

Aus dem Department für Kleintiere und Pferde
der Veterinärmedizinischen Universität Wien

Klinische Abteilung für Kleintierchirurgie

(Leiterin: Ass. Prof. Dr. Britta Vidoni)

Dynamische Kraft- und Druckverteilung innerhalb der Pfote bei europäischen Hauskatzen

Diplomarbeit

Zur Erlangung der Würde eines
Magister Medicinae Veterinariae
der Veterinärmedizinischen Universität Wien

vorgelegt von
Brigitte Schubert

Wien, Mai 2021

BetreuerIn

Priv. Doz. Dr. habil. Barbara Bockstahler, Diplomate ECVSMR, ACVSMR, FTA, CCRP
Departement für Kleintiere und Pferde, Klinik für Kleintierchirurgie
Ambulanz für Physikalische Medizin und Rehabilitation
Veterinärmedizinische Universität Wien
Veterinärplatz 1
1210 Wien

Betreuende AssistentIn

Dr. Bianca Reicher, CCRP
Departement für Kleintiere und Pferde, Klinik für Kleintierchirurgie
Ambulanz für Physikalische Medizin und Rehabilitation
Veterinärmedizinische Universität Wien
Veterinärplatz 1
1210 Wien

Gutachter

Ao. Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Christian Peham
Department für Kleintiere und Pferde, Universitätsklinik für Pferde
Team der Bewegungsanalyse Movements Science Group
Veterinärmedizinische Universität Wien
Veterinärplatz 1
1210 Wien

Danksagung

Priv. Doz. Dr. habil. Barbara Bockstahler

meiner BetreuerIn für die tatkräftige Unterstützung und Motivation
sowie die immense Geduld
bei der Erstellung dieser Diplomarbeit ...

Dr. med. vet. Bianca Reicher

als AssistentIn und gute Freundin
für die Aufarbeitung der Daten
und ihrer Unterstützung mit fachlicher Kompetenz...

Dr. med. vet. Eva Schnabl-Feichter, Dipl. ECVS

für die Bereitstellung der Daten der Probanden
aus ihrer Studie...

meiner Familie und Freunden sowie meinem Freund

für die geduldige und motivierende Begleitung
durch die Höhen und Tiefen meines Studiums...

meiner Schwester Barbara

welche immer Zeit gefunden hat meine Fragen zu beantworten
und mich besonders bei der Fertigstellung
dieser Arbeit unterstützt hat.

Vielen Dank!

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
1.1	FRAGESTELLUNG	3
1.2	HYPOTHESE	3
2	LITERATURÜBERSICHT	4
2.1	GANGANALYSE, GANGARTEN UND GANGPARAMETER	4
2.2	BODENREAKTIONSKRÄFTE	5
2.2.1	<i>Messsysteme der Bodenreaktionskräfte</i>	5
2.2.2	<i>Messung der Bodenreaktionskräfte in ausgewählten Studien</i>	7
3	MATERIAL UND METHODE	11
3.1	TIERE UND UNTERSUCHUNGEN	11
3.2	PLATTE UND MESSABLAUF	12
3.3	STATISTIK	15
4	ERGEBNISSE	16
4.1	GESAMTE PFOTE	16
4.2	QUADRANTEN	20
5	DISKUSSION	27
6	ZUSAMMENFASSUNG	31
6.1	DEUTSCHE ZUSAMMENFASSUNG	31
6.2	EXTENDED SUMMARY	32
7	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	33
8	LITERATURVERZEICHNIS	35
9	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	42
10	TABELLENVERZEICHNIS	43

1 Einleitung

Die Bewegung ist Grundlage des Lebens. Ohne Bewegung würden Menschen und Tiere nicht überleben. Aus diesem Grund ist es wichtig, Bewegung zu verstehen, normale Abläufe zu kennen und sobald Veränderungen auftreten, diese festzustellen. Die visuelle Beurteilung der Bewegung stellt eine der gängigsten Methoden zur Überprüfung von Bewegungsasymmetrien dar. Sie wird allerdings von AutorInnen wie etwa Decamp (1997) und Waxman et al. (2008) als eine sehr subjektive Methode der Lahmheitsuntersuchung beschrieben, welche stark von der Beobachtungsgabe der untersuchenden Person abhängt. Im Gegensatz zu dieser Form der Ganganalyse kommen bei der objektiven Ganganalyse unter anderem Kraft- oder Druckmessplatten, kinematische Systeme, Elektromyographie sowie Elektrogoniometrie zum Einsatz (Anderson und Mann 1994, Decamp 1997, Mc Laughlin 2001, Waxmann et al. 2008, Agostinho et al. 2011).

Die kinetische (Kraft- oder Druckmessplatten) und kinematische Ganganalyse wird bei vierbeinigen Lebewesen zumeist bei Pferden und Hunden angewandt, seltener bei Katzen und anderen Tierarten (Schnabl und Bockstahler 2015, Schnabl-Feichter et al. 2017, 2018). Sie stellt besonders bei Katzen eine gewisse Herausforderung dar, was zum einen an deren Körpergröße, Schrittlänge und Pfotenlänge und der damit verbundenen Schwierigkeit, die notwendigen Parameter zu analysieren, liegt (LeQuang 2010, Moreau et al. 2013) und sie zum anderen durch das Verhalten der Katze selbst beeinflusst wird (Lascelles et al. 2007, Voss und Steffen 2009, LeQuang 2010, Moreau et al. 2013, Verdugo et al. 2013, Perry 2014, Schnabl-Feichter et al. 2017, 2020). Katzen sind es in der Regel nicht gewohnt, an der Seite des Menschen spazieren zu gehen, weshalb es einiger Tricks bedarf, um sie für gültige Messdurchläufe gewinnen zu können (Voss und Steffen 2009).

Die Ganganalyse der Katze findet in mehreren Bereichen Anwendung. Viele experimentelle Studien, die als Modellvorlage für den Menschen dienen, basieren auf der Analyse von Katzen (Abraham und Loeb 1985, Abraham et al. 1985, Pratt und Loeb 1991, Loeb 1993). Diese untersuchen die elektromyographische Aktivität von Muskeln mithilfe elektrischer Stimulation von Hautnerven, um dadurch Informationen über die neuronale Bewegungssteuerung gewinnen zu können. Die heutzutage am häufigsten angewandte Form der Ganganalyse bei dieser Tierart ist jedoch die Analyse von Bewegungen von sowohl gesunden (Lascelles et al. 2007, LeQuang 2010, Verdugo et al. 2013, Corbee et al. 2014, Schnabl und Bockstahler 2015, Stadig und Bergh 2015, Schnabl-Feichter et al. 2017, 2018, Song et al. 2019) wie auch

orthopädisch erkrankten Tieren (Suter et al. 1998, Guillot et al. 2012, Guillot et al. 2013, Moreau et al. 2013, Stadig et al. 2016, Schnabl-Feichter et al. 2020a). Auch Therapieerfolge sowie die Wirkung von verschiedenen Arzneimitteln zur Linderung von Schmerzen wurden in Studien evaluiert (Romans et al. 2005, Guillot et al. 2013, Monteiro et al. 2017). Einen weiteren Anwendungsbereich findet die Ganganalyse der Katze bei Untersuchungen zur Verwendung der Gliedmaßen nach operativen Eingriffen wie Onychektomien (Romans et al. 2004, Romans et al. 2005, Robinson et al. 2007), Gliedmaßenamputationen (Kano et al. 2013) oder dem Einsatz einer Beinprothese (Jarrell et al. 2018). Schnabl-Feichter et al. (2020b) verglichen in jenem Rahmen 15 gesunde Katzen mit solchen, die einer Femurkopf-Hals-Resektion unterzogen wurden. Der Eingriff an den 17 operierten Katzen fand mindestens ein Jahr vor der Messung der Bodenreaktionskräfte statt. In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass Katzen jenes Bein, welches die Femurkopf-Hals-Resektion erhielt, auch nach einem Jahr weniger belasten als die gesunden Beine. Die operierte Gliedmaße wies auch im Vergleich zur selben Gliedmaße der Kontrollgruppe niedrigere Bodenreaktionskräfte auf. Des Weiteren ergab die Studie, dass sowohl die orthopädischen Untersuchungen durch einen Diplomate of European College of Veterinary Surgeons (ECVS) als auch die visuellen Lahmheitsbewertungen durch die BesitzerInnen nicht mit den Ergebnissen bezüglich der Bodenreaktionskräfte korrelieren, was wiederum die Subjektivität der visuellen Lahmheitsuntersuchung bestätigt.

Die Diagnostik der bei Katzen häufig vorkommenden Osteoarthrose stellt nach wie vor eine große Herausforderung dar. Es konnte nachgewiesen werden, dass bei mehr als 90 % der Katzen im Alter zwischen sechs Monaten und 20 Jahren – mit einer hohen Korrelation zum Alter – mindestens ein Gelenk radiologische Anzeichen einer degenerativen Gelenkerkrankung aufweist (Lascelles et al. 2010, Drum et al. 2014). Ähnlich wie bei Hunden, wird bei Katzen großer Rassen ein besonderes Augenmerk auf die Hüftgelenksdysplasie (HD) gelegt. Polzin (2003) bestätigte mit ihrer Studie, dass die Prävalenz von HD bei Rassekatzen, vor allem der Maine Coon, um ein Vielfaches höher ist als bei Hauskatzen. Eine aktuelle Studie von Low et al. (2019), welche 5038 Maine-Coon-Katzen aus dem Pedigree-Register beinhaltete, konnte zeigen, dass die Prävalenz der Hüftdysplasie bei dieser Rasse bei 37,4 % liegt, was ein ähnliches Ergebnis wie das von Loder und Todhunter (2017) darstellt (Prävalenz 24,9 %). Auch Studien wie jene von Langenbach et al. (1998) und Keller et al. (1999) lassen bei Rassekatzen wie Devon Rex, Abessinier, Himalayan und Perser ein häufigeres Auftreten einer HD vermuten, wobei es hier aber aufgrund der geringen Probandenzahl noch weiterer Studien bedarf.

Obwohl Katzen ähnliche Körpermorphologien zu haben scheinen, weisen gewisse Rassen doch Unterschiede auf. Aufgrund dieser und dem Vorhandensein an Studien, welche die erhöhte Wahrscheinlichkeit orthopädisch relevanter Erkrankungen bei Rassekatzen belegen, sollten weitere Forschungen unter Zuhilfenahme der Bewegungsanalyse bei gesunden Katzen verschiedener Rassen durchgeführt werden (Polzin 2003, Loder und Todhunter 2017, Schnabl-Feichter et al. 2018, 2020a, 2020b, Low et al. 2019). Dies würde das Verständnis der Biomechanik dieser Spezies wesentlich verbessern und über die objektive und nicht invasive Messung von Bodenreaktionskräften innerhalb der Pfoten einen Grundstein für die präzise Beurteilung von orthopädisch erkrankten Katzen unterschiedlichster Rassen legen.

1.1 Fragestellung

Das Ziel dieser Arbeit bestand darin, die Bodenreaktionskräfte von europäischen Hauskatzen aufzuzeichnen und die Kraftverteilung innerhalb der Pfoten darzustellen. Dies sollte die Frage klären, inwiefern sich die Kraft- und Druckverteilung innerhalb der Pfote der Vorder- sowie der Hinterextremität unterscheiden. Die gewonnenen Daten gesunder Katzen sollen als Basis für eine objektive Messung orthopädisch oder neurologisch erkrankter Katzen dienen.

1.2 Hypothese

Die Hypothese lautete, dass sich die vertikale Kraftverteilung innerhalb der Pfote von gesunden Hauskatzen im Schritt zwischen den medialen und lateralen sowie den cranialen und caudalen Quadranten unterscheidet.

2 Literaturübersicht

2.1 Ganganalyse, Gangarten und Gangparameter

Die Ganganalyse ist die Untersuchung der Fortbewegung. Dabei werden Kenngrößen, welche die räumlichen und zeitlichen Parameter darstellen sowie die auf die Extremitäten wirkenden Kräfte messen, quantifiziert und interpretiert (Gordon-Evans 2012).

Der Gang ist eine Art der Bewegung der Gliedmaßen, die durch charakteristische, koordinierte und sich wiederholende Bewegungen der Füße und Gliedmaßen gekennzeichnet ist (Decamp 1997). Laut Miller et al. (1973) und Miller und Van der Burg (1973) können bei Katzen zwei grundlegende Bewegungsmuster festgelegt werden: „alternate gaits“ (Gehen, Schwimmen und Traben) und „in-phase gaits“ (Springen, Galoppieren), welche im Allgemeinen mit symmetrischen und asymmetrischen Gangarten verglichen werden können. Schritt, Pass und Trab werden als symmetrische Gangarten, der Galopp als asymmetrische Gangart bezeichnet. Ein symmetrischer Gang wird dadurch definiert, dass die Gliedmaßen der einen Körperseite in zeitlichen Abständen dieselbe Bewegung ausführen wie jene der anderen Körperseite (Nunamaker und Blauner 1985, Decamp 1997, Fischer und Koch 2015). Während beim Pass Vorder- und Hintergliedmaße einer Körperseite gleichzeitig aufsetzen, fußen beim Schritt die Gliedmaßen etwa um ein Viertel, beim Trab um die Hälfte versetzt auf (Vilensky 1987, Fischer und Koch 2015). Jede Gliedmaße eines Vierbeiners erzeugt einen Schritt, der durch eine Schwungphase und eine Standphase gekennzeichnet ist. Die Schwungphase ist definiert als der Zeitraum, in dem sich der Fuß in der Luft befindet. Sie beginnt, sobald der Fuß vom Boden abgestoßen wird. Demgegenüber bezieht sich die Standphase auf den Zeitraum, in dem der Fuß Bodenkontakt hat (Goslow et al. 1973, Decamp 1997). Laut Decamp (1997) kann diese weiter unterteilt werden in Auf Fußung, Bremsung, Propulsion und Abfußung.

Während jeder Gangphase können mehrere Kraft- und raumzeitliche Daten unter Verwendung kinematischer oder kinetischer Techniken gesammelt werden. Kinetik und Kinematik sind Teilgebiete der Kinesiologie, der Wissenschaft der Bewegung (Decamp 1997). Die kinetische Ganganalyse bezieht sich auf die Messung von Kräften, die während der Bewegung auf die Gliedmaße wirken, während die kinematische Ganganalyse beschreibend ist und sich auf die Bewegung des Körpers im Raum bezieht (Gordon-Evans 2012).

2.2 Bodenreaktionskräfte

Bei jeder Bewegung werden durch das Tier Kräfte auf den Boden übertragen, um den Körper zu tragen und voranzutreiben. Die Kräfte, welche vom Tier ausgeübt werden, werden Bodenkräfte genannt, die vom Boden auf den Körper ausgeübten Kräfte als Bodenreaktionskräfte bezeichnet (Fischer und Koch 2015). Durch die Messung von Bodenreaktionskräften lassen sich Rückschlüsse auf die Extremitätenfunktion ziehen, jedoch nicht auf die Funktion der einzelnen Gelenke (Decamp 1997).

Die Bodenreaktionskräfte können in drei orthogonale Vektoren unterteilt werden: vertikale (F_z), craniocaudale (F_y) und mediolaterale (F_x) Kräfte. Die craniocaudale Kraft kann, abhängig von ihrem Vorzeichen, weiter in Bremsung (F_{y+}) und Propulsion (F_{y-}) unterteilt werden (Budsberg et al. 1987). All diese Kräfte können graphisch als Funktion von Kraft und Zeit dargestellt werden (McLaughlin 2001). Die Bestimmung des Impulses erfolgt durch die Integrierung dieser Kurven (Budsberg et al. 1987). Der Höhepunkt der vertikalen Kraft-Zeit-Kurve wird als maximale vertikale Kraft (PFz) bezeichnet. Sie entsteht am Anfang der Standbeinphase während des Abbremsens, wohingegen die mittlere vertikale Kraft (MFz) den Mittelwert der Kraft während der Standbeinphase beschreibt (Budsberg et al. 1987 Decamp 1997 McLaughlin 2001). Die am häufigsten bewerteten Parameter zur Evaluierung des Gangbildes sind die maximale vertikale Kraft (PFz) und der vertikale Impuls (IFz) (Budsberg et al. 1987, McLaughlin 2001, Schnabl-Feichter et al. 2017).

2.2.1 Messsysteme der Bodenreaktionskräfte

Laut Bockstahler und Schnabl (2015) und Schnabl-Feichter et al. (2017) wird die kinetische Ganganalyse in der Veterinärmedizin am häufigsten zur Evaluierung der Gliedmaßenfunktionen verwendet. Sie beinhaltet zwei Messsysteme: die Messung der Bodenreaktionskräfte mithilfe von Kraftmessplatten und die Messung mithilfe von Druckmessplatten. Beide stellen einfache, nicht-invasive und objektive Möglichkeiten dar, um die Bodenreaktionskräfte („ground reaction forces“, GFR) zu ermitteln.

Einzelne oder mehrere Kraftmessplatten, die in den Boden eingebettet oder in Laufbänder integriert werden, stellen den Goldstandard für die Messung von GFRs dar (Voss et al. 2011, Schnabl et al. 2017). Die Art der Umwandlung des Signals bestimmt die Art der

Kraftmessplatte (z.B. Dehnungsmessstreifen, piezoelektrische Sensoren, Kapazitätsmessgerät) (Gordon-Evans 2012). Am häufigsten kommen Platten zur Verwendung, in denen Quarz-Kristalle enthalten sind, welche über den piezoelektrischen Effekt die elektrische Ladung über ihre Oberfläche proportional zur mechanischen Beanspruchung verändern (McLaughlin 2001).

Die Anwendung von Kraftmessplatten bei Katzen stellt eine gewisse Herausforderung dar. Einerseits ist es schwierig, eine Katze dahingehend zu motivieren, ihr Bein in die richtige Position zu bringen, um gültige Messergebnisse gewinnen zu können, andererseits reicht ihre Pfotengröße meist nicht aus, um die Bodenreaktionskräfte zu analysieren (Le Quang 2010).

Die in der Humanmedizin weit etablierte und unter „Pedobarographie“ bekannte Verwendung von Druckmessplatten zur Ganganalyse fand in den letzten Jahren auch in der Veterinärmedizin zunehmend Anklang (Lascelles et al. 2006, Oosterlinck et al. 2011, Schnabl-Feichter et al. 2017, 2018, 2020a, 2020b). Im Gegensatz zu Kraftmessplatten verfügen Druckmessplatten über sehr viele kleine Drucksensoren, die ausgerichtet und in Plattformen oder Laufstege eingebettet sind, wodurch eine Oberfläche entsteht, die, sofern die Platte lang genug ist, mehrere gleichzeitige oder aufeinanderfolgende Schritte erfassen kann (Lascelles et al. 2006, Gordon-Evans 2012). Dadurch können je Durchgang mehrere aufeinanderfolgende Schrittzyklen gemessen werden (Besancon et al. 2003). Sobald die Pfote auftritt, quantifizieren die Drucksensoren die Hoch- und Niederdruckbereiche, vertikale Kräfte und die zeitlichen Eigenschaften der Standphase und geben sie an eine Software weiter, um sie zu analysieren und graphisch darzustellen (Lascelles et al. 2006, Gordon-Evans 2012). Das Entscheidende hierbei ist die Sensordichte; eine höhere Sensordichte ermöglicht die Druckvermessung kleinerer Bereiche, was wiederum die Anwendung der Druckmessplatte bei Katzen besonders attraktiv macht (Gordon-Evans 2012).

Druckmesssysteme gibt es in verschiedenen Ausführungen. Einige Systeme sind klein, wie etwa die in der Humanmedizin verwendeten Einlegesohlen (Braun et al. 2018, Xu et al. 2019). Hingegen kommen andere Systeme, die die Größe eines kleinen Gehwegs haben, auch „pressure sensitive walkways“ (PSW) genannt, sowohl in der Humanmedizin (Givon et al. 2009, Hynes et al. 2020) als auch in der Veterinärmedizin (Schnabl-Feichter et al. 2017, 2018, 2020a, 2020b, Schwarz et al. 2017, Braun et al. 2019, Moreira et al. 2020) zum Einsatz.

Die Pressure sensitive walkways wurden für die Verwendung bei Hunden evaluiert und zeigen zum einen vergleichbare Ergebnisse mit Kraftmessplattenmessungen hinsichtlich der

Symmetrie-Indizes und zum anderen, dass die damit erhobenen vertikalen Kräfte eine hohe Sensitivität und Spezifität für die Erkennung von Lahmheiten aufweisen (Besancon et al. 2003, Lascelles et al. 2006, Oosterlink et al. 2011). Dasselbe konnte mit einer hohen Übereinstimmung der Parameter PFz und IFz für Katzen gezeigt werden (Guillot et al. 2013, Lascelles et al. 2007, Moreau et al. 2013, Stadig und Bergh 2015, Verdugo et al. 2013, Schnabl-Feichter et al. 2017, 2020a, 2020b).

Pressure sensitive walkways bieten aufgrund ihrer Länge die Möglichkeit, mehrere Schrittzyklen messen zu können, was eine Datenerfassung von Hunden oder Katzen mit großen morphologischen Unterschieden ermöglicht.

2.2.2 Messung der Bodenreaktionskräfte in ausgewählten Studien

2.2.2.1 Studien an gesunden Tieren

Die Bodenreaktionskräfte sind abhängig von der Körpermasse, der Geschwindigkeit und der Gangart (Fischer und Koch 2015). Bereits 1987 stellten Budsberg et al. bei Hunden fest, dass die maximale vertikale Kraft bei gesunden, mittelgroßen bis großen Tieren mit zunehmender Körpermasse ansteigt.

Mölsa et al. (2010) verglichen Rottweiler und Labrador Retriever, während Kim et al. (2011) kleine und große Hunde miteinander verglichen. Beide Studien konnten nur Unterschiede feststellen, wenn zuvor nicht auf Körpermasse relativiert wurde (Mölsa et al. 2010, Kim et al. 2011).

Verdugo et al. (2013) untersuchten 18 Katzen unterschiedlichen Geschlechts, konnte dabei aber lediglich einen Unterschied bezüglich der Schrittlänge feststellen, welcher auf die größere Körperform der männlichen Katzen zurückzuführen war.

Song et al. (2019) untersuchten eine Gruppe von zwölf Katzen mit dünner und schwerer Körperform. Dabei sprangen die Probanden von einem Tisch auf eine Kraftmessplatte. Die meisten kinetischen Parameter der dünnen Katzen waren während der Landung signifikant kleiner als die der schweren Katzen, zudem stiegen diese Werte – mit Ausnahme der normalisierten PFz- und IFz-Werte der Vorderbeine – mit zunehmender Körpermasse an. Der Symmetrieindex der PFz war in beiden Gruppen in den Vorderbeinen signifikant kleiner als in den Hinterbeinen, was darauf hindeutete, dass die Vorderbeine symmetrischer landeten als die Hinterbeine. Außerdem war der Symmetrieindex der PFz und des IFz für die Hinterbeine bei den schweren Katzen etwas kleiner als bei den dünnen Katzen.

Den einzigen Vergleich zwischen Katzenrassen führten Schnabl-Feichter et al. (2018) durch. Es wurden Maine-Coon-Katzen und Hauskatzen, die über eine Druckmessplatte gingen, untersucht. Die Maine-Coon-Katzen wiesen bei dieser Untersuchung eine längere Schrittlänge und eine größere Fußkontaktfläche auf als die Hauskatzen. Bis auf die benötigte Zeit zur maximalen vertikalen Kraft in den Hintergliedmaßen der Maine-Coon-Katzen, gab es keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der gemessenen Parameter. Die Vermutung, dass Maine Coons größere Kräfte in den Hintergliedmaßen generieren würden, ließ sich nicht bestätigen (Schnabl-Feichter et al. 2018).

Um eine genauere Lastenverteilung ermitteln zu können, maßen Besancon et al. (2004) die Bodenreaktionskräfte der einzelnen Pfotenballen. In einem direkten Vergleich von Labrador Retrievern mit Greyhounds konnte gezeigt werden, dass vom Ballen der dritten und vierten Zehe die meiste Last getragen und vom Ballen der fünften Zehe sowie vom Metacarpal- und Metatarsalballen ein wesentlicher Teil davon übernommen wird. Darüber hinaus wurden signifikante Unterschiede in der Lastverteilung zwischen den beiden Rassen festgestellt; die Greyhounds generierten sowohl an der Vorder- als auch an der Hinterextremität eine höhere vertikale Kraft an den digitalen Ballen als an den Metacarpal- und Metatarsalballen. Während bei den Labrador Retrievern die maximale vertikale Kraft am Vorderbein auf dem Metacarpalballen ausgeübt wurde, wurde sie am Hinterbein vom Ballen der vierten Zehe generiert (Besancon et al. 2004).

Eine weitere Methode zur spezifischen Ermittlung der Kraftverteilung innerhalb der Pfote stellt die Aufteilung der Pfote in Quadranten dar (Stadig und Bergh 2015, Stadig et al. 2016, Schwarz et al. 2017). Schwarz et al. (2017) konnten bei der Untersuchung von 20 gesunden Labrador Retrievern zeigen, dass die PFz und der IFz innerhalb der Pfote in den lateralen und cranialen Quadranten höhere Werte generieren als medial und caudal. Des Weiteren lagen generell höhere Kraftwerte an der Vorderextremität im Vergleich zur Hinterextremität vor. Das cranio-caudale Verhältnis war höher in den Hinterextremitäten als in den Vorderextremitäten. Die Zeit zur maximalen Kraft (TPFz) wurde früher in der Hinterextremität sowie den caudalen Quadranten als in der Vorderextremität und den cranialen Quadranten erreicht (Schwarz et al. 2017).

Bevor sich Schwarz et al. (2017) unter anderem mit gesunden Hunden befassten, wurde die „Quadrantenmethode“ von Stadig und Bergh (2015) bereits an 58 gesunden Katzen getestet. Die Studie konnte zeigen, dass sich das Hauptgewicht während eines Schrittes vom caudalen zum craniomedialen Teil der Pfote verlagert. Des Weiteren besitzen Katzen eine Asymmetrie zwischen den Vorder- und Hinterbeinen, ähnlich der bei Hunden.

2.2.2.2 Studien an orthopädisch erkrankten Tieren

In der Arbeit von Stadig et al. (2016) wurden 15 Tiere aus der Studie von Stadig und Bergh (2015) ausgewählt und mit zehn bzw. neun (teilweiser Ausschluss aufgrund von Polydaktylie) Katzen mit vorangegangener Ruptur des Ligamentum cruciatum craniale (LCC) verglichen. Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen hinsichtlich des IFz, jedoch hatte die LCC-Gruppe einen signifikant niedrigeren PFz-Wert und eine längere SPD in den Hintergliedmaßen im Vergleich zu den gesunden Katzen. Darüber hinaus konnte gezeigt werden, dass Katzen mit einer Ruptur des LCC die Kraft auf ihre Vorderbeine verlagern, die Kraftverteilung innerhalb der Vorderpfoten sich jedoch nicht signifikant ändert.

In der zuvor kurz beschriebenen Studie von Schnabl-Feichter et al. (2020b) wurden 15 gesunde Hauskatzen mit 17 Hauskatzen verglichen, welche mindestens ein Jahr zuvor einer einseitigen Femurkopf-Halsresektion unterzogen wurden. Die Ergebnisse zeigten, dass die operierten Beine von Katzen der Versuchsgruppe signifikant niedrigere PFz- und IFz-Werte im Vergleich zu allen anderen Extremitäten sowie zu den linken Hinterbeinen der gesunden Katzensgruppe aufwiesen. Die TPFz wurde am kranken Bein später erreicht, auch war die Standphasendauer signifikant länger im Vergleich zur Kontrollgruppe. Darüber hinaus konnte eine signifikante Korrelation zwischen dem Alter zum Zeitpunkt der Operation und dem Symmetrie-Index (SI) der Vorderbeine in der Operationsgruppe festgestellt werden. Mit Ausnahme des SI (IFz) in den Vorderbeinen hatten die Katzen mit operationsbedingter Gliedmaßenverkürzung (nach dorsal verschobener Trochanter major) einen höheren SI als Katzen mit einem normalen Trochanter major. Ein unvollständig resezierter Hals zeigte keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Bodenreaktionskräfte.

Einen weiteren Vergleich zwischen gesunden und orthopädisch erkrankten Katzen führten Schnabl-Feichter et al. (2020a) mit folgender Studie durch: Es wurden die temporospatialen Parameter sowie die Bodenreaktionskräfte von 15 gesunden Katzen mit jenen von 20 lahmen Katzen verglichen. Unter den lahmen Katzen befanden sich 13 mit vorangegangener Femurkopf-Hals-Ostektomie (FHO) und sieben mit Kniegelenkserkrankungen. Das Autorenteam konnte herausfinden, dass der IFz und die PFz in den betroffenen Gliedmaßen niedriger waren als in den anderen Gliedmaßen der lahmen Katzen. Bei einem direkten Vergleich zwischen gesunden und lahmen Katzen war dieser Unterschied jedoch nur für den IFz signifikant, ebenso war die Standphasendauer bei allen anderen Gliedmaßen der lahmen Katzen signifikant höher als bei jenen der gesunden Katzen. Bei einem Vergleich innerhalb der Gruppe der lahmen Katzen konnte folgendes festgestellt werden: Die SI-Werte für die PFz

und den IFz waren in den Hinterbeinen signifikant höher als in den Vordergliedmaßen. Es gab keinen Unterschied hinsichtlich der PFz (% TF) oder des IFz (% TF) in der betroffenen Extremität zwischen den lahmen Katzen mit Kniegelenksproblemen und jenen nach einer Femurkopf-Hals-Ostektomie. Die TPFz war in der kontralateralen Extremität bei Katzen mit einem Kniegelenksproblem jedoch signifikant länger als bei Katzen nach einer FHO. Hinsichtlich der vermuteten Gewichtsverlagerung konnte keine Zunahme der Bodenreaktionskräfte in der kontralateralen Hintergliedmaße gefunden sowie auch kein signifikanter Anstieg hinsichtlich der Kräfte im Vorderbein verzeichnet werden.

Wie auch bei gesunden Tieren, wurden in den Studien von Braun et al. (2019) und Moreira et al. (2020) die Pfoten zur genaueren Betrachtung der Lastenverteilung in vier Quadranten unterteilt. Braun et al. (2019) untersuchten mit ihrer Studie 22 gesunde Hunde und 23 Hunde, die an einer Osteoarthritis des Ellbogengelenkes erkrankt waren. Bei den Pfoten der gesunden Hunde waren die PFz- und die IFz-Werte der caudolateralen Quadranten in allen Gliedmaßen signifikant höher als in den caudomedialen Quadranten und die IFz-Werte der cranialen Quadranten der Vorderextremität höher als jene der caudalen Quadranten der gleichen Gliedmaße (Braun et al. 2019).

Moreira et al. (2020) hingegen verglichen 23 gesunde Hunde mit 23 an einer Hüftarthrose leidenden Hunden. Die unter Arthrose leidende Gruppe zeigte eine niedrigere PFz (% TF) in der lahmen Hinterextremität als in anderen Gliedmaßen und verlagerte das Gewicht auf die caudalen Quadranten der Vordergliedmaßen. Der IFz (% TF) war in der lahmen Extremität niedriger und wurde durch eine höhere Belastung der caudalen Quadranten in allen gesunden Extremitäten ausgeglichen. Die TPFz (% SPD) wurde in der lahmen Extremität später erreicht als in der kontralateralen, insbesondere im caudomedialen Quadranten.

3 Material und Methode

3.1 Tiere und Untersuchungen

Die in dieser Studie untersuchten Tiere und verwendeten Daten entstammen aus einer früheren Studie von Schnabl-Feichter et al. (2017). Das Forschungsprojekt wurde von der Ethikkommission der Veterinärmedizinischen Universität Wien nach den Richtlinien der „Good Scientific Practice“ und den einschlägigen nationalen Rechtsvorschriften für die Studie von Schnabl-Feichter et al. (2017) (Referenz-Nummer 21/01/97/2014) geprüft und genehmigt.

Die Messungen der Bodenreaktionskräfte wurden an 15 ausgewachsenen, klinisch gesunden europäischen Hauskatzen durchgeführt. Diese durften keine Anomalitäten hinsichtlich ihres Gesundheitszustands oder ihrer Gliedmaßenfunktion aufweisen. Um dies zu gewährleisten, wurden die Tiere vor den Messungen klinisch, orthopädisch und neurologisch nach Baumgartner (2009) von einem Diplomate ECVS (Priv.Do. Dr. Eva Schnabl-Feichter) der Veterinärmedizinischen Universität Wien untersucht. Es wurden Röntgenaufnahmen der Hüft-, Knie- und Ellbogengelenke nach einem gewählten Standard-Protokoll durchgeführt, um radiologische Anzeichen einer Arthrose detektieren und in weiterer Folge diese Tiere von der Teilnahme an der Studie ausschließen zu können.

Die untersuchte Gruppe bestand aus sieben kastrierten Katern und acht kastrierten Kätzinnen, deren Daten in Tab. 1 zusammengefasst sind. Die Katzen wiesen zum Zeitpunkt der Datenerfassung eine durchschnittliche Körpermasse von $5,0 \pm 1,1$ kg auf. Von zwei der 15 Katzen war das Alter nicht bekannt, wodurch sich für die restlichen 13 ein Durchschnittsalter von $4,9 \pm 3,6$ Jahren ergab.

Für die Untersuchung wurden die Katzen von den BesitzerInnen, dem Klinikpersonal oder den studentischen MitarbeiterInnen der Veterinärmedizinischen Universität Wien in einer Transportbox zu den Räumlichkeiten der Abteilung für Physikalische Medizin und Rehabilitation gebracht. Dort erhielten die BesitzerInnen alle nötigen Informationen über den Messablauf der wissenschaftlichen Studie und unterzeichneten eine Einverständniserklärung. Sofern die BesitzerInnen während der Untersuchung nicht anwesend waren, wurden diese vorab aufgeklärt und deren schriftliches Einverständnis ebenfalls eingeholt.

Die Probanden wurden von den BesitzerInnen, dem Klinikpersonal oder den Studierenden aus der Transportbox gesetzt, um sich an den Raum, die Druckmessplatte mit dessen Equipment und die anderen anwesenden Personen gewöhnen zu können. Sobald sich die Katzen akklimatisiert hatten, wurde mit der Messung begonnen. Die Katzen sollten sich im Schritt frei und gerade, mit gleichbleibender, zentraler und aufrechter Position des Kopfes, gleichmäßig und in konstanter Geschwindigkeit über die Messplatte von einer Raumseite zur anderen bewegen. Um dies zu bewerkstelligen, wurden sie durch Zureden oder Rufen des Namens, mit Futter, durch das Öffnen einer Türe oder die offene Transportbox motiviert. Auf beiden Längsseiten wurden, sofern notwendig, jeweils zwei Holzplatten von den MitarbeiterInnen gehalten, um die Katzen in die richtige Richtung zu weisen und sie daran zu hindern, von der Messplatte zu steigen. Dabei mussten die Tiere die Platte mindestens dreimal überqueren, damit mindestens fünf gültige Schrittzyklen gemessen werden konnten.

Die mithilfe der Druckmessplatte gewonnenen Daten wurden mit einer speziell entwickelten Software (Pressure Analyzer 1.3.0.2, Michael Schwanda) verarbeitet. Mittels Videoaufnahmen wurden den Pfoten die Extremitätenbezeichnungen „vorne links“ (VL), „vorne rechts“ (VR), „hinten links“ (HL) und „hinten rechts“ (HR) zugeordnet. Zur Analyse der Bodenreaktionskräfte innerhalb der Pfoten wurden alle vier Pfotenabdrücke in gleich große Quadranten geteilt. Die Einteilung der Quadranten wurde mithilfe der oben genannten Computersoftware berechnet. Hierzu wird die Mitte der maximalen Ausdehnung des Pfotenabdrucks über die anhand der Sensoren detektierten Messbereiche sowohl in craniolateraler als auch in mediolateraler Richtung berechnet. Dadurch ergeben sich vier Punkte, welche sich zu einem Kreuz verbinden lassen, das die Pfote in vier gleich große Quadranten teilt: cranio-lateral, cranio-medial, caudo-lateral und caudo-medial.

Für jeden Messdurchgang wurden die Werte für Geschwindigkeit (v) (gemessen an der linken Vorderextremität in Meter pro Sekunde, m/s), Schrittlänge (SL) (in Meter, m), die Fläche der Krafteinwirkung („paw contact area“, PCA, gemessen in Quadratcentimeter, cm²), die Standphasendauer („stance phase duration“, SPD, in Sekunden, s) sowie die maximale vertikale Kraft („peak vertical force“, PFz, in Newton, N) und der Impuls in Richtung z (IFz, in Newtonsekunden, Ns) pro Quadrant für jede Pfote ausgewertet. Die Zeit zur maximalen Kraft („time to PFz“, TPFz, in Sekunden, s) wurde als Prozentsatz der Standphase (% SPD) errechnet, bei der die Gesamtdauer der Standzeit als 100 % definiert wurde. Aus allen gültigen Schritten wurden die Mittelwerte für alle gemessenen Werte berechnet. Die PFz und der IFz jedes Quadranten wurden als Prozentsatz der Gesamtkraft (% TF) ausgedrückt, indem die Summe von PFz oder IFz aller Quadranten als 100 % definiert wurde.

$$TF_{nk}(\%) = \frac{100 * X_{nk}}{\sum_{k=1}^4 \sum_{n=1}^4 X_{nk}}$$

In der oben angeführten Formel steht X für PFz oder IFz, n für eine Gliedmaße (links vorne, rechts vorne, links hinten oder rechts hinten) und k für die Bezeichnung eines Quadranten (cranio-lateral, cranio-medial, caudo-lateral oder caudo-medial).

Die Symmetrie-Indizes (SI, in %) wurden für PFz und IFz errechnet. Hierbei wurde die linke Extremität mit der rechten (kontralateralen) Extremität in Relation gesetzt, um eine Symmetrie bzw. Asymmetrie prozentual darzustellen.

Beispiel anhand der Vorderextremität:

$$SIXFz(\%) = abs \left(\frac{(XFzVL - XFzVR)}{(XFzVL + XFzVR)} \right) * 100$$

Dabei steht SI für den Symmetrie-Index, abs als Abkürzung für absolut, X ist der Mittelwert der Messwerte des Messtages für die Bodenreaktionskraft Fz (PFz oder IFz) und VL steht für vorne links bzw. VR für vorne rechts. Die Symmetrie der Hinterbeine wurde analog dazu berechnet. Ein Symmetrie-Index von 0 % stellt eine perfekte Symmetrie zwischen dem kontralateralen Gliedmaßenpaar dar.

3.3 Statistik

Die gewonnenen Messwerte wurden mithilfe der Statistiksoftware IBM SPSS Statistics (Version 26) verarbeitet. Durch einen Kolmogorov-Smirnov Test wurde auf Normalverteilung geprüft und die empirischen Daten im Rahmen einer deskriptiven Statistik analysiert. Darüber hinaus wurde eine univariate Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholung für die gesamte Gliedmaße durchgeführt, bei welcher vorne mit hinten sowie die beiden Körperhälften (links und rechts) verglichen wurden. Hinsichtlich der Kraftverteilung innerhalb einer Pfote wurden paarweise Vergleiche herangezogen. So wurden die cranio-lateralen oder cranio-medialen Quadranten mit den caudo-lateralen oder caudo-medialen Quadranten sowie die cranio-lateralen oder caudo-lateralen Quadranten mit den cranio-medialen oder caudo-medialen verglichen. Alle Stichprobenpaare wurden mit Hilfe eines t-Tests für abhängige Stichproben untersucht. Eine statistische Signifikanz wurde auf einem Signifikanzniveau von 5 % bei $p < 0,05$ für alle Vergleiche angenommen.

4 Ergebnisse

Die ausgewerteten deskriptiven Daten der Katzen sind in Tab. 2 aufgelistet. Hierbei wurden für die Geschwindigkeit (in Sekunden, s), Beschleunigung (in m/s^2) und Schrittlänge (in Meter, m) die Mittelwerte sowie Standardabweichung und Spannweite berechnet.

	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Spannweite
Geschwindigkeit (s)	15	0,67	0,11	0,46 – 0,83
Beschleunigung (m/s^2)	15	0,01	0,03	-0,5 – 0,7
Schrittlänge (m)	15	0,49	0,49	0,40 – 0,56

Tab. 2: Deskriptive Daten der Probanden.

4.1 Gesamte Pfote

Die univariate Varianzanalyse ergab, dass hinsichtlich aller bewerteten Parameter (PFz (% TF), IFz (% TF), PCA (cm^2), SPD (s) und TPFz (% SPD)) keine Signifikanz hinsichtlich der Körperseite bestand (links versus rechts) (siehe Tab. 4). Die Vordergliedmaßen zeigten jedoch generell höhere PFz(% TF)- und IFz(% TF)-Werte als die Hintergliedmaßen ($p < 0,001$) sowie eine längere Standphasendauer (SPD, s) ($p < 0,001$) und ein späteres Erreichen der PFz (TPFz) ($p < 0,001$), wie aus Tab. 4 ersichtlich ist. Die Paw contact area (PCA, cm^2) zeigte in keinem Vergleich einen signifikanten Unterschied.

Die nachstehende Tabelle (Tab. 3) stellt die berechneten Mittelwerte und die zugehörigen Standardabweichungen der jeweiligen Gliedmaße für die Parameter PFz (% TF), IFz (% TF), PCA (cm^2), SPD (s) und TPFz (% SPD) dar.

Gliedmaße	PFz (% TF)	IFz (% TF)	PCA (cm ²)	SPD (s)	TPFz (% SPD)
VL	28,90 ± 2,32	29,66 ± 2,66	12,83 ± 1,66	0,46 ± 5,35	58,96 ± 5,35
VR	29,14 ± 2,37	28,98 ± 2,37	12,84 ± 1,37	0,46 ± 0,06	58,73 ± 6,83
HL	21,13 ± 2,31	20,88 ± 2,13	12,51 ± 2,20	0,44 ± 0,06	46,05 ± 9,61
HR	20,83 ± 2,39	20,48 ± 2,98	12,60 ± 2,42	0,43 ± 0,06	48,84 ± 9,91

Tab. 3: Mittelwerte ± Standardabweichungen von PFz (% TF), IFz (% TF), PCA (cm²), SPD (s) und TPFz (% SPD) in den vier Extremitäten.

PFz (%TF)	- peak of vertical force (vertikaler Impuls als Prozentsatz der Gesamtkraft)			
IFz (%TF)	- vertical impulse (vertikaler Impuls als Prozentsatz der Gesamtkraft)			
PCA	- paw contact area (Pfotenkontaktfläche gemessen in cm ²)			
SPD	- stance phase duration (Standphasendauer gemessen in Sekunden, s)			
TPFz (%SPD)	- time to PFz (Zeit bis zum Auftreten der PFz als Prozentsatz der Standphasendauer)			
VL	- vorne links	HL	- hinten links	
VR	- vorne rechts	HR	- hinten rechts	

Gliedmaße	PFz (% TF)	IFz (% TF)	PCA (cm ²)	SPD (s)	TPFz (% SPD)
VL vs. VR	0,42	0,08	0,94	0,21	0,86
HL vs. HR	0,34	0,41	0,71	0,19	0,25
VL vs. HL	0,00	0,00	0,40	0,00	0,00
VR vs. HR	0,00	0,00	0,52	0,00	0,00

Tab. 4: Darstellung der p-Werte von PFz (% TF), IFz (% TF), PCA (cm²), SPD (s) und TPFz (% SPD) im Gliedmaßenvergleich,

PFz (%TF)	- peak of vertical force (vertikaler Impuls als Prozentsatz der Gesamtkraft)			
IFz (%TF)	- vertical impulse (vertikaler Impuls als Prozentsatz der Gesamtkraft)			
PCA	- paw contact area (Pfotenkontaktfläche gemessen in cm ²)			
SPD	- stance phase duration (Standphasendauer gemessen in Sekunden, s)			
TPFz (%SPD)	- time to PFz (Zeit bis zum Auftreten der PFz als Prozentsatz der Standphasendauer)			
VL	- vorne links	HL	- hinten links	
VR	- vorne rechts	HR	- hinten rechts	
vs.	- versus			

Das Signifikanzniveau wurde mit $p < 0,05$ angenommen. Die **rot** markierten Zahlenwerte stellen signifikante p-Werte dar.

In der folgenden Abbildung (Abb. 1) werden die PFz(% TF)-Werte in den vier linken Kreisen und die IFz(% TF)-Werte der Gliedmaßen in den vier rechten Kreisen dargestellt. Anhand der Farbskala werden höhere Werte dunkler (rötlicher) dargestellt und hervorgehoben, wie in diesem Fall die Werte der Vorderextremitäten (vorne links, VL und vorne rechts, VR). Niedrigere Werte weisen im Vergleich dazu einen helleren (gelblicheren) Farbton auf; in diesem Fall betrifft dies jene Werte der Hinterextremitäten (hinten links, HL und hinten rechts, HR). Die schwarzen Pfeile zeigen einen signifikanten Unterschied an, wobei diese ausgehend vom signifikant höheren Wert in Richtung des niedrigeren Wertes dargestellt sind.

PFz (%TF) und IFz (%TF) der Gliedmaßen

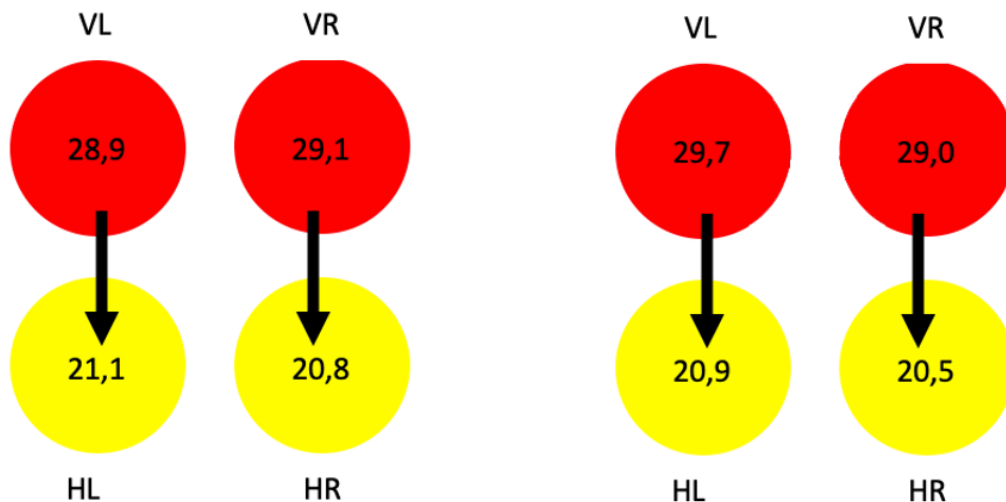


Abb. 1: Schematische Darstellung der PFz% (links) und des IFz% (rechts).

PFz (%TF) - peak of vertical force (vertikaler Impuls als Prozentsatz der Gesamtkraft)

IFz (%TF) - vertical impulse (vertikaler Impuls als Prozentsatz der Gesamtkraft)

VL - vorne links

HL - hinten links

VR - vorne rechts

HR - hinten rechts

Die schwarzen Pfeile repräsentieren einen signifikanten Unterschied zwischen den Gliedmaßen (beispielsweise konnte zwischen der linken Vorderextremität (VL) und der linken Hinterextremität (HL) ein Unterschied hinsichtlich des PFz-Wertes festgestellt werden). Anhand einer Farbskala werden höhere Werte dunkler dargestellt als niedrigere.

Die zweite Abbildung (Abb. 2) zeigt die SPD(s)-Werte auf der linken sowie die TPFz(% SPD)-Werte auf der rechten Seite. Höhere Werte werden in dieser Darstellung ebenfalls dunkler dargestellt als niedrigere. Die Vordergliedmaßen zeigen eine signifikant längere Standphasendauer sowie ein späteres Erreichen der PFz, was in der folgenden Abbildung mittels schwarzer Pfeile dargestellt wird, welche ausgehend vom höheren Wert in Richtung des niedrigeren Wertes weisen.

SPD (s) und TPFz (%SPD) der Gliedmaßen

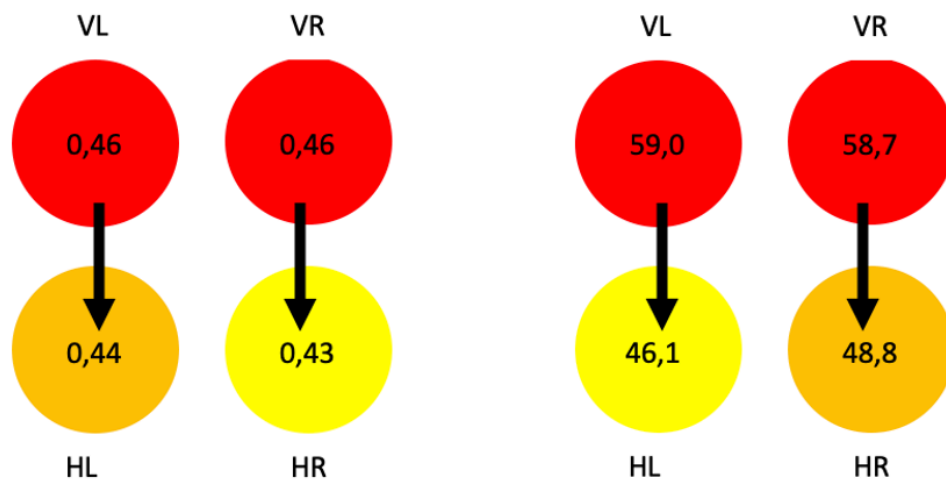


Abb. 2: Schematische Darstellung der SPD (s) (links) und TPFz (% SPD) (rechts).

SPD - stance phase duration (Standphasendauer gemessen in Sekunden, s)

TPFz (%SPD) - time to PFz (Zeit bis zum Auftreten der PFz als Prozentsatz der Standphasendauer)

VL - vorne links

HL - hinten links

VR - vorne rechts

HR - hinten rechts

Die schwarzen Pfeile repräsentieren einen signifikanten Unterschied zwischen den Gliedmaßen (beispielsweise wurde zwischen der linken Vorderextremität (VL) und der linken Hinterextremität (HL) ein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Standphasendauer festgestellt). Anhand einer Farbskala werden höhere Werte dunkler dargestellt als niedrigere Werte.

4.2 Quadranten

In Tab. 5 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der PFz (% TF), des IFz (% TF) (jeweils in Prozent der Gesamtkraft der Pfote) und der TPFz (% SPD) (in Prozent der Standphasendauer) für jeden Quadranten einer Pfote bzw. Extremität dargestellt.

An der Vorderextremität wurden in Bezug auf die PFz (% TF) und den IFz (% TF) caudolateral signifikant höhere Werte im Vergleich zu craniolateral ($p = 0,001$ und $p = 0,002$ bzw. $p = 0,007$ und $p = 0,002$) generiert, wohingegen es sich an der Hinterextremität genau umgekehrt verhielt (craniolateral höher als caudolateral ($p = 0,001$ und $p = 0,004$ bzw. $p < 0,001$)) (diese und alle anderen ermittelten p-Werte siehe Tab. 6). Die rechte Körperhälfte (rechte Vorder- und Hinterpfote) wies bezüglich der PFz (% TF) und des IFz (% TF) caudolateral höhere Werte als caudomedial ($p = 0,01$ und $p = 0,003$) auf, wobei an der linken Vorderextremität auch eine Tendenz zur Signifikanz hinsichtlich der PFz bestand ($p = 0,062$). An den Hinterextremitäten (hinten links, HL und hinten rechts, HR) konnten craniomedial höhere PFz(% TF)- und IFz(% TF)-Werte ermittelt werden als caudomedial ($p = 0,001$ und $p < 0,001$ bzw. $p = 0,001$ und $p < 0,001$). Der craniolaterale Quadrant der rechten Hinterextremität zeigte außerdem einen signifikant höheren IFz(% TF)-Wert als der craniomediale Quadrant selbiger Gliedmaße ($p = 0,006$).

Die TPFz (% SPD) wurde an allen Extremitäten zuerst im caudalen Quadranten (caudolateral bzw. caudomedial vor craniolateral bzw. craniomedial) ($p < 0,001$) sowie an der Vorderextremität im craniolateralen früher als im craniomedialen erreicht ($p = 0,031$ und $p = 0,041$). An der Hinterextremität zeigten sich dahingehend ebenfalls Tendenzen (für hinten links: $p = 0,054$ bzw. hinten rechts: $p = 0,072$).

PFz (% TF)				
	VL	VR	HL	HR
CraLa	6,62 ± 0,72	6,66 ± 0,73	6,08 ± 0,72	6,13 ± 0,84
CraMe	7,07 ± 0,97	7,06 ± 0,72	5,96 ± 0,97	5,83 ± 0,84
CauLa	7,60 ± 0,88	7,72 ± 1,02	4,95 ± 0,88	5,06 ± 1,06
CauMe	7,01 ± 1,02	6,97 ± 0,89	4,84 ± 0,74	4,46 ± 0,86
IFz (% TF)				
	VL	VR	HL	HR
CraLa	6,99 ± 1,04	6,72 ± 0,75	6,13 ± 0,94	6,27 ± 1,12
CraMe	7,17 ± 1,11	6,96 ± 0,77	5,82 ± 1,12	5,54 ± 1,02
CauLa	8,05 ± 0,99	8,03 ± 1,22	4,52 ± 0,82	4,65 ± 1,17
CauMe	7,44 ± 1,28	7,26 ± 0,93	4,41 ± 0,78	4,01 ± 0,93
TPFz (% SPD)				
	VL	VR	HL	HR
CraLa	69,38 ± 8,15	70,63 ± 6,70	62,69 ± 7,84	61,74 ± 8,02
CraMe	72,44 ± 9,83	74,28 ± 7,82	66,96 ± 7,02	65,50 ± 8,26
CauLa	49,65 ± 5,36	49,02 ± 6,78	33,37 ± 9,22	34,08 ± 7,88
CauMe	51,65 ± 7,00	51,13 ± 6,70	35,19 ± 9,98	36,71 ± 9,69

Tab. 5: Mittelwerte ± Standardabweichung von PFz (% TF), IFz (% TF) und TPFz (% SPD) in den Quadranten der Extremitäten.

PFz (%TF) - peak of vertical force (vertikaler Impuls als Prozentsatz der Gesamtkraft)

IFz (%TF) - vertical impulse (vertikaler Impuls als Prozentsatz der Gesamtkraft)

TPFz (%SPD) - time to PFz (Zeit bis zum Auftreten der PFz als Prozentsatz der Standphasendauer)

VL - vorne links

CraLa - craniolateral

HL - hinten links

CraMe - craniomedial

VR - vorne rechts

CauLa - caudolateral

HR - hinten rechts

CauMe - caudomedial

PFz (% TF)				
	VL	VR	HL	HR
CraLa vs. CraMe	0,106	0,102	0,619	0,181
CauLa vs. CauMe	0,062	0,003	0,623	0,010
CraLa vs. CauLa	0,001	0,002	0,001	0,004
CraMe vs. CauMe	0,825	0,715	0,001	0,000
IFz (% TF)				
	VL	VR	HL	HR
CraLa vs. CraMe	0,548	0,234	0,151	0,006
CauLa vs. CauMe	0,081	0,005	0,554	0,003
CraLa vs. CauLa	0,007	0,002*	0,000*	0,000
CraMe vs. CauMe	0,488	0,331	0,001*	0,000
TPFz				
	VL	VR	HL	HR
CraLa vs. CraMe	0,031	0,041	0,054	0,072
CauLa vs. CauMe	0,308	0,227	0,245	0,260
CraLa vs. CauLa	0,000	0,000	0,000	0,000
CraMe vs. CauMe	0,000	0,000	0,000	0,000

Tab. 6: Darstellung der p-Werte von PFz, IFz und TPFz im Quadrantenvergleich

PFz (%TF) - peak of vertical force (vertikaler Impuls als Prozentsatz der Gesamtkraft)

IFz (%TF) - vertical impulse (vertikaler Impuls als Prozentsatz der Gesamtkraft)

TPFz (%SPD) - time to PFz (Zeit bis zum Auftreten der PFz als Prozentsatz der Standphasendauer)

VL - vorne links

CraLa - craniolateral

HL - hinten links

CraMe - craniomedial

VR - vorne rechts

CauLa - caudolateral

HR - hinten rechts

CauMe - caudomedial

vs. - versus

Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt. Die **rot** markierten Zahlenwerte stellen signifikante p-Werte dar, während die **blau** markierten Zahlenwerte p-Werte mit tendenzieller Signifikanz repräsentieren.

In den nachstehenden Abbildungen werden die PFz(% TF)-Werte (Abb. 3), die IFz(% TF)-Werte (Abb. 4) und die TPFz(% SPD)-Werte (Abb. 5) der vier Quadranten prozentual und farblich dargestellt. Die Farbskala reicht, analog zu den obigen Abbildungen, von gelb über orange bis rot. Die rötlichen – und damit dunkleren – Felder stellen höhere Werte dar, wohingegen sich die gelblichen Felder auf niedrigere Werte beziehen. Die schwarzen Pfeile zeigen einen signifikanten Unterschied an, ausgerichtet vom signifikant höheren Wert in Richtung des niedrigeren Wertes. Die grauen Pfeile stellen eine Tendenz zur Signifikanz dar.

PFz (%TF) der Quadranten

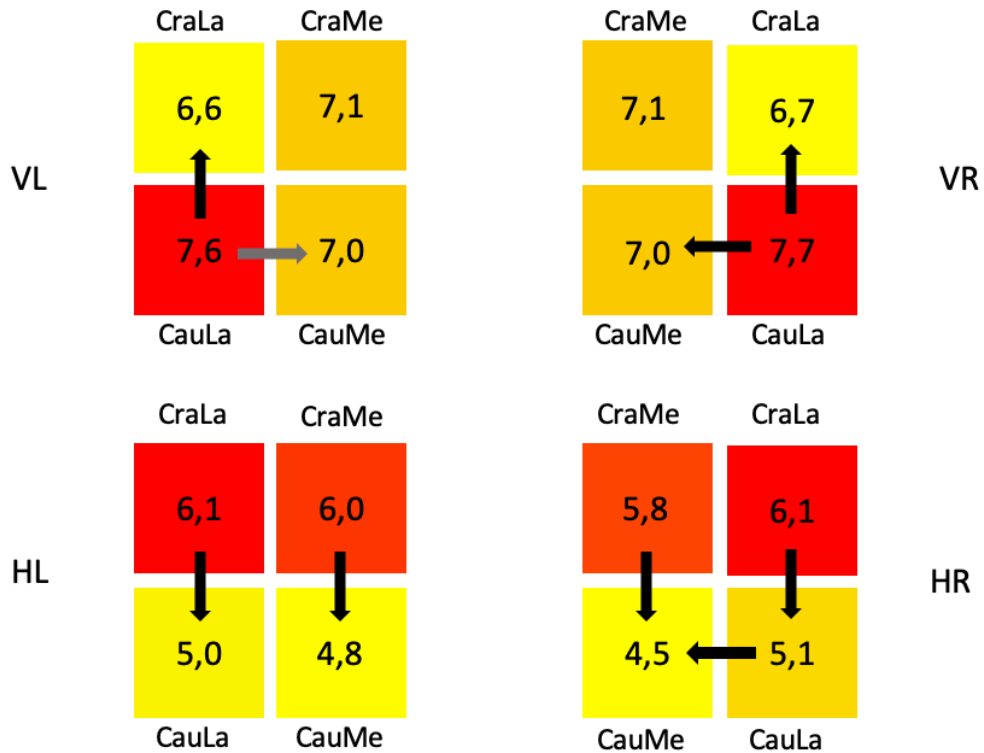


Abb. 3: Schematische Darstellung der PFz (% TF) in den Quadranten der Pfoten

PFz (%TF) - peak of vertical force (vertikaler Impuls als Prozentsatz der Gesamtkraft)

VL - vorne links

CraLa - craniolateral

HL - hinten links

CraMe - craniomedial

VR - vorne rechts

CauLa - caudolateral

HR - hinten rechts

CauMe - caudomedial

Die schwarzen Pfeile verweisen auf einen signifikanten Unterschied zwischen den Quadranten innerhalb der Pfoten (zum Beispiel war die PFz (% TF) im caudolateralen Quadranten der linken Vorderextremität (VL) signifikant höher als die PFz (% TF) des craniolateralen Quadranten selbiger Extremität.). Ein grauer Pfeil repräsentiert eine Tendenz zur Signifikanz (zum Beispiel wies der caudolaterale Quadrant an der linken Vorderextremität eine Tendenz zur Signifikanz ($p = 0,062$) hinsichtlich des PFz(% TF)-Wertes im Vergleich zum caudomedialen Quadranten auf). Anhand einer Farbskala werden höhere Werte der Quadranten innerhalb der Pfoten dunkler dargestellt als niedrigere.

IFz (%TF) der Quadranten

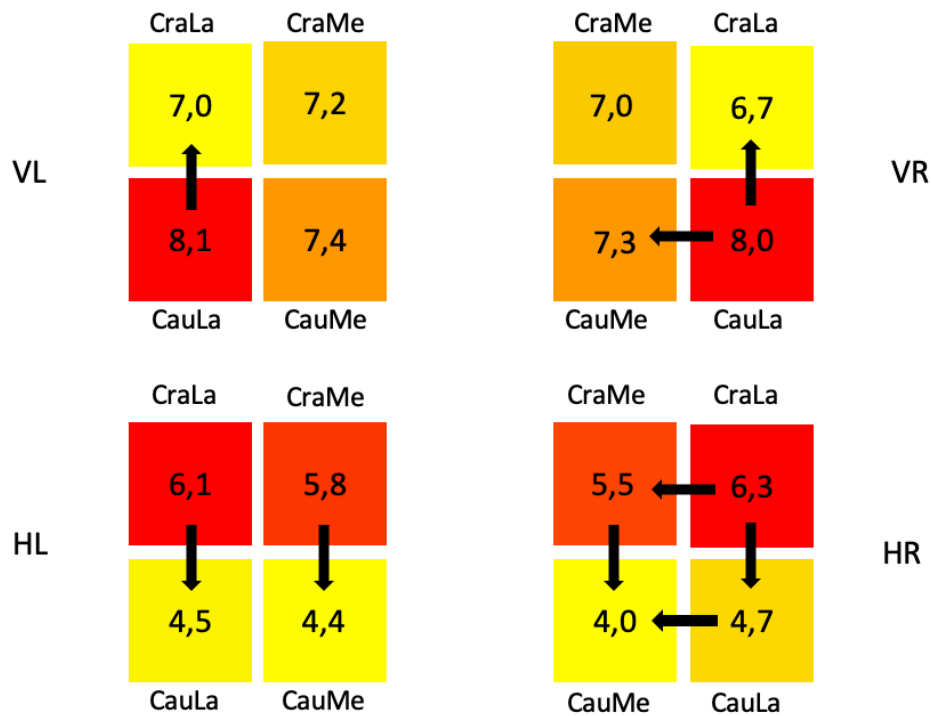


Abb. 4: Schematische Darstellung des IFz (% TF) in den Quadranten der Pfoten.
 IFz (%TF) - vertical impulse (vertikaler Impuls als Prozentsatz der Gesamtkraft)
 VL - vorne links CraLa - craniolateral
 HL - hinten links CraMe - craniomedial
 VR - vorne rechts CauLa - caudolateral
 HR - hinten rechts CauMe - caudomedial

Die schwarzen Pfeile verweisen auf einen signifikanten Unterschied zwischen den Quadranten innerhalb der Pfoten (zum Beispiel war der IFz (% TF) im caudolateralen Quadranten der linken Vorderextremität (VL) signifikant höher als der IFz (% TF) des craniolateralen Quadranten selbiger Extremität). Anhand einer Farbskala werden höhere Werte der Quadranten innerhalb der Pfoten dunkler dargestellt als niedrigere.

TPFz (%SPD) der Quadranten

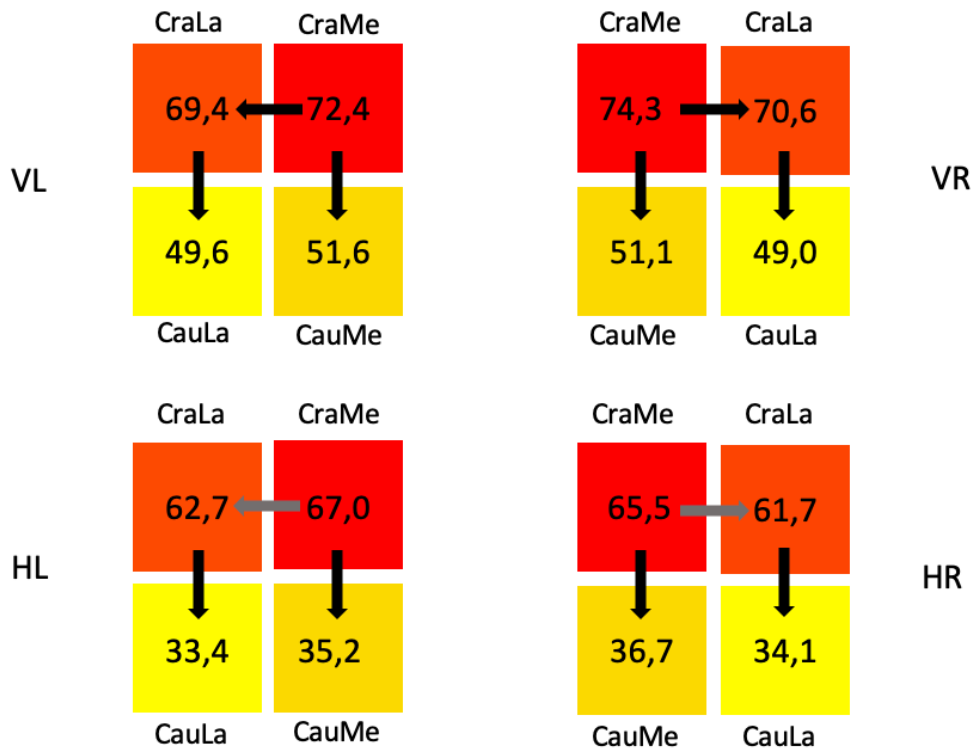


Abb. 5: Schematische Darstellung der TPFz (% SPD) in den Quadranten der Pfoten.

TPFz (%SPD) - time to PFz (Zeit bis zum Auftreten der PFz als Prozentsatz der Standphasendauer)

VL	- vorne links	CraLa	- craniolateral
HL	- hinten links	CraMe	- craniomedial
VR	- vorne rechts	CauLa	- caudolateral
HR	- hinten rechts	CauMe	- caudomedial

Die schwarzen Pfeile verweisen auf einen signifikanten Unterschied zwischen den Quadranten innerhalb der Pfoten (zum Beispiel war die TPFz (%SPD) im craniolateralen Quadranten der linken Vorderextremität (VL) signifikant höher als die TPFz (%SPD) des caudolateralen Quadranten selbiger Extremität.). Ein grauer Pfeil repräsentiert eine Tendenz zur Signifikanz (zum Beispiel wies der craniomediale Quadrant an der linken Hinterextremität eine Tendenz zur Signifikanz ($p = 0,054$) hinsichtlich des TPFz(%SPD)-Wertes im Vergleich zum craniolateralen Quadranten auf). Anhand einer Farbskala wurden höhere Werte der Quadranten innerhalb der Pfoten dunkler dargestellt als niedrigere.

5 Diskussion

Durch die vorliegende Studie konnte bestätigt werden, dass die Messung der Bodenreaktionskräfte der einzelnen Pfotenquadranten mithilfe einer Druckmessplatte eine detaillierte Lastenverteilung zwischen und innerhalb der Pfoten aufzeigen kann.

Die Ergebnisse belegen, dass Katzen einen symmetrischen Gang zwischen den kontralateralen Paaren und eine Asymmetrie zwischen Vorder- und Hinterbeinen haben. Wie schon in anderen Studien, die an Katzen durchgeführt wurden, konnte auch in dieser Forschungsarbeit gezeigt werden, dass europäische Hauskatzen im normalen Gang in den Vorderextremitäten höhere PFz(% TF)- und IFz(% TF)-Werte im Vergleich zu den Hinterextremitäten generieren (Stadig und Bergh 2015, Schnabl-Feichter et al. 2017, 2018, 2020a, 2020b).

Die Hypothese, dass sich die vertikale Kraftverteilung innerhalb der Pfote von gesunden europäischen Hauskatzen im normalen Gang im medialen und lateralen sowie im cranialen und caudalen Quadranten unterscheidet, konnte in dieser Studie bestätigt werden. Die caudolateralen Quadranten der Vorderextremitäten wiesen höhere PFz(% TF)- und IFz(% TF)-Werte auf als craniolateral. Im Gegensatz dazu konnten bezüglich der Hinterextremitäten, höhere PFz(%TF)- und IFz(%TF)-Werte für die craniolateralen Quadranten verzeichnet werden als caudolateral. An der rechten Vorder- und Hinterpfote konnten außerdem caudolateral höhere PFz- und IFz-Werte (% TF) als caudomedial gemessen werden. Die TPFz (% SPD) wurde an allen Extremitäten zuerst im caudolateralen Quadranten erreicht.

Nach unserem Kenntnisstand existieren derzeit zwei Studien, welche sich mit der Kraftverteilung innerhalb der Pfoten von Katzen auseinandersetzen (Stadig und Bergh 2015, Stadig et al. 2016). Stadig und Bergh (2015) konnten bei der Unterteilung der Pfoten in vier Quadranten zeigen, dass sich das Hauptgewicht während eines Schrittes vom caudalen zum craniomedialen Teil der Pfote bewegt, was wir in dieser Studie auch bestätigen konnten. Während Stadig und Bergh (2015) und Stadig et al. (2016) allerdings PFz und IFz in Relation zur Gesamtkörpermasse setzten, wurden die Daten dieser Studie wie bei Schnabl-Feichter et al. (2017) als Prozentsatz der Gesamtkraft ausgedrückt, da das Autorenteam feststellte, dass insbesondere der Variationskoeffizient für den IFz stabiler ist, wenn er in Relation zur Gesamtkraft gesetzt wird.

Auch wenn die Kraftverteilung innerhalb der Pfoten bei Hunden und Katzen sehr ähnlich zu sein scheint, konnten wir dennoch diverse Unterschiede finden. Während Hunde an allen Gliedmaßen hinsichtlich der PFz (% TF) und des IFz (% TF) signifikant höhere Kräfte in den cranialen Quadranten generierten als in den caudalen, ließ sich dies bei den Katzen in dieser Studie nur an den Hinterextremitäten feststellen. An den Vorderextremitäten verhielt es sich genau umgekehrt – allerdings nur bei den lateralen Quadranten (caudolateral höher als craniolateral). In den Studien von Braun et al. (2019) und Moreira et al. (2020) waren außerdem die PFz(%TF)- und IFz(%TF)-Werte der caudolateralen Quadranten der gesunden Hunde in allen Gliedmaßen signifikant höher als in den caudomedialen Quadranten. Bei den Katzen war dies nur an der rechten Körperhälfte der Fall. Dies könnte durch individuelle Ausreißer innerhalb der Katzensgruppe zu erklären sein, da sich die caudolateralen p-Werte für die linke Körperseite teilweise in Signifikanznähe befanden (caudolateral vs. caudomedial für vorne links für PFz (% TF): $p = 0,062$ bzw. IFz (% TF): $p = 0,081$).

Die für die TPFz (% SPD) erhaltenen Ergebnisse stimmten mit jenen von Braun et al. (2019) und Moreira et al. (2020) für gesunde Hunde-Probanden nahezu überein: Diese wurde an allen Extremitäten im caudalen Quadranten vor dem cranialen Quadranten sowie an der Vorderextremität im craniolateralen früher als im craniomedialen erreicht. An der Hinterextremität hingegen zeigte sich dahingehend nur eine Tendenz.

Die Unterschiede im Gang und die daraus resultierenden Unterschiede im Kraftverteilungsmuster zwischen Katze und Hund könnten unter anderem durch die Winkelung der Gelenke sowie das unterschiedliche Gangmuster zu erklären sein.

Budsberg et al. (1987) wiesen in einer frühen Studie bereits darauf hin, dass verschiedene Faktoren wie Rasse, Körpergröße und Körpermasse die Bodenreaktionskräfte beeinflussen und diese beim Betrachten der Ergebnisse daher immer mit einbezogen werden sollten. Die in dieser Studie ausgewerteten Daten weisen eine auffällig große Spannweite hinsichtlich der Körpermasse auf (3,8 – 6,6 kg). Da es sich bei der europäischen Hauskatze um keine eigenständige Rasse mit vorgegebenen Rassestandards handelt, weisen diese Katzen teilweise große morphologische Unterschiede auf. Für zukünftige Projekte wäre die Auswahl von bestimmten Katzenrassen eine gute Möglichkeit, um sicherzustellen, dass eine homogene Gruppe getestet wird.

Die Untersuchung der Probanden wurde in einem ruhigen Raum nach kurzer Eingewöhnungsphase durchgeführt, bei welcher ein Durchgang als gültig angesehen wurde, wenn die Katze in einem gleichmäßigen Tempo geradeaus ging und dabei den Kopf gerade nach vorne richtete. Dies musste gewährleistet sein, da Stadig und Bergh (2015) bereits nachweisen konnten, dass Katzen, die mit einer nicht zentrierten Kopfposition gehen, einen signifikanten Anstieg der PFz an jener Vorderextremität erfahren, auf welche der Kopf gerichtet ist. Darüber hinaus können unterschiedliche Geschwindigkeiten und Beschleunigungen die Messungen der Pfoten beeinflussen, da diese mit der Vertikalkraft korrelieren. Aus diesem Grund durften die Tiere zwar in ihrem eigenen Tempo gehen, jedoch wurden nur jene Versuche gewertet, bei welchen der Unterschied in der Geschwindigkeit eines Probanden unter 0,3 m/s lag (Schnabl-Feichter et al. 2017, 2018).

Die kinetische Ganganalyse stellt bei Katzen eine gewisse Herausforderung dar. Dies liegt zum einen an deren morphologischen Maßen wie Körpergröße, Schrittlänge und Pfortengröße (LeQuang 2010, Moreau et al. 2013), zum anderen am Verhalten der Katzen (Lascelles et al. 2007, Voss und Steffen 2009, LeQuang 2010, Moreau et al. 2013, Verdugo et al. 2013, Perry 2014, Schnabl-Feichter et al. 2017, 2020).

Der Einsatz eines PSW zur Evaluierung der Bodenreaktionskräfte bei Katzen wird als eine gute Alternative zu Kraftmessplatten angesehen und bietet unter anderem auch diverse Vorteile, wie etwa die Aufzeichnung mehrerer, aufeinanderfolgender und gleichzeitiger Schritte während des Gehens und die Möglichkeit, untrainierte Tiere über eine gewisse Gehweglänge messen zu können (Lascelles et al. 2006, 2007, LeQuang et al. 2010, Schnabl-Feichter et al. 2017, 2018).

Die Unterteilung der Pfoten in vier gleich große Quadranten ermöglicht die Bewertung der Kraftverteilung auch bei kleinen Katzenpfoten und einer geringeren Plattenauflösung (Stadig und Bergh 2015, Stadig et al. 2016). Es müssen jedoch auch Einschränkungen der hier vorliegenden Studie bedacht werden. Die Unterteilung von Katzenpfoten in vier gleich große Quadranten wurde zwar bereits von anderen Autoren (Stadig und Bergh 2015, Stadig et al. 2016) zur Bewertung der Kraftverteilung herangezogen, das Verhältnis von Pfortengröße und Sensorfläche ist dabei jedoch ein bedeutender Faktor. In der hier vorliegenden Studie wurde eine Druckmessplatte mit 15.360 Sensoren auf einer Fläche von 203,2 x 54,2 cm genutzt. Daraus ergibt sich eine Sensorfläche von etwa 0,7 cm².

Die gemessene Pfotenkontaktfläche betrug für die einzelnen Gliedmaßen $12,83 \pm 1,66$ (für vorne links, VL) $12,84 \pm 1,37$ (für vorne rechts, VR), $12,51 \pm 2,20$ (für hinten links, HL) sowie $12,60 \pm 2,42$ (für hinten rechts, HR). Um die Auswirkung dieses Größenverhältnisses auf die Ergebnisse überprüfen zu können, werden weitere Studien mit Messplatten unterschiedlicher Sensorgröße benötigt.

Weitere Studien sind erforderlich, um Informationen zu Gangparametern bei Katzen mit orthopädischen Erkrankungen zu erhalten und in weiterer Folge die zukünftige Diagnose von Erkrankungen des Bewegungsapparates und die Bewertung therapeutischer Interventionen zu verbessern. Darüber hinaus sollten auch Studien, welche Katzenrassen nach dem Ansatz von Schnabl-Feichter et al. (2018) miteinander vergleichen, durchgeführt werden, um einen noch besseren Einblick in die Biomechanik dieser Spezies erhalten zu können.

6 Zusammenfassung

6.1 Deutsche Zusammenfassung

Die kinetische Ganganalyse ist eine der gängigsten objektiven Methoden zur Beurteilung normaler Bewegungsabläufe und Bewegungsasymmetrien. Kraft- oder Druckmessplatten kommen im veterinärmedizinischen Bereich vor allem bei Pferden und Hunden zum Einsatz. Nur wenige Studien befassen sich mit der Ganganalyse von Katzen.

Ziel dieser Arbeit war es, die dynamische Kraft- und Druckverteilung innerhalb der Pfote bei europäischen Hauskatzen im Schritt zu untersuchen. Für diesen Zweck standen 15 gesunde Katzen zur Verfügung, die nach einer Eingewöhnungsphase eine Druckmessplatte im Schritt überquerten. Anschließend wurden die gemessenen Bodenreaktionskräfte der Probandenpfoten in vier gleich große Quadranten (craniolateral, craniomedial, caudolateral und caudomedial) unterteilt.

Die Hypothese, dass sich die vertikale Kraftverteilung innerhalb der gesunden Pfote zwischen den medialen und lateralen sowie den cranialen und caudalen Quadranten unterscheidet, konnte bestätigt werden. An der Vorderextremität generierten die caudolateralen Quadranten höhere GFR-Werte (PFz (% TF) und IFz (% TF)) als craniolateral. An der Hinterextremität hingegen verzeichneten die craniolateralen Quadranten höhere GFR-Werte (PFz (% TF) und IFz (% TF)) als caudolateral. Beide rechten Extremitäten (Vorder- und Hinterextremität) zeigten außerdem caudolateral höhere GFR-Werte (PFz (% TF) und IFz (% TF)) als caudomedial. Die TPFz (% SPD) wurde früher in den caudolateralen Quadranten erreicht.

Mithilfe der in dieser Studie durchgeführten Methodik konnten wir weitere nützliche Daten für die Beurteilung der vertikalen Bodenreaktionskräfte bei gesunden Katzen mittels einer Druckmessplatte gewinnen.

Weitere Studien, welche sich mit unterschiedlichen Katzenrassen auseinandersetzen, werden empfohlen um einen Grundbaustein für das Verständnis der Biomechanik der gesunden Katzenpfote zu legen, damit in weiterer Folge die Pfoten orthopädisch oder neurologisch erkrankter Katzen besser beurteilt werden können.

6.2 Extended Summary

Kinetic gait analysis is one of the most common objective methods for assessing normal movement sequences and asymmetries. In veterinary medicine the usage of force and pressure plates is mostly common in horses and dogs. Only a few studies deal with gait analysis in cats.

The aim of this study was to evaluate the force and pressure distribution within the paw of walking domestic shorthair cats. For this purpose, 15 healthy cats were guided over a PSW after an acclimatization phase. After that, the measured GFR of the paws were divided into four equal quadrants (craniolateral, craniomedial, caudolateral and caudomedial).

We could confirm the hypothesis that the vertical force distribution within the paws of healthy cats differs between the medial and lateral as well as the cranial and caudal quadrants.

On the forelimb, the caudolateral quadrants generated higher GFR values (PFz (% TF) and IFz (% TF)) than craniolateral. In the hindlimbs, however, the craniolateral quadrants had higher GFR values (PFz (% TF) and IFz (% TF)) than the caudolateral quadrants. Both right extremities (front- and hindlimb) also showed higher GFR values (PFz (% TF) and IFz (% TF)) in the caudolateral quadrants than the caudomedial ones. The TPFz (% SPD) was reached earlier in the caudolateral quadrants.

The methodology of this study provides useful data for the assessment of the vertical ground reaction forces in healthy cats using a pressure plate.

Further studies that deal with different cat breeds are recommended in order to provide a basic understanding of the biomechanics of sound cats so that orthopedically or neurologically impaired cats can be assessed even better.

7 Abkürzungsverzeichnis

a	Beschleunigung
Abb.	Abbildung
CauLa	caudo-lateraler Quadrant der Pfote
CauMe	caudo-medialer Quadrant der Pfote
cm	Zentimeter
cm ²	Quadratzentimeter
CraLa	cranio-lateraler Quadrant der Pfote
CraMe	cranio-medialer Quadrant der Pfote
ECVS	European college College of Veterinary Surgeons
F	Bodenreaktionskräfte
FHO	femoral-head-osteotomy, Femurkopf-Hals-Osteotomie
Fx	medio-laterale Kraft
Fy	cranio-caudale Kraft
Fz	vertikale Kraft
GRF	ground reaction forces, Bodenreaktionskräfte
HD	Hüftgelenksdysplasie
HE	hinten rechts
HL	hinten links
IFz	vertikaler Impuls
IFz (% TF)	vertikale Impuls als prozentualer Anteil der Gesamtkraft
KM	Körpermasse
LCC	ligamentum cruciatum craniale, craniales Kreuzband
m	Meter
mk	männlich kastriert

N	Newton
Ns	Newtonsekunde
p	Irrtumswahrscheinlichkeit
PCA	paw contact area, Pfotenkontaktfläche
PFz	Peak peak vertical force, maximale vertikale Kraft
PFz (% TF)	maximale vertikale Kraft als prozentualer Anteil der Gesamtkraft
PSW	pressure sensitive walkway
SI	Symmetrie-Index
SL	Schrittlänge
SPD	stance phase duration, Standphasendauer
StPh	Standphase
Tab.	Tabelle
TF	total force, Gesamtkraft
TPFz	time to PFz, Zeit zur maximalen Kraft
TPFz (% SPD)	Zeit zur maximalen Kraft als prozentualer Anteil der Standphasendauer
v	Geschwindigkeit
VL	vorne links
VR	vorne rechts
wk	weiblich kastriert

8 Literaturverzeichnis

ABRAHAM LD, LOEB GE. 1985. The distal hindlimb musculature of the cat. Patterns of normal use. *Experimental Brain Research* 58: 583–593.

ABRAHAM LD, MARKS WB, LOEB GE. 1985. The distal hindlimb musculature of the cat: Cutaneous reflexes during locomotion. *Experimental Brain Research* 58: 594–603.

AGOSTINHO FS, RAHAL SC, MIQUELETO NS, VERDUGO MR, INAMASSU LR, EL-WARRAK AO. 2011. Kinematic analysis of Labrador Retrievers and Rottweilers trotting on a treadmill. *Vet Comp Orthop Traumatol* 24: 185–91.

ANDERSON MA, MANN FA. 1994. Force plate analysis: a noninvasive tool for gait evaluation. *Small Animal Orthopedics*, 16 (7): 857-867.

BAUMGARTNER W. 2009. *Klinische Propädeutik der Haus- und Heimtiere*. 7. Aufl. Stuttgart: Parey, 43-195.

BERGH A. 2016. Outcome measures in animal physiotherapy. In: McGowan C, Goff L. *Animal Physiotherapy: Assessment, Treatment and Rehabilitation of Animals*. Second Edition. Hoboken: John Wiley & Sons, 352.

BESANCON MF, CONZEMIUS MG, DERRICK TR, RITTER MJ. 2003. Comparison of vertical forces in normal greyhounds between force platform and pressure walkway measurement systems. *Vet Comp Orthop Traumatol* 16: 153-157

BESANCON MF, CONZEMIUS MG, EVANS RB, RITTER MJ. 2004. Distribution of vertical forces in the pads of Greyhounds and Labrador Retrievers during walking. *American Journal of Veterinary Research* 65: 1497-1501.

BRAUN BJ, PELZ P, VEITH NT, ROLLMANN M, KLEIN M, HERATH SC, HOLSTEIN JH, POHLEMANN T. 2018. Long-term pathological gait pattern changes after talus fractures - dynamic measurements with a new insole. *Int Orthop*. May 42(5): 1075-1082.

BRAUN L, TICHY, A, PEHAM C.; BOCKSTAHLER B. 2019. Comparison of vertical force redistribution in the pads of dogs with elbow osteoarthritis and healthy dogs. *Vet. J.* 250, 79-85.

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

CORBEE RJ, MAAS H, DOORNENBAL A, HAZENWINKEL HAW. 2014. Forelimb and hindlimb ground reaction forces of walking cats: Assessment and comparison with walking dogs. *The Veterinary Journal* 202: 116-127.

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.

DRUM MG, BOCKSTAHLER B, LEVINE D, MARCELLIN-LITTLE DJ. 2015. Feline rehabilitation. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 45(1):185-201.

FEDERATION INTERNATIONALE FELINE. <http://www1.fifeweb.org/dnld/std/MCO.pdf>

FISCHER MS, KOCH D. 2015. Bewegung, Kinematik, Energetik, Biomechanik. In: Koch D und Fischer MS. *Lahmheitsuntersuchung beim Hund: Funktionelle Anatomie, Diagnostik und Therapie.* Stuttgart: Enke Verlag, 12-25.

GIVON U, ZEILIG G, ACHIRON A. 2009. Gait analysis in multiple sclerosis: characterization of temporal-spatial parameters using GAITRite functional ambulation system. *Gait Posture* Jan;29(1): 138-42.

GORDON-EVANS WJ. 2012. Gait analysis. In: Tobias KM, Johnston SA: *Veterinary surgery: small animal.* St. Louis: Elsevier: 1190–1196.

GOSLOW GE, REINKING RM, STUART DG. 1973. The cat step cycle: Hind limb joint angles and muscle lengths during unrestrained locomotion. *Journal of Morphology* 141: 1–42.

GUILLOT M, MOREAU M, D'ANJOU MA, MARTEL-PELLETIER J, PELLETIER J., TRONCY E. 2012. Evaluation of osteoarthritis in cats: Novel information from a pilot study. *Veterinary Surgery* 41: 328–335.

GUILLOT M, MOREAU M, HEIT M, MARTEL-PELLETIER J, PELLETIER JP, TRONCY E. 2013. Characterization of osteoarthritis in cats and meloxicam efficacy using objective chronic pain evaluation tools. *The Veterinary Journal* 196: 360–367.

JARRELL J, FARRELL BJ, KISTENBERG RS, DALTON JFT, PITKIN M, PRILUTSKY BI. 2018. Kinetics of individual limbs during level and slope walking with a unilateral transtibial bone-anchored prosthesis in the cat. *J. Biomech.*

KANO WT, RAHAL SC, MESQUITA LDOS R, AGOSTINHO FS, DE FARIA LG. Gait analysis in a cat with scapular luxation and contralateral forelimb amputation. 2013. *Can Vet J.* 54 (10): 990-991.

KELLER GG, REED AL, LATTIMER JC, CORLEY EA. 1999. Hip dysplasia: a feline population study. *Vet Radiol Ultra-sound*40: 460–464.

KIM J, KAZMIERCZAK KA, BREUR GJ. 2011. Comparison of temporospatial and kinetic variables of walking in small and large dogs on a pressure-sensing walkway. *Am J Vet Res.* 72: 1171–1177.

LANGENBACH A, GREEN P, GIGER U, RHODES H, GREGOR TP, LAFOND E, SMITH G. 1998. Relationship between degenerative joint disease and hip joint laxity by use of distraction index and Norberg angle measurement in a group of cats. *Journal of the American Veterinary Medical Association* 213(10): 1439–1443.

LASCELLES BD, FINDLEY K, CORREA M, MARCELLIN-LITTLE D, ROE SC. 2007. Kinetic evaluation of normal walking and jumping in cats, using a pressure-sensitive walkway. *Veterinary Record* 160: 512–516.

LASCELLES BD, HENRY JB, BROWN J, ROBERTSON I, THOMSON SUMRELL A, SIMPSON W, WHEELER S, HANSEN BD, ZAMPROGNOL H, FREIRE M, PEASE A. 2010. Cross-sectional study of the prevalence of radiographic degenerative joint disease in domesticated cats. *Vet Surg* 39: 535–44.

LASCELLES BD, ROE SC, SMITH E, REYNOLDS L, MARKHAM J, MARCELLIN-LITTLE D, BERGH MS, BUDSBERG SC. 2006. Evaluation of a pressure walkway system for measurement of vertical limb forces in clinically normal dogs. *Am. J. Vet. Res.* 67: 277–282.

LEQUANG T, MAITRE P, COLIN A, VIGUIER E. 2010. Evaluation spatial-temporal and pressure parameters of normal cats at walk, using a pressure walkway. In: Van Toi V.,

Khoa TQD. The Third International Conference on the Development of Biomedical Engineering in Vietnam. Berlin, Heidelberg: Springer, 59–61.

LODER RT, TODHUNTER R J. 2018. Demographics of hip dysplasia in the Maine Coon cat. *Journal of Feline Medicine and Surgery* 20(4): 302–307.

LOEB GE. 1993. The distal hindlimb musculature of the cat. Interanimal variability of locomotor activity and cutaneous reflexes. *Experimental Brain Research* 96: 125–140.

LOW M, EKSELL P, HÖGSTRÖM K, OLSSON U, ADEL L, OLSSON A. 2019. Demography, heritability and genetic correlation of feline hip dysplasia and response to selection in a health screening programme. *Sci Rep* 9, 17164.

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

MILLER S, VAN BERKUM R, VAN DER BURG J, VAN DER MECHÉ FGA. 1973. Interlimb coordination in stepping in the cat. *J. Physiol. (Lond.)*, 230: 30-31.

MILLER S, VAN DER BURG J. 1973. The function of long pro-priospinal pathways in the coordination of quadrupedal stepping in the cat. In: Stein RB, Pearson KG, Smith RS, Redford JB. *Control of Posture and Locomotion*. New York: Plenum Press, 561-578.

MÖLSA SH, HIELM-BJORKMAN AK, LAITINEN-VAPAAVUORI OM. 2010. Force Platform Analysis in Clinically Healthy Rottweilers: Comparison with Labrador Retrievers. *Vet Surg.* 39: 701–707.

MONTEIRO BP, KLINCK MP, MOREAU M, GUILLOT M, STEAGALL PVM, PELLETIER J-P, MARTEL-PELLETIER J, GAUVIN D. 2017. Analgesic efficacy of tramadol in cats with naturally occurring osteoarthritis. *PLoS ONE* 12(4): e0175565.

MOREAU M, GUILLOT M, PELLETIER JP, MARTEL-PELLETIER J, TRONCY É. 2013. Kinetic peak vertical force measurement in cats afflicted by coxarthrosis: Data management and acquisition protocols. *Research in Veterinary Science* 95: 219–224.

MOREIRA JPL, TICHY A, BOCKSTAHLER B. 2020. Comparison of the Vertical Force Distribution in the Paws of Dogs with Coxarthrosis and Sound Dogs Walking over a Pressure Plate. *Animals* 10: 986.

- NUNAMAKER DM, BLAUNER PD. 1985. Normal an abnormal gait. Textbook of small animal orthopaedics. 1sted. J. B. Lippincott, Philadelphia: 1083-1095.
- OOSTERLINCK M, BOSMANS T, GASTHUYS F, POLIS I, VANRYSSSEN B, DEWULF J, PILLE F. 2011. Accuracy of pressure plate kinetic asymmetry indices and their correlation with visual gait assessment scores in lame and nonlame dogs. *Am J Vet Res* 72, (6): 820-825.
- PERRY K. 2014. The lame cat: optimising orthopaedic examination and investigation. *Companion Animal* 19: 518–523.
- POLZIN IA. 2003. Untersuchungen zur Hüftgelenksdysplasie bei Katzen unter besonderer Berücksichtigung von Rasseunterschieden. Disseration. Gießen: Justus-Liebig-Universität.
- PRATT CA, LOEB GE. 1991. Functionally complex muscles of the cat hindlimb. I. Patterns of activation across sartorius. *Experimental Brain Research* 85: 243–256.
- ROBINSON DA, ROMANS CW, Gordon-Evans WJ, Evans RB, Conzemius MG. 2007. Evaluation of short-term limb function following unilateral carbon dioxide laser or scalpel onychectomy in cats. *Journal of the American Veterinary Medical Association* 230: 353–358.
- ROMANS CW, Conzemius MG, HORSTMAN CL, GORDON W.J, Evans RB. 2004. Use of pressure platform gait analysis in cats with and without bilateral onychectomy. *American Journal of Veterinary Research* 65: 1276–1278.
- ROMANS CW, GORDON WJ, ROBINSON DA, Evans RB, Conzemius MG. 2005. Effect of postoperative analgesic protocol on limb function following onychectomy in cats. *Journal of the American Veterinary Medical Association* 227: 89–93.
- SCHNABL E, BOCKSTAHLER B. 2015. Systematic review of ground reaction force measurements in cats. *The Veterinary Journal* 206: 83–90.
- SCHNABL-FEICHTER E, TICHY A, BOCKSTAHLER B. 2017. Coefficients of variation of ground reaction force measurement in cats. *PLoS ONE* 12: e0171946.
- SCHNABL-FEICHTER E, TICHY A, GUMPENBERGER M, BOCKSTAHLER B. 2018. Comparison of ground reaction force measurements in a population of Domestic Shorthair and Maine Coon cats. *PLoS ONE* 13(12): e0208085.

SCHNABL-FEICHTER, E., TICHY, A., & BOCKSTAHLER, B. 2020(a). Evaluation of a pressure plate for detection of hind limb lameness in cats. *PLoS one*, 15(4), e0231904.

SCHNABL-FEICHTER E, SCHNABL S, TICHY A, GUMPENBERGER M, BOCKSTAHLER B. 2020(b). Measurement of ground reaction forces in cats 1 year after femoral head and neck osteotomy. *Journal of Feline Medicine and Surgery*.

SONG Y, WANG M, BAKER JS, GU Y. 2019. The loading characteristics of landing in cats with different body weights. *Veterinarni Medicina* 64: 497–504.

STADIG SM, BERGH AK. 2015. Gait and jump analysis in healthy cats using a pressure mat system. *Journal of Feline Medicine and Surgery* 17: 523–529.

STADIG SM, LASCELLES BD, BERGH AK. 2016. Do cats with a cranial cruciate ligament injury and osteoarthritis demonstrate a different gait pattern and behaviour compared to sound cats? *Acta Vet Scand*. 58:70.

SUTER E, HERZOG W, LEONARD TR, NGUYEN H. 1998. One-year changes in hind limb kinematics, ground reaction forces and knee stability in an experimental model of osteoarthritis. *Journal of Biomechanics* 31: 511–517.

VERDUGO MR, RAHAL SC, AGOSTINHO FS, GOVONI VM, MAMPRIM MJ, MONTEIRO, FOB. 2013. Kinetic and temporospatial parameters in male and female cats walking over a pressure sensing walkway. *BMC Veterinary Research* 9: 129.

VILENSKY JA. 1987. Locomotor behavior and control in human and non-human primates: Comparisons with cats and dogs. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* Volume 11 (3): 263-274.

VOSS K, STEFFEN F. 2009. Patient assessment. In: Montavon PM, Voss K, Langley-Hobbs SJ: *Feline orthopedic surgery and musculoskeletal disease*. Edinburgh: Mosby Elsevier: 3–19.

VOSS K, WIESTNER T, GALEANDRO L, HÄSSIG M, MONTAVON PM. 2011. Effect of dog breed and body confirmation on vertical ground reaction forces, impulses and stance times. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 24: 106–112.

WAXMAN 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: 241-246.

XU R, WANG Z, REN Z, MA T, JIA Z, FANG S, JIN H. 2019. Comparative Study of the Effects of Customized 3D printed insole and Prefabricated Insole on Plantar Pressure and Comfort in Patients with Symptomatic Flatfoot. *Med Sci Monit.* May 12;25: 3510-3519.

9 **Abbildungsverzeichnis**

Abb. 1: Schematische Darstellung der PFz% und des IFz% der Gliedmaßen.	18
Abb. 2: Schematische Darstellung der SPD (s) und TPFz (% SPD) der Gliedmaßen.....	19
Abb. 3: Schematische Darstellung der PFz (% TF) in den Quadranten der Pfoten.....	24
Abb. 4: Schematische Darstellung des IFz (% TF) in den Quadranten der Pfoten.....	25
Abb. 5: Schematische Darstellung der TPFz (% SPD) in den Quadranten der Pfoten.....	26

10 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Katze, Körpermasse (KM), Alter und Geschlecht der gemessenen Probanden.	12
Tab. 2: Deskriptive Daten der Probanden.	16
Tab. 3: Mittelwerte \pm Standardabweichungen von PFz (% TF), IFz (% TF), PCA (cm ²), SPD (s) und TPFz (% SPD) in den vier Extremitäten.	17
Tab. 4: Darstellung der p-Werte von PFz (% TF), IFz (% TF), PCA (cm ²), SPD (s) und TPFz (% SPD) im Gliedmaßenvergleich,	17
Tab. 5: Mittelwerte \pm Standardabweichung von PFz (% TF), IFz (% TF) und TPFz (% SPD) in den Quadranten der Extremitäten.	21
Tab. 6: Darstellung der p-Werte von PFz, IFz und TPFz im Quadrantenvergleich.....	22