management to optimize the quality of life of affected animals. Physical medicine and rehabilitation are among the core aspects that can contribute to improving the standard of living of affected animals. The aim of this pilot study was to investigate the influence of external mechanical perturbations on postural stability (PS) and existing lameness in dogs with gonarthrosis or coxarthrosis using the body center of pressure (COP) and ground reaction forces. These parameters were evaluated for 6 dogs, and they were divided in two groups: a healthy control group (n=3) and dogs with OA (n=3).

The COP parameters and mean vertical force (MFz) were evaluated using a pressure plate while the dogs stand quiet on a motorized training platform. First, the standing measurement was performed, followed by two further conditions in which the training platform generated external mechanical perturbations with different combinations of amplitude and speed. In addition, ground reaction forces (PFz, IFz) were measured before and after training using a pressure plate.

For dogs with OA, there were no significant changes in either the symmetry index or the ground reaction forces between the measurement times before and after the training session. This means that there were no indications of increased lameness after training. No statistically significant differences were detected in relation to the COP parameters, but there were hints of trends in PS and possible compensatory effects.

This pilot study provides initial evidence that training on a motorized platform is well tolerated by dogs with OA and emphasizes the need for objective measurement methods in rehabilitation medicine. Future studies with larger sample sizes and standardized measurement protocols are necessary to deepen these findings.

Abstrakt

Osteoarthritis (OA) ist die am häufigsten vorkommende degenerative Gelenkserkrankung bei Hunden und erfordert eine umfassende Behandlung und Management, um die Lebensqualität der betroffenen Tiere zu optimieren. Die physikalische Medizin und Rehabilitation gehören zu den Kernaspekten, die zur Verbesserung des Lebensstandards der erkrankten Tiere beitragen können. Das Ziel dieser Pilotstudie war, den Einfluss äußerer mechanischer Perturbationen auf die posturale Stabilität (PS) und bestehende Lahmheit von Hunden mit Gon- bzw. Coxarthrose mithilfe der bCOP- (body Center of Pressure) Analyse und Bodenreaktionskräfte zu untersuchen. Sechs Hunde wurden in zwei Gruppen eingeteilt: gesunde Kontrollgruppe (n=3) und Hunde mit OA (n=3).

Die Messungen der COP-Parameter und die mittlere vertikale Kraft (MFz) fanden mittels einer Druckmessplatte im ruhigen Stehen auf einer motorisierten Trainingsplattform statt. Als erstes wurde die Standmessung gefolgt von zwei weiteren Konditionen durchgeführt, bei denen die Trainingsplattform gezielte externe mechanische Perturbationen mit unterschiedlichen Kombinationen aus Amplitude und Geschwindigkeit erzeugte. Außerdem wurden vor und nach dem Training Bodenreaktionskräfte (PFz, IFz) mithilfe einer Druckmessplatte erhoben.

Für die Hunde mit OA zeigten sich zwischen den Messzeitpunkten vor und nach der Trainingseinheit weder in den Symmetrieindizes noch in den Bodenreaktionskräften signifikante Veränderungen. Damit zeigten sich keine Hinweise auf eine Verstärkung der Lahmheit nach dem Training. In Bezug auf die COP-Parameter wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede erkannt, jedoch haben Hinweise auf Trends in der PS und mögliche kompensatorische Effekte erkennen lassen.

Diese Pilotstudie liefert erste Hinweise darauf, dass das Training auf einer motorisierten Plattform von Hunden mit OA gut toleriert wird und betont die Notwendigkeit objektiver Messmethoden in der Rehabilitationsmedizin. Zukünftige Studien mit größerer Stichprobe und standardisierten Messprotokollen sind notwendig, um diese Erkenntnisse zu vertiefen.

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Abschn.	Abschnitt
AS	Average Speed
CCD	Craniocaudal Displacement
CCLR	Cranial cruciate ligament rupture
COP	Center of Pressure
ED	Ellbogengelenksdysplasie
bCOP	Center of Pressure of the body
ICOP	Center of Pressure of the limb
GRF	Ground reaction force
IFz	Vertical Impulse
L	Total Length
MFz	Mean vertical force
mk	männlich kastriert
MLD	Mediolateral Displacement
NSAIDs	Nonsteroidal antiinflammatory drugs
OA	Osteoarthritis
PFz	Peak vertical force
PPD	Paw pressure Distribution
PS	Posturale Stabilität
rpm	Revolutions per minute
SI	Symmetrieindex
SS	Support Surface
Tab.	Tabelle
TENS	Transkutane Elektrische Nervenstimulation
TF	Total Force
%TF	Prozent der Gesamtkraft
U/min	Umdrehungen pro Minute
u.a.	unter anderem
wk	weiblich kastriert
z.B.	zum Beispiel

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Fragestellung	1
2. Materialien und Methoden	4
2.1. Ethik	4
2.2. Auswahl der Hunde	4
2.3. Equipment	5
2.4. Messung	6
2.5. Datenanalyse	7
2.6. Messwerte	7
2.7. Zuordnung der Hypothesen zu den Untersuchungsmethoden	8
2.8. Statistik	9
3. Ergebnisse	10
3.1. Symmetrieindex	10
3.2. Mittlere Geschwindigkeit und mittlere Beschleunigung	11
3.3. Bodenreaktionskräfte	12
3.3.1. vor und nach der Trainingseinheit auf der motorisierten Plattform	12
3.3.2. MFz bei den Standmessungen	12
3.4. bCOP auf der motorisierten Plattform	15
4. Diskussion	16
5. Konklusion	21
Anhang	22
Literatur	24
Tabellenverzeichnis	27
Abbildungsverzeichnis	29

1. Einleitung und Fragestellung

Osteoarthritis (OA) ist die am häufigsten vorkommende degenerative Gelenkserkrankung, die sowohl in der Humanmedizin als auch in der Veterinärmedizin diagnostiziert wird. Es ist eine langsam voranschreitende Erkrankung, die durch den progressiven Verlust des Gelenkknorpels gekennzeichnet ist (1). Eine Entzündung ist einer der ersten Anzeichen einer OA. Dies führt zu einer fortschreitenden Degeneration und Umgestaltung der Synovialgelenke (2). Es entsteht eine chronische Entzündung und lokale Gewebeschädigung, was eine Entzündungsreaktion auslöst. Der Körper reagiert darauf, sowohl Bewegung als auch Schmerzen zu begrenzen, indem er umschriebene Knochenneubildungen, Osteophyten bildet (1). Dies kann durch eine Vielzahl an Faktoren, wie Adipositas, Gelenktraumata und -instabilität, angeborene oder erworbene Anomalien, verursacht werden (3, 4). Diese Erkrankung erfordert eine umfassende Behandlung und Management, um die Lebensqualität des betroffenen Hundes zu verbessern. Ein zentraler Aspekt ist das Schmerzmanagement, das durch eine Kombination aus medikamentösen und nichtmedikamentösen Therapiemaßnahmen erfolgt. Zu den medikamentösen Ansätzen gehören die nichtsteroidalen Antiphlogistika (NSAIDs) wie z. B. Carprofen, Firocoxib oder Meloxicam, Analgetika und Nutraceuticals wie Glucosamin und Chondroitinsulfat (4, 5). Weitere Therapieformen, die auch zur Reduktion von Schmerzen führen können, sind u. a. Magnetfeldtherapie, Transkutane Elektrische Nervenstimulation (TENS), Reizstrom und therapeutischer Ultraschall (6). Darüber hinaus spielt die Behebung der Ursachen eine wesentliche Rolle, um das Fortschreiten der Osteoarthritis zu verlangsamen. Neben der Therapie möglicherweise vorliegender Grunderkrankungen (z.B. Ruptur des kranialen Kreuzbandes), spielen auch andere Faktoren eine wichtige Rolle. So wurde beispielsweise der Zusammenhang zwischen Fettleibigkeit und OA bei Hunden bereits untersucht. Fettleibigkeit kann ein wichtiger Faktor für das Fortschreiten der OA sein, da sie die Belastung der entzündeten Gelenke erhöht. Obwohl die exakten Mechanismen noch unklar sind, sind möglicherweise sowohl biomechanische als auch biochemische Faktoren beteiligt (7). Eine Gewichtsabnahme bei übergewichtigen Patienten verringert die Gelenkbelastung, was die klinischen Symptome der Osteoarthritis positiv beeinflusst (3). Die angepasste Bewegung hilft, Überlastungen zu vermeiden. Bewegungstherapie verbessert und stärkt nicht nur die Herz-Kreislauf-Funktion, sondern steigert auch das Gleichgewicht und den Bewegungsumfang (8). In bestimmten Fällen, um die mit den Schmerzen verbundene Entzündung zu reduzieren, können chirurgische Eingriffe, wie das Einsetzen eines künstlichen Hüftgelenkes, in Erwägung gezogen werden (4). Durch die Kombination von Schmerzmanagement, Gewichtskontrolle, Beweglichkeitstraining, Muskelstärkung und speziellen Therapieverfahren kann die physikalische Medizin und Rehabilitation wesentlich zur Verbesserung der Lebensqualität und der allgemeinen Gesundheit von Hunden mit OA beitragen (4). Zu den verwendeten Methoden gehören hierbei u.a. Massage, Lasertherapie, Thermotherapie, passive Bewegungsübungen, Hydrotherapie, Balanceübungen und Propriozeptionstraining (6).

Posturale Stabilität (PS) wird definiert als die Fähigkeit, einen Zustand des Gleichgewichts während einer beliebigen Haltung oder Aktivität aufrechtzuerhalten, zu erreichen oder wiederherzustellen (9). Die statische Posturographie ist ein nützliches Verfahren zur Untersuchung und Beurteilung der posturalen Kontrolle. Bei dieser Methode wird die Haltungsschwankung im ruhigen Stehen beurteilt. Eine Methode, um die PS zu bestimmen ist der Center of Pressure (COP), also das Druckzentrum (10). Der COP beschreibt den Ort, an dem der momentane Vektor der Bodenreaktionskraft wirkt, wenn die Pfotenfläche den

Boden kontaktiert (11). Das Druckzentrum ist eine zweidimensionale Projektion des Körperschwerpunktes. Nachdem es die Bewegungen des Körpers widerspiegelt, verändert es sich mit der Zeit kontinuierlich und erzeugt dabei den COP-Verlauf (10). Der Verlauf kann mithilfe verschiedener COP-Parameter beschrieben werden, wie z.B. mediolaterale und kraniokaudale COP-Auslenkungen, die Weglänge, die Geschwindigkeit sowie die COP-Fläche (12). Bei der Interpretation der COP-Werte ist es wichtig, den COP des Körpers (bCOP) von dem COP der Pfote (ICOP) zu unterscheiden (13). Die Verschiebung des COP kann mit Druck- und Kraftmessplatten im Stehen (statisch), in Bewegung (dynamisch) und unter erschwerten Bedingungen, wie z.B. auf Trainingsgeräten gemessen werden (10, 14). Die Auswertung des COP wird in der Humanmedizin bereits eingesetzt, um Informationen über die posturale Kontrolle bei Patienten zu gewinnen. Patienten mit Osteoarthritis weisen Abweichungen verschiedener COP-Parameter, insbesondere bei der COP-Geschwindigkeit und -Fläche, auf. Diese sind normalerweise auf eine reduzierte Propriozeption, eine verminderte Muskelkraft und Gelenkinstabilitäten zurückzuführen (15). Truszczynska et al. (2016) haben in ihrer Studie die posturale Stabilität in stehender Position von Patienten mit Coxarthrose untersucht. Zahlreiche signifikante Unterschiede wurden im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe festgestellt. Zu den veränderten Parametern zählten unter anderem die Gesamtlänge des COP, die mittlere COP-Geschwindigkeit und die Länge des COP-Verlaufs in der mediolateralen Ebene (15, 16). In den letzten Jahren wurde der Einfluss von OA auf die COP-Parameter auch in der Veterinärmedizin intensiver erforscht. Bei lahmen Hunden lassen sich dabei deutliche Unterschiede in den COP-Parametern im Vergleich zu gesunden Hunden feststellen. In einer Studie wurden verschiedene COP-Parameter der Pfoten bei Hunden während der Standphase beim Gehen mit Cox- und Cubarthrose gemessen und die Werte mit gesunden Hunden verglichen. Bei Hunden mit Coxarthrose erfolgte der primäre Anstieg der mediolateralen Verschiebung des COP und der COP-Fläche in beiden Hinterextremitäten. Die auffälligsten Veränderungen bei der Cubarthrose waren ein Anstieg der mediolateralen Verschiebung des COP im ipsilateralen Hinterbein und der craniocaudalen Verschiebung in der lahmen Extremität (15). Manera et al. (2017) haben in ihrer Studie Daten von Hunden mit unilateraler Cubarthrosis während des Stehens auf einer Druckplattform erfasst. Es wurde beobachtet, dass die erkrankten Hunde im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe eine größere und asymmetrischere Körper-COP-Schwankungsfläche aufwiesen (17). Bislang gibt es jedoch keine Studien, welche sich mit den Veränderungen der COP-Parameter bei an OA erkrankten Hunden unter erschwerten Bedingungen beschäftigt haben.

Zusätzlich spielen die Bodenreaktionskräfte (GRFs) eine entscheidende Rolle bei der kinetischen Ganganalyse von OA-Patienten. GRFs können, wie der COP, mithilfe von Kraft- oder Druckmessplatten gemessen werden. Diese Messtechnik liefert objektive Daten über die Kräfte, die während der Standphase zwischen der Extremität und dem Boden entstehen. Zu den zentralen Parametern zur Beurteilung des Gangbildes zählen die maximale vertikale Kraft (PFz), die die höchste in vertikaler Richtung wirkende Kraft darstellt, der vertikale Impuls (IFz), der der Fläche unter der Kraft-Zeit-Kurve entspricht und erfasst sowohl die wirkende Kraft als auch die Dauer des Bodenkontakts, sowie die mittlere vertikale Kraft (MFz), die den Mittelwert der in vertikaler Richtung wirkenden Kraft während der Standphase beschreibt (14, 18, 19). So untersuchten Wilson et al. (2019) die Gewichtsverteilung auf die einzelnen Extremitäten bei Hunden mit uni- oder bilateraler Lahmheit der Hintergliedmaßen im Stehen. Das Ziel der genannten Studie war, die Wiederholbarkeit der Ergebnisse innerhalb eines Tages und über mehrere Tage hinweg zu evaluieren. Es wurde festgestellt, dass die Standanalyse mit dem Stance-Analyzer einheitliche Ergebnisse für die Messung der Gewichtsverteilung an der lahmen und kontralateralen Hintergliedmaße an zwei Tagen

hintereinander brachte (20). Diese Parameter gewinnen insbesondere im Rahmen der veterinärmedizinischen Rehabilitation an Bedeutung. In einer aktuellen, randomisierten Studie von Brantberg et al. (2024) wurden die Effekte eines progressiven, therapeutischen Trainingsprogrammes bei Hunden mit Kniegelenksverletzung überprüft. Nach dem 12-wöchigen-Trainingsprogramm wurde eine signifikante Verbesserung der statischen Körpermasseverteilung zwischen den Hinterextremitäten der Hunde erkannt werden(21). Die Relevanz als ergänzendes Verfahren zur dynamischen Analyse vertikaler Bodenreaktionskräfte wird durch diese Erkenntnisse verdeutlicht und unterstreicht die Aussagekraft von statischen Kraftmessungen bei orthopädischen PatientInnen. Außerdem kann jede Pfote weiter in Quadranten unterteilt werden (kranio-medial, kranio-lateral, kaudo-medial und kaudo-lateral), um die Druckverteilung innerhalb der Pfote (PPD) zu analysieren (14).

Zahlreiche humanmedizinische Studien befassten sich bereits mit der PS unter verschiedensten Bedingungen bei Patienten mit OA. Das Ziel dieser retrospektiven Pilotstudie war, den Einfluss von externen, mechanischen Perturbationen auf die PS von Hunden mit OA der Hinterbeine im Vergleich zu gesunden Hunden zu untersuchen. Dies sollte die Frage klären, inwiefern sich die COP-Parameter beziehungsweise die Bodenreaktionskräfte innerhalb der Pfoten unter erschwerten Bedingungen bei Hunden mit OA unterscheiden.

Infolgedessen lauten die Hypothesen, die auf der prinzipiellen Annahme beruhen, dass externe mechanische Perturbationen (hinsichtlich Amplitude und Geschwindigkeit) zu Veränderungen der Bodenreaktionskräfte und der posturalen Stabilität führen, und zwar in folgenden Aspekten:

- Eine Lahmheit einer Extremität führt zu einer Verminderung der Bodenreaktionskräfte am betroffenen Bein, wogegen diese an der kontralateralen Gliedmaße ansteigen. Je stärker die externen Mechanischen Perturbationen (hinsichtlich Amplitude und Geschwindigkeit) sind, desto deutlicher wird dieser Effekt.
- Durch die externen mechanischen Perturbationen kommt es zu einer verminderten posturalen Stabilität, was sich durch höhere COP-Parameter als beim Stehen äußert. Je stärker die externen mechanischen Perturbationen (hinsichtlich Amplitude und Geschwindigkeit) sind, desto deutlicher wird dieser Effekt.

Eine begleitende Annahme ist, dass nach Training auf einer motorisierten Plattform keine verstärkte Lahmheit im Gehen zu beobachten ist.

2. Materialien und Methoden

2.1. Ethik

Die für diese Diplomarbeit verwendeten Daten stammen aus einer von der Ethik- und Tierschutzkommission der Veterinärmedizinischen Universität Wien im Hinblick auf ihre Übereinstimmung mit der Good Scientific Practice und den einschlägigen nationalen Rechtsvorschriften geprüften und befürworteten Studie (ETK-131/09/2021).

2.2. Auswahl der Hunde

Die erforderliche Stichprobengröße wurde mittels a-priori Poweranalyse mit G*Power (Version 3.1.9.7) berechnet. Dabei wurde ein Signifikanzniveau (α) von 0,05 und eine Teststärke ($1 - \beta$) von 0,95 angenommen. Die Analyse ergab, dass eine Mindeststichprobengröße von 11 Hunden pro Gruppe erforderlich ist, um einen Effekt der erwarteten Größe mit ausreichender statistischer Power zu erkennen.

Insgesamt an der Studie waren sechs Hunde beteiligt, wovon drei orthopädisch erkrankt und drei gesund waren.

Bei den orthopädisch erkrankten Hunden (Versuchsgruppe) wurden folgende Inklusionskriterien festgelegt: Die Körpermasse musste zwischen 15-35 kg liegen. Zudem musste die Cox – bzw. Gonarthrose klinisch und radiologisch bestätigt sein. Der Lahmheitsgrad wurde anhand einer visuellen Analogskala von 1 bis 5 bewertet, wobei 0 für keine sichtbare Lahmheit und 5 für eine hochgradige Lahmheit stand, die durch eine ungleichmäßige Belastung auf den Zehenspitzen oder eine komplette Entlastung der betroffenen Gliedmaße gekennzeichnet war. Für die Studie musste der Lahmheitsgrad mindestens 1 betragen, was einer geringgradigen, undeutlichen Lahmheit im Trab zugeordnet wurde (22, 23). Ein Indexgelenk musste identifizierbar sein – bei einer bilateralen OA musste eines der Gelenke stärker beeinträchtigt sein als das andere; dieses wurde als das Gelenk mit dem größeren Schmerscore bei Streckung bestimmt. Der Symmetrie-Index (SI, in %) der PFz und/oder des IFz für die Hinterbeine musste über 3% liegen (Kapitel 2.6.). Die Lahmheit durfte 4/5 nicht überschreiten und hochgradig schmerzhafteste Hunde wurden aus der Studie ausgeschlossen.

Medikamente wie NSAIDs oder andere Schmerzmittel sowie Futtermittelzusätze mussten für die Messungen nicht abgesetzt werden.

Für die gesunden Hunde (Kontrollgruppe) wurden folgende Inklusionskriterien festgelegt: Die teilnehmenden Hunde hatten ein Alter von 2-8 Jahren. Ihre Körpermasse musste, wie bei den orthopädisch erkrankten Hunden, zwischen 15-35 kg liegen, um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten. Sie durften keine anamnestisch bekannten Krankheiten sowie keine pathologischen Auffälligkeiten in der klinischen und orthopädischen Untersuchung aufweisen. Der SI für PFz und/oder IFz musste unter 3% liegen.

Die Demographie der teilnehmenden Hunde ist in der Tab. 1 ersichtlich.

Tab. 1: Demografische Daten der Versuchs- und Kontrollgruppe

Gruppe	Patient	Rasse	Geschlecht	Alter in Monaten	Körpermasse in kg	Diagnose
2	1	Border Collie	mk	83	21	Gonarthrose rechts
2	2	Mischling	wk	120	20	Coxarthrose links
2	3	Mischling	wk	89	16	Coxarthrose links
1	4	Labrador Retriever	wk	88	26	Gesund
1	5	Border Collie	mk	39	18	Gesund
1	6	Border Collie	mk	52	18	Gesund

Das durchschnittliche Alter der an der Studie teilnehmenden Hunde lag bei $78,50 \pm 26,47$ Monaten bzw. $6,54 \pm 2,21$ Jahre, die durchschnittliche Körpermasse betrug $19,83 \pm 3,18$ kg. Das durchschnittliche Alter der erkrankten Tiere lag bei $97,33 \pm 19,86$ Monaten bzw. $8,11 \pm 1,66$ Jahren und die durchschnittliche Körpermasse bei $19,00 \pm 2,65$ kg. Die gesunden Hunde waren im Durchschnitt $4,97 \pm 2,12$ Jahre alt (entsprechend $59,67 \pm 25,38$ Monaten) und ihre durchschnittliche Körpermasse lag bei $20,67 \pm 4,62$ kg.

2.3. Equipment

Für die Analyse der COP-Parameter und Bodenreaktionskräfte wurde eine 203 x 54,2 cm große Druckmessplatte FDM Typ 2 (Firma Zebris Medical GmbH, Allgäu, Deutschland) verwendet. Diese Platte ist mit 15.360 piezoelektrischen Sensoren ausgestattet und funktioniert bei einer Messfrequenz von 100 Hz. Um eine ungehinderte Bewegung der Hunde zu gewährleisten, wurde der Höhenunterschied zwischen der Druckmessplatte und dem Boden mit Spanplatten ausgeglichen. Anschließend wurde der gesamte Bereich mit einer schwarzen, rutschfesten Gummimatte abgedeckt. Um bei der Datenauswertung die Messwerte der richtigen Extremität des jeweiligen Hundes zuordnen zu können, wurden die Messungen mit einer Kamera (Panasonic NV-MX500) aufgezeichnet.

Auf einer motorisierten Trainingsplattform, der Imoove-vet® (Allcare Innovations, 26500 Bourges Valence, France), wurde eine 149 x 54,2 cm große Druckmessplatte FDM Typ 1,5 (Firma Zebris Medical GmbH, Allgäu, Deutschland) platziert. Diese spezielle Mobilisierungsplattform führt eine Elisphärenbewegung aus, die aus einer Kombination von drei Bewegungen (Rotation, Exzentrizität und Neigung) entsteht. Jede Messung wurde mit einer Kamera (Panasonic NV-MX500) aufgezeichnet, um die Kopf-, Gliedmaßen- und Schwanzbewegungen zu evaluieren.

2.4. Messung

Vor den Messungen hat eine Eingewöhnungsphase stattgefunden. Während dieser Phase durften sich die Hunde ohne Leine frei im Raum bewegen und sich an die Umgebung gewöhnen. Danach wurden die Hunde im Schritt und Trab über die Druckmessplatte geführt. Dies wurde so lange wiederholt, bis mindestens fünf gültige Schritte pro Gangart vorhanden waren. Wenn ein Hund die Platte mit einem gleichmäßigen Tempo überquert hat, ohne den Kopf zu drehen oder an der Leine zu ziehen, wurden die Schritte als gültig gewertet. In der Regel waren 10-15 Durchgänge pro Gangart erforderlich.

Darauffolgend wurden die Messungen auf der motorisierten Plattform durchgeführt. Für die Messungen wurde die oben beschriebene Druckmessplatte auf das Trainingsgerät gelegt. Die Platte wurde mit einer schwarzen, 1 mm dicken Gummimatte aus Polyvinylchlorid bedeckt, um ein Ausrutschen zu vermeiden. Da die Druckmessplatte länger war als die Standfläche der Plattform, wurden zwei Cavaletti verwendet, um das Hinaustreten der Hunde über den Rand zu vermeiden (siehe Abb. 1). Die Standmessungen bestanden aus folgenden Konditionen: Messungen im Stehen (Kondition 1), auf der bewegungslosen Plattform. Danach wurde die Plattform mit den vorher bestimmten Einstellungen (Kondition 2: Kombination 20%, Kondition 3: Kombination 30%; Tab. 2.) gestartet. Die oben erwähnte Trainingsplattform ermöglicht eine präzise Einstellung von Neigung und Geschwindigkeit, wobei eine maximale Neigung von 8° (100% Amplitude) und eine maximale Geschwindigkeit 1 Hz bzw. 60 Umdrehungen pro Minute (rpm; 100% Geschwindigkeit) erreicht werden kann. In der Studie wurden folgende Einstellungen verwendet (24):

Tab. 2: Darstellung der Messbedingungen. Die Geschwindigkeit wird als Prozentwert der maximalen Umdrehungs-Geschwindigkeit (%) des Geräts und Umdrehungen pro Minute (U/min) angegeben; die Amplitude wird analog in Prozent der maximalen Amplitude (%) des Geräts und in Grad (°) dargestellt (24)

Einstellung	Geschwindigkeit	Amplitude	Effekt von
Kombination 20%	20% / 12 U/min	20% / 1,6°	Kombinierte Einstellungen
Kombination 30%	30% / 18 U/min	30% / 2,4°	

U/min = Umdrehungen pro Minute; % = Prozentangabe relativ zur maximal möglichen Einstellung des Geräts; ° = Grad

Nach dem oben beschriebenen Schema wurden die Messungen auch an den erkrankten Hunden durchgeführt. Die Bewegungsrichtung der motorisierten Plattform wurde immer in die Richtung der lahmen Hintergliedmaße eingestellt.

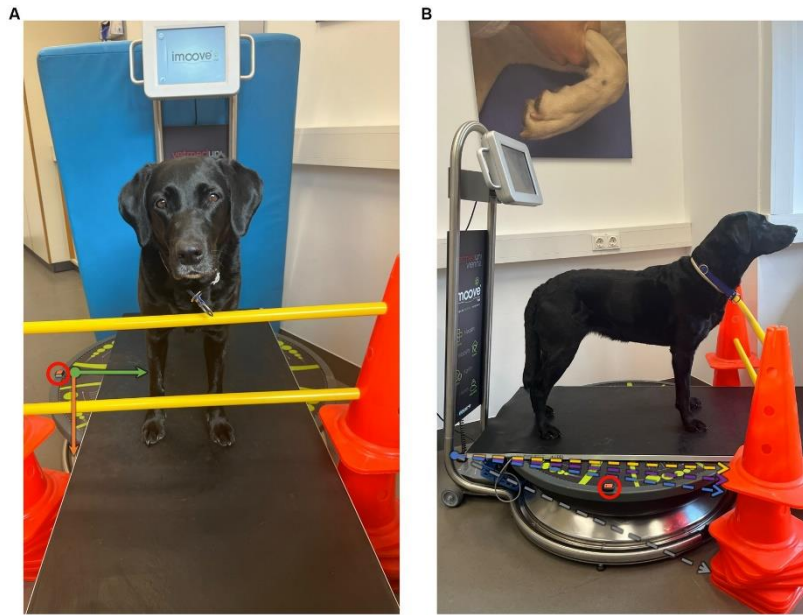


Abb. 1: Experimenteller Aufbau: (A) Frontalansicht und (B) Seitenansicht des motorisierten Trainingsgerätes. Der Beschleunigungssensor (roter Kreis) befindet sich auf der rechten Seite der Plattform. **A:** Mit einem Xsens DOT-Sensor wird die Plattformbewegung entlang der X- (grün), Y- (orange) und Z-Achse erfasst. **B:** Die gepunkteten Linien illustrieren verschiedene Amplituden: 8° (grau, maximale Amplitude), 0.8° (gelb, Geschwindigkeit 20%, Geschwindigkeit 30%), 1.6° (lila, Amplitude 20%, kombinierte Einstellung 20%) und 2.4° (blau, Amplitude 30%, kombinierte Einstellung 30%) (24)

Nach einer kleinen Pause wurde die Ganganalyse, wie oben beschrieben, wiederholt.

2.5. Datenanalyse

Die Daten wurden mittels des Software Pressure Analyzer 4.0. (Michael Schwanda, Version 4.8.5.0) ermittelt.

2.6. Messwerte

Mithilfe der Ganganalyse wurden die Bodenreaktionskräfte (GRF) beurteilt. Zu den Parametern der Bodenreaktionskräfte gehören: die maximale vertikale Kraft (PFz in N), der vertikale Impuls (IFz). Die PFz und der IFz wurden mit folgender Formel normalisiert:

$$XFzLF (\%) = \frac{XFzFL}{(XFzFL + XFzFR + XFzHL + XFzHR)} * 100$$

XFz= Mittelwert von PFz oder IFz FL= linke Vordergliedmaße

FR= rechte Vordergliedmaße

HL = linke Hintergliedmaße

HR = rechte Hintergliedmaße

Darüber hinaus wurde noch die mittlere Geschwindigkeit in m/s und die mittlere Beschleunigung in m/s² gemessen. Die Werte der linken Vorderextremität wurden zur Bestimmung der mittleren Geschwindigkeit und der mittleren Beschleunigung verwendet.

Zusätzlich wurde auch der Symmetrieindex in Prozent (SI%) für PFz und IFz gemäß der folgenden Formel berechnet:

$$SIXFz (\%) = \text{abs} \left(\frac{(XFzLLx - XFRLx)}{(XFzLLx + XFzRLx)} \right) * 100$$

SIXFz = SI von PXFz bzw. IFz; abs= absolut; XFz= Mittelwert von PFz bzw. IFz; LLx= linke Vorder- oder Hinterextremität; RLx = rechte Vorder- oder Hinterextremität

Eine SI von 0% weist auf eine perfekte Symmetrie zwischen dem kontralateralen Gliedmaßenpaar hin.

Zudem wurden die folgenden bCOP-Werte auf der motorisierten Trainingsplattform erfasst (15, 25):

- Mediolaterale (MLD) und kraniokaudale (CCD) COP-Auslenkung in mm: diese Parameter sind die Differenzen zwischen den maximalen positiven und negativen COP-Werten entlang der kraneo-kaudalen bzw. medio-lateralen Achse.
- Die COP-Geschwindigkeit (AS) in mm/s: die mittlere Geschwindigkeit der Bewegung des COP.
- Gesamtlänge (L) in Metern (m): Festgelegt als die Länge der Linie, die durch die Verbindung der COP-Kurve zu jedem Zeitpunkt entsteht.
- Stützfläche (SS) in mm²: Fläche der Ellipse, die 90 % aller COP-Punkte umfasst.

Ergänzend zu den oben genannten bCOP-Werten wurde auch die mittlere vertikale Kraft (MFz, %TF) während der Standphase auf der bewegungslosen Plattform und unter den zuvor beschriebenen Konditionen (siehe Tab. 2) gemessen.

2.7. Zuordnung der Hypothesen zu den Untersuchungsmethoden

Zur Überprüfung der im Abschnitt 1 formulierte Hypothesen wurden verschiedene methodische Ansätze gewählt.

Für die erste und zweite Hypothese wurden mithilfe einer Druckmessplatte (siehe Abb. 1) bCOP-Parameter und die mittlere vertikale Kraft (MFz, %TF) auf einer motorisierten Trainingsplattform analysiert. Dabei kam es zur Auswertung der Parameter im ruhigen Stehen und in Abhängigkeit von unterschiedlichen Geschwindigkeiten und Amplituden (Tab. 2), um sowohl die Veränderungen der Lastenverteilung zwischen erkrankter und gesunder Extremität als auch Anzeichen einer abnehmenden posturalen Stabilität bei Hunden mit OA festzustellen.

Zur Prüfung der dritten Hypothese, nach der das Training keine Verstärkung der Lahmheit hervorruft, wurde eine Ganganalyse auf einer Druckmessplatte vor und nach dem Training durchgeführt. Im Rahmen der Ganganalyse wurden die vertikale Spitzenkraft (PFz, %TF), der vertikale Impuls (IFz, %TF) sowie die Symmetrieindizes (SI) der Vorder- und Hintergliedmaßen erhoben, um mögliche Veränderungen der Gliedmaßenbelastung herauszufinden.

2.8. Statistik

Für die statistische Analyse wurde IBM SPSS v28 (IBM®) verwendet. Zur Überprüfung der Hypothesen wurden gemischte lineare Modelle (Mixed Models) eingesetzt, um die Effekte der Gruppe (Kontrollgruppe, OA-Gruppe) auf die abhängigen Variablen (Bodenreaktionskräfte, Symmetrieindizes, COP-Parameter) zu untersuchen. Die Faktoren Gruppe, Tempo, Kondition und Bein wurden als feste Effekte in das Modell aufgenommen. Wechselwirkungen zwischen den Faktoren wurden mit Typ-III-Quadratsummen getestet. Wiederholte Messungen innerhalb derselben Hunde wurden mit einer diagonalen Kovarianzstruktur modelliert. Post-hoc-Vergleiche der geschätzten Randmittelwerte (EMMEANS) zwischen den Gruppen und Konditionen erfolgten mit Bonferroni-Korrektur. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0,05$ festgelegt. Die Auswertung zielte darauf ab, gruppenspezifische Unterschiede in der Gewichtsverlagerung bei OA-Hunden, Veränderungen der COP-Parameter in Abhängigkeit von Amplitude und Geschwindigkeit sowie mögliche Anpassungen nach dem Training zu identifizieren.

3. Ergebnisse

3.1. Symmetrieindex

Die SI-Werte für die PFz und IFz sind in der Tab. 3 aufgelistet. Beim Vergleich der Messzeitpunkte (Tab. 4) wurden beim SI für IFz in der gesunden Gruppe in den Vorderextremitäten sowohl im Schritt ($p=0,025$) als auch im Trab ($p=0,043$) Signifikanzen beobachtet. Für den SI PFz (%) konnten dennoch keine signifikanten Unterschiede beobachtet werden. Der Gruppenvergleich (Tab. 5) zeigte für den SI PFz (%) signifikante Unterschiede für die Hinterextremitäten bei Messung 1 ($p=0,004$) und Messung 2 ($p=0,048$) im Trab. Für den SI IFz (%) wurde auch eine Signifikanz bei Messung 1 im Trab für das Hintergliedmaßenpaar ($p=0,010$) und bei Messung 2 im Trab für das Vordergliedmaßenpaar ($p=0,010$) erkannt.

Tab. 3: Deskriptive Statistik des Symmetrieindex für PFz (%) und IFz (%) bei beiden Gruppen (Kontrollgruppe = Gruppe 1; Versuchsgruppe = Gruppe 2) vor (Messung 1) und nach (Messung 2) dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform im Schritt und Trab

		SI PFz (%)				SI IFz (%)			
		Mittelwert ± Standardabweichung							
		Schritt		Trab		Schritt		Trab	
		Messung 1	Messung 2	Messung 1	Messung 2	Messung 1	Messung 2	Messung 1	Messung 2
VE	Gruppe 1	0.56 ± 0.51	0.94 ± 0.62	1.24 ± 1.34	1.07 ± 0.83	0.68 ± 0.56	1.95 ± 0.66	1.48 ± 0.93	0.26 ± 0.18
	Gruppe 2	1.44 ± 0.85	1.31 ± 1.14	0.76 ± 0.67	1.70 ± 1.69	1.43 ± 0.59	1.99 ± 0.45	1.18 ± 0.36	2.09 ± 0.67
HE	Gruppe 1	0.78 ± 0.91	1.38 ± 0.81	1.75 ± 0.15	1.02 ± 0.92	1.89 ± 0.64	1.42 ± 1.19	1.28 ± 0.52	1.79 ± 1.44
	Gruppe 2	2.34 ± 1.48	3.31 ± 2.98	4.78 ± 0.85	3.94 ± 1.54	1.65 ± 1.01	1.33 ± 0.81	5.57 ± 1.52	5.75 ± 3.21

VE = Vorderextremitäten, HE = Hinterextremitäten; SI PFz (%) = Symmetrieindex für Peak vertical force in Prozent, SI IFz (%) = Symmetrieindex für Vertical Impulse in Prozent der Gesamtkraft

Tab. 4: p-Werte vom Vergleich der Messzeitpunkte (Messung 1 = vor dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform; Messung 2 = nach dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform) des Symmetrieindex (SI) für PFz (%) und IFz (%). Die signifikanten Unterschiede ($p < 0,05$) sind **blau** markiert.

Parameter	Gruppe	Geschwindigkeit	Gliedermaßenpaar	
			1	2
SI PFz (%)	1	1	0,583	0,693
		2	0,865	0,399
	2	1	0,852	0,530
		2	0,365	0,344
SI Ifz (%)	1	1	0,025	0,558
		2	0,043	0,762
	2	1	0,258	0,685
		2	0,109	0,912

SI PFz (%) = Symmetrieindex für Peak vertical force in Prozent, SI IFz (%) = Symmetrieindex für Vertical Impulse in Prozent; Gruppe 1 = Kontrollgruppe, Gruppe 2 = Versuchsgruppe; Geschwindigkeit 1 = Schritt, Geschwindigkeit 2 = Trab; Gliedermaßenpaar 1 = Vorderextremitäten, Gliedermaßenpaar 2 = Hinterextremitäten

Tab. 5: p-Werte vom Gruppenvergleich (Gruppe 1 = Kontrollgruppe, Gruppe 2 = Versuchsgruppe) des Symmetrieindex (SI) für PFz (%) und IFz (%). Die signifikanten Unterschiede ($p < 0,05$) sind **blau** markiert.

Parameter	Messung	Geschwindigkeit	Gliedermaßenpaar	
			1	2
SI PFz (%)	1	1	0,199	0,195
		2	0,608	0,004
	2	1	0,645	0,341
		2	0,588	0,048
SI IFz (%)	1	1	0,184	0,752
		2	0,635	0,010
	2	1	0,938	0,922
		2	0,010	0,123

SI PFz (%) = Symmetrieindex für Peak vertical force in Prozent, SI Ifz (%) = Symmetrieindex für Vertical Impulse in Prozent; Messung 1 = vor dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform, Messung 2 = nach dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform; Geschwindigkeit 1 = Schritt, Geschwindigkeit 2 = Trab; Gliedermaßenpaar 1 = Vorderextremitäten, Gliedermaßenpaar 2 = Hinterextremitäten

3.2. Mittlere Geschwindigkeit und mittlere Beschleunigung

Die ausgewerteten deskriptiven Daten der an der Studie teilnehmenden Hunde sind in der Tab. 6 angeführt. Es wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen der Geschwindigkeit (V, in m/s) sowie der Beschleunigung (A, in m/s^2) ermittelt.

Tab. 6: Deskriptive Statistik der mittleren Geschwindigkeit (V, m/s) und mittleren Beschleunigung (A, m/s^2) im Schritt und Trab, jeweils vor und nach dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform. Die Werte sind als Mittelwert $\pm$ Standardabweichung angegeben.

			Gruppe 1	Gruppe 2
Schritt	Messung 1	V (m/s)	1,20 $\pm$ 0,12	0,92 $\pm$ 0,13
		A (m/s^2)	0,00 $\pm$ 0,04	0,09 $\pm$ 0,12
	Messung 2	V (m/s)	1,11 $\pm$ 0,03	0,93 $\pm$ 0,15
		A (m/s^2)	0,02 $\pm$ 0,02	0,02 $\pm$ 0,04
Trab	Messung 1	V (m/s)	2,17 $\pm$ 0,13	1,81 $\pm$ 0,24
		A (m/s^2)	-0,01 $\pm$ 0,01	0,08 $\pm$ 0,06
	Messung 2	V (m/s)	2,24 $\pm$ 0,13	1,84 $\pm$ 0,32
		A (m/s^2)	-0,14 $\pm$ 0,13	0,03 $\pm$ 0,10

Messung 1 = vor dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform, Messung 2 = nach dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform; Gruppe 1 = Kontrollgruppe, Gruppe 2 = Versuchsgruppe

3.3. Bodenreaktionskräfte

3.3.1. vor und nach der Trainingseinheit auf der motorisierten Plattform

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der PFz (%TF) und des IFz (%TF) sind in der Tab. 7 abgebildet. Weder im Gruppenvergleich (Tab. A1) zwischen den gesunden Hunden und Hunden mit OA noch im Vergleich der Bodenreaktionskräfte vor und nach dem Training (Tab. A2) auf der motorisierten Trainingsplattform konnten signifikante Unterschiede für die PFz- (%TF) oder IFz (%TF) - Werte im Schritt oder Trab detektiert werden.

Tab. 7: Deskriptive Statistik der PFz (%TF) und des IFz (%TF) für die einzelnen Extremitäten zwischen der Gruppe 1 (Kontrollgruppe) und der Gruppe 2 (Versuchsgruppe), jeweils vor und nach dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform im Schritt und Trab. Die Werte sind als Mittelwert $\pm$ Standardabweichung angegeben.

		Gruppe 1		Gruppe 2	
		PFz (%TF)	IFz (%TF)	PFz (%TF)	IFz (%TF)
Schritt - Messung 1	1/IL	28,81 $\pm$ 1,73	30,74 $\pm$ 0,79	29,09 $\pm$ 2,86	31,87 $\pm$ 1,50
	2/DI	28,56 $\pm$ 2,00	31,17 $\pm$ 1,09	29,17 $\pm$ 1,94	32,42 $\pm$ 0,74
	3/LA	21,19 $\pm$ 1,95	18,69 $\pm$ 0,98	20,49 $\pm$ 2,37	17,80 $\pm$ 0,90
	4/CL	21,44 $\pm$ 1,80	19,40 $\pm$ 0,91	26,24 $\pm$ 2,51	17,91 $\pm$ 1,38
Schritt – Messung 2	1/IL	28,40 $\pm$ 1,66	30,94 $\pm$ 0,26	28,53 $\pm$ 3,19	31,43 $\pm$ 1,43
	2/DI	28,21 $\pm$ 2,04	30,50 $\pm$ 1,14	29,95 $\pm$ 2,72	32,70 $\pm$ 1,26
	3/LA	21,46 $\pm$ 1,73	19,36 $\pm$ 0,86	20,50 $\pm$ 2,83	17,81 $\pm$ 1,28
	4/CL	21,94 $\pm$ 1,98	19,20 $\pm$ 0,40	21,91 $\pm$ 3,16	18,06 $\pm$ 1,45
Trab – Messung 1	1/IL	29,39 $\pm$ 1,97	31,75 $\pm$ 0,88	29,11 $\pm$ 1,09	32,06 $\pm$ 0,68
	2/DI	28,80 $\pm$ 1,58	31,00 $\pm$ 0,78	29,56 $\pm$ 1,13	32,83 $\pm$ 0,79
	3/LA	21,02 $\pm$ 2,00	18,47 $\pm$ 0,78	19,69 $\pm$ 1,19	16,58 $\pm$ 0,81
	4/CL	20,78 $\pm$ 1,51	18,78 $\pm$ 0,77	21,65 $\pm$ 1,01	18,53 $\pm$ 0,71
Trab – Messung 1	1/IL	28,46 $\pm$ 2,05	30,89 $\pm$ 0,89	28,87 $\pm$ 1,34	31,75 $\pm$ 0,84
	2/DI	28,60 $\pm$ 1,73	30,93 $\pm$ 0,72	29,55 $\pm$ 1,67	33,11 $\pm$ 1,04
	3/LA	21,55 $\pm$ 2,05	18,92 $\pm$ 1,15	19,98 $\pm$ 1,58	16,56 $\pm$ 1,01
	4/CL	21,39 $\pm$ 1,71	19,25 $\pm$ 0,47	21,59 $\pm$ 1,26	18,58 $\pm$ 1,08

PFz (%TF) = Peak vertical force in Prozent der Gesamtkraft, IFz (%TF) = Symmetrieindex für Vertical Impulse in Prozent der Gesamtkraft IL= ipsilaterales Bein; DI= diagonales Bein; LA= lahmes Bein; CL= kontralaterales Bein; Messung 1 = vor dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform, Messung 2 = nach dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform

3.3.2. MFz bei den Standmessungen

Es konnten keine signifikanten Unterschiede in der mittleren vertikalen Kraft (MFz, %TF) in den vier Gliedmaßen zwischen der Versuchsgruppe und der Kontrollgruppe festgestellt werden. In der Tab. A3 sind die p-Werte vom Vergleich der einzelnen Beine unter verschiedenen Konditionen mit der Kontrollgruppe aufgelistet. Im Stand nach der Ganganalyse wurde in Kondition 1 (Stehen) jedoch bei der kontralateralen Gliedmaße ein p-Wert von 0,062 ermittelt, der knapp über der Signifikanzgrenze liegt. Eine vollständige Auflistung der MFz-Werte befindet sich in der Tab. 8.

Tab. 8: Deskriptive Statistik der mittleren vertikalen Kräfte (MFz) zwischen der Kontrollgruppe (Gruppe 1) und der Versuchsgruppe (Gruppe 2); Mittelwert $\pm$ Standardabweichung der mittleren vertikalen Bodenreaktionskraft (MFz in TF%); Genauere Beschreibungen zu den Konditionen finden sich bei Tab. 2.

Gruppe	Kondition	MFz (%TF)			
		Gliedermaße			
		1 / IL	2 / DI	3 / LA	4 / CL
1	1	33,65 $\pm$ 1,85	31,46 $\pm$ 2,16	17,70 $\pm$ 1,26	17,19 $\pm$ 0,71
	2	34,44 $\pm$ 1,84	30,10 $\pm$ 1,64	17,06 $\pm$ 1,58	18,40 $\pm$ 1,73
	3	34,86 $\pm$ 2,42	29,23 $\pm$ 1,85	18,06 $\pm$ 1,60	17,85 $\pm$ 1,83
2	1	30,93 $\pm$ 1,85	31,62 $\pm$ 2,16	17,69 $\pm$ 1,26	19,77 $\pm$ 0,71
	2	30,86 $\pm$ 1,84	31,17 $\pm$ 1,64	19,80 $\pm$ 1,58	18,17 $\pm$ 1,73
	3	31,53 $\pm$ 2,42	29,60 $\pm$ 1,85	19,57 $\pm$ 1,60	19,30 $\pm$ 1,83

IL= ipsilaterales Bein; DI= diagonales Bein; LA= lahmes Bein; CL= kontralaterales Bein; Kondition 1 = im Stehen, Kondition 2 = Kombination 20%, Kondition 3= Kombination 30%

In der Tab. 9 sind die p-Werte vom Vergleich der einzelnen Gliedermaßen von gesunden und erkrankten Hunden unter verschiedenen Konditionen aufgelistet. Innerhalb beider Gruppen zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Vorder- und Hintergliedmaßen über alle drei Testkonditionen hinweg ($p < 0,05$). Sowohl in der Versuchsgruppe als auch in der Kontrollgruppe waren die MFz-Werte der Vorderextremitäten signifikant höher als jene der Hinterextremitäten. Der Vergleich des MFz (in %TF) innerhalb der Vorder- bzw. Hintergliedmaßen ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den kontralateralen Gliedermaßen. Graphische Darstellung findet sich in der Abb. 2.

Tab. 9: p-Werte vom Vergleich der einzelnen Gliedmaßen von gesunden (Gruppe 1) und erkrankten (Gruppe 2) Hunden unter verschiedenen Konditionen. Die signifikanten Unterschiede ($p < 0,05$) sind **blau** markiert. Genauere Beschreibungen zu den Konditionen finden sich bei Tab. 2.

Gruppe	Gliedermaße		Kondition		
			1	2	3
1	1 / IL	2	0,977	0,526	0,486
		3	0,001	0,001	0,004
		4	0,002	0,001	0,004
	2 / DI	1	0,977	0,526	0,486
		3	0,007	0,003	0,012
		4	0,010	0,007	0,014
	3 / LA	1	0,001	0,001	0,004
		2	0,007	0,003	0,012
		4	1,000	0,995	1,000
	4 / CL	1	0,002	0,001	0,004
		2	0,010	0,007	0,014
		3	1,000	0,995	1,000
2	1 / IL	2	1,000	1,000	0,991
		3	0,003	0,012	0,027
		4	0,013	0,006	0,026
	2 / DI	1	1,000	1,000	0,991
		3	0,007	0,006	0,021
		4	0,022	0,004	0,025
	3 / LA	1	0,003	0,012	0,027
		2	0,007	0,006	0,021
		4	0,737	0,986	1,000
	4 / CL	1	0,013	0,006	0,026
		2	0,022	0,004	0,025
		3	0,737	0,986	1,000

IL= ipsilaterales Bein; DI= diagonales Bein; LA= lahmes Bein; CL= kontralaterales Bein; Kondition 1 = im Stehen, Kondition 2 = Kombination 20%, Kondition 3= Kombination 30%

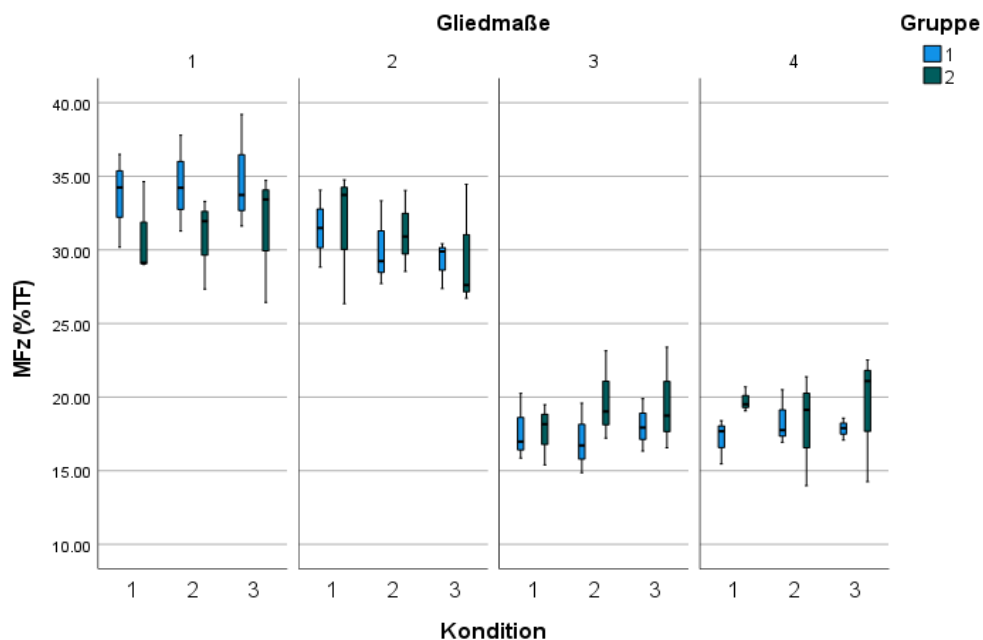


Abb. 2: Verteilung der mittleren vertikalen Kraft (MFz, %TF) pro Gliedmaße (1 = IL, 2 = DI, 3 = LA, 4 = CL) und Testkondition (1 = im Stehen, 2 = Kombination 20%, 3 = Kombination 30%) bei gesunden (Gruppe 1 in Blau) und OA-Hunden (Gruppe 2 in Grün).

3.4. bCOP auf der motorisierten Plattform

Die statistische Analyse ergab, dass hinsichtlich aller bewerteten bCOP-Parameter zwischen der Kontroll – und der Versuchsgruppe keine Signifikanz bestand (siehe Tab. A4). In Kondition 2 zeigte sich ein auffälliger, jedoch nicht signifikanter Unterschied in der Stützfläche (SS) mit einem p-Wert von 0,068, der knapp über der Signifikanzgrenze lag. Die Tab. 10 stellt die berechneten Mittelwerte und die zugehörigen Standardabweichungen der jeweiligen Gruppe und Kondition für die Parameter MLD (mm), CCD (mm), L (m), AS (mm/s) und SS (mm²) dar.

Tab. 10: Deskriptive Statistik (Mittelwert $\pm$ Standardabweichung) der gemessenen COP-Parameter unter verschiedenen Konditionen. Gruppe 1 entspricht der Kontrollgruppe (gesunde Hunde), Gruppe 2 der Versuchsgruppe (Hunde mit Osteoarthritis); Genauere Beschreibungen zu den Konditionen finden sich bei Tab. 2.

Kondition	Gruppe	MLD (mm)	CCD (mm)	L (m)	AS (mm/s)	SS (mm ²)
1	1	2,9 $\pm$ 0,70	2,50 $\pm$ 0,63	0,35 $\pm$ 0,04	26.15 $\pm$ 8.63	0,42 $\pm$ 0,21
	2	4,07 $\pm$ 0,87	2,4 $\pm$ 0,61	0,58 $\pm$ 0,36	26.99 $\pm$ 3.79	0,50 $\pm$ 0,22
2	1	25,05 $\pm$ 5,36	9,11 $\pm$ 1,11	0,71 $\pm$ 0,42	45.61 $\pm$ 11.47	27,56 $\pm$ 4,26
	2	23,18 $\pm$ 0,47	7,60 $\pm$ 0,57	0,94 $\pm$ 0,65	43.76 $\pm$ 4.10	17,60 $\pm$ 5,51
3	1	35,24 $\pm$ 5,79	13,41 $\pm$ 2,08	1,06 $\pm$ 0,87	79.32 $\pm$ 9.46	52,25 $\pm$ 10,21
	2	33,80 $\pm$ 8,57	9,96 $\pm$ 4,65	1,16 $\pm$ 0,45	69.59 $\pm$ 20.08	39,22 $\pm$ 40,95

MLD: mediolateral displacement; CCD: craniocaudal displacement; L: total length of COP; AS: average speed of COP; SS: support surface of COP; Kondition 1 = im Stehen, Kondition 2 = Kombination 20 %, Kondition 3 = Kombination 30 %.

4. Diskussion

Das Ziel dieser Diplomarbeit war, anhand objektiver Parameter zu untersuchen, ob sich durch eine einmalige Trainingseinheit auf einer motorisierten Plattform signifikante Veränderungen im Gangbild, beispielsweise in Form einer verstärkten Lahmheit, von Hunden mit Gon- bzw. Cubarthrose feststellen lassen, welche Veränderungen in den vertikalen Kräften während der Ganganalyse bzw. den Standmessungen auftreten und wie sich bCOP-Parameter während des Trainings auf dem mechanischen Trainingsgerät ändern. Dabei lag der Fokus auf der Analyse der Bodenreaktionskräfte vor und nach der Anwendung der motorisierten Trainingsplattform, sowie auf den Änderungen der mittleren vertikalen Kräfte (MFz, %TF) und COP-Werte während der Trainingseinheit unter erschwerten Bedingungen. Es wurde angenommen, dass während der Standmessungen an der erkrankten Gliedmaße eine Senkung der vertikalen Bodenreaktionskräfte erfolgt und die Körpermasse vermehrt auf das kontralaterale sowie diagonale Bein verlagert wird. Zudem wurde mit steigenden Amplituden und Geschwindigkeiten die Verstärkung des kompensatorischen Effektes erwartet. Eine weitere Hypothese war, dass mit zunehmender Trainingsintensität, Anzeichen einer abnehmenden Stabilität – erkennbar durch ein instabileres CoP-Muster – bei Hunden mit OA sichtbar werden.

Im Hinblick auf die erste Hypothese konnte nicht gestützt werden, dass an der erkrankten Gliedmaße die Bodenreaktionskräfte sinken und die Körpermasse auf das kontralaterale Bein verlagert wird. Im Vergleich zur Kontrollgruppe zeigte sich im neutralen Stehen bei Hunden mit OA ein erhöhter MFz (%TF) an der kontralateralen Gliedmaße ($p=0,062$). Dieses Resultat deutet auf eine mögliche Kompensation hin, bei der die an OA leidenden Hunde versuchen, während des neutralen Stehens auf das erkrankte Bein wirkenden Kräfte und den damit verbundenen Schmerzen entgegenzuwirken. Da die Körperhaltung, auch in der ruhigen Standposition, ständig durch interne und externe Einflüsse gestört wird, erfolgt die Aufrechterhaltung der Balance durch kontinuierliche kompensatorische Mechanismen, die als natürliche Schwankung (*postural sway*) bezeichnet werden (17). Allerdings konnte der in der Hypothese erwartete stärkere Kompensationseffekt bei höheren Amplituden und Geschwindigkeiten und die Verlagerung der Körpermasse auf das diagonale Bein nicht nachgewiesen werden und könnte u.a. durch die geringe Stichprobengröße (siehe Abschn. 2.2.) beeinflusst worden sein. Wie erwartet zeigten sich innerhalb beider Gruppen signifikant höhere MFz-Werte an den Vordergliedmaßen im Vergleich zu den Hintergliedmaßen, was der physiologischen Gewichtsverteilung beim Hund entspricht. Im Stand werden etwa 60% der Körpermasse von den Vorderbeinen und 40% von den Hinterbeinen getragen (26).

Die zweite Hypothese, dass mit steigender Amplitude und Geschwindigkeit mehr Anzeichen von Instabilität des COPs bei Hunden mit OA beobachtet werden, konnte in dieser Pilotstudie nicht gestützt werden. Die steigenden Amplituden und Geschwindigkeiten dienen zur Darstellung der externen, mechanischen Perturbationen und stellen eine Herausforderung für die Aufrechterhaltung der PS dar. Obwohl ein Parameter (SS in Kondition 2: $p=0,068$) eine mögliche statistische Tendenz widerspiegelte, zeigte diese Kondition mit 20% Amplitude und 20% Geschwindigkeit dennoch keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der gemessenen bCOP-Parameter zwischen der Kontroll- und Versuchsgruppe. Dies widerspricht den Resultaten von Lutonsky et al. (2023), in der nachgewiesen wurde, dass bei gesunden Hunden dreidimensionale Elisphärenbewegungen zu einem signifikanten Anstieg durchaus aller COP-Parameter führten. In der Studie wurde bewiesen, dass während der Standmessung und bei geringer Amplitude der COP in

kraniokaudaler Richtung eine deutlich größere Verschiebung als in mediolateraler Richtung zeigte. Sie haben es beschrieben, dass die Kombination aus hoher Amplitude und Geschwindigkeit eine große Belastung für die Hunde darstellte (24). In der Studie von Hall et al. (2025) wurden bei 13 gesunden Hunden auch die Effekte äußerer Balancestörungen auf den COP evaluiert. Die Hunde wurden unter vier verschiedenen Bedingungen untersucht: im Stehen, bei externer Perturbation, bei Kopfdrehung und mit verbundenen Augen. Die Messung der COP-Parameter erfolgte mithilfe einer Druckmessplatte. Die externe Perturbation bestand in dieser Studie darin, dass Person A hinten am kaudalen Abdomen des Hundes mit einer flachen Handfläche externe Stimulationen ausübte, während Person B die Aufmerksamkeit des Hundes vorne aufrechterhielt. Es konnte beobachtet werden, dass die von außen einwirkenden Störreize zu einem signifikanten Anstieg der Area sowie der kraniokaudalen und der mediolateralen Auslenkung führten (27). Diese Resultate unterstützen die Annahme, dass äußere mechanische Reize die PS fordern und eine signifikante Veränderung im bCOP-Muster verursachen können. Eine mögliche Erklärung, für die in der vorliegenden Pilotstudie nicht erreichten Signifikanzen könnte in der unzureichenden Stichprobengröße liegen: Die durchgeführte Poweranalyse (siehe Abschn. 2.2.) zeigte, dass mindestens 11 Hunde pro Gruppe erforderlich gewesen wären, um einen Effekt der erwarteten Größe mit ausreichender statistischer Power nachzuweisen. Alternative Kompensationsmuster der erkrankten Hunde könnten auch die fehlenden COP-Veränderungen in unserer Pilotstudie begründen. Carillo et al. (2018) haben in ihrer Studie im Zuge einer posturographischen Untersuchung gesunde Hunde mit orthopädisch erkrankten Hunden verglichen. Die Gruppe der erkrankten Hunde setzte sich aus Hunden mit Ellbogengelenksdysplasie (ED) und Kreuzbandriss (CCLR) zusammen. Obwohl die Statokinesiogramme und Stabilogramme signifikante Unterschiede zwischen den gesunden und den erkrankten Hunden zeigten, waren bei einem direkten Vergleich zwischen der ED- und CCLR-Gruppe die mittleren statokinetischen Werte der ED-Gruppe deutlich höher als jene der CCLR-Gruppe. Dieses Forschungsergebnis betont, dass Balancestörungen bei Erkrankungen der Vorderextremitäten markanter sind. Nachdem im Stand durch die Hintergliedmaßen ein geringerer Anteil (40%) der Körpermasse getragen wird, sind die Veränderungen der PS im Falle einer Lahmheit der Hinterextremität weniger ausgeprägt (26, 28). Die an unserer Studie teilgenommenen Hunde waren ausschließlich an den Hintergliedmaßen von OA betroffen. Für unsere Pilotstudie könnte dies erklären, dass die kompensatorischen Effekte keine messbare Erhöhung der COP-Parameter mit sich gebracht haben.

Die Untersuchung der vertikalen Spitzenkraft (PFz, %TF) und des vertikalen Impulses (IFz, %TF) im Zuge der Ganganalyse hat keine signifikanten Unterschiede erkennen lassen. Weder zwischen den Gruppen noch zwischen den Messzeitpunkten (vor oder nach dem Training auf der motorisierten Plattform) war eine statistische Signifikanz zu beobachten. Die Auswertung des SI (%) zwischen den Messzeitpunkten in der Gruppe der erkrankten Hunde führte ebenfalls zu keinem statistisch nachweisbaren Unterschied. Dies lässt vermuten, dass die Trainingseinheit auf der motorisierten Trainingsplattform keinen negativen Einfluss auf die Gliedmaßenbelastung darstellte. Die Hypothese, dass nach dem Training keine Verstärkung der Lahmheit erfolgt, konnte folglich gestützt werden. Der Vergleich der Symmetrieindizes zwischen den gesunden und erkrankten Tieren ergab unter mehreren Bedingungen signifikanten Unterschiede in der SI (%) (Tab. 5). Diese Resultate sind den Erwartungen entsprechend, da die Lahmheit zu einer asymmetrischen Belastung der

Gliedmaßen führt. Der limitierende Faktor dieser Pilotstudie war die kleine Stichprobe. Die Durchführung der Poweranalyse hat erkennen lassen (Abschn. 2.2.), dass mindestens 11 Hunde pro Gruppe erforderlich gewesen wären, um statistische Signifikanz nachweisen zu können. Bei einer Wiederholung der Studie mit größerer Fallzahl, könnten u.a. mehr Auskunft über die Effekte der äußerlichen, mechanischen Störungen auf die PS der OA-PatientInnen geben.

Die gesammelten Daten lassen sich aktuell nur eingeschränkt mit anderen Studien vergleichen, da bis jetzt weder die Einflüsse externer Perturbationen auf die PS noch die Auswirkungen einer Trainingseinheit auf der motorisierten Plattform auf die Lahmheit bei Hunden mit Osteoarthritis untersucht worden sind. Lutonsky et al. (2023) und Hall et al. (2025) haben zwar in ihrer Studie die Einflüsse äußerlicher mechanischer Störungen auf den COP untersucht, aber die Analysen wurden an gesunden Hunden durchgeführt (24, 27). Es wird empfohlen, derartige Untersuchungen auch bei Hunden mit neurologischen bzw. orthopädischen Krankheiten zu verwirklichen, um klinisch relevante Erkenntnisse zu gewinnen. Um die klinische Relevanz solcher Analysen weiter zu klären, sollten zukünftige Studien eine standardisierte Methodik verfolgen, etwa durch ausreichend große und homogene Stichproben, sowie reproduzierbare Messprotokolle. Bei der Auswahl der Tiere sollte weiterhin auch der Einfluss demographischer Merkmale, wie das Alter und die Körpermasse, berücksichtigt werden. Mondino et al. (2022) haben in ihrer Studie beweisen können, dass die posturale Stabilität mit zunehmendem Alter abnimmt. Eine Gruppe von jüngeren Hunden (n=40) wurde mit Seniorenhunden (n=28) verglichen und nach den durchgeführten Messungen auf einer Druckmessplatte im ruhigen Stehen festgestellt, dass insbesondere ältere Hunde im Vergleich zu den jüngeren eine deutlich erhöhte COP-Auslenkung zeigten. Darüber hinaus wurde eine klare Korrelation zwischen COP-Parametern und morphometrischen Merkmalen wie Körpermasse, Schulterhöhe und Körperlänge entdeckt. Diese Erkennung unterstreicht die Relevanz einer homogenen Gruppenzusammensetzung in Bezug auf Körpergröße und -form. Ist dies nicht möglich, sollte zumindest ein morphometrisches Merkmal als Kovariate in die statistische Analyse inkorporiert werden (10). Für zukünftige Forschungsprojekte wird auch die Entwicklung eines Messprotokolls empfohlen. Die objektive Ganganalyse auf einer Druckmessplattform stellt inzwischen eine verlässliche und weit verbreitete Methode in der Veterinärmedizin dar, um wertvolle Informationen von der Gliedmaßenbelastung der Tiere zu erlangen. Die oben erwähnte Analyse wird immer häufiger zur Evaluation der Ergebnisse chirurgischer oder medizinischer Behandlungen von orthopädischen Erkrankungen implementiert (29). Im Gegensatz zu manuellen Gleichgewichtsübungen, beispielsweise auf einem Balance Board oder Wobble Board, bei denen die Intensität und Ausführung stark von der TherapeutIn abhängen (30), lassen sich bei einer motorisierten Trainingsplattform, Amplitude und Geschwindigkeit genau einstellen. Somit stellt dieses Gerät ein hochwertiges Instrument dar, um die Wirkung von äußerlichen Störreizen unter kontrollierten Bedingungen zu erforschen. So wurde auch in der Studie von Lutonsky et al. (2023) empfohlen, dass in bevorstehenden Untersuchungen mit ähnlichen Geräten, große Amplituden in Relation zu hohen Geschwindigkeiten bei den Einstellungen favorisiert werden sollten. Der Grund dafür ist, dass bei großen Amplituden die größten COP-Auslenkungen, sprich die größte Herausforderung für die posturale Stabilität, erfasst wurden. Nach ihren Beobachtungen wurde die Einstellung „Kombi 30%“ (Geschwindigkeit 30%, Amplitude 30%) von den Hunden nicht gut toleriert (24). Nicht zuletzt sollte zukünftig die Bedeutung von Langzeitstudien

stärker berücksichtigt werden. Die wiederholten Messungen der COP-Parameter und der Bodenreaktionskräfte stellen ein wichtiges Instrument zur Nachverfolgung therapeutischer Effekte dar. Sie ergänzen die manuelle orthopädische Untersuchung und helfen auf lange Sicht bei der objektiven Erfassung der Veränderungen der PS und der funktionellen Gliedmaßenbelastung. Die Effekte eines vierwöchigen propriozeptiven Trainingsprogramms bei gesunden Hunden haben Lutonsky et al. (2025) in ihrer Studie geforscht. Die Hunde der Versuchsgruppe haben zweimal die Woche an einem zehnminütigen Propriozeptionstraining auf der motorisierten Plattform teilgenommen. Sowohl vor dem Beginn als auch nach dem Ablauf des Trainingsprogramms haben die ForscherInnen bestimmte COP-Werte wie CCD%, MLD% und SS% im ruhigen Stehen, in der Bergab-Neigung, in der Bergauf-Neigung und im Stand mit äußerer Störung (perturbed stance) mithilfe einer Druckmessplatte erfasst(31). Im Vergleich zur Kontrollgruppe, deren Hunde nicht an einem Training teilgenommen haben, zeigte die Trainingsgruppe eine statistisch signifikante Reduktion von CCD% und SS% beim Bergauf-Stand und MLD% beim Bergab-Stand. Die kleineren COP-Auslenkungen und die Reduktion der Stützfläche sprechen für die Verbesserung der PS infolge des Trainingsprotokolls (31). Auch Tuchpramuk et al. (2025) demonstrierten, indem sie 12 Monate lang bei Hunden nach einer Femurkopfresektion den Rehabilitationsverlauf verfolgt haben, dass die objektive Beurteilung der Funktionswiederherstellung der betroffenen Extremität mit einer Kraftmessplatte, durchaus sinnvoll ist. Die Autoren haben festgestellt, dass nach drei bis vier Monaten postoperativ keinen signifikanten Unterschied in der vertikalen Spitzenkraft (PFz) zwischen den operierten und den nicht operiertem Hinterbein herrschte, was für die Wiederherstellung der Funktionalität sprach (32). Die Resultate betonen die Bedeutsamkeit der Langzeitmessungen, um mit standardisierten, langfristigen Analysen zur evidenzbasierten Weiterentwicklung rehabilitativer Maßnahmen zu beitragen.

Ein weiterer Punkt, der in zukünftigen Studienmodellen in Erwägung gezogen werden kann, ist die sequenzielle Auswertung einzelner Umdrehungen der motorisierten Trainingsplattform. In unserer Pilotstudie wurden die MFz (%TF) und COP-Parameter über einen Messzeitraum gemittelt. Diese Parameter könnten nicht nur als Durchschnitt, sondern positionsbezogen ausgewertet werden. Eine sequenzielle Analyse ermöglicht das Erkennen sensibler Veränderungen in der posturalen Stabilität. In zukünftigen Forschungsarbeiten könnten dadurch auch kleinere Belastungsveränderungen, wie z.B. während der Neigung der Plattform in die Richtung der betroffenen Extremität, und kompensatorische Mechanismen genauer aufgeklärt werden.

Ein zentrales Ziel der Rehabilitation von Hunden mit OA ist die frühzeitige Erkennung und Korrektur asymmetrischer Belastungsmuster. Mit bestimmten Rehabilitationsmaßnahmen wie z.B. Koordinations- und Gleichgewichtsübungen auf dem Trampolin oder auf einer motorisierten Plattform, die sich fördernd auf die Stabilität der Körperhaltung und der Gliedmaßenstellung des Tieres auswirken, kann das physiologische Gangbild aufrechterhalten werden und sie dienen auch zur Vermeidung von Schonhaltungen, die häufig bei Hunden mit OA auftreten. Bei chronischen Erkrankungen ist soeben noch wichtiger, diese Folgeschäden gezielt mit den entsprechenden Therapienormen entgegenzuwirken, bevor noch weitere Funktionsverluste auftreten (6). In unserer Pilotstudie konnte observiert werden, dass die Gruppe der erkrankten Hunde das Training auf der motorisierten Plattform gut toleriert haben. Man sollte auch berücksichtigen, dass die Koordination der PatientInnen, u.a. durch Schmerzen, Bewegungseinschränkungen und das

Alter des Tieres, eine Störung aufweisen könnte, daher sind der ruhige Umgang und die potenzielle Anpassung der Therapie für den langfristigen Therapieerfolg ausschlaggebend (6). Ein weiterer Aspekt, der zu einem erfolgreichen Therapieplan beiträgt, ist die objektive Beurteilung des Gangbildes auf einer Druckmessplattform. Die erhobenen Parameter sind bei der Beurteilung des Rehabilitationsverlauf behilflich, indem sie auf die Pfoten wirkenden Kräfte als prozentuale Belastung der Körpermasse des Hundes wiedergeben (33). Unsere Pilotstudie vereint diese Aspekte – die Evaluation der PS mittels bCOP-Analyse im Rahmen eines Propriozeptionstrainings wie auch die Aufzeichnung der Bodenreaktionskräfte durch die kinetische Ganganalyse. Diese Kombination ermöglicht eine extensive Beurteilung des Rehabilitationsverlaufs, da viele Hunde tatsächlich im Schritt oder Trab keine ausgeprägte oder nur eine geringe Lahmheit zeigen, belasten im Stehen jedoch die Gliedmaßen asymmetrisch (34). Gerade kleine Fortschritte - wie eine Reduktion der Stützfläche (SS) – lassen sich über wiederholte Messungen erfassen, selbst wenn sie mit dem freien Auge nicht sichtbar sind. Die Überprüfung von Daten und Rehabilitationsprotokollen ist unerlässlich und gewährleisten die Einschätzung des tatsächlichen Rehabilitationsstatus der PatientInnen und helfen den SpezialistInnen dabei, ggf. Änderungen zur Verbesserung der Rehabilitationsergebnissen einleiten zu können (34).

5. Konklusion

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass unsere Studie zum ersten Mal gezeigt hat, dass die Anwendung einer motorisierten Trainingsplattform und einer Druckmessplatte zur Messung des Druckzentrums (COP) bei Hunden mit Osteoarthritis unter erschwerten Bedingungen durch die bewegte Plattform möglich und durchführbar ist. Dennoch sind keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen erkannt worden, jedoch konnten Hinweise auf Trends in der PS sowie auf mögliche kompensatorische Mechanismen gesammelt werden. Es wurde gezeigt, dass auch die orthopädisch erkrankten Tiere die Perturbationen gut tolerieren und anhand des eingesetzten Setups Veränderungen in der PS detektiert werden können. Die begrenzte Gruppengröße dieser Pilotstudie ($n=6$) könnte dabei mitgewirkt haben, dass potenziell vorhandene Unterschiede statistisch nicht verifizierbar waren. Die Aussagekraft der Ergebnisse wird durch die erwähnte Feststellung eingeschränkt.

Dieses neu erworbene Wissen kann bei der Erschaffung standardisierter Messprotokolle zur objektiven Beurteilung der PS bei Hunden mit orthopädischen Erkrankungen mitwirken und in der Zukunft dazu beitragen, therapeutische Maßnahmen gezielter zu planen und mittels objektiver Analysen den Rehabilitationsverlauf sorgfältiger zu überwachen.

Anhang

Tab. A1: p-Werte vom Gruppenvergleich (Gruppe 1 = Kontrollgruppe, Gruppe 2 = Versuchsgruppe) der PFz (%) und des IFz (%) der einzelnen Extremitäten, vor und nach dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform im Schritt und Trab.

Parameter	Messung	Geschwindigkeit	Gliedermaße			
			1 / IL	2 / DI	3 / LA	4 / CL
IFz (%)	1	1	0,399	0,249	0,399	0,270
		2	0,714	0,080	0,075	0,755
	2	1	0,657	0,141	0,226	0,347
		2	0,379	0,072	0,094	0,466
PFz (%)	1	1	0,911	0,770	0,964	0,694
		2	0,868	0,613	0,463	0,539
	2	1	0,959	0,745	0,705	0,993
		2	0,824	0,608	0,441	0,897

Messung 1 = vor dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform, Messung 2 = nach dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform; Geschwindigkeit 1 = Schritt, Geschwindigkeit 2 = Trab; IL= ipsilaterales Bein; DI= diagonales Bein; LA= lahmes Bein; CL= kontralaterales Bein

Tab. A2: p-Werte vom Vergleich der Messzeitpunkte (Messung 1 = vor dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform; Messung 2 = nach dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform) der PFz (%) und des IFz (%) der einzelnen Extremitäten, zwischen Gruppe 1 und 2 im Schritt und Trab.

Parameter	Gruppe	Geschwindigkeit	Gliedermaße			
			1 / IL	2 / DI	3 / LA	4 / CL
IFz (%)	1	1	0,865	0,553	0,527	0,858
		2	0,330	0,937	0,651	0,560
	2	1	0,705	0,800	0,996	0,895
		2	0,714	0,750	0,985	0,946
PFz (%)	1	1	0,872	0,878	0,916	0,834
		2	0,592	0,900	0,770	0,678
	2	1	0,827	0,955	0,818	0,598
		2	0,891	0,996	0,869	0,971

PFz (%TF) = Peak vertical force in Prozent der Gesamtkraft, IFz (%) = Symmetrieindex für Vertical Impulse in Prozent der Gesamtkraft; Gruppe 1 = Kontrollgruppe, Gruppe 2 = Versuchsgruppe; Geschwindigkeit 1 = Schritt, Geschwindigkeit 2 = Trab; IL= ipsilaterales Bein; DI= diagonales Bein; LA= lahmes Bein; CL= kontralaterales Bein;

Tab. A3: p-Werte der einzelnen Beine unter verschiedenen Konditionen der Kontrollgruppe mit jenen der Versuchsgruppe. Genauere Beschreibungen zu den Konditionen finden sich bei Tab. 2. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt. Der orange markierte Zahlenwert befindet sich knapp über der Signifikanzgrenze.

Kondition	MFz			
	1 / IL	2 / DI	3 / LA	4 / CL
1	0,357	0,962	0,995	0,062
2	0,242	0,669	0,287	0,930
3	0,387	0,896	0,540	0,606

IL= ipsilaterales Bein; DI= diagonales Bein; LA= lahmes Bein; CL= kontralaterales Bein; Kondition 1 = im Stehen, Kondition 2 = Kombination 20%, Kondition 3= Kombination 30%

Tab. A4: Vergleich der p-Werte der COP-Parameter der Kontrollgruppe (Gruppe 1) mit jenen der Versuchsgruppe (Gruppe 2) auf der motorisierten Plattform unter verschiedenen Konditionen. Genauere Beschreibungen zu den Konditionen finden sich bei Tab. 2. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt. Der orange markierte Zahlenwert befindet sich knapp über der Signifikanzgrenze.

Kondition	MLD	CCD	L	AS	SS
1	0,145	0,852	0,345	0,885	0,693
2	0,580	0,104	0,639	0,805	0,068
3	0,820	0,305	0,869	0,490	0,621

MLD: mediolateral displacement; CCD: craniocaudal displacement; L: total length of COP; AS: average speed of COP; SS: support surface of COP; Kondition 1 = im Stehen, Kondition 2 = Kombination 20%; Kondition 3 = Kombination 30%

Literatur

1. Mele E. Epidemiology of Osteoarthritis. In: *Veterinary Focus* 17(3); 2007.
2. Robinson WH, Lepus CM, Wang Q, Raghu H, Mao R, Lindstrom TM et al. Low-grade inflammation as a key mediator of the pathogenesis of osteoarthritis. *Nat Rev Rheumatol* 2016; 12(10):580–92. doi: 10.1038/nrrheum.2016.136.
3. Mlacnik E, Bockstahler BA, Müller M, Tetrack MA, Nap RC, Zentek J. Effects of caloric restriction and a moderate or intense physiotherapy program for treatment of lameness in overweight dogs with osteoarthritis. *J Am Vet Med Assoc* 2006; 229(11):1756–60. doi: 10.2460/javma.229.11.1756.
4. Aragon CL, Hofmeister EH, Budsberg SC. Systematic review of clinical trials of treatments for osteoarthritis in dogs. *J Am Vet Med Assoc* 2007; 230(4):514–21. doi: 10.2460/javma.230.4.514.
5. Sanderson RO, Beata C, Flipo R-M, Genevois J-P, Macias C, Tacke S et al. Systematic review of the management of canine osteoarthritis. *Vet Rec* 2009; 164(14):418–24. doi: 10.1136/vr.164.14.418.
6. Fuchs S, Könneker H. *Physiotherapie in der Kleintierpraxis: Von der Befundung zum Therapieplan*. 4., aktualisierte und erweiterte Auflage. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 2023.
7. Marshall W, Bockstahler B, Hulse D, Carmichael S. A review of osteoarthritis and obesity: current understanding of the relationship and benefit of obesity treatment and prevention in the dog. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2009; 22(5):339–45. doi: 10.3415/VCOT-08-08-0069.
8. Rychel JK. Diagnosis and treatment of osteoarthritis. *Top Companion Anim Med* 2010; 25(1):20–5. doi: 10.1053/j.tcam.2009.10.005.
9. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? *Clin Rehabil* 2000; 14(4):402–6. doi: 10.1191/0269215500cr342oa.
10. Mondino A, Wagner G, Russell K, Lobaton E, Griffith E, Gruen M et al. Static posturography as a novel measure of the effects of aging on postural control in dogs. *PLoS One* 2022; 17(7):e0268390. doi: 10.1371/journal.pone.0268390.
11. Gao C-C, Chern J-S, Chang C-J, Lai P-L, Lung C-W. Center of pressure progression patterns during level walking in adolescents with idiopathic scoliosis. *PLoS One* 2019; 14(4):e0212161. doi: 10.1371/journal.pone.0212161.
12. Bieber B, Reicher B, Tichy A, Bockstahler B. Changes in Ground Reaction Forces and Center of Pressure Parameters of Paws When Wearing Dog Boots in Dogs. *Front Vet Sci* 2022; 9:906277. doi: 10.3389/fvets.2022.906277.
13. López S, Vilar JM, Rubio M, Sopena JJ, Damiá E, Chicharro D et al. Center of pressure limb path differences for the detection of lameness in dogs: a preliminary study. *BMC Vet Res* 2019; 15(1):138. doi: 10.1186/s12917-019-1881-1.
14. Charalambous D, Lutonsky C, Keider S, Tichy A, Bockstahler B. Vertical ground reaction forces, paw pressure distribution, and center of pressure during heelwork in working dogs competing in obedience. *Front Vet Sci* 2023; 10:1106170. doi: 10.3389/fvets.2023.1106170.

15. Reicher B, Tichy A, Bockstahler B. Center of Pressure in the Paws of Clinically Sound Dogs in Comparison with Orthopedically Diseased Dogs. *Animals (Basel)* 2020; 10(8). doi: 10.3390/ani10081366.
16. Truszczyńska A, Trzaskoma Z, Białecki J, Drzał-Grabiec J, Dadura E, Rapała K et al. The effect of unilateral osteoarthritis of the hip on postural balance disorders. *Hip Int* 2016; 26(6):567–72. doi: 10.5301/hipint.5000395.
17. Manera ME, Carrillo JM, Batista M, Rubio M, Sopena J, Santana A et al. Static Posturography: A New Perspective in the Assessment of Lameness in a Canine Model. *PLoS One* 2017; 12(1):e0170692. doi: 10.1371/journal.pone.0170692.
18. Charalambous D, Strasser T, Tichy A, Bockstahler B. Ground Reaction Forces and Center of Pressure within the Paws When Stepping over Obstacles in Dogs. *Animals (Basel)* 2022; 12(13). doi: 10.3390/ani12131702.
19. Sherif T, Twele F, Meller S, Müller-Anders A, Volk HA. Quantification of spinal ataxia in dogs with thoracolumbar spinal cord injury. *Front Vet Sci* 2023; 10:1183755. doi: 10.3389/fvets.2023.1183755.
20. Wilson ML, Roush JK, Renberg WC. Single-day and multiday repeatability of stance analysis results for dogs with hind limb lameness. *Am J Vet Res* 2019; 80(4):403–9. doi: 10.2460/ajvr.80.4.403.
21. Brantberg I, Grooten WJA, Essner A. The Effect of Therapeutic Exercise on Body Weight Distribution, Balance, and Stifle Function in Dogs following Stifle Injury. *Animals (Basel)* 2023; 14(1). doi: 10.3390/ani14010092.
22. Witte P, Scott H. Investigation of lameness in dogs. *In Practice* 2011; 33(2):58–66. doi: 10.1136/inp.d453.
23. Baumgartner W, Wittek T, Hrsg. *Klinische Propädeutik der Haus- und Heimtiere*. 9., aktualisierte und erweiterte Auflage. Stuttgart: Enke Verlag; 2018.
24. Lutonsky C, Peham C, Mucha M, Reicher B, Gaspar R, Tichy A et al. External mechanical perturbations challenge postural stability in dogs. *Front Vet Sci* 2023; 10:1249951. doi: 10.3389/fvets.2023.1249951.
25. Aghapour M, Affenzeller N, Lutonsky C, Peham C, Tichy A, Bockstahler B. A validation study to analyze the reliability of center of pressure data in static posturography in dogs. *Front Vet Sci* 2024; 11:1353824. doi: 10.3389/fvets.2024.1353824.
26. Gillette RL, Angle TC. 11 - Canine Locomotion Analysis. In: Millis D, Levine D, Hrsg. *Canine Rehabilitation and Physical Therapy (Second Edition)*. St. Louis: W.B. Saunders; 2014. S. 201–10. Verfügbar unter: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781437703092000119>.
27. Hall H, Evans RB, Balogh M, Gordon-Evans WJ. Evaluation of Change in Center of Pressure During Perturbation of Balance Including Blindfolding in Healthy Dogs. *Animals (Basel)* 2025; 15(12). doi: 10.3390/ani15121790.
28. Carrillo JM, Manera ME, Rubio M, Sopena J, Santana A, Vilar JM. Posturography and dynamic pedobarography in lame dogs with elbow dysplasia and cranial cruciate ligament rupture. *BMC Vet Res* 2018; 14(1):108. doi: 10.1186/s12917-018-1435-y.
29. Voss K, Imhof J, Kaestner S, Montavon PM. Force plate gait analysis at the walk and trot in dogs with low-grade hindlimb lameness. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2007; 20(4):299–304. doi: 10.1160/vcot-07-01-0008.

30. Millis DL, Levine D. 28 - Exercises for Proprioception and Balance. In: Millis D, Levine D, Hrsg. Canine Rehabilitation and Physical Therapy (Second Edition). St. Louis: W.B. Saunders; 2014. S. 484–94 Verfügbar unter: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781437703092000284>.
31. Lutonsky C, Affenzeller N, Aghapour M, Wegscheider J, Peham C, Tichy A et al. Improving postural stability through proprioceptive training in dogs. *Front. Vet. Sci.* 2025; 12. doi: 10.3389/fvets.2025.1645875.
32. Tuchpramuk P, Kaenkangploo D, Srithunyarat T, Seesupa S, Hoisang S, Lascelles BDX et al. Force Plate Gait Analysis in Dogs After Femoral Head and Neck Excision. *Vet Sci* 2025; 12(5). doi: 10.3390/vetsci12050469.
33. Häusler K. Effektive Strategien zur Unterstützung von Hunden mit verzögerter Frakturheilung. *Hands on - Manuelle und Physikalische Therapien in der Tiermedizin* 2025; 07(01):17–28. doi: 10.1055/a-2493-0238.
34. Millis DL, Levine D. 13 - Assessing and Measuring Outcomes. In: Millis D, Levine D, Hrsg. Canine Rehabilitation and Physical Therapy (Second Edition). St. Louis: W.B. Saunders; 2014. S. 220–42 Verfügbar unter: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781437703092000132>. doi: 10.1055/a-2493-0238.

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Demografische Daten der Versuchs- und Kontrollgruppe	5
Tab. 2: Darstellung der Messbedingungen. Die Geschwindigkeit wird als Prozentwert der maximalen Umdrehungs-Geschwindigkeit (%) des Geräts und Umdrehungen pro Minute (U/min) angegeben; die Amplitude wird analog in Prozent der maximalen Amplitude (%) des Geräts und in Grad (°) dargestellt (24)	6
Tab. 3: Deskriptive Statistik des Symmetrieindex für PFz (%) und IFz (%) bei beiden Gruppen (Kontrollgruppe = Gruppe 1; Versuchsgruppe = Gruppe 2) vor (Messung 1) und nach (Messung 2) dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform im Schritt und Trab	10
Tab. 4: p-Werte vom Vergleich der Messzeitpunkte (Messung 1 = vor dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform; Messung 2 = nach dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform) des Symmetrieindex (SI) für PFz (%) und IFz (%). Die signifikanten Unterschiede ($p < 0,05$) sind blau markiert.....	10
Tab. 5: p-Werte vom Gruppenvergleich (Gruppe 1 = Kontrollgruppe, Gruppe 2 = Versuchsgruppe) des Symmetrieindex (SI) für PFz (%) und IFz (%). Die signifikanten Unterschiede ($p < 0,05$) sind blau markiert.....	11
Tab. 6: Deskriptive Statistik der mittleren Geschwindigkeit (V, m/s) und mittleren Beschleunigung (A, m/s ²) im Schritt und Trab, jeweils vor und nach dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform. Die Werte sind als Mittelwert $\pm$ Standardabweichung angegeben.....	11
Tab. 7: Deskriptive Statistik der PFz (%TF) und des IFz (%TF) für die einzelnen Extremitäten zwischen der Gruppe 1 (Kontrollgruppe) und der Gruppe 2 (Versuchsgruppe), jeweils vor und nach dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform im Schritt und Trab. Die Werte sind als Mittelwert $\pm$ Standardabweichung angegeben.	12
Tab. 8: Deskriptive Statistik der mittleren vertikalen Kräfte (MFz) zwischen der Kontrollgruppe (Gruppe 1) und der Versuchsgruppe (Gruppe 2); Mittelwert $\pm$ Standardabweichung der mittleren vertikalen Bodenreaktionskraft (MFz in TF%); Genauere Beschreibungen zu den Konditionen finden sich bei Tab. 2.	13
Tab. 9: p-Werte vom Vergleich der einzelnen Gliedmaßen von gesunden (Gruppe 1) und erkrankten (Gruppe 2) Hunden unter verschiedenen Konditionen. Die signifikanten Unterschiede ($p < 0,05$) sind blau markiert. Genauere Beschreibungen zu den Konditionen finden sich bei Tab. 2.....	14
Tab. 10: Deskriptive Statistik (Mittelwert $\pm$ Standardabweichung) der gemessenen COP-Parameter unter verschiedenen Konditionen. Gruppe 1 entspricht der Kontrollgruppe (gesunde Hunde), Gruppe 2 der Versuchsgruppe (Hunde mit Osteoarthritis); Genauere Beschreibungen zu den Konditionen finden sich bei Tab. 2.	15

Tab. A1: p-Werte vom Gruppenvergleich (Gruppe 1 = Kontrollgruppe, Gruppe 2 = Versuchsgruppe) der PFz (%) und des IFz (%) der einzelnen Extremitäten, vor und nach dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform im Schritt und Trab. 22

Tab. A2: p-Werte vom Vergleich der Messzeitpunkte (Messung 1 = vor dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform; Messung 2 = nach dem Training auf der motorisierten Trainingsplattform) der PFz (%) und des IFz (%) der einzelnen Extremitäten, zwischen Gruppe 1 und 2 im Schritt und Trab. 22

Tab. A3: p-Werte der einzelnen Beine unter verschiedenen Konditionen der Kontrollgruppe mit jenen der Versuchsgruppe. Genauere Beschreibungen zu den Konditionen finden sich bei Tab. 2. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt. Der orange markierte Zahlenwert befindet sich knapp über der Signifikanzgrenze..... 23

Tab. A4: Vergleich der p-Werte der COP-Parameter der Kontrollgruppe (Gruppe 1) mit jenen der Versuchsgruppe (Gruppe 2) auf der motorisierten Plattform unter verschiedenen Konditionen. Genauere Beschreibungen zu den Konditionen finden sich bei Tab. 2. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt. Der orange markierte Zahlenwert befindet sich knapp über der Signifikanzgrenze. 23

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Experimenteller Aufbau: (A) Frontalansicht und (B) Seitenansicht des motorisierten Trainingsgerätes. Der Beschleunigungssensor (roter Kreis) befindet sich auf der rechten Seite der Plattform. A: Mit einem Xsens DOT-Sensor wird die Plattformbewegung entlang der X- (grün), Y- (orange) und Z-Achse erfasst. B: Die gepunkteten Linien illustrieren verschiedene Amplituden: 8° (grau, maximale Amplitude), 0.8° (gelb, Geschwindigkeit 20%, Geschwindigkeit 30%), 1.6° (lila, Amplitude 20%, kombinierte Einstellung 20%) und 2.4° (blau, Amplitude 30%, kombinierte Einstellung 30%) (24)..... 7

Abb. 2: Verteilung der mittleren vertikalen Kraft (MFz, %TF) pro Gliedmaße (1 = IL, 2 = DI, 3 = LA, 4 = CL) und Testkondition (1 = im Stehen, 2 = Kombination 20%, 3 = Kombination 30%) bei gesunden (Gruppe 1 in Blau) und OA-Hunden (Gruppe 2 in Grün). 14