

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde  
der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität  
München

Die Zuverlässigkeit kinetischer und kinematischer Daten  
des gesunden Hundes auf dem instrumentierten Laufband

von Sebastian Pietsch  
aus München

München 2021

Aus dem Zentrum für Klinische Tiermedizin der Tierärztlichen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Lehrstuhl für Chirurgie der Kleintiere  
Arbeit angefertigt unter der Leitung von:  
Univ.-Prof. Dr. Andrea Meyer-Lindenberg

Mitbetreuung durch: Dr. Stephanie Steigmeier-Raith

Gedruckt mit Genehmigung der Tierärztlichen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Reinhard K. Straubinger, Ph.D.

Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. Andrea Meyer-Lindenberg

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. Hartmut Gerhards

Tag der Promotion: 17. Juli 2021

*Meinem lieben kleinen Sumo.*



# INHALTSVERZEICHNIS

<b>I.</b>	<b>EINLEITUNG .....</b>	<b>1</b>
<b>II.</b>	<b>LITERATURÜBERSICHT .....</b>	<b>2</b>
<b>1.</b>	<b>Allgemeines zur Ganganalyse .....</b>	<b>2</b>
1.1.	Biomechanik .....	2
1.2.	Die Statik des Hundes .....	2
1.3.	Der Hund in Bewegung .....	3
<b>2.</b>	<b>Kinetik und Kinematik.....</b>	<b>4</b>
2.1.	Kinetik.....	4
2.2.	Kinematik.....	6
<b>3.</b>	<b>Relevante Forschung aus der instrumentierten Ganganalyse beim Hund.....</b>	<b>8</b>
3.1.	Reproduzierbarkeit ganganalytischer Daten .....	8
3.1.1.	Kinetik.....	8
3.1.2.	Kinematik.....	9
3.1.3.	Variabilität ganganalytischer Parameter .....	10
3.2.	Einflussfaktoren auf die ganganalytischen Parameter des Hundes.....	11
3.2.1.	Kinetik.....	11
3.2.1.1.	Einflussfaktoren im Untersuchungsprotokoll .....	11
3.2.1.2.	Äußere Einflussfaktoren .....	12
3.2.2.	Kinematik.....	13
3.2.2.1.	Einflussfaktoren im Untersuchungsprotokoll .....	13
3.2.2.2.	Äußere Einflussfaktoren .....	14
3.2.3.	Einfluss von Körperbau und Rasse auf die ganganalytischen Parameter des Hundes .....	14
3.2.3.1.	Kinetik.....	14
3.2.3.2.	Kinematik.....	15
<b>III.</b>	<b>PUBLIKATION I.....</b>	<b>17</b>
<b>IV.</b>	<b>PUBLIKATION II.....</b>	<b>23</b>
<b>V.</b>	<b>DISKUSSION.....</b>	<b>43</b>
<b>VI.</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>54</b>

---

<b>VII.</b>	<b>SUMMARY .....</b>	<b>56</b>
<b>VIII.</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS.....</b>	<b>58</b>
<b>IX.</b>	<b>ANHANG.....</b>	<b>68</b>
<b>X.</b>	<b>DANKSAGUNG.....</b>	<b>74</b>

**ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS**

AB	Allgemeinbefinden
BRK	Bodenreaktionskraft/-Kräfte
BWS	Brustwirbelsäule
BCS	Body Condition Score
Diff.	Differenz
GV	Gewichtsverteilung
HWS	Halswirbelsäule
Hglm	Hintergliedmaße
KGW	Körpergewicht
li	links
LWS	Lendenwirbelsäule
LMU	Ludwig-Maximilians-Universität
MAX	Maximum
MD	Minstdifferenz
MIN	Minimum
MW	Mittelwert
PVF	Peak Vertical Force
re	rechts
ROM	Range of Motion
SD	Standardabweichung
SI	Symmetrie-Index
SWS	Schwanzwirbelsäule
VK	Variationskoeffizient
VKwm	Variationskoeffizient für wiederholte Messungen
vs	versus
Vglm	Vordergliedmaße
VI	Vertikaler Impuls

## I. EINLEITUNG

Seit den 1980er Jahren wird in der Tiermedizin die instrumentierte Ganganalyse verwendet.

Sie findet Ihre Anwendung vornehmlich zur Erfolgskontrolle von chirurgischen Eingriffen im orthopädischen Bereich, wo das menschliche Auge nicht in der Lage ist die komplexen, beim Tetrapoden in Millisekunden ablaufenden Einzelkomponenten der Gliedmaßenbewegung zu erfassen (Off und Matis 1997a).

Der Nutzen der instrumentierten Ganganalyse als zuverlässiges Mittel zur Datenerhebung bei der Lahmheitskontrolle wurde bereits in mehreren Studien gezeigt (Besancon et al. 2003, Brebner et al. 2006, Bockstahler et al. 2007, LeQuang et al. 2007, Fancon et al 2008, Drüen et al. 2010). Die meisten Patienten, die im Rahmen einer Operation hinsichtlich des Lahmheitsverlaufs untersucht werden, stehen mehr als nur einmal auf dem Laufband. Eine Veränderung, insbesondere eine Verbesserung der untersuchten Parameter, wird in der Regel allein dem Erfolg des vorgenommenen Eingriffes zugeschrieben. Unklar ist bisher, in wie weit der Patient selbst, mit zunehmender Erfahrung am Laufband, diese Parameter beeinflusst, und in welchem Ausmaß.

Da es darüber bisher keine validierten Untersuchungen gibt, war es Ziel der vorliegenden Arbeit, die physiologischen Schwankungen ganganalytischer Parameter zu erfassen und zu quantifizieren, um solche von tatsächlichen Veränderungen im Gangbild des Hundes unterscheiden zu können. Zuverlässige Grenzwerte, die solch eine Differenzierung ermöglichen würden, sollten im Rahmen der vorliegenden Untersuchung ermittelt werden.

## **II. LITERATURÜBERSICHT**

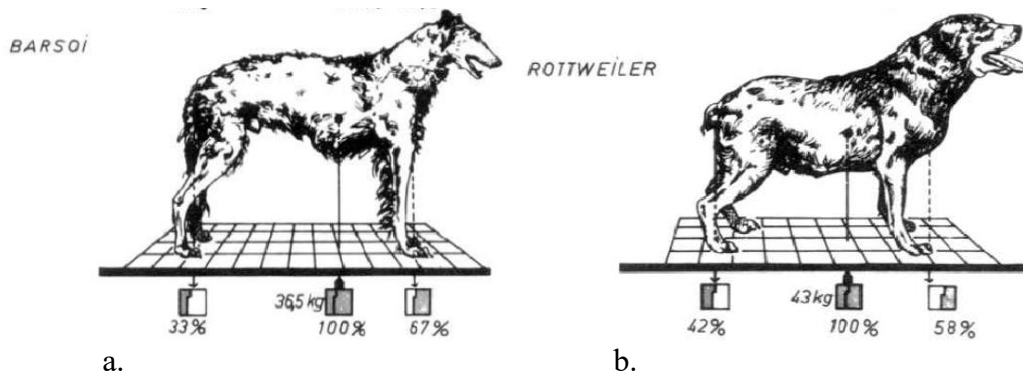
### **1. Allgemeines zur Ganganalyse**

#### **1.1. Biomechanik**

1974 definierte Hatze den Begriff „Biomechanik“ als die Wissenschaft der Bewegung von Menschen, Tieren und Pflanzen. Diese Disziplin wurde 1985 von Dalin und Jeffcott in die Bereiche Kinetik und Kinematik unterteilt. Die Kinetik beschreibt die Änderung von Bewegungsgrößen unter Einwirkung von Kräften, die während der Bewegungen eines Körpers auftreten. Auch die Masse der bewegten Körper wird bei der Untersuchung kinetischer Parameter berücksichtigt. Die Kinematik hingegen gibt die geometrischen und zeitlichen Parameter der Bewegungen wieder, ohne auftretende Kräfte oder Massen einzubeziehen. Diese Definitionen von Kinetik und Kinematik finden sich auch bei Off und Matis (1997a) und sind in der Ganganalyse bis heute gültig (Clements et al. 2005, Brebner et al. 2006, Mölsa et al. 2010, Agostinho et al. 2011).

#### **1.2. Die Statik des Hundes**

Beim orthopädisch gesunden Hund tragen die beiden Vordergliedmaßen zusammen etwa 60 % des Körpergewichtes des Hundes, die Hintergliedmaßen etwa 40 % (Roy 1971). Dies ist bis heute allgemein anerkannt. Leichte Unterschiede in der Gewichtsverteilung zwischen Vorder- und Hintergliedmaßen, und damit der Lage des Körperschwerpunktes, zeigen sich jedoch durch den Körperbau des Hundes. Bei hochbeinigen und schlank gebauten Hunden wie z. B dem Barsoi liegt der Körperschwerpunkt etwa auf der Höhe des 9. Interkostalraumes, also bei ca. 43,7 % der Rumpflänge. Bei massiger gebauten Tieren, etwa dem Rottweiler, verschiebt sich der Körperschwerpunkt in Richtung der Hintergliedmaßen (Larche 1962, Roy 1971; Abb. 1).



**Abbildung 1: Verschiebung des Körperschwerpunktes in Richtung der Hintergliedmaßen bei unterschiedlichem Körperbau am Beispiel von Barsoi (a.) und Rottweiler (b.; aus Larche, 1962)**

### 1.3. Der Hund in Bewegung

Die Hintergliedmaßen des Hundes leisten, auch aufgrund Ihrer stärkeren Bemuskelung, den Vorschub für die Vorwärtsbewegung (Roush & McLaughlin, 1994).

Während eines Schrittes bewegt sich der Körperschwerpunkt des Hundes rhythmisch nach kranial, diagonal in Richtung der jeweils belasteten Vordergliedmaße (Seiferle & Frewein, 2004). Obwohl Hinweise auf eine gewisse, statistisch irrelevante “Rechtshändigkeit” oder “Linkshändigkeit” beim Hund existieren (Budsberg et al. 1987, Jevens et al. 1993), belastet der gesunde Hund bei der Vorwärtsbewegung seine beiden Körperhälften gleichmäßig.

Es werden die Gangarten Schritt, Trab und Galopp unterschieden, wobei der einzelne Schritt in jeder Gangart die jeweils kleinste, sich wiederholende Einheit darstellt (De Camp 1993, Leach 1993). Jeder Schritt lässt sich in eine Stand- und Schwungphase unterteilen, jene Phasen also, in denen die entsprechende Gliedmaße Bodenkontakt aufweist bzw. ohne Bodenkontakt nach vorne geführt wird bis zum nächsten Bodenkontakt (Drevemo et al. 1980, Jeffcott et al. 1982). Die anteilige Dauer der Standphase an der Dauer eines Schrittes ist abhängig von der Schrittgeschwindigkeit. Sowohl Stand- als auch Schwungphase verkürzen sich mit zunehmender Geschwindigkeit, die Standphase jedoch deutlich stärker als die Schwungphase (Colborne et al., 2006). Auch ist dieser Effekt an den Hintergliedmaßen größer als an den Vordergliedmaßen (Leach, 1977). Insgesamt beträgt die Standphase einer Vordergliedmaße in der Gangart Schritt das 1,5-fache der Standphasendauer einer Hintergliedmaße. Bei steigender Geschwindigkeit, etwa im Trab, verkürzt

sich die Standphase an Vorder- und Hintergliedmaßen mehr als die Schwungphase, die Bodenkontaktzeiten von Vorder- und Hinterpfoten nähern sich an (Leach 1977).

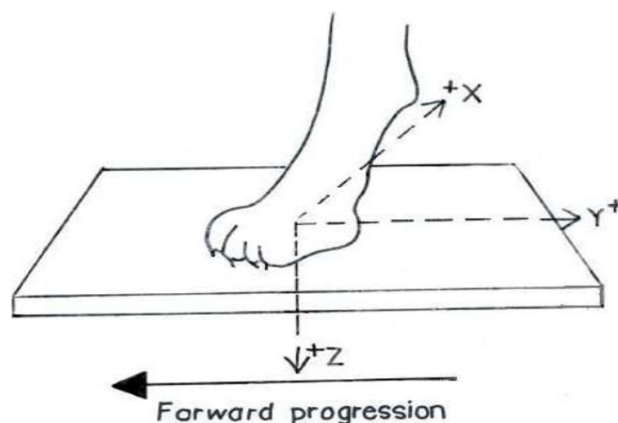
Seiferle und Frewein (2004) definierten die Gangart Schritt als eine 4-taktige Gangart mit "Dreibeinstütze", da stets nur eine Gliedmaße angehoben wird. Der Trab wird als 2-taktige Gangart mit diagonalem Synchronismus beschrieben. Jeder Schritt beginnt mit der Streckung einer Hintergliedmaße (Abb. 3). Dieser vertikal gerichtete Druck wandelt sich um in kranial gerichtete Schubkraft, welche dann von der sich hebenden und nach kranial geführten diagonalen Vordergliedmaße aufgefangen wird (Seiferle & Frewein, 2004).

Bei klinisch manifester Lahmheit nehmen die Belastungsaufnahme auf die lahrende Gliedmaße, ebenso wie deren zeitliche Dauer zugunsten der kontralateralen Körperseite und des nicht betroffenen vorderen/hinteren Beinpaars hin ab (Fanchon & Grandjean 2007, Bockstahler et al. 2009, Abdelhadi et al. 2013).

## 2. Kinetik und Kinematik

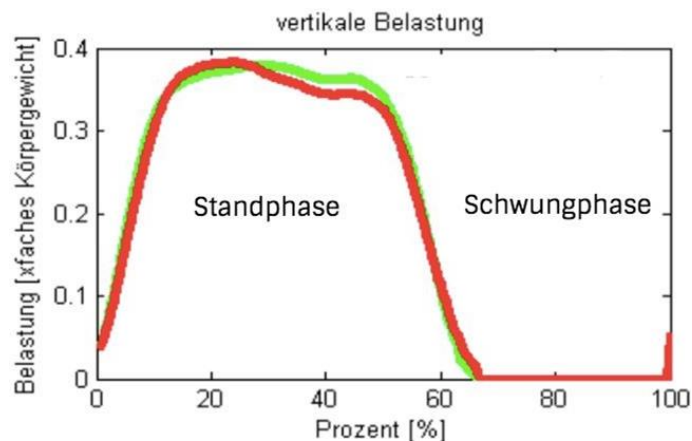
### 2.1. Kinetik

Die Kinetik betrachtet die bei der Bewegung eines Körpers entstehenden Kräfte (De Camp, 1997). Diese werden auch als Bodenreaktionskräfte (BRK) bezeichnet (Off & Matis 1997, Drüen 2010). Beim Auftreten des Hundes entstehen Kräfte ( $F$ ) in medio-lateraler ( $F_x$ ), in kranio-kaudaler ( $F_y$ ) und in vertikaler Richtung ( $F_z$ ; Abb. 2).



**Abbildung 2:** Schematische Darstellung der Bodenreaktionskräfte auf der Kraftmessplatte in positiver Richtung.  $x$  = medial,  $y$  = kaudal,  $z$  = vertikal (aus Budsberg et al., 1987).

Der Maximalwert von Fz entspricht der ‐Vertikalen Spitzenkraft‐ (Peak Vertical Force, PVF). Diese gilt aufgrund Ihrer Konstanz und Reproduzierbarkeit als am häufigsten verwendeter Parameter der BRK (Fanchon et al. 2007). PVF kann bei Verwendung von einzelnen Kraftmessplatten für jede Gliedmaße einzeln bestimmt werden und wird prozentual zum Körpergewicht (KGW) des Hundes angegeben (% KGW, Abb. 3).



**Abbildung 3: Belastungskurve Hintergliedmaßen (rote Linie: rechte Gliedmaße, grüne Linie: linke Gliedmaße). Die Kurve steigt während der Standphase bis zur PVF an und fällt wieder ab, bis die Belastung in der Schwungphase durch Anheben des Beines schließlich auf 0 fällt (Chirurgische und Gynäkologische Kleintierklinik der LMU).**

Die PVF ist darüber hinaus am ‐Vertikalen Impuls‐ (VI) beteiligt. Dieser beschreibt ebenfalls die bei jedem Schritt auftretenden Kräfte, allerdings als Integral über die gesamte Dauer der Standphase. Der VI wird angegeben in % KGW x s. Da sich mit steigender Geschwindigkeit die Standphasendauer verkürzt, nimmt z. B. im Trab der VI aufgrund der enthaltenen verkürzten Zeitkomponente ab (Fanchon et al., 2006). Durch die kürzeren Standphasen und/oder die geringere PVF sinkt der VI bei klinischer Lahmheit ebenfalls (Rumph 1994, Fanchon et al., 2006).

Unterschiede der PVF, des VI und der Standphasendauer im Seitenvergleich deuten durch die Entlastung der Gliedmaße auf eine orthopädische Erkrankung oder deren Folge hin (Fanchon & Grandjean 2007).

Fanchon und Grandjean (2008) betonten die Bedeutung der symmetrischen Belastung von Vorder- bzw. Hintergliedmaßen für die Beurteilung einer Lahmheit. Diese Autoren beurteilten außerdem die Symmetrie im Gangbild des Hundes als rasse-



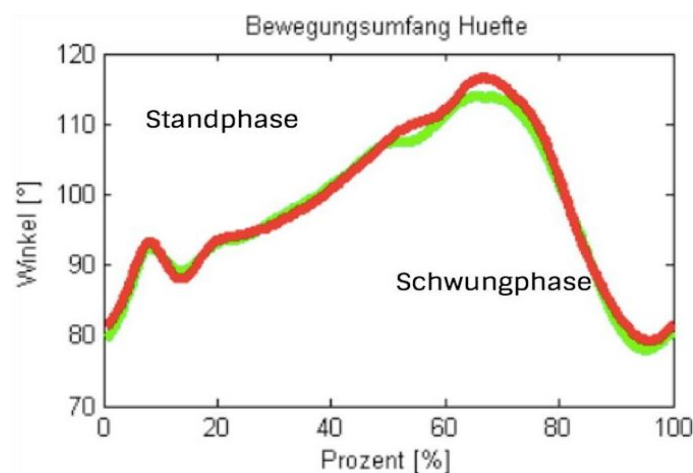
unabhängig. Dies zeigt die hohe Bedeutung und praktische Anwendungsmöglichkeit dieses Parameters. Zur Beurteilung eines symmetrischen Gangbildes wird für PVF und VI ein “Symmetrieindex” (SI) bestimmt (Robinson et al., 1989), jeweils getrennt für Vorder- und Hintergliedmaßen. Dieser errechnet (am Beispiel für PVF) sich wie folgt:

$$SI = \left| 200 \times (PVF \text{ rechts} - PVF \text{ links}) / (PVF \text{ rechts} + PVF \text{ links}) \right|$$

Durch andere Studien am instrumentierten Laufband (Voss et al. 2011, Abdelhadi et al. 2013, Fischer et al. 2013, Alvarez et al. 2017, Volstad et al. 2017) konnten Grenzwerte für SI festgelegt werden: ist in der Gangart Schritt der  $SI \leq 9$  für PVF sowie  $SI \leq 10$  für VI, so gilt der Hund als frei von Lahmheit.

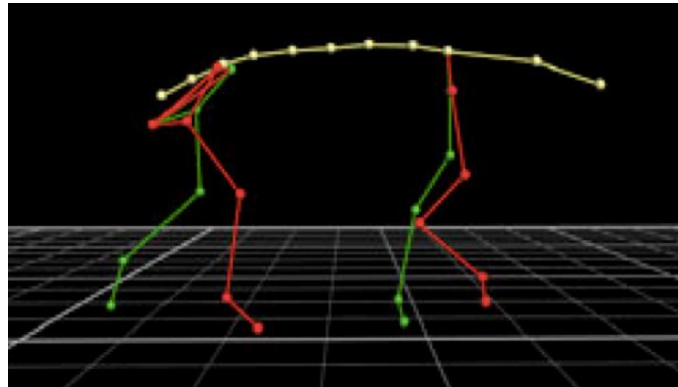
## 2.2. Kinematik

Bei der Untersuchung kinematischer Parameter werden die Bewegungen des Körpers im Raum erfasst. Durch Bestimmung der maximalen Flexion und Extension eines Gelenkes kann dessen Bewegungsumfang, der “Range of Motion” (ROM) ermittelt werden (Abb. 4).



**Abbildung 4: Bewegungsumfang (ROM) am Beispiel des Hüftgelenkes. Rote Linie: rechte Gliedmaße, grüne Linie: linke Gliedmaße). Während der Standphase streckt sich das Hüftgelenk und erlangt seine maximale Streckung kurz nach dem Abfußen, um sich in der Schwungphase zu beugen und vor dem Auffußen erneut zu strecken (Chirurgische und Gynäkologische Kleintierklinik der LMU).**

Die Erhebung kinematischer Parameter erfolgt mittlerweile hauptsächlich mit optoelektronischen Verfahren. Beispielsweise werden hierfür an definierten, palpierbaren Knochenpunkten Marker aufgeklebt (Clements et al. 2005). Diese bestehen aus reflektierendem Material und werden mit Infrarotkameras gefilmt. So kann jedem dieser Marker jeweils ein x-, y-, und z-Wert im 3-dimensionalen Raum ein zugeteilt werden (Abb. 5).



**Abbildung 5: Drei-dimensionale Darstellung der Marker eines Patienten. (Markerpunkte: Os frontale, Os interparietale, Dornfortsätze des 3., 6., 10. und 13. Brustwirbels und des 3., 5. und 7. Lendenwirbels; Mitte des Os sacrum, Rutasbasis, Crista iliaca, Tuber ischiadicum; Vordergliedmaßen: Catilago scapulae, Tuberculum majus humeri, Processus styloideus ulnae, Os metacarpale V; Hintergliedmaßen: Trochanter major femoris, Epicondylus lateralis femoris, Malleolus lateralis fibularis, Os metatarsale V; Chirurgische und Gynäkologische Kleintierklinik der LMU).**

Bei computergestützter Rekonstruktion der Aufnahme erlaubt die Position von drei Markern, beziehungsweise von zwei Markern und einer Ebene, die Bestimmung der Gelenkwinkel (Abb. 5). Außerdem können weitere Daten erhoben werden, wie zum Beispiel das Anheben der Gliedmaßen während der Schwungphase, medio-laterale Verschiebungen der Gliedmaßen oder deren Abduktion und Adduktion. Der Beginn des Schrittes kann in der Kinematik mit dem Beginn der Stand- oder der Schwungphase definiert werden oder z. B. als dem Zeitpunkt, am dem die Markergeschwindigkeit gleich null ist, da dies den Maxima und Minima der ROM entspricht (Abb. 4).

Eine manifeste Lahmheit zeigt sich kinematisch in einer verminderten ROM der Gelenke der betroffenen Gliedmaße sowie einer verstärkten Adduktion (Poy et al. 2000, Edward et al. 2003, Marsolais et al. 2003).

In der verfügbaren Literatur finden sich deutlich mehr Studien zur kinetischen Ganganalyse, doch existieren auch Arbeiten mit ausschließlich kinematischer Datenerhebung (Clements et al. 2005, Feeney et al. 2007, Agostinho et al. 2011, Alvarez et al. 2017, Folstad et al. 2017).

### **3. Relevante Forschung aus der instrumentierten Ganganalyse beim Hund**

#### **3.1. Reproduzierbarkeit ganganalytischer Daten**

##### **3.1.1. Kinetik**

Rumph et al. (1994) überprüften die Bodenreaktionskräfte von 43 gesunden Hunden auf deren Reproduzierbarkeit und Zuverlässigkeit. Die Hunde verschiedener Rassen waren zwischen 18 und 32 kg schwer und wurden im Trab mittels stationärer Kraftmessplatten untersucht. Die PVF, kranio-kaudale und medio-laterale Kräfte, sowie die axialen Drehkräfte wurden bestimmt. Die PVF erreichte an den Vordergliedmaßen Mittelwerte bis 106,7 % KGW, an den Hintergliedmaßen bis 65,1 % KGW. Der VI erreichte entsprechend 17,2 % KGW x s und 9,3 % KGW x s (Tab. 1). Die Autoren empfahlen schließlich, bei der instrumentierten Ganganalyse stets mehrere Parameter zu betrachten.

Fanchon und Grandjean (2007) untersuchten die Zuverlässigkeit der Lahmheitsbeurteilung mittels instrumentiertem Laufband. Für diese Berechnungen wurde eine Kombination aus PFV und Belastungsaufnahme auf die entsprechende Gliedmaße gewählt. Die Ergebnisse von 36 gesunden und lahmen Hunden lieferten zwei cut-off-Werte: bei Differenzen < 3,2% bleibt laut dieser Studie eine hohe Wahrscheinlichkeit der Lahmheitsfreiheit bestehen, erst ab Unterschieden > 19,5 % kann sicher von einer Lahmheit ausgegangen werden. Ein ähnliches Protokoll verwendeten Bockstahler et al. (2007) bei zehn adulten, gesunden Hunden verschiedener Rassen. Die Hunde liefen ohne vorhergehendes Training dreimal täglich an drei aufeinander folgenden Tagen, alle im Schritt mit derselben Geschwindigkeit von

1,22 m/s. Erfasst wurden jeweils PVF und VI (Tab. 1), sowie die Dauer der Standphasen. Dabei wurden bei allen Parametern deutliche intra-individuelle Unterschiede innerhalb der Messungen der zehn Hunde entdeckt.

**Tabelle 1: Vertikale Spitzenkraft (PVF) und Vertikaler Impuls (VI), ermittelt in zitierten Vergleichsstudien**

BRK		Rumph et al. (1994)*	Bertram et al. (2000)	Bockstahler et al. (2007)	Kapatkin et al. (2007)*	Mölsa et al. (2009)*	Nordquist et al. (2011)*
PVF % KGW	Hglm	65,1	39,8	39,4	70,9-71,5	71,9-72,5	74,5
	Vglm	106,7	68,1	63,5	107,8-108,3	117,0-125,3	104,4
VI % KGW x s	Hglm	9,3	20,7	18,25	10,1-10,2	8,3-9,3	10,5
	Vglm	17,2	34,6	30,2	17,4-17,5	15,7-17,2	16,8

*Grau unterlegt: Verwendung eines instrumentierten Laufbandes; sonst: stationäre Kraftmessplatten; \*: Untersuchung der Hunde im Trab; sonst: Schritt; BRK = Bodeneaktionskraft*

### 3.1.2. Kinematik

1996 untersuchten Hottinger et al. 15 gesunde Hunde großer Rassen im Schritt auf einem Laufweg ohne Laufband. Die Autoren ermittelten einen durchschnittlichen ROM von 25,3° für das Schulter-, 48,1° für das Ellbogen- und 91,1° für das Karpalgelenk. Am Hüftgelenk betrug der ROM 34,6°, am Kniegelenk 37,8° sowie am Tarsalgelenk 32,0° (Tab. 2). Die geringe Streuung der Messwerte sowohl im inter- als auch im intra-individuellen Vergleich bestätigten die kinematische Datenerhebung als zuverlässige Methode für die instrumentierte Ganganalyse.

Clements et al. (2005) untersuchten die Kinematik von zehn gesunden, adulten Labrador Retrievern. Alle Hunde liefen im Trab auf dem instrumentierten Laufband, jeder Hund fünfmal an einem Tag. Von rechtem Knie- und rechtem Ellbogengelenk wurden jeweils maximale, minimale und durchschnittliche Winkelverschiebung sowie die maximalen Winkelgeschwindigkeiten ermittelt. Die Messungen wurden immer im selben Zeitraum innerhalb der jeweiligen Aufnahme vorgenommen. Es wurden mittlere ROM von 59,3° für das Ellbogen- sowie 61,3° für das Kniegelenk ermittelt (Tab. 2). Es zeigten sich Unterschiede sowohl im intra- als auch im inter-individuellen Vergleich der Messungen. Die Autoren bezeichneten die Ergebnisse als nicht reproduzierbar.

Kim et al. (2008) dagegen stellten durchaus eine Reproduzierbarkeit kinematischer Parameter fest. Im Rahmen eines Vergleiches von zwei- und dreidimensionaler Aufnahmetechnik wurden sechs gesunde Hunde jeweils fünfmal im Schritt gefilmt. Der ROM erreichte durchschnittlich 35,8° für das Hüft-, 55,9° für das Knie- sowie 33,7° für das Tarsalgelenk (Tab. 2). Owen et al. (2004) ermittelten, dass sich zuverlässige und reproduzierbare Messwerte kinematischer Parameter erst 30 Sekunden nach Laufbeginn einstellen. Bei der Überprüfung der Messergebnisse elf gesunder Greyhounds im Trab zeigte sich die deutlichste Variabilität während der Einlaufphase innerhalb der ersten 30 Sekunden. Als bedeutender Faktor bzgl. Verlässlichkeit und Reproduzierbarkeit kinematischer Parameter wurde auch eine exakte Platzierung der Gelenksmarker genannt. Laut der Autoren besteht die Herausforderung aus einem stets gleichen Anbringen der Marker auf dem Drehpunkt des jeweiligen Gelenkes, insbesondere bei mehreren aufeinander folgenden Untersuchungen eines Hundes.

**Tabelle 2: Bewegungsumfang (ROM) der Gelenke von Vorder- und Hintergliedmaßen, ermittelt in zitierten Vergleichsstudien**

ROM (°):	Hottinger* et al. (1996)	Clements et al. (2005)	Kim et al. (2008)	Agostinho et al. (2011)	Allen et al. (1994)
Schultergelenk	25,3	-	-	34,1 - 35,2	29,4
Ellbogengelenk	48,1	59,3	-	54,9 - 63,8	55,8
Karpalgelenk	91,1	-	-	61,5 - 71,8	102,3
Hüftgelenk	34,6	-	35,8	27,0 - 33,0	30,4
Kniegelenk	37,8	61,3	55,9	52,5 - 62,3	49,5
Tarsalgelenk	32,0	-	33,7	49,6 - 55,0	48,7

*Grau unterlegt: Die Hunde liefen im Schritt (sonst: Trab). \*: Verwendung eines Laufweges ohne Laufband; ROM = Range of Motion (Bewegungsumfang)*

### 3.1.3. Variabilität ganganalytischer Parameter

Als Maß für die Variabilität der Bodenreaktionskräfte des Hundes ermittelten Rumph et al. (1994) Variationskoeffizienten von 4,8 % für PVF und 11,4 % für VI. Fanchon et al. (2006) bestimmten Variationskoeffizienten von 7,5 % für PVF und 5,5 % für VI im inter-individuellen, sowie 2,1 % für PVF und 2,4 % für VI im intra-individuellen Vergleich. Die in der Studie von Bockstahler et al. (2007) errechneten

Variationskoeffizienten für PVF lagen bei 3,3 % für die Vordergliedmaßen und 6,7 % für die Hintergliedmaßen sowie für VI entsprechend bei 9,1 % und 10,2 %. Auch Voss et al. (2011) ermittelten Variationskoeffizienten von 7 % für VI und 11 % für PVF. Diese zitierten Variationskoeffizienten sind jedoch aufgrund von Unterschieden in deren Bestimmung und Berechnung nur sehr bedingt miteinander vergleichbar.

### **3.2. Einflussfaktoren auf die ganganalytischen Parameter des Hundes**

#### **3.2.1. Kinetik**

##### **3.2.1.1. Einflussfaktoren im Untersuchungsprotokoll**

1993 testeten Jevens et al. fünf gesunde Greyhounds ohne Laufbänderfahrung mittels einer stationären Kraftmessplatte. Gemessen wurden jeweils PVF und VI der linken Vorder- und der linken Hintergliedmaße. Die Hunde wurden von fünf Laufband-erfahrenen, wechselnden Führungspersonen mit jeweils der linken Körperhälfte im Trab über die Kraftmessplatte geführt. Zwischen den fünf Untersuchungen der einzelnen Hunde unterschieden sich die erhobenen Messwerte um bis zu 69 %, was insbesondere den Wiederholungen der Untersuchung zugeschrieben wurde. Den geringsten Einfluss zeigte die den Hund führende Person mit max. 7 %. Fanchon et al. (2006) unterzogen zehn Belgische Schäferhunde und Malinois im Alter von zwei bis sechs Jahren einer kinetischen Untersuchung auf dem instrumentierten Laufband. Alle liefen in derselben Geschwindigkeit mit 2,7 m/s dreimal täglich an drei Folgetagen. Während der jeweils ersten Minute wurde nicht gemessen, dann folgten drei Aufnahmen von jeweils zehn Sekunden Dauer. Während sich zwischen Tag zwei und drei die Parameter nicht signifikant unterschieden, waren die Differenzen zwischen Tag eins und zwei bzw. Tag eins und drei statistisch relevant. In dieser Studie wurde der einzelne Hund als größter Streufaktor angegeben, welcher seine eigenen Werte um bis zu 64 % (PVF) bzw. 37 % (VI) beeinflussen kann.

In einer weiteren Arbeit von Fanchon et al. (2008) wurden 28 gesunde Hunde unterschiedlicher Rasse und Größe im Rahmen von vier Untersuchungsterminen im Abstand von je einer Woche untersucht. Die Autoren ermittelten den Einfluss verschiedener Faktoren auf die Streuung der Messergebnisse der Hunde auf dem instrumentierten Laufband im Trab. Für PVF lagen die Werte hier bei 72 % für den Hund selbst, bei 10 % für den Wochenabstand sowie bei 11 % für die Anzahl der Wiederholungen. Die entsprechenden Werte für VI betragen 84 %, 7 % und 6 %.

Nordquist et al. (2011) führten eine Studie durch, in der sieben gesunde Labrador-Retriever zweimal täglich, dreimal im Abstand von jeweils einer Woche über Kraftmessplatten geführt wurden (Tab. 1). Im Allgemeinen unterschieden sich die Werte des ersten Tages am deutlichsten von den folgenden Untersuchungstagen. Im Verlauf zeigten sich Unterschiede in den kranio-kaudalen, nicht aber in den vertikalen BRK der Vordergliedmaßen. Für die Hintergliedmaßen dagegen wurde eine leichte Steigerung der PVF festgestellt. An allen vier Gliedmaßen nahmen im Verlauf der Studie die Bremskräfte zu, die Schubkräfte dagegen nahmen ab. Als Hauptgrund für diese Veränderungen in den Parametern wurde hier die Anzahl der Aufnahmen angegeben. Auch eine vorherige Gewöhnung an das Laufband wurde diskutiert, was zu einer geringeren Streuung der Messwerte geführt haben könnte.

### **3.2.1.2. Äußere Einflussfaktoren**

In einer Studie von Kapatkin et al. (2007) wurde die Kinetik von zehn Hunden verschiedener Rassen und unterschiedlichem Körpergewicht auf glattem und rauem Untergrund verglichen. Die Hunde wurden an das Laufen über die verwendete Kraftmessplatte gewöhnt. Anschließend führte dieselbe Person jeden Hund fünfmal über die mit glattem Linoleum bezogene Kraftmessplatte und fünfmal über eine mit Teppich belegte Kraftmessplatte. Die eine Hälfte der Probanden lief zuerst auf Linoleum, die andere Hälfte zuerst auf Teppich. Die vertikalen Spitzenkräfte auf Linoleum und Teppichboden unterschieden sich nicht signifikant (Tab. 1), es konnte kein nennenswerter Einfluss der Bodenbeschaffenheit auf das Gangbild der untersuchten Hunde festgestellt werden.

Keebaugh et al. (2015) untersuchten den Einfluss der Seite der Leinenführung. Fünf Hunde kleiner Rassen liefen dafür im Schritt über eine Kraftmessplatte, jeweils an linker und rechter Seite an der Leine geführt. Der Einfluss der Leinenseite war mit 12 % nicht signifikant, ebenso der ermittelte Einfluss der den Hund führenden Person mit 8 %. Lediglich ein eventueller, geringer Einfluss der Leinenseite auf die Symmetrie der Vordergliedmaßen wurde diskutiert.

Zudem existieren Studien, welche die Erhebung ganganalytischer Daten von Hunden auf dem instrumentierten Laufband mit den Daten derselben Hunde auf stationären Kraftmessplatten verglichen haben.

Brebner et al. (2006) ließen sechs gesunde Hunde verschiedener Rasse und Größe über drei aufeinander folgende Tage über ein instrumentiertes Laufband und über

eine Kraftmessplatte laufen, um die Hunde an beides zu gewöhnen. Anschließend wurden von jedem Hund innerhalb eines Tages Koordinations- und Korrelationskoeffizienten auf dem Laufband und auf der Kraftmessplatte erhoben, jeweils in der bevorzugten Geschwindigkeit eines jeden Hundes. Die Ergebnisse zeigten eine höhere Reproduzierbarkeit der Daten auf dem instrumentierten Laufband im Vergleich zu stationären Kraftmessplatten.

Im Rahmen einer Studie von Drüen et al. (2010) wurden die BRK von neun gesunden Hunden verschiedener Rassen auf dem instrumentierten Laufband mit den BRK derselben Hunde auf stationären Kraftmessplatten verglichen. Die PVF jeweils einer Hintergliedmaße erreichten im Mittel 61,6 % KGW auf der Kraftmessplatte und 51,9 % KGW auf dem instrumentierten Laufband. Die Werte für VI waren entsprechend 10,2 % KGW x s und 11,5 % KGW x s. Dies zeigte keine signifikanten Unterschiede in den Bodenreaktionskräften. Differenzen innerhalb der cranio-kaudalen und medio-lateralen Bodenreaktionskräfte wurden als nicht vergleichbar beurteilt.

Eine Studie von Abdelhadi et al. (2013) untersuchte die Auswirkungen einer lahmen Gliedmaße auf die Bodenreaktionskräfte der übrigen Beine. Hierfür wurde mittels einer an der Unterseite der rechten Vorderpfote angebrachten Kugel eine Lahmheit des rechten Vorderbeines induziert. Das Prozedere wurde bei sieben gesunden Beagles durchgeführt, die je einmal im Schritt und im Trab über ein instrumentiertes Laufband liefen. Die induzierte Lahmheit verringerte in Schritt und Trab PVF und VI des rechten Vorderbeines und erhöhte PVF und VI am linken Vorder- und Hinterbein. Die Parameter des rechten Hinterbeines zeigten keine signifikante Veränderung.

### **3.2.2. Kinematik**

#### **3.2.2.1. Einflussfaktoren im Untersuchungsprotokoll**

Feeney et al. (2007) überprüften den Einfluss des Untersuchers auf die Betrachtung kinematischer Parameter. Zehn Hunde wurden im Schritt und beim Aufstehen gefilmt. Die Aufnahmen wurden von zwei verschiedenen Prüfern zweimal im Abstand einer Woche ausgewertet. Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Auswertungen festgestellt werden, weder zwischen den Untersuchern noch zwischen den beiden Auswertungen der einzelnen Untersucher. In einer Studie von Kim et al. (2011) wurde untersucht ob und wie weit sich die auf



die Haut geklebten Gelenksmarker während eines Schrittes vom Drehpunkt des Gelenkes wegbewegen, am Beispiel von Femur- und Tibiallänge bei sechs gesunden Hunden im Trab. Die ermittelten Schwankungen von Femur- und Tibiallänge zeigten die Herausforderung des möglichst immer gleichen Anbringens der Gelenksmarker im Rahmen von kinematischen Untersuchungen.

#### **3.2.2.2. Äußere Einflussfaktoren**

Edward et al. (2003) untersuchten acht Labrador-Retriever bzw. Labrador-Mischlinge im Trab. Die Untersuchung erfolgte an einem einzigen Tag mit drei Aufnahmen pro Hund. Nach Erhebung der kinematischen Parameter wurde der Einfluss „unilateraler Restriktion“ auf diese Parameter untersucht. Dies erfolgte durch das gezielte Anbringen eines Verbandes am Karpalgelenk und erneuter Untersuchung der Hunde. Es wurden signifikante Winkelverschiebungen im verbundenen Karpalgelenk sowie im Schulter- und Kniegelenk der gegenüberliegenden Körperseite beobachtet. Holler et al. (2010) ermittelten den Einfluss von Laufgefälle und Hindernissen auf die kinematischen Parameter des Hundes. Hierfür wurden acht gesunde Hunde beim Laufen im Schritt auf ebener Strecke mit und ohne Hindernisse sowie bergauf und bergab untersucht, mit je sechs Aufnahmen pro Tier. Die Hunde zeigten bergauf eine verstärkte Hüftgelenksflexion und verringerte Kniegelenksflexion. Bergab war die Hüftgelenksflexion verringert. Der Hindernislauf zeigte einen signifikanten Einfluss auf die Winkelgeschwindigkeiten von Ellbogen-, Knie- und Tarsalgelenk.

#### **3.2.3. Einfluss von Körperbau und Rasse auf die ganganalytischen Parameter des Hundes**

##### **3.2.3.1. Kinetik**

Bertram et al. (2000) verglichen acht gesunde Greyhounds im Alter von fünf Monaten mit fünf gesunden Labrador Retrievern im Alter von 6-18 Monaten (Tab. 1). Ziel war der Vergleich des Gangbildes zweier Rassen mit deutlich unterschiedlichem Körperbau. Die Untersuchungen erfolgten im Schritt auf dem instrumentierten Laufband. Unterschiede wie Gewicht, Größe, Schrittlänge, Schrittdauer etc., wurden rechnerisch berücksichtigt. Es zeigte sich eine grundsätzlich gleiche Dynamik im Gangbild der beiden Rassen, lediglich benötigte der Greyhound im Vergleich zum Labrador Retriever eine geringere Anzahl von längeren Schritten für dieselbe Strecke. Dies ließ vermuten, dass Unterschiede im Gangbild vor allem

durch die Größe des Hundes bzw. der Länge seiner Gliedmaßen entstehen, nicht durch dessen Statur. Einen Vergleich der Kinetik von Rottweiler und Labrador Retriever lieferten Mölsa et al. (2009). Die PVF der Vordergliedmaßen zeigte sich bei den Rottweilern signifikant niedriger als bei den Labradoren, der VI der Vorder- und Hintergliedmaßen war im Gegensatz dazu bei den Rottweilern signifikant höher. Diese statistisch signifikanten Unterschiede waren jedoch nach Relativierung von Körpergewicht, funktioneller Gliedmaßenlänge und Laufgeschwindigkeit nicht mehr vorhanden.

Dagegen zeigte eine Studie von Voss et al. (2011) mit Hunden sieben verschiedener Rassen deutlichere Varianzen. Fünf Durchgänge pro Hund wurden aufgenommen, wobei besonders die Parameter der Barsois auffielen: Der VI (hier angegeben in 100% Ns/Ns) erreichte bei den Vordergliedmaßen mit max. 63,4 % Ns/Ns geringere Werte als bei den anderen Rassen mit 70,4 % Ns/Ns im Mittel. Für die Hintergliedmaßen konnte dies nicht bestätigt werden. Bei der PVF erreichten die Barsois mit 85,7 % N/N für die Hintergliedmaßen höhere Werte als die anderen Rassen mit 71,3 % N/N (Voss et al. 2011). Dieser Unterschied wurde auf den weiter kaudal gelegenen Körperschwerpunkt der Barsois zurückgeführt. Für Studien mit verschiedenen Hunderassen empfahlen die Autoren die Verwendung von Hunden mit gleichem Körperbau. Für einen direkten, inter-individuellen Vergleich der Messwerte von Hunden verschiedener Rassen bzw. Körperbaus bei gleicher absoluter Geschwindigkeit empfahlen Voss et al. (2010), die Widerristhöhen der unterschiedlichen Hunde in die Relativierung deren Parameter einzubeziehen. Diese Empfehlung beruhte auf der Untersuchung von 129 gesunden Hunden. Diese waren zwischen vier Monaten und 13 Jahren alt und zwischen 13,4 – 78 kg schwer, mit Widerristhöhen von 42 – 87 cm. Die Untersuchung erfolgte im Trab über eine stationäre Kraftmessplatte, und alle Hunde liefen in derselben absoluten Geschwindigkeit ( $2,0 \pm 0,15$  m/s).

### **3.2.3.2. Kinematik**

Allen et al. (1994) untersuchten Hunde großer Rassen mit drei Aufnahmen an einem Tag im Trab über einen stationären Laufweg (Tab. 2). Folgende durchschnittliche ROM wurden hier ermittelt:  $29,4^\circ$  am Schultergelenk,  $55,8^\circ$  am Ellbogengelenk,  $102,3^\circ$  am Karpalgelenk, sowie an der Hintergliedmaße  $30,4^\circ$  am Hüftgelenk,  $49,5^\circ$  am Kniegelenk und  $48,7^\circ$  am Tarsalgelenk (Tab. 2). Mit Ausnahme der Flexions- und Extensionswerte des Karpalgelenkes konnte hier kein signifikanter Einfluss der

Hunderasse ermittelt werden, ebenso wurden die Anzahl der Messwiederholungen als nicht relevanter Einflussfaktor eingestuft. Auch Hottinger et al. (1996) stellten keine bedeutenden Varianzen zwischen den Hunderassen fest (Tab. 2). Dagegen wurden in einer Studie von Agostinho et al. (2011) mit jeweils einer Untersuchung von zehn gesunden Labradoren und zehn gesunden Rottweilern (Tab. 2) im Trab auf dem Laufband deutliche Unterschiede festgestellt: Der durchschnittliche ROM am Schultergelenk betrug hier  $35,2^\circ$  bei den Labradoren versus (vs)  $34,1^\circ$  bei den Rottweilern, am Ellbogengelenk  $63,8^\circ$  vs  $54,9^\circ$ , am Karpalgelenk  $71,8^\circ$  vs  $61,5^\circ$ . An den Hintergliedmaßen wurden mittlere ROM von  $27,0^\circ$  vs  $33,0^\circ$  am Hüft-,  $62,3^\circ$  vs  $52,5^\circ$  am Knie-, und  $49,6^\circ$  vs  $55,0^\circ$  am Tarsalgelenk ermittelt. Die Autoren empfehlen schließlich eigene Referenzwerte für jede einzelne Hunderasse.

### III. PUBLIKATION I

## Reliability of kinetic measurements of healthy dogs examined while walking on a treadmill

**Sebastian Pietsch**

**Stephanie Steigmeier-Raith** Dr Med Vet

**Sven Reese** Dr Med Vet

**Andrea Meyer-Lindenberg** Dr Med Vet

Received September 12, 2019.

Accepted January 17, 2020.

From the Clinic for Small Animal Surgery and Reproduction (Pietsch, Steigmeier-Raith, Meyer-Lindenberg) and Department of Veterinary Sciences (Reese), Ludwig-Maximilians-Universität München, 80539 Munich, Germany.

Address correspondence to Dr. Meyer-Lindenberg (andrea.meyer-lindenberg@chir.vetmed.uni-muenchen.de).

#### OBJECTIVE

To investigate whether an actual improvement in gait could be differentiated from physiologic differences or habituation effects during gait analysis of dogs.

#### ANIMALS

11 healthy dogs.

#### PROCEDURES

On 4 examination days, kinetic parameters were measured while dogs were walking on a treadmill. Differences in mean parameter values and habituation effects (ie, effect sizes) were quantified and compared among examination days. Coefficients of variation for repeated measurements were calculated to determine measurement reproducibility, and minimum differences were calculated to distinguish between physiologic fluctuation and an actual change in gait pattern.

#### RESULTS

Among the 4 examination days, mean absolute differences in peak vertical force and vertical impulse (VI) varied from 1.5% to 5.3% of body weight (BW) and 0.9% to 1.8% of BW\*s, respectively. Mean absolute differences in the percentage of stance-phase duration (%SPD) and relative stride length (RSL) varied from 0.9% to 3.2% and 1.7% to 3.0%, respectively. Reproducibility of parameter measurements was good. Values for %SPD had the lowest amount of dispersion and largest effect size, suggesting a habituation effect for this parameter. Calculated minimum differences among the days for peak vertical force, VI, %SPD, and RSL did not exceed 9.9% of BW, 3.3% of BW\*s, 5.8 percentage points, and 5.2 percentage points, respectively.

#### CONCLUSIONS AND CLINICAL RELEVANCE

The %SPD of healthy dogs walking on a treadmill was the most sensitive and diagnostically reliable of the measured kinetic parameters, in contrast to VI and RSL. Findings suggested that actual changes can be distinguished from random physiologic fluctuations during gait analysis of dogs. (*Am J Vet Res* 2020;81:804–809)

**I**nstrumented gait analysis allows objective lameness diagnosis in dogs,<sup>1–5</sup> enabling precise recording of force development and movement sequences unappreciated by the naked eye.<sup>5–7</sup> Repeated gait analysis on a treadmill can provide objective data before and after an intervention and for patient follow-up. An improvement in kinetic measurements may be attributed solely to the success of an intervention; however, the extent to which any observed differences may be attributable to intraindividual physiologic fluctuations or to systematic training or habituation effects is unknown.

#### ABBREVIATIONS

%SPD	Percentage of stance-phase duration
BW	Body weight
CV	Coefficient of variation
CV <sub>RM</sub>	Coefficient of variation for repeated measurements
MD	Minimum difference
PVF	Peak vertical force
RSL	Relative stride length
SI	Symmetry index
VI	Vertical impulse

Studies regarding the reproducibility of kinetic gait measurements of dogs have typically involved the use of stationary force plates<sup>8–11</sup> and treadmills.<sup>3,12–15</sup> In these investigations, PVFs were lower when a treadmill was used, whereas VIs were typically higher when stationary force plates were used.<sup>9,11,12</sup> Variables such as soil conditions,<sup>16</sup> the person leading the dog or changes in this person,<sup>8,17</sup> and the side of leash guidance (left or right)<sup>17</sup> have no significant effect on gait measurements. In addition, the influence of data collection several times within a brief period (eg, on consecutive days<sup>12</sup> or on the morning and evening of the same day<sup>16</sup>) or within several days or weeks<sup>3,9,14,15</sup> on results of gait analysis has been evaluated, and fluctuations in measurements were observed between daily and weekly intervals, some of which were of different magnitudes.<sup>3,14</sup>

Cutoff values remain to be determined that could distinguish actual changes in gait patterns from those due to habituation, individual experience, and physiologic fluctuations. In 2008, Fanchon and Grandjean<sup>3</sup>

determined a cutoff value for a combination of PVF and the stress curve of a limb, whereby reliable differentiation (ie, sensitivity of 85% and specificity of 95%) was possible between lameness and soundness at values > 19.5%. The purpose of the study reported here was to determine normal cutoff values for parameters measured by instrumented gait analysis after examination of these parameters for their reproducibility (ie, intraindividual variability) and for systematic habituation effects.

## Materials and Methods

### Animals

Eleven nonlame dogs of various breeds evaluated at the Clinic for Small Animal Surgery and Reproduction, Ludwig-Maximilians-Universität München were included in the study with owner consent. Dogs were required to have a body condition score of 4 or 5 on a 9-point scale.<sup>18</sup> None of the dogs had prior experience walking on a treadmill, and each was required to voluntarily walk on the treadmill to be included.

Reasons for initial evaluation included routine physical examination or physical fitness evaluation (eg, for suitability for sport or agility training). Mean age was 4.5 years (range, 1 to 9 years), and mean BW was 23.1 kg (range, 11.9 to 31.0 kg).

The number of dogs included in the study had been predetermined on the basis of a sample size calculation<sup>19,a</sup> (minimum effect size [Cohen *d*] > 0.8;  $\alpha = 0.05$ ;  $\beta = 0.20$ ; 1-sided test) and was within the range of numbers of dogs used in other gait analysis projects or studies.<sup>8,9,11-13,15-17,20,21</sup> The study protocol did not require approval by an animal care and use committee according to the German Animal Welfare Act and Animal Experimentation Ordinance.

### Study protocol

Each dog underwent 4 treadmill examinations, with the first 3 on consecutive days and the final examination 6 weeks later. Before the first examination, each dog received a general clinical examination and an orthopedic examination. Back length and height at the highest point of the shoulders (withers) were measured. Dogs were weighed before each treadmill exposure. After orthopedic examination, radiography of the hip, knee, tarsal, shoulder, elbow, and carpal (including the paw) joints and the vertebral column was performed to rule out the presence of orthopedic disease. At the final examination, general clinical and orthopedic examinations were repeated.

### Treadmill examination

All treadmill examinations were carried out in the clinic's gait analysis laboratory. The treadmill<sup>b</sup> consisted of 2 nonslip plastic sheets covering 4 modified force plates, which measured the vertical ground reaction forces of all 4 limbs synchronously at a sampling rate of 1,000 Hz. The treadmill was controlled

by dedicated software,<sup>c</sup> and the speed could be adjusted in increments of 0.02 m/s.

The same person guided each dog by leash and collar to walk. The speed of the treadmill was adapted to the size and ability of each dog, and this speed as determined on the first day of examination was maintained throughout the study. Recordings were made of constant, regular steps, with a walking speed between 1.0 and 1.2 m/s (mean, 1.11 m/s).

During each examination, dogs were first allowed to acclimate to the treadmill for 2 minutes and then 2 trials of 3 uninterrupted minutes each were recorded, separated by a rest period of 2 minutes. As many steps as possible were evaluated from the first minute of each 3-minute trial. Every step was analyzed in graphic and numeric form. Only those steps indicating even and correct foot placement on the force plates were selected and statistically evaluated.

The PVF, VI, and %SPD were recorded for each limb. The RSL ([stride duration  $\times$  treadmill belt speed]/withers height  $\times$  100) was measured for each dog. In addition, the SI was calculated as reported elsewhere<sup>22</sup> for PVF and VI, and the weight distribution per limb (ie, the percentage of the total body load carried by each limb) was determined. The cutoff values used to indicate symmetric loading of the limbs were 9 for the SI of the PVF and 10 for the SI of the VI, as determined in other studies.<sup>10,12,14,15</sup> If these values were exceeded, lameness was deemed to exist and the dog was to be excluded from the study.

### Statistical analysis

Statistical software<sup>d-f</sup> was used for data analysis. Mean (SD) values of each measured parameter were calculated for each examination, as were mean values of the differences between pairs of examination days. Normality of data distribution was evaluated with the Kolmogorov-Smirnov test. To determine any systematic training (ie, habituation) effect, values of Cohen *d* (effect size) were calculated from the mean and SD values of the individual examination days. An effect size < 0.2 was regarded as negligible, from 0.2 to 0.5 as slight, > 0.5 to 0.8 as moderate, and > 0.8 as a clear effect.<sup>23</sup> Differences between the various examination days were identified with generalized estimation equations derived from a linear model.<sup>24</sup> Values of  $P \leq 0.05$  were considered significant.

As a measure of interindividual variability in values for PVF, VI, %SPD, and RSL, the CV was determined for data pertaining to all 4 examinations as the SD divided by the mean value. In addition, as a measure of the reproducibility (ie, intraindividual variability) of parameter measurements, the  $CV_{RM}$  was calculated per the method described by Bland,<sup>25</sup> whereby a value < 3% was regarded as excellent and a value between 3% and 10% as good. The MD for which it could be assumed with 95% probability that an observed difference was due to an actual change in the parameter (and not only to a physiologic variance associated with the individual dog, a training ef-

fect, or a measurement inaccuracy) was calculated<sup>25</sup> from the SD of the differences over all 4 examination days (ie, SD\*) separately for the forelimbs and hind limbs, taking into account whether differences were positive or negative, as SD\* X 2.77.

**Results**

**Dogs**

Characteristics and measurements of individual dogs were summarized (**Supplementary Table S1 and Supplementary Figure S1**, available at [avmajournals.avma.org/doi/suppl/10.2460/ajvr.81.10.804](http://avmajournals.avma.org/doi/suppl/10.2460/ajvr.81.10.804)). A mean of 72 steps/examination day/dog were evaluated. General and orthopedic examinations revealed no abnormalities in any dog both before and at the end of the evaluation period. Three dogs had slight radiographic orthopedic abnormalities, such as mildly pronounced spondylosis or insertion tendopathy of the fifth digit, but were included because they had no clinical signs. Values for SI of the PVF and VI consistently indicated symmetry of gait as defined (**Supplementary Table S2**, available at [avmajournals.avma.org/doi/suppl/10.2460/ajvr.81.10.804](http://avmajournals.avma.org/doi/suppl/10.2460/ajvr.81.10.804)). Mean ± SD distribution of BW was balanced between 20.5 ± 2.3% and 20.8 ± 2.4% for the hind limbs and between 29.2 ± 2.4% and 29.6 ± 2.3% for the forelimbs. Thus, all dogs were deemed orthopedically normal. Because of a lack of statistically and clinically relevant differences in measured values between the 2 hind limbs and between the 2 forelimbs, values for each limb pair were averaged in further analyses.

**Kinetic parameters**

Mean ± SD values of kinetic parameters were tabulated (**Table 1**). The CV for PVF (indicating inter-individual variability) was 12.4% for the hind limbs and 10.2% for the forelimbs. Mean values of the absolute differences in PVF among the examination days were low, with a maximum mean value of 2.3% of BW for the hind limbs and 5.3% of BW for the forelimbs (**Table 2**). The calculated effect sizes (Cohen d; interpreted as habituation effects) were correspondingly low, ranging from 0.02 to 0.28. Measurements differed significantly (*P* = 0.04) only for the forelimbs on the first versus second examination day. The reproducibility (CV<sub>RM</sub>) of PVF measurements (indicating intraindividual variability) was also good. Accordingly, the MD in PVF measurements obtained through repeated gait analysis indicated a low amount of systematic change at 5.2% of BW for the hind limbs and 9.9% of BW for the forelimbs.

Values of VI for the hind limbs varied to a greater degree than did corresponding values for PVF, with the highest CV (22.8%) observed in the study. The CV for the forelimbs was considerably lower at 10.2%. Mean values of absolute differences in VI between pairs of examination days were low, similar to those for PVF, with a maximum mean value of 1.8% of BW\*s (**Table 2**). Low mean differences in VI among examination days led to low effect sizes. This resulted in low effect sizes (maximum Cohen d, 0.34 in the forelimbs) for VI, with mean values statistically similar between pairs of examination days. Values for CV<sub>RM</sub>

**Table 1**—Mean ± SD values of kinetic parameters and CV (interindividual variability) and CV<sub>RM</sub> (intraindividual variability) for 11 orthopedically normal dogs examined while walking on a treadmill on 3 consecutive days and again 6 weeks later (examination day 4).

Parameter	Location	Examination day				CV (%)	CV <sub>RM</sub> (%)
		1	2	3	4		
PVF (% of BW)	Hind limbs	44.1 ± 5.8	44.5 ± 5.4	44.6 ± 5.1	44.8 ± 5.9	12.4	4.2
	Forelimbs	62.5 ± 6.4	64.3 ± 6.4	63.5 ± 6.2	63.2 ± 6.9	10.2	5.6
VI (% of BW*s)	Hind limbs	12.1 ± 2.9	11.6 ± 2.4	11.3 ± 2.5	11.8 ± 2.6	22.8	8.0
	Forelimbs	19.6 ± 2.1	19.4 ± 1.9	19.4 ± 1.9	18.9 ± 2.0	10.2	6.0
%SPD	Hind limbs	64.2 ± 4.1	62.6 ± 4.0	62.1 ± 4.0	63.1 ± 4.4	6.6	3.3
	Forelimbs	68.2 ± 1.8	66.6 ± 1.9	66.4 ± 2.4	66.7 ± 2.0	3.0	2.4
RSL (%)	All limbs	52.6 ± 6.6	52.3 ± 6.9	52.6 ± 7.2	52.1 ± 7.0	13.6	3.5

**Table 2**—Mean ± SD absolute differences between pairs of examination days and effect sizes (Cohen d; interpreted as habituation effects) for the kinetic parameters of Table 1.

Parameter	Location	Day 1 vs 2		Day 2 vs 3		Day 3 vs 4		Day 1 vs 3		Day 2 vs 4		Day 1 vs 4	
		Mean ± SD	Cohen d	Mean ± SD	Cohen d	Mean ± SD	Cohen d	Mean ± SD	Cohen d	Mean ± SD	Cohen d	Mean ± SD	Cohen d
PVF (% of BW)	Hind limbs	1.8 ± 1.2	0.07	1.5 ± 0.7	0.02	2.0 ± 1.7	0.04	1.9 ± 1.6	0.09	2.3 ± 1.8	0.05	2.3 ± 2.1	0.11
	Forelimbs	3.3 ± 3.2*	0.28	3.5 ± 2.5	0.13	4.0 ± 2.7	0.05	5.1 ± 2.6	0.16	5.3 ± 4.1	0.17	5.3 ± 2.9	0.10
VI (% of BW*s)	Hind limbs	0.9 ± 0.7	0.18	0.9 ± 0.8	0.12	1.4 ± 0.9	0.19	1.2 ± 0.9	0.29	1.3 ± 0.8	0.08	1.3 ± 1.1	0.11
	Forelimbs	1.3 ± 1.4	0.09	1.2 ± 0.9	0.00	1.0 ± 0.7	0.25	1.1 ± 0.7	0.09	1.8 ± 1.6	0.25	1.3 ± 1.1	0.34
%SPD	Hind limbs	2.6 ± 1.7*	0.39	0.9 ± 0.7	0.12	2.5 ± 2.3*	0.23	2.8 ± 1.7*	0.49	2.5 ± 2.4	0.11	3.2 ± 2.2	0.25
	Forelimbs	2.1 ± 1.3*	0.86	1.0 ± 0.5	0.09	1.4 ± 1.3	0.14	2.1 ± 1.8*	0.85	1.5 ± 1.1	0.05	2.3 ± 1.6*	0.79
RSL (%)	All limbs	1.7 ± 1.6	0.05	3.0 ± 3.4	0.05	1.8 ± 1.5	0.07	2.3 ± 1.7	0.10	2.0 ± 1.8	0.12	2.2 ± 1.6	0.07

\*Indicated difference between days was significant (*P* ≤ 0.05).

A Cohen d value < 0.2 was regarded as a negligible effect, from 0.2 to 0.5 as a slight effect, > 0.5 to 0.8 as a moderate effect, and > 0.8 as a clear effect.



indicated good reproducibility of VI measurements (Table 1). The MDs in VI were relatively high at 2.6% of BW\*s for the hind limbs and 3.3% of BW\*s for the forelimbs.

Maximum values of %SPD for the hind limbs and forelimbs were observed on the first examination day (Table 1). This parameter had the lowest CVs of the 4 evaluated kinetic parameters, and values of  $CV_{RM}$  indicated good to excellent reproducibility. Mean values for %SPD differed significantly between several pairs of examination days (Table 2). The MDs were low at 5.8 percentage points for the hind limbs and 4.5 percentage points for the forelimbs. Compared with the other 3 parameters, values for %SPD generally had the lowest amount of dispersion and largest effect size for each limb pair, suggesting a habituation effect.

High interindividual variability was found in measurements of RSL (CV, 13.6; Table 1). The maximum difference in mean values between 2 examination days was 3.0% (Table 2). Reproducibility of measurements was also good ( $CV_{RM}$ , 3.5%). The MD in measurements of RSL was 5.2 percentage points.

## Discussion

The aim of the present study was to quantify physiologic variations in vertical ground reaction forces of healthy dogs while walking on a treadmill so that such variations could be distinguished from actual changes in the gait pattern in the future. The study data were sufficient for identifying significant habituation effects and parameter variability as well as for determining MDs to distinguish real changes from fluctuations.

For this study, dogs of various breeds were selected, but only dogs with an ideal body condition were included. Ground reaction forces were normalized to body weight and stride length was normalized to height at the withers, allowing comparison of our results with those of other studies<sup>9,12,26</sup> as well as a uniformly distributed body center of mass during gait analysis.<sup>27</sup> Previous studies<sup>11,28</sup> of gait patterns in different breeds of dogs initially showed an influence of conformation and body weight on kinetic parameters, particularly on the weight distribution between forelimbs and hind limbs.<sup>28</sup> However, after normalization of BW, height, and walking speed, only negligible differences remained in the stance phase.<sup>28</sup> On the other hand, another study<sup>27</sup> revealed clearer influences of dog conformation on kinetic parameters measured during gait analysis, and such differences should be taken into account, especially when comparing dogs or groups of dogs.<sup>29</sup> Owing to differences in the position of the center of mass,<sup>27</sup> dog groups with similar body conformations are recommended for gait-related research. Nevertheless, absolute standardization of the dog breed or weight class in a study can limit generalizability of the results to clinical settings.<sup>17</sup>

In the present study, gait analysis was performed on 3 consecutive days and again 6 weeks later to consider whether short-term and medium-term effects of treadmill walking might exist. Until now, only studies with brief intervals between gait analyses of dogs (eg, once or several times a day<sup>12-14</sup>) or longer intervals (eg, once a week<sup>3,9</sup>) have been reported.

The percentage weight distribution per limb in the present study was almost exactly the same as described by Roy in 1971.<sup>30</sup> Furthermore, values for PVF in the present study corresponded to previously reported results for dogs (eg, mean PVF of 39.3% to 42.3% of BW for the hind limbs and 61.6% to 63.5% of BW for the forelimbs<sup>12,26</sup>). Absolute differences in PVF among examination days were in the range of other reported results.<sup>9</sup> We believe that the parameter values that we obtained could be used as a reference for clinical application or for other studies because the included dogs were confirmed to be orthopedically healthy on the basis of orthopedic and radiographic findings as well as kinetic parameters (ie, weight distribution, SI of the PVF, and SI of the VI).

Values for VI in the study reported here were within the range of the values obtained in another study<sup>31</sup> involving orthopedically healthy dogs, in which the mean VI for the hind limbs was 10.2% of BW\*s. For various reasons, including experimental and analytic conditions, values for VI and differences in VI among examination days can differ among studies,<sup>3,9,12,14</sup> making comparisons among studies difficult.

The  $CV_{RM}$  for PVF and VI measurements in the present study was consistently < 10% and for %SPD (hind limbs) and RSL was only slightly above 3% (with values < 3% regarded as excellent<sup>25</sup>). Hence, reproducibility of the measured parameters was good and sufficient for diagnostic purposes. Contrarily, the relatively high CVs indicated higher variability among dogs. Potential causes of data dispersion include effects of the investigator or observer, the subject, and the examination method. In the present study, treadmill examinations were always conducted in the same room and at the same time of day. Each dog was walked at its preferred speed as identified initially, and the person leading the dog was the same throughout the study. Therefore, the observed data dispersion was likely attributable to the dogs themselves, which would agree with results of other studies<sup>8,12,14,15</sup> indicating that the dog is the most influential factor (up to 88% of influence) on the reproducibility of kinetic gait measurements.

Significant habituation effects were observed in the present study for %SPD and PVF. These findings suggested the presence of a short-term habituation effect after the first examination day, which persisted over the second and third examination days. In another study<sup>9</sup> of clinically normal dogs, clearer differences from the first examination day were also found.

A numeric decrease in %SPD occurred over the first 3 examination days. The longer %SPD on the

first examination day could have indicated that the dog held its paws on the ground longer than on subsequent days, imperceptible to observers, owing to the unfamiliar situation and leading to a normal step rhythm on the second examination day. The high dispersion of RSL values and the absence of significant effect sizes between the first and second, and third and fourth, examination days indicated that this parameter was probably least influenced by habituation effects.

Differences in values of individual parameters were observed between the hind limbs and forelimbs of dogs in the present study. Such differences might be explained by the different function of the limb pairs in that the forelimbs have predominantly a support function and the hind limbs have predominantly a thrust function.<sup>32</sup>

The MDs for PVF, VI, and %SPD in the present study pertained to a single limb evaluated over several examinations. Previous reports<sup>3,22</sup> of qualitative diagnosis of lameness in dogs provide findings of side (right and left limb) comparisons rather than forelimb and hind limb comparisons, and the MDs determined in our study could supplement those findings. The lowest MDs were obtained for parameters with low measurement variation, such as %SPD. In contrast, VI in particular had relatively large variance and high MDs. Achieving the determined MDs as reference points would likely be possible for dogs with moderate lameness because those dogs have a certain potential for improvement and deterioration. However, for dogs with mild or severe lameness, a change in parameters that had higher MDs in our study, such as PVF and VI, would need to be even higher than those MDs for actual change to be appreciated. The combination of biomechanically completely independent parameters, such as the inclusion of kinematic parameters in the evaluation criteria, could help to increase confidence when gauging whether a given dog has had an improvement or deterioration of limb function between 2 or more examinations. Because the present study involved healthy dogs, additional research is needed to further explore the clinical usefulness of the findings reported here. To identify changes in kinetic parameters as genuine changes in the gait pattern, such changes must exceed physiologic variability, and such variability should be taken into account in follow-up examinations of gait in dogs.

### Acknowledgments

This manuscript represents a portion of a dissertation submitted by Mr. Pietsch to the Clinic for Small Animal Surgery and Reproduction, Ludwig-Maximilians-Universität München as partial fulfillment of the requirements for a Doctor of Veterinary Medicine degree.

No third-party funding or support was received in connection with this study or the writing or publication of the manuscript. The authors declare that there were no conflicts of interest.

### Footnotes

- a. G\*Power, version 3.1.9.2, Heinrich Heine University Düsseldorf, Düsseldorf, Germany.
- b. Simi Reality Motion Systems GmbH, Unterschleissheim, Germany.

- c. QuadruPedLocomotion, Simi Reality Motion Systems GmbH, Unterschleissheim, Germany.
- d. Excel, version 12.0, Microsoft Corp, Redmond, Wash.
- e. SPSS Statistics, version 24.0.0.1, IBM Corp, Armonk, NY.
- f. MedCalc, version 17.9.7, MedCalc Software, Ostend, Belgium.

### References

1. Bockstahler BA, Vobornik A, Müller M, et al. Compensatory load redistribution in naturally occurring osteoarthritis of the elbow joint and induced weight-bearing lameness of the forelimbs compared with clinically sound dogs. *Vet J* 2009;180:202-212.
2. Brebner NS, Moens NMM, Runciman JR. Evaluation of a treadmill with integrated force plates for kinetic gait analysis of sound and lame dogs in a trot. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2006;19:205-212.
3. Fanchon L, Grandjean D. Accuracy of asymmetry indices of ground reaction forces for diagnosis of hindlimb lameness in dogs. *Am J Vet Res* 2007;68:1089-1094.
4. LeQuang T, Maitre P, Roger T, et al. Is a pressure walkway system able to highlight a lameness in dogs? *J Anim Vet Adv* 2009;8:1936-1944.
5. Gillette RL, Angle TC. Recent developments in canine locomotor analysis: a review. *Vet J* 2008;178:165-176.
6. Lee DV, Bertram JE, Todhunter RJ, et al. Force overlap in trotting dogs: a Fourier technique for reconstructing individual limb ground reaction force. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2002;15:223-227.
7. Quinn MM, Keuler NS, Lu Y, et al. Evaluation of agreement between numerical rating scales, visual analogue scoring scales, and force platform analysis in dogs. *Vet Surg* 2007;36:360-367.
8. Jevens DJ, Hauptman JG, DeCamp CE, et al. Contributions to variance in force-plate analysis of gait in dogs. *Am J Vet Res* 1993;54:612-615.
9. Nordquist B, Fischer J, Kim SI, et al. Effects of trial repetition, limb side, intraday and inter-week variation on vertical and craniocaudal ground reaction forces in clinically normal Labrador Retrievers. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2011;24:435-444.
10. Rumph PF, Lander JE, Kincaid SA, et al. Ground reaction force profiles from force platform gait analysis of clinically normal mesomorphic dogs at the trot. *Am J Vet Res* 1994;55:756-761.
11. Bertram JE, Lee DV, Case HN, et al. Comparison of the trotting gaits of Labrador Retrievers and Greyhounds. *Am J Vet Res* 2000;61:832-838.
12. Bockstahler BA, Skalicky M, Peham C, et al. Reliability of ground reaction forces measured on a treadmill system in healthy dogs. *Vet J* 2007;173:373-378.
13. Clements DN, Owen MR, Carmichael S, et al. Kinematic analysis of the gait of 10 Labrador Retrievers during treadmill locomotion. *Vet Rec* 2005;156:478-481.
14. Fanchon L, Valette JP, Sanaa M, et al. The measurement of ground reaction force in dogs trotting on a treadmill. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2006;19:81-86.
15. Fanchon L, Grandjean D. Habituation of healthy dogs to treadmill trotting: repeatability assessment of vertical ground reaction force. *Res Vet Sci* 2009;87:135-139.
16. Kapatkin AS, Arbittier G, Kass PH, et al. Kinetic gait analysis of healthy dogs on two different surfaces. *Vet Surg* 2007;36:605-608.
17. Keebaugh AE, Redman-Bentley D, Griffon DJ. Influence of leash side and handlers on pressure mat analysis of gait characteristics in small-breed dogs. *J Am Vet Med Assoc* 2015;246:1215-1221.
18. LaFlamme D. Development and validation of a body condition score system for dogs. *Canine Pract* 1997;22:10-15.
19. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, et al. G\*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods* 2007;39:175-191.
20. Allen K, DeCamp CE, Braden TD, et al. Kinematic gait analysis of the trot in healthy mixed breed dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 1994;7:148-153.



21. Hottinger HA, DeCamp CE, Olivier NB, et al. Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs. *Am J Vet Res* 1996;57:381-388.
22. Robinson RO, Herzog W, Nigg BM. Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation of gait symmetry. *J Manipulative Physiol Ther* 1987;10:172-176.
23. Nakagawa S, Cuthill IC. Effect size, confidence interval and statistical significance: a practical guide for biologists. *Biol Rev* 2007;82:591-605.
24. Hanley JA, Negassa A, Edwardes MD, et al. Statistical analysis of correlated data using generalized estimating equations: an orientation. *Am J Epidemiol* 2003;157:364-375.
25. Bland M. *An introduction to medical statistics*. 3rd ed. Oxford, England: Oxford University Press, 2015;315-317.
26. Besancon MF, Conzemius MG, Derrick TR, et al. Comparison of vertical forces in normal greyhounds between force platform and pressure walkway measurement systems. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2003;16:153-157.
27. Voss K, Wiestner T, Galeandro L, et al. Effect of dog breed and body conformation on vertical ground reaction forces, impulses, and stance times. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2011;24:106-112.
28. Mölsä SH, Hielm-Björkman AK, Laitinen-Vapaavuori OM. Force platform analysis in clinically healthy Rottweilers: comparison with Labrador Retrievers. *Vet Surg* 2010;39:701-707.
29. Voss K, Galeandro L, Wiestner T, et al. Relationships of body weight, body size, subject velocity, and vertical ground reaction forces in trotting dogs. *Vet Surg* 2010;39:863-869.
30. Roy WE. Examination of the canine locomotion system. *Vet Clin North Am* 1971;1:53-70.
31. Drüen S, Böddeker J, Nolte I, et al. Bodenreaktionskräfte der caninen Hintergliedmaße: Gibt es Unterschiede beim Gang auf Laufband und Kraftmessplatte? *Berl Munch Tierarztl Wochenschr* 2010;123:339-345.
32. Roush JK, McLaughlin RM Jr. Effects of subject stance times and velocity on ground reaction forces in clinically normal Greyhounds at the walk. *Am J Vet Res* 1994;55:1672-1676.

## IV. PUBLIKATION II

Eine überarbeitete Version des Manuskriptes wurde am 26.04.2021 zur Veröffentlichung im American Journal of Veterinary Research angenommen.

Reliability of kinematic parameters of healthy dogs examined while walking on a treadmill

S. Pietsch, S. Steigmeier-Raith, S. Reese, A. Meyer-Lindenberg

From the Clinic for Small Animal Surgery and Reproduction (Pietsch, Steigmeier-Raith, Meyer-Lindenberg) and Department of Veterinary Sciences (Reese), Ludwig-Maximilians-Universität München, 80539 Munich, Germany

Prof. Dr. A. Meyer-Lindenberg

Chirurgische und Gynäkologische Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München,  
Veterinärstr. 13, 80539 München

Tel.: +49 (0) 89 2180-2628

[email: andrea.meyer-lindenberg@chir.vetmed.uni-muenchen.de](mailto:andrea.meyer-lindenberg@chir.vetmed.uni-muenchen.de)

**Abstract:**

**Objective:** The aim of the present work, to be considered as a pilot study, was to obtain reliable data to distinguish real improvement of lameness from purely physiological differences in Range of Motion (ROM) or habituation effects.

**Animals:** Eleven orthopedically healthy dogs.

**Procedure:** The ROM of the limb joints was determined on three consecutive examination days and one examination day six weeks later. Significant effects were determined and quantified between examination days. As a measure of reproducibility, the coefficient of variation for repeated measurements was calculated, as were the minimum differences necessary to distinguish between physiological variation and true change in ROM.

**Results:** The ROM of the shoulder joint varied between 29.9° and 30.8°, the ROM of the elbow joint between 49.4° and 52.8°, and the ROM of the carpal joint between 77.7° and 88.1°. The ROM of the hip joint varied between 32.9° and 35.8°, the ROM of the knee joint between 33.7° and 36.8°, and the ROM of the tarsal joint between 31.7° and 33.5°. Only the ROM of the elbow joint was reproducible to a small degree. Systematic effects could hardly be detected.

**Conclusions and Clinical Relevance:** In the present study, the kinematic parameters were shown to be unreliable diagnostic parameters due to high scatter values. However, random physiological fluctuations can be distinguished from systematic effects. The applicability of the minimum differences determined here to the orthopedically diseased dog remains to be tested.

### Introduction:

In instrumented gait analysis, kinematics (gr.: kinema, movement) describes the movements of the body in space<sup>1</sup>. The kinematic parameters mainly investigated in dogs are maximum and minimum flexion and extension of a joint. These values are used to calculate the range of motion (ROM) of the joint within one step. Although the collection of kinematic data involves a not inconsiderable effort<sup>2</sup>, kinematics is considered in numerous studies<sup>3-7</sup> as a significant complement to kinetic parameters, which deal with the forces generated during the movement of the body<sup>1</sup>. While partially invasive methods have been used over time to collect kinematic data<sup>1,8</sup>, measurements are now made non-invasively using passive joint markers. These measurements, which used to be mostly two-dimensional, are now usually done in three dimensions, primarily using opto-electronic systems. These data collections allow us to record and study movements and motion sequences that escape the naked eye<sup>1,9</sup>.

Kinematic parameters of the healthy dog have been evaluated in previous literature as both reproducible<sup>5,6</sup> and non-reproducible<sup>4</sup>. Studies have been performed with groups of dogs of mixed breeds<sup>3,5,10-12</sup> as well as with dogs of the same breed<sup>4,13,14</sup>. ROM reached values of 25.3<sup>o5</sup> to 38.6<sup>o11</sup> for the shoulder joint, 48.1<sup>o5</sup> - 66.8<sup>o11</sup> for the elbow joint, and 61.5<sup>o10</sup> - 102.3<sup>o3</sup> for the carpal joint. For the hindlimbs, 27.0<sup>o10</sup> - 35.8<sup>o6</sup> for the hip joint, 34.9<sup>o12</sup> - 62.3<sup>o10</sup> for the knee joint, and 32.0<sup>o5</sup> - 55.0<sup>o10</sup> for the tarsal joint were determined. In addition, there were studies on special issues, such as a comparison of kinematic parameters during uphill and downhill movements<sup>15</sup> or with targeted restriction of joints by applying bandages<sup>11</sup>. In addition, greater ROM was demonstrated at higher walking speeds<sup>5</sup>. Comparisons were also made between palpatory assessment of passive ROM in different investigators<sup>12</sup>, including awake and sedated<sup>13</sup>. The sedation of the dogs showed no influence on the determined values<sup>13</sup>.

Manifest lameness is kinematically manifested by decreased ROM of the joints of the affected limb<sup>11,16,17</sup>. However, in the field of clinical gait analysis, most patients are examined on the treadmill more than once, e.g., pre- and postoperatively. To date, no thresholds exist to distinguish

physiological variations and possible habituation effects from actual changes in canine ROM values during multiple examinations on the treadmill.

The aim of the present pilot study was to calculate easily applicable limit values for instrumented gait analysis after testing the parameters for their reproducibility (= intra-individual variability) and for systematic habituation effects. The hypothesis of the study was that during progress checks of a dog, it is possible to distinguish from which fluctuations in its parameters changes in the sense of an improvement or worsening of a lameness can actually be assumed.

#### Material & Methods:

##### Animals:

A total of eleven healthy dogs were included in the present study. The dogs were presented at the Clinic for Small animal Surgery and Reproduction, e.g., for preventive health care or to examine their physical performance. The number of cases was calculated based on power analysis<sup>18,a</sup>. The number of cases was set for a minimum effect Cohen's  $d > 0.8$  with an alpha error  $< 0.05$  and a test strength (power)  $> 80\%$  for one-sided questions. Both male and male-neutered, and female and female-neutered dogs were included in the present study. The mean age was 4.5 years (1-9 years), and the mean weight was 23.3 kg (11.9-32.1 kg). All dogs were slender and high-legged in build and had a BCS (body condition score)<sup>19</sup> of 4/9 - 5/9. None of the dogs had experience on the treadmill. According to the German Animal Welfare Act and Animal Experimentation Ordinance, the study protocol did not require approval by a committee for animal care.

##### Study protocol:

There were four examinations on the treadmill, first on three consecutive days, then another after six weeks. On the first examination day, the dogs underwent general and orthopedic examinations and their hip, knee, tarsal joints and shoulder, elbow and carpal joints including the paw, as well as the spine was x-rayed. On the last day of examination, the general and orthopedic examinations were repeated. All investigations as well as the inclusion of the dogs in the present study were

carried out with the consent of the dog owners.

Table 1:  
Breed, age, sex, weight, back length, height at withers, and BCS of the dogs included in the Study included dogs with their treadmill speed.

Nr.	Breed	Age (years)	Sex	Weight (kg)	Back Length (cm)	Height at Withers (cm)	Speed (m/s)	BCS
1	German wire hair	6	male	31.0	46	62	1.10	4-5/9
2	Irischer Setter	5	male	22.5	44	62	1.14	4/9
3	Irischer Setter	3	male	22.7	42	64	1.20	4-5/9
4	Labrador Retriever	6	male	26.9	55	58	1.10	4-5/9
5	Labrador Retriever	1	male	20.3	46	55	1.16	4-5/9
6	Malinois	2	female	23.7	40	61	1.10	4/9
7	Mixed breed	5	female neutered	18.1	42	50	1.10	4-5/9
8	Mixed breed	9	male neutered	23.7	45	61	1.10	4-5/9
9	Mixed breed	4	male neutered	23.8	42	57	1.00	4/9
10	Rhodesian Ridgeback	4	female	29.0	43	62	1.10	4-5/9
11	Pinscher	5	male neutered	11.9	39	46	1.16	4/9

BCS = Body Condition Score

All treadmill examinations were performed in the gait analysis laboratory of the Clinic for Small Animal Surgery and Reproduction. The treadmill is equipped with two non-slip plastic tracks, the speed of which can be adjusted in steps of 0.02 m/s. The treadmill is controlled by a special control unit and software<sup>b</sup>. A system of six high-speed infrared cameras was used for optical motion analysis<sup>c</sup>. In addition, nine digital cameras were mounted around the treadmill. Motion sequences were recorded using custom-made passive markers. These consist of 10 mm-sized wooden spheres,

which are covered with reflective material. These are attached to a piece of black felt approximately 20 mm in size and glued to the skin at the following palpable bone points<sup>2</sup>: Os frontale and Os interparietale, as well as at the spinous processes of the 3rd cervical vertebra, the 3rd, 6th, 10th and 13th thoracic vertebrae and those of the 3rd, 5th and 7th lumbar vertebrae. Additional markers were fixed in the middle of the os sacrum, at the most dorsal point of the crista iliaca, the most caudal point of the tuber ischiadicum, and at the base of the tail. The marker points on the forelimbs were the most dorsal point of the catilago scapulae, the tuberculum majus humeri, the processus styloideus ulnae, and distally at the Os metacarpale quintum. On the hindlimbs, markers were placed on the greater trochanter and lateral epicondyle of the femur, as well as on the lateral malleolus fibularis and distally on the Os metacarpale quintum.

#### Treadmill examination:

Each dog was always guided loosely on a collar by the same member of the surgery staff. The speed of the treadmill was adjusted individually for each dog so that it could be recorded at a relaxed, steady pace. The respective speed was then maintained for all examination days. The dogs' walking speed ranged between 1.0 and 1.2 m/s (1.11 m/s on average, Tab.1). On each examination day, two recordings were made, each lasting three minutes. The recording was always started after a two-minute lead time. Between the two recordings, each dog was given a one-minute break.

#### Statistical analysis:

The markers were reconstructed and assigned to their respective anatomical structure<sup>d</sup>. Then, statistical processing of the obtained data was performed<sup>e-g</sup>. The mean values (MV) with standard deviation (SD) for right and left limbs were formed for the ROM of shoulder, elbow, tarsal, hip, knee, and carpal joints, respectively. In addition, the mean values of the differences of the individual joints between the examination days were determined and presented as absolute values for better illustration (Tab. 3, Tab. 4). The values were tested for normal distribution using the Kolmogorov-Smirnov test<sup>20</sup> and then the ROM of the joints on the right side of the body was compared with that of the corresponding joint on the left side of the body using a one-tailed t-test

for independent samples. The significance level was set at 0.05. To determine systematic training effects, the effect size "Cohen's d" was calculated from the mean values and standard deviations of the individual examination days. Effect sizes below 0.2 are considered negligible; values from 0.2 to 0.5 are defined as mild, values  $> 0.5$  as moderate, and values  $> 0.8$  as a significant effect<sup>21</sup>.

Difference values between study days were tested for significance using General Estimating Equation (GEE) linear model generalized estimating equations<sup>22</sup>. The significance level was also set at 0.05.

As a measure of the variability of the values, the coefficient of variation (CV) was determined over the entire data of all four study days:  $CV=SD/MV$ .

As a measure of the reproducibility of the measurements, the coefficient of variation for repeated measurements ( $CV_{RM}$ ) according to Bland<sup>23</sup> was calculated over all four examination days together:  $CV_{RM}= SD^* / MV^*$ .  $MV^*$  is the mean value of the respective parameter between two examinations,  $SD^*$  is the standard deviation of the corresponding difference taking into account positive (+) and negative (-) signs of the difference values. A low  $CV_{RM}$  represents good reproducibility<sup>23</sup>: a value of  $CV_{RM}$  below 3% can be considered excellent in medical diagnostics, 3-10% is considered a good range<sup>23</sup>.

From the SD of the differences over all four days of examination, the minimum difference (MD) was calculated for each joint, at which it can be assumed with 95% probability that this difference is based on a real change of the parameter and not only on a physiological variance of the dog, a training effect or a measurement inaccuracy. The minimum differences were calculated considering positive (+) and negative (-) signs according to the formula  $SD^* \times 2.77$ <sup>23</sup>.

#### Results:

An average of 274 steps per examination day were evaluated per dog for the present study. General examination and orthopedic examination were unremarkable in all dogs. Three of the dogs showed radiographic abnormalities such as low-grade spondylosis or insertion tendopathies at the fifth digit.



Due to the lack of clinical symptoms, these findings were accepted. The ROM determined showed no significant differences between left and right side of the body ( $t(20) = -0.40 - 0.50$ ;  $p = 0.31 - 0.87$ ). Due to the lack of statistically and clinically relevant differences, the measurements from the two sides of the dogs' bodies were averaged. None of the dogs were judged to be lame clinically or based on their measured gait analysis parameters, and all eleven dogs were included in the study.

Table 2:  
Measurement results of the four examination days, mean values with standard deviation, Coefficient of variation (CV), coefficient of variation for repeated measurements ( $CV_{RM}$ ), minimum difference (MD)  $n=11$ .

Joint:	Examination Day	1	2	3	4	CV (%)	$CV_{RM}$ (%)	MD°
Shoulder	ROM°	30.8 +/- 4.9	32.9 +/- 5.1	33.1 +/- 3.2	29.9 +/- 4.9	14.3	14.7	12.0
Elbow	ROM°	52.4 +/- 6.5	52.8 +/- 5.1	49.4 +/- 5.2	51.7 +/- 7.0	11.6	9.9	14.1
Carpal	ROM°	77.7 +/- 13.7	88.1 +/- 15.3	85.1 +/- 9.2	87.5 +/- 4.6	12.7	16.1	35.6
Hip	ROM°	32.9 +/- 6.2	35.8 +/- 5.4	34.8 +/- 5.3	33.1 +/- 4.0	15.3	17.5	16.2
Knee	ROM°	36.8 +/- 5.5	34.9 +/- 5.0	35.6 +/- 4.1	33.7 +/- 3.9	13.1	14.3	14.0
Tarsal	ROM°	33.1 +/- 3.1	31.7 +/- 3.3	33.5 +/- 4.5	33.2 +/- 4.0	11.3	10.1	9.2

The ROM of the glenohumeral joint averaged  $29.9^\circ$  ( $\pm 4.9$ ) to  $33.1^\circ$  ( $\pm 3.2$ ; Tab. 2) between the study time points. The CV, at 14.3%, was of the same order of magnitude as the  $CV_{RM}$ , at 14.7% (Tab. 2). The mean values of the absolute differences were  $1.9^\circ$ - $3.8^\circ$ . Between the first and third day of investigation, there was a mean effect (Cohen's  $d = 0.55$ ) with statistical significance ( $p = 0.01$ , Tab.4). Between the third and fourth day, there was an effect (Cohen's  $d = 0.85$ ), which proved to be statistically significant with  $p = 0.01$ . (Tab. 3). The minimum difference (MD) for repeated gait analyses to determine a systematic change was  $12.0^\circ$  for the shoulder joint (Tab. 2). The mean values of the ROM of the elbow joint were  $49.4^\circ$  ( $\pm 5.2$ ) to  $52.8^\circ$  ( $\pm 5.1$ ). The values were less scattered than the values of the shoulder joint, with a CV of 11.6% and a  $CV_{RM}$  of 9.9%

(Tab. 2). The magnitude values of the differences were max.  $6.7^\circ$  ( $\pm 7.5$ ; Tab. 3, Tab. 4). No clear effect or statistical significance could be demonstrated for any of these values. The MD was  $14.3^\circ$ . For the carpal joint, the mean values of ROM were  $77.7^\circ$  ( $\pm 13.7$ ) to  $88.1^\circ$  ( $\pm 15.3$ ) (Tab. 2). The differences between the examination days reached  $10.4^\circ$  ( $\pm 14.6$ ; Tab. 3, Tab. 4). The scatter values were 12.7% (CV) and 16.1% ( $CV_{RM}$ , Tab. 2). There was a clear, statistically significant effect between the first and fourth day of examination ( $d = 0.96$ ;  $p = 0.01$ ; Tab. 4). The MD for the carpal joint was  $35.6^\circ$ .

The hip joint showed a ROM of  $32.9^\circ$  ( $\pm 6.2$ ) to  $35.8^\circ$  ( $\pm 5.4$ ), with a maximum difference value of  $3.6^\circ$  ( $\pm 1.7$ ; Tab. 2-4). CV was 15.3%,  $CV_{RM}$  was 17.5%. There was a mild but statistically significant effect between the first and second examination days ( $d = 0.50$ ;  $p = 0.04$ ). The MD for the hip joint was  $16.2^\circ$ .

The mean values of ROM of the knee joint were  $33.7^\circ$  ( $\pm 3.9$ ) to  $36.8^\circ$  ( $\pm 5.5$ , Tab. 2). Differences between examination days ranged from  $2.0^\circ$  ( $\pm 1.8$ ) to  $3.1^\circ$  ( $\pm 1.9$ ; Tab. 3, Tab. 4). CV and  $CV_{RM}$  were 13.1% and 14.3%, respectively. Between the first and the last examination day, there was a medium but statistically significant effect with  $d = 0.65$  and  $p = 0.01$ . The calculated MD for the knee joint was  $14.0^\circ$ .

At the tarsal joint, the ROM ranged from  $31.7^\circ$  ( $\pm 3.3$ ) to  $33.5^\circ$  ( $\pm 4.5$ ). The values were scattered with a CV of 11.3% and a  $CV_{RM}$  of 10.1%. The differences between the examination days reached  $3.3^\circ$  ( $\pm 2.3$ ). There was no effect strength with statistical significance at any time.

Within the physiological variations of the gait-analytical parameters of the healthy dogs examined here, both random and systematic effects between the individual examination days were thus evident (Tab. 3, Tab. 4). Most significant effects appeared between first and second examination day (Tab. 3), third and fourth examination day and between first and fourth examination day. (Tab. 4). Between the first and second day of examination the differences were mostly the highest (Tab. 3). The measured values of the dogs scattered strongly in the course of the four examination days (CV, Tab. 2). Only at the elbow joint the  $CV_{RM}$  (Tab. 3) showed with 9.9 % a reproducibility of the

measured values within the dog group. The minimum differences calculated from the repeated measurement data showed that usually only relatively high differences (Tab. 2) allow an assessment of improvement or worsening of a lameness between two examination dates.

Table 3:  
Absolute differences (magnitude values) of the four examination days in order;  
Means with standard deviation, p-values, and effect sizes;  
n = 11.

Joint:	Examination Days	1_2	2_3	3_4
Shoulder	ROM°	2.8 +/- 2.3 <i>d</i> =0.44 <i>p</i> =0.07	3.8 +/- 2.8 <i>d</i> =0.05 <i>p</i> =0.91	3.1 +/- 2.5 <b><i>d</i> =0.85</b> <b><i>p</i> =0.01</b>
Elbow	ROM°	4.6 +/- 3.4 <i>d</i> =0.04 <i>p</i> =0.78	4.9 +/- 5.1 <i>d</i> =0.70 <i>p</i> =0.07	3.1 +/- 3.9 <i>d</i> =0.41 <i>p</i> =0.15
Carpal	ROM°	10.4 +/- 14.6 <i>d</i> =0.71 <b><i>p</i> =0.05</b>	9.2 +/- 4.1 <i>d</i> =0.24 <i>p</i> =0.44	4.4 +/- 4.2 <i>d</i> =0.33 <i>p</i> =0.39
Hip	ROM°	3.6 +/- 1.7 <i>d</i> =0.50 <b><i>p</i> =0.03</b>	2.6 +/- 1.8 <i>d</i> =0.16 <i>p</i> =0.38	1.9 +/- 1.5 <i>d</i> =0.38 <i>p</i> =0.21
Knee	ROM°	2.0 +/- 1.8 <i>d</i> =0.36 <i>p</i> =0.04	2.1 +/- 1.9 <i>d</i> =0.15 <i>p</i> =0.65	2.4 +/- 1.4 <i>d</i> =0.48 <i>p</i> =0.11
Tarsal	ROM°	2.8 +/- 1.8 <i>d</i> =0.44 <i>p</i> =0.87	1.5 +/- 1.3 <i>d</i> =0.43 <i>p</i> =0.22	1.9 +/- 1.1 <i>d</i> =0.07 <i>p</i> =0.62

ROM = Range of Motion; *d* = effect size (Cohen's *d*);  
**bold**: small to significant effect/significance

Table 4:  
 Absolute differences (magnitude values) between the other examination days;  
 Means with standard deviation, p-values, and effect sizes;  
 n = 11:

Joint:	Examination Days:	1_3	2_4	1_4
Shoulder	ROM°	2.4 +/- 2.3 <i>d</i> = 0.55 <b><i>p</i> = 0.03</b>	3.8 +/- 3.1 <i>d</i> = 0.64 <i>p</i> = 0.16	1.9 +/- 1.0 <i>d</i> = 0.22 <i>p</i> = 0.54
Elbow	ROM°	6.7 +/- 7.5 <i>d</i> = 0.54 <i>p</i> = 0.25	3.7 +/- 2.9 <i>d</i> = 0.23 <i>p</i> = 0.56	6.4 +/- 3.4 <i>d</i> = 0.13 <i>p</i> = 0.77
Carpal	ROM°	4.8 +/- 4.9 <i>d</i> = 0.63 <i>p</i> = 0.07	9.8 +/- 6.8 <i>d</i> = 0.05 <i>p</i> = 0.89	6.9 +/- 6.0 <b><i>d</i> = 0.96</b> <b><i>p</i> = 0.01</b>
Hip	ROM°	2.1 +/- 1.2 <i>d</i> = 0.34 <i>p</i> = 0.07	2.3 +/- 2.5 <i>d</i> = 0.57 <i>p</i> = 0.05	3.2 +/- 1.8 <i>d</i> = 0.04 <i>p</i> = 0.90
Knee	ROM°	3.0 +/- 3.0 <i>d</i> = 0.25 <i>p</i> = 0.47	2.5 +/- 1.1 <i>d</i> = 0.29 <i>p</i> = 0.19	3.1 +/- 1.9 <i>d</i> = 0.65 <b><i>p</i> = 0.01</b>
Tarsal	ROM°	2.4 +/- 1.1 <i>d</i> = 0.10 <i>p</i> = 0.72	2.5 +/- 1.7 <i>d</i> = 0.14 <i>p</i> = 0.15	3.3 +/- 2.3 <i>d</i> = 0.03 <i>p</i> = 0.97

ROM = Range of Motion; *d* = effect size (Cohen's *d*);  
**bold**: small to significant effect/significance

#### Discussion:

The purpose of the present study was to quantify physiological variations in gait analytical parameters of the healthy dog on the instrumented treadmill in order to distinguish them from actual changes in gait pattern in the future. The data collected during the study were sufficient for the determination of significant effects and variability, as well as for the determination of minimum differences.

Dogs of different breeds were included in the present study, but all were of slender and high-legged build. Each dog's measurements were compared with its own measurements, i.e., intra-individually.

In the available literature, there are studies with dogs of the same breed<sup>4,10,14</sup> and those with dogs of different breeds<sup>3,5,24</sup>, with Agostinho et al.<sup>10</sup>, for example, calling for the determination of separate gait-analytical profiles for each dog breed due to suspected breed-related differences within the dog's kinematic parameters, beyond the use of same-breed dog groups in research studies. However, this is contradicted by the study of Allen et al.<sup>3</sup> The authors specifically examined the kinematic parameters of a mixed-breed dog group, and found only negligible differences in their measured values. Keebaugh et al.<sup>24</sup> also argued that absolute standardization of breed or size of dogs for a research study is not consistent with clinical practice. Therefore, such results would not be easily translated into clinical work.

In order to determine possible short- as well as long-term effects, the present study included examinations on three follow-up days, as well as an examination after six weeks. In the comparative studies with more than one examination, these were previously all done on the same day<sup>3,4,11</sup> or on two days<sup>12</sup>. The differential values of the carpal and hip joints obtained in the present study showed the highest values and a medium but statistically significant effect between the first and second day of examination, respectively. The shoulder joint showed a clear, significant effect between the third and fourth examination days. This could tend to indicate a slight habituation effect from the second examination day, which was not present after the six-week break.

The mean values of the ROM of the present study are in the range of those obtained by Hottinger et al.<sup>5</sup> and Kim et al.<sup>6</sup>, which are the only ones in the available literature also recorded in the gait step. In some of the other studies cited here, significantly higher ROM were achieved at the trot<sup>4,10</sup>, confirming the statement that greater ROM is achieved at higher walking speeds<sup>5</sup>.

In the available literature, there are no differential values for kinematic parameters of healthy dogs between different studies. This could be due to the effort required for such studies, especially for equipment and staff<sup>2</sup>. The present work should therefore be considered as a pilot study.

The high variance in the ROM for all dogs resulted in high CVs for all joints, with similar values at forelimbs and hindlimbs. In a study by Kim et al.,<sup>6</sup> the lowest scatter measures were obtained for

the hip and tarsal joints. This was confirmed in the present work with the lowest scatter values for the tarsal joint only. The  $CV_{RM}$  showed just good reproducibility according to Bland<sup>23</sup> only for the elbow joint; for all other joints, the limit value of 10% was exceeded, in some cases considerably. Thus, as in Clements et al.,<sup>4</sup> the kinematic parameters in the present study were shown not to be reproducible. In contrast, the kinematic parameters were found to be reproducible in the work of Hottinger et al.<sup>5</sup> and Kim et al.<sup>6</sup>. Both studies worked with a similar number of dogs as the present study. However, both authors used a fixed walking path without a treadmill, which according to Clements et al.<sup>4</sup> can lead to significantly different measurement results. Most importantly, in both Hottinger et al.<sup>5</sup> and Kim et al.<sup>6</sup> the recordings were made directly one after the other or within a single day, which may have led to considerably lower scatter of the measured values.

As possible causes for such high scatter measures as in the present study, the investigator, the investigation method and the "object of investigation", i.e. the dog itself, must be considered. According to Owen et al.<sup>14</sup>, only after a certain running-in period (30 seconds) of the dog on the treadmill reliable evaluable recordings result, because then the scatter of the measured values decreases. This was taken into account by always allowing two minutes for the dogs to run in before each recording. The measured values of the dogs were compared intra-individually, i.e. the measured values of each dog with its own. In addition, the recordings always took place in the same room and at the same time of day.

According to Kim et al.<sup>6</sup> both two- and three-dimensional recording techniques are suitable for the collection of kinematic data. In contrast, Hottinger et al.<sup>5</sup> argued that two-dimensional recordings could only be considered reliable if the dog or markers were always at an exact right angle to the camera, which could not always be guaranteed. The same authors<sup>5</sup> also recommended the collection of kinematic data in the walking gait, as this would make the joint markers more visible to the cameras. The recommendations for three-dimensional recording technique and the walking gait were followed in the present work.

The greatest source of error in the collection of canine kinematic data is considered to be the

placement of the joint markers<sup>25,26</sup>. The skin covered with the marker partially shifts away from the exact pivot point of the joint during movement<sup>27</sup>. Due to the shorter segment lengths between markers in the distal limb, this comes into play especially in carpal and tarsal joints according to van Weeren et al.<sup>25</sup> In the present study, to minimize this source of error, markers were always applied by the same, trained person<sup>14</sup>. In contrast, the carpal and tarsal joints showed relatively low CVs in the present study, so inaccurate placement of the joint markers can be excluded as a reason for the high variability. The data were also analyzed by one and the same person. Despite all measures for standardization, as in the present study, however, it is always only possible to represent a model of the motion sequences, and not an exact representation of reality<sup>28</sup>.

Furthermore, a significant influence of the number of examinations was excluded by Allen et al.<sup>3</sup> Thus, it seems obvious to consider the dog itself or its individual behavior as the biggest influencing factor on scatter and reproducibility of its measured values, as it can also be seen in the results of other authors<sup>4,5</sup>.

In the present study, the ROM of the investigated dogs was found to be predominantly non-reproducible. Due to the high scatter of the values, there were high minimum differences, from which one can distinguish between random differences of the measured values and actual change of the ROM. There were no significant habituation or training effects. Evaluation of kinetic data from the same dogs<sup>29</sup> revealed both good reproducibility and significant systematic effects.

Conclusion for practice:

Computer-assisted gait analysis of the dog makes it possible to distinguish between physiological fluctuations and real changes in the dog's gait. The scatter of the measured values is primarily caused by the dog itself. The kinetic parameters of the dog can probably be considered as more reliable diagnostic values than the kinematic parameters in the course of follow-up examinations.

Acknowledgments:

This manuscript represents a portion of dissertation submitted by Mr. Pietsch to the Clinic for small animal Surgery and Reproduction, Ludwig-Maximilians-Universität München as partial fulfillment of the requirements for a Doctor of Veterinary Medicine degree.

No third-party funding or support was received in connection with this study or the writing or publication of the manuscript. The authors declare that there were no conflicts of interest.

Footnotes:

- a. G\*Power software version 3.1.9.2, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Düsseldorf, Germany
- b. Simi Reality Motion Systems GmbH, Unterschleissheim, Germany
- c. Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, UK
- d. Vicon Nexus, Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, UK
- e. Excel, version 12.0, Microsoft Corp., Redmond, Wash.
- f. SPSS Statistics, version 24.0.0.1, IBM Corp., Armonk, NY
- g. MedCalc, version 17.9.7., MedCalc Software, Ostend, Belgium

References:

1. Off W, Matis U

Ganganalyse beim Hund. Teil 1: Dynamometrische und kinemetrische Messverfahren und ihre Anwendung beim Tetrapoden.

Tierärztl Prax. 1997a; 25(1): 8-14



2. Off W, Matis U

Ganganalyse beim Hund. Teil 2: Aufbau eines Ganglabors und bewegungsanalytische Untersuchungen.

Tierärztl Prax. 1997b; 25(4): 303-311

3. Allen K, DeCamp CE, Braden TD, et al.

Kinematic gait analysis of the trot in healthy mixed breed dogs

Vet Comp Orthop Traumatol 1994; 7: 148-53

4. Clements DN, Owen MR, Carmichael SW

Kinematic analysis of the gait of 10 Labrador Retrievers during treadmill locomotion

Vet Rec 2005; 156: 478-481

5. Hottinger HA, DeCamp CE, Olivier NB

Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large breed dogs

Am J Vet Res 1996; 57: 381-388

6. Kim J, Rietdyk S, Breur G

Comparison of two-dimensional and three-dimensional systems for kinetic analysis of the sagittal motion of canine hind limbs during walking

Am J Vet Res 2008; 69: 1116-1122

7. Leach D, Sumner-Smith G, Dagg AI

Diagnosis of lameness in dogs: a preliminary study.

Can Vet J. 1977; 18(3): 58-63

8. Kinzel GL, Van Sickle DC, Hillberry BM et al.  
Preliminary study of the in vivo motion in canine shoulder  
Am J Vet Res 1976; 37: 1505-1510
  
9. McLaughlin R  
Kinetic and kinematic gait analysis in dogs  
Vet Clin North Am Small Anim Pract 2001; 31(1): 193-201
  
10. Agostinho FS, Rahal SC, Miqueleto NSML, et al.  
Kinematic analysis of Labrador Retrievers and Rottweilers trotting on a treadmill  
Vet Comp Orthop Traumatol 2011; 24: 185-191
  
11. Edward C, Gilette R, Edward W  
Effects of unilaterally restricted carpal range of motion on kinematic gait analysis of the dog  
Vet Comp Orthop Traumatol 2003; 16: 158-63
  
12. Feeney LC, Lin CF, Marcellin-Little DJ, et al.  
Validation of two-dimensional kinematic analysis of walk and sit-to-stand motion in dogs  
Am J Vet Res 2007; 68: 277-282
  
13. Jaegger G, Marcellin-Little DJ, Levine D  
Reliability of goniometry in Labrador Retrievers  
Am J Vet Res 2002; 63: 979-986
  
14. Owen MR, Richards J, Clements DN et al.  
Kinematics of the elbow and stifle joints in greyhounds during treadmill trotting

Vet Comp Orthop Traumatol 2004; 17: 141-5

15. Holler PJ, Brazda V, Dal-Bianco B, et al.

Kinematic motion analysis of the joints of the forelimbs and hind limbs of dogs during walking exercise regimens

Am J Vet Res 2010; 71: 734-740

16. Poy NS, DeCamp CE, Bennett RL, et al.

Additional kinematic variables to describe differences in the trot between clinically normal dogs and dogs with hip dysplasia

Am J Vet Res 2000;61:974-978

17. Marsolais GS, McLean S, Derrick T, et al.

Kinematic analysis of the hind limb during swimming and walking in healthy dogs and dogs with surgically corrected cranial cruciate ligament rupture

J Am Vet Med Assoc 2003; 222:739-743

18. Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.-G., & Buchner, A. (2007). G\*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences.

Behav Res Meth 39, 175-191

19. LaFlamme D

Development and validation of a body condition score system for dogs

Canine Pract, 1997; 22 (4): 10-15

20. Massey FJ Jr.

The Kolmogorov-Smirnov Test for Goodness to fit

J Am Stat Assoc 1951; 46: Issue 235

21. Nakagawa S, Cuthill IC

Effect size, confidence interval and statistical significance: a practical guide for biologists

Biol Rev 2007; 82: 591-605

22. Hanley JA, Negassa A, Edwardes MD, et al.

Statistical Analysis of Correlated Data Using Generalized Estimating Equations: An Orientation

Am J Epidemiol, Volume 157/4; 15 February 2003: 364–375

23. Bland M

An introduction to medical statistics

Oxford University Press, 1987: p. 270

24. Keebaugh AE, Redman-Bentley D, Griffon DJ

Influence of leash side and handlers on pressure mat analysis of gait characteristics in small-breed dogs

J Am Vet Med Assoc 2015; 246/11: 1215-21

25. Van Weeren PR, Van Dan Borgert AJ, Barneveld A

Quantification of skin displacement near the carpal, tarsal, and fetlock joints of the walking horse.

Equine Vet J 1988; 20: 203-208

26. Van Weeren PR, Van Dan Borgert AJ, Barneveld A

Correction models for skin displacement in equine kinematic gait analysis.

J Equine Vet Sci 1992; 12: 178-192

27. Kim SY, Kim JY, Hayashi K, et al.

Skin movement during the kinematic analysis of the canine pelvic limb

Vet Comp Orthop Traumatol 2011; 24: 326-332

28. DeCamp CE, Soutas-Little RW, Hauptman J, Olivier B, Braden T, Walton A

Kinematic gait analysis of the trot in healthy greyhounds.

Am J Vet Res. 1993; 54(4): 627-634

29. Pietsch S, Steigmeier-Raith S, Reese S et al.

Reliability of kinetic measurements of healthy dogs examined while walking on a treadmill

Am J Vet Res 2020; 10: 1-6

## V. DISKUSSION

Die instrumentierte Ganganalyse ermöglicht eine objektive Lahmheitsdiagnostik sowie die Beurteilung therapeutischer bzw. operativer Maßnahmen beim orthopädisch erkrankten Hund. Bei Verlaufskontrollen ist bislang unklar ob eine Veränderung in den erhobenen Parametern einzig der therapeutischen Intervention zugeschrieben werden kann oder ob der Hund selbst bei mehrmaliger Untersuchung auf dem instrumentierten Laufband als Faktor berücksichtigt werden muss. Das Ziel der vorliegenden Studie war die Quantifizierung physiologischer Schwankungen von ganganalytischen Parametern des gesunden Hundes auf dem instrumentierten Laufband, um diese künftig von tatsächlichen Veränderungen im Gangbild unterscheiden zu können. Die im Verlauf der Studie erhobenen Daten waren für die Bestimmung signifikanter Effekte und Variabilität sowie für die Ermittlung von Mindestdifferenzen ausreichend.

Eine hohe Streuung von Messwerten wie in der vorliegenden Arbeit kann ihre Ursache entweder beim Untersucher haben, bei der Untersuchungsmethode oder beim untersuchten "Objekt". Das Anbringen der Gelenksmarker und die Auswertung der gewonnenen Daten erfolgte in der vorliegenden Studie stets durch dieselbe, geübte Person, um die Zuverlässigkeit der kinematischen Datenerhebung zu erhöhen (Owen et al. 2004, Jaegger et al 2002). Schwankungen der Messwerte zeigen sich aufgrund der im distalen Gliedmaßenbereich kürzeren Segmentlängen zwischen den Markern nach van Weeren et al. (1988) vor allem bei Karpal- und Tarsalgelenk. Da die Messergebnisse von Karpal- und Tarsalgelenk in der vorliegenden Studie aber verhältnismäßig geringe Streuungswerte zeigten, darf eine ungenaue Platzierung der Gelenksmarker wohl als Grund für die hohe Variabilität ausgeschlossen werden. Jevens et al. (1993) ermittelten den Einfluss der führenden Person auf die Messergebnisse mit max. 7 % als vernachlässigbar. Trotzdem wurde in der vorliegenden Arbeit jeder Hund stets von derselben Person auf dem Laufband geführt, um selbst diesen geringen Einfluss auszuschließen. Nach Owen et al. (2004) ergeben sich erst nach einer gewissen Einlaufphase des Hundes auf dem Laufband zuverlässig auswertbare Aufnahmen, da dann die Streuung der Messwerte abnimmt. Dem wurde durch stets zwei Minuten Einlaufzeit für die Hunde vor jeder Aufnahme Rechnung getragen. Ein signifikanter Einfluss der Anzahl von Untersuchungswiederholungen auf die Reproduzierbarkeit ganganalytischer Parameter wurde sowohl

von Allen et al. (1994) als auch von Fanchon und Grandjean (2009) widerlegt. Um andere äußere Faktoren möglichst ausschließen zu können, fanden die Untersuchungen stets im selben Raum und zur selben Tageszeit statt. Auch trägt die Verwendung eines instrumentierten Laufbandes, wie in der vorliegenden Studie, zur Erhebung zuverlässiger Messungen bei (Clements et al. 2005, Brebner et al. 2006, Druen et al. 2010). Untersucher und Untersuchungsmethode können in der vorliegenden Arbeit somit als so standardisiert wie möglich betrachtet werden. So stellt sich wohl auch in der vorliegenden Untersuchung der Hund selbst als größter, nicht beeinflussbarer Streufaktor dar (Hottinger et al. 1996, Clements et al. 2005, Fanchon et al. 2006, 2008).

Für die vorliegende Arbeit wurden hochbeinige Hunde unterschiedlicher Rassen ausgewählt (Anhang 1). Die Daten eines jeden Hundes der vorliegenden Studie wurden nur intra-individuell mit seinen eigenen Werten verglichen. Obwohl dadurch Rasse und Körperbau des einzelnen Hundes keine Rolle spielten, wurde auf einen einheitlichen Körperbau der Hunde geachtet (Larche 1962, Roy 1971, Bertram et al. 2000, Mölsa et al. 2010). Bei Bockstahler et al. (2007) kamen ausschließlich Labrador Retriever zum Einsatz. Fanchon et al. (2006) arbeiteten nur mit Belgischen Schäferhunden, Jevens et al. (1993) nur mit Greyhounds. Damit sind diese die einzigen Referenzuntersuchungen im Bereich der Kinetik, welche mit einer einzigen Hunderasse angefertigt wurden. Beim inter-individuellen, direkten Vergleich von Bodenreaktionskräften von Hunden, vor allem bei gleicher absoluter Geschwindigkeit der Hunde, ist eine Relativierung der Widerristhöhen nach Voss et al. (2011) empfehlenswert. Die gleiche Geschwindigkeit führt, bei unterschiedlicher Größe der Hunde, zu einer unterschiedlichen relativen Geschwindigkeit für jeden Hund. Die Zusammenhänge zwischen Schrittgeschwindigkeit und Bodenreaktionskräften sind bekannt (Rumph et al. 1994, Colborne et al. 2006, Fanchon et al. 2006). Außerdem kam bei Voss et al. (2011) eine stationäre Kraftmessplatte statt eines Laufbandes zum Einsatz. Zur Erhebung verlässlicher kinetischer Daten wird das instrumentierte Laufband empfohlen (Brebner et al. 2006, Druen 2010, Keebaugh et al. 2015).

Auch im Bereich der Kinematik wurden sowohl Studien mit Hunden derselben Rasse (Clements et al. 2004, Owen et al. 2004, Agostinho et al. 2011) als auch mit Hunden unterschiedlicher Rassen (Allen et al. 1994, Hottinger et al. 1996, Keebaugh et al. 2015) angefertigt. Dabei forderten bspw. Agostinho et al. aufgrund von

vermuteten rassebedingten Unterschieden innerhalb der kinematischen Parameter der Hunde, über die Verwendung gleichrassiger Hundegruppen im Rahmen von Forschungsarbeiten hinaus, die Ermittlung eigener ganganalytischer Profile für jede Hunderasse. Dem widerspricht jedoch die Studie von Allen et al. (1994). Die Autoren untersuchten gezielt die kinematischen Parameter einer gemischtrassigen Hundegruppe und fanden lediglich vernachlässigbare Unterschiede innerhalb deren Messwerten. Keebaugh et al. (2015) argumentierten, dass eine absolute Standardisierung der Hunderasse oder der Gewichtsklasse in einer Studie nicht der klinischen Praxis entspricht und die Ergebnisse solcher Untersuchungen daher nicht einfach in die klinische Arbeit zu übertragen seien. Die vorliegende Studie arbeitete ganz bewusst mit unterschiedlichen Rassen, jedoch mit Hunden ähnlichen Körperbaus.

Die Hunde in der vorliegenden Arbeit wurden zum Ausschluss orthopädischer Erkrankungen vor Beginn der Aufnahmen an allen Gliedmaßen und der Wirbelsäule geröntgt. Auch Budsberg et al. (1987, 1996), McLaughlin et al. (1991), Jevens et al. (1993) und Griffon et al. (1994) bezogen in die klinische Untersuchung ihrer Probanden die röntgenologische Untersuchung von Gelenken mit ein. Die Autoren der vorliegenden Arbeit rechneten bei der Auswertung der Röntgenaufnahmen nicht mit völliger Befundfreiheit, zeigte doch auch eine humanmedizinische Studie aus dem Jahre 2010 (Lumbreras et al.) das Auftreten von Zufallsbefunden bei bis zu 33,9 % aller röntgenologischen Untersuchungen. Studien von Roy et al. (1992) und Gordon et al. (2003), welche auch von Bockstahler et al. (2005) bzgl. des Verzichtes auf röntgenologische Untersuchungen zitiert wurden, zeigten keinen nennenswerten Zusammenhang zwischen röntgenologischen Befunden wie z. B. osteoarthritischen Veränderungen und klinischer Lahmheit bzw. ganganalytischen Auffälligkeiten.

Da sich SI und Gewichtsverteilung ebenfalls stets im Normbereich befanden (Anhang 3) und die ROM von linker und rechter Körperseite keine signifikanten Unterschiede zeigten (Anhang 5) wurden, wie etwa bei Layer 2012, geringgradige röntgenologische Befunde wie z. B. Insertionstendopathien an Zehengelenken oder leichte Spondylosen akzeptiert. Die fehlende klinische Symptomatik wurde vorausgesetzt.

Nach Kim et al. (2008) sind sowohl zwei- als auch dreidimensionale Aufnahme-techniken zur Erhebung kinematischer Daten geeignet. Dagegen argumentierten Hottinger et al. (1996), dass zweidimensionale Aufnahmen nur dann als zuverlässig



zu betrachten seien wenn sich der Hund bzw. die Marker stets in genau rechtem Winkel zur Kamera befinden, was nicht immer zu gewährleisten sei. Dieselben Autoren empfahlen außerdem die Erhebung kinematischer Daten in der Gangart Schritt, da so die Gelenksmarker besser für die Kameras zu erkennen seien. Den Empfehlungen nach dreidimensionaler Aufnahmetechnik und der Gangart Schritt wurde in der vorliegenden Arbeit entsprochen.

Das in der vorliegenden Studie verwendete Untersuchungsprotokoll beinhaltete drei Untersuchungstermine an drei aufeinander folgenden Tagen sowie eine letzte Untersuchung nach sechs Wochen. Somit wurde versucht, durch kürzere und längere Abstände zwischen den Untersuchungsterminen sowohl eventuelle kurz- als auch mittelfristige Effekte erfassen. Außerdem sollte die Studie einen möglichst hohen Praxisbezug enthalten, da der größere Zeitabstand vor dem letzten Untersuchungstermin einem üblichen Zeitabstand von vier bis sechs Wochen zwischen zwei Kontrollterminen eines orthopädischen Patienten entspricht. Den Hunden sollte durch die kurzen Untersuchungsabstände der ersten drei Termine die Chance auf eine tatsächliche, eventuelle Gewöhnung an das instrumentierte Laufband gegeben werden. Die Hunde in den zitierten Vergleichsstudien wurden entweder nur in kurzen Zeitabständen untersucht, wie etwa innerhalb eines einzigen Tages (Allen et al. 1994, Edward et al. 2003, Clements et al. 2005, Fanchon et al. 2006) oder nur an aufeinander folgenden Untersuchungstagen (Bockstahler et al. 2007, Feeney et al. 2007). Die Arbeiten von Nordquist et al. (2011) mit je einer Woche Abstand zwischen den Untersuchungen sowie von Fanchon und Grandjean (2007) mit je drei Wochen zwischen zwei Terminen verwendeten nur längere Abstände.

Die Hunde in der vorliegenden Studie waren 1-9 Jahre alt. Solche Altersunterschiede finden sich auch in den hier zitierten Arbeiten. So waren die Hunde bei Bockstahler et al. (2008) 1,5-8,9, bei Fanchon und Grandjean (2008) 1-10, bei Mölsa et al. (2010) 1-8 und bei Keebaugh et al. (2010) 2-8 Jahre alt. Die übrigen hier zitierten Studien machen keine oder nur ungenaue Angaben zum Alter der Hunde. Es existieren bislang keine zuverlässigen Daten, welche den Einfluss des reinen Alters des Hundes bei orthopädischer Gesundheit auf die einzelnen Parameter der instrumentierten Ganganalyse zeigen. Trotzdem entschieden sich die Autoren der vorliegenden Studie für die Verwendung ausgewachsener Hunde unter zehn Jahren.

Bezüglich der **Kinetik** bewegten sich die PVF in der vorliegenden Studie im Mittel zwischen 44,1 % KGW und 44,6 % KGW für die Hintergliedmaßen sowie zwischen 62,5 % KGW und 63,5 % KGW für die Vordergliedmaßen. Somit liegen die in der vorliegenden Arbeit ermittelten Werte für PVF im Bereich der in der Vergleichsliteratur ermittelten Ergebnisse (Unkel-Mohrmann 1999, Raith 2010, Bockstahler et al. 2007) und liegen den von Besancon et al. (2003) und Bockstahler et al. (2007) gemessenen Werten am nächsten. Die von Roy im Jahre 1971 beschriebene Verteilung des KGW auf die vier Gliedmaßen des Hundes findet sich hier demnach nahezu exakt wieder: ca. 30 % des KGW je Vordergliedmaße, ca. 20 % des KGW je Hintergliedmaße. Dies wird auch in den hier zitierten Referenzstudien bestätigt (Besancon et al. 2003, Bockstahler et al. 2007).

Der SI der untersuchten Hunde siedelte sich für PVF stets  $> 9$  an, für VI stets  $> 10$  (Anhang 3). Dieser Parameter ist in keiner der hier zitierten Arbeiten in vergleichbarer Weise zu finden. Das symmetrische Gangbild der Probanden dieser Studien wurde auch über die Gewichtsverteilung beurteilt (Anhang 3). Die hier ermittelten Werte der Probanden erlaubten es also, alle Probanden als orthopädisch gesund und lahmheitsfrei einzustufen.

Unterschiede der PVF ergeben sich bspw. durch verschiedene Gangarten. So werden nach Off und Matis (1997a) sowie nach Riggs et al. (1993) in schnellerer Gangart höhere Spitzenwerte erreicht. Außerdem erreichen die PVF unter Verwendung stationärer Kraftmessplatten höhere Werte als auf dem Laufband (Drüen et al., 2010, Tab. 1). So erreichten die PVF in Untersuchungen im Trab über stationäre Kraftmessplatten Werte bis 106,7 % KGW für die Hintergliedmaßen (Rumph et al. 1994) und bis zu 74,5 % KGW für die Vordergliedmaßen (Nordquist et al. 2011) (Tab. 1).

Die Differenzen der PVF zwischen den Untersuchungstagen der vorliegenden Studie liegen nahe der Ergebnisse von Nordquist et al. (2011). In den Vergleichsstudien werden sowohl niedrigere als auch höhere Differenzen erreicht. So ermittelten etwa Bockstahler et al. (2007) 2,4 % für die Hinter- und 2,6 % für die Vordergliedmaßen, Rumph et al. (1994) dagegen entsprechend 4,4 % und 4,8 %. Der leichte aber signifikante Effekt zwischen den ersten beiden Untersuchungstagen bei den Vordergliedmaßen lässt einen anfänglichen Gewöhnungseffekt vermuten. Schwankungen zwischen Tages- und Wochenabständen zeigten sich auch bei Fanchon et

al. (2006, 2007) und auch bei Nordquist et al. (2011) zeigten die größten Unterschiede jeweils zum ersten Untersuchungstag.

Die in vorliegender Studie gemessenen Mittelwerte für VI bewegen sich im Bereich der von Drüen et al. ermittelten Werte für die Hintergliedmaßen. Besancon et al. (2003) und Bockstahler et al. ermittelten etwas höhere Werte für VI, die Probanden von Nordquist et al. (2011) erreichten im Trab etwas niedrigere Werte. Bei den Differenzen des VI zeigten sich die größten Unterschiede zwischen den ersten beiden und den letzten beiden Untersuchungstagen, mit einem leichten, jedoch nicht signifikanten Effekt zwischen drittem und vierten Untersuchungstag. Insgesamt höher lagen die Differenzwerte in der Arbeit von Bockstahler et al. (2007) mit 3,7 % für die Vorder- und 1,8 % für die Hintergliedmaßen. Fanchon et al. ermittelten ebenfalls höhere Werte für die Differenzen des VI, mit durchschnittlich 5,5 % (2006) für die Vorder- sowie 4,7 % (2008) für die Hintergliedmaßen, ebenso wie Nordquist et al. (2011) mit bis zu 4,6 %. In ähnlichem Bereich lagen auch die gemessenen Differenzen bei Rumph et al. (1994) mit 4,9 % für die Vordergliedmaßen und 5,5 % für die Hintergliedmaßen. Für solche Unterschiede kann es mehrere Gründe geben. Der VI besitzt aufgrund der integrierten Zeitkomponente (s) ein relativ hohes Streuungspotential (Rumph 1994). Die Hunde bei Bockstahler et al. (2007) liefen alle in derselben absoluten Geschwindigkeit. Sie waren jedoch unterschiedlich groß und unterschiedlich schwer, was zu verschiedenen relativen Geschwindigkeiten innerhalb der Hundegruppe führt (Bertram 2000, Voss 2011). Hier könnte für manche der Probanden das Laufband zu schnell bzw. zu langsam gelaufen sein, was auch zur größeren Streuung des VI in der Studie von Bockstahler et al. geführt haben kann. Ein zu schnell eingestelltes Laufband kann den Hund vom Schritt in den Trab versetzen, ein zu langsames Schrittempo erschwert die korrekte Fußung auf dem Laufband (Keebaugh 2015). Außerdem wurden in der Studie von Bockstahler et al. mit fünf Schritten pro Untersuchung deutlich weniger Schritte ausgewertet als in der vorliegenden Arbeit, was aufgrund der erhöhten Zufallsabhängigkeit zu einer größeren Streuung der Ergebnisse beitragen kann (Claus, Ebner 1985). Ein weiterer Grund für die unterschiedlichen Messwerte des VI kann, wie etwa bei Bockstahler et al. oder Nordquist et al. (2011), die Verwendung stationärer Kraftmessplatten darstellen, da diese keine homogene Standphasendauer gewährleisten (Besancon 2003). Da am instrumentierten Laufband die Standphasendauer innerhalb einer Aufnahme aufgrund der immer gleichen Geschwindigkeit als sehr

homogen betrachtet werden kann (Besancon 2003), könnte sich dies aufgrund der Zeitkomponente ( $s$ ) im Integral über die Schrittdauer deutlich auf die Homogenität der Werte des VI auswirken (Rumph 1994). Schließlich entstehen unterschiedliche Werte bei VI auch durch die Untersuchung der Hunde in verschiedenen Gangarten. Bei Fanchon et al. (2006) und Voss et al. (2010, 2011) wurden die Hunde im Trab untersucht. Die bei steigender Geschwindigkeit verkürzte Standphasendauer (Fanchon et al. 2006; Rumph 1994) wirkt sich über den im VI enthaltenen Zeitfaktor ebenfalls auf dessen Werte aus.

Die in der vorliegenden Arbeit erhobenen Werte der Standphasendauer geben die prozentuale Standphasendauer während eines gesamten Schrittes inkl. Schwungphase wieder, wie es von Bockstahler et al. (2007) empfohlen wird. Aus diesem Grund zeigt sich hier nicht das Verhältnis 1:1,5 zwischen der Standphasendauer von Hinter- und Vordergliedmaßen, welches sich auf die absoluten Werte bezieht (Hutton 1969b, Leach 1977). In der Literatur findet sich die Standphasendauer meist als absoluter Wert in  $s$  oder  $ms$  (Bockstahler et al. 2007, Gilette et al. 2008, Mölsa et al. 2019, Raith 2010). Nur bei Layer (2012) wird ebenfalls die prozentuale Standphasendauer angegeben, welche aufgrund der Aufnahmen, u.a. im Trab, erwartungsgemäß geringer ausfiel als die Werte der vorliegenden Studie, die im Schrittempo erhoben wurden (Colborne et al. 2006). Es zeigte sich eine tägliche Abnahme der Standphasendauer während der ersten drei Untersuchungstage, stets mit signifikantem Unterschied. Die längere Standphasendauer am ersten Untersuchungstag könnte darauf hindeuten, dass hier, für das bloße Auge unmerklich, aufgrund der ungewohnten Situation, die Pfoten länger auf dem Boden gehalten wurden, bevor am zweiten Untersuchungstag ein normaler Schrittrhythmus eingenommen wurde.

Obwohl die Parameter der Hunde in der vorliegenden Arbeit intra-individuell verglichen wurden, wurde die Schrittlänge jedes Hundes zum besseren Vergleich in Verhältnis zu seiner Widerristhöhe gesetzt. Da es sich bei der Schrittlänge um einen auf den gesamten Hund bezogenen Parameter handelt, findet sich in den Ergebnissen und Tabellen der vorliegenden Arbeit keine Trennung zwischen Vorder- und Hintergliedmaßen. Die hohe Streuung der Messwerte der relativen Schrittlänge und die weitgehende Abwesenheit signifikanter Effekte zeigen, dass dieser Parameter wahrscheinlich am wenigsten durch Gewöhnungseffekte beeinflusst wird. In der

verfügbaren Literatur gibt es keine direkten Vergleichswerte für die in dieser Studie verwendete relative Schrittlänge.

Der Variationskoeffizient für wiederholte Messungen ( $VK_{WM}$ ) von PVF und VI siedelte sich in der vorliegenden Studie stets bei  $< 10\%$  an, bei Standphasendauer und Schrittlängen bewegte dieser sich nur knapp über der 3%-Grenze. Bei der Standphasendauer wird diese mit 2,4 % für die Vordergliedmaßen sogar noch unterschritten. Nach Bland (1987) ist hier somit von einer sehr guten Reproduzierbarkeit der Messwerte auszugehen, welche für diagnostische Zwecke ausreichend ist. Dagegen ergaben sich die verhältnismäßig hohen Werte von VK nicht aufgrund einer starken Streuung der Messwerte bestimmter Probanden, sondern durch hohe Streuung innerhalb der Werte aller einzelnen Hunde im Vergleich der vier Termine (Anhang 4). Da jedoch sämtliche Werte der vorliegenden Arbeit, wie auch in der Studie von Nordquist et al. (2011), in positive und negative Richtung streuten, ist hier keine Entwicklung vorhersehbar. Variationskoeffizienten wurden auch in anderen Untersuchungen errechnet. Bei Rumph et al. (1994) wurden als Varianz 11,4 % für VI und 4,8 % für PVF angegeben, also wie in der vorliegenden Arbeit eine höhere Streuung des VI als von PVF. Bei Voss et al. (2011) dagegen erreichte die Varianz bis zu 7 % bei VI und bis zu 11 % bei PVF, Fanchon et al. (2006) beschrieben PVF mit bis zu 64 % Varianz als den am stärksten durch den Hund selbst beeinflussbaren Parameter, VI dagegen mit nur 37 % Varianz. Die Variationskoeffizienten wurden jedoch in den nicht auf dem selben rechnerischen Weg ermittelt und die Untersuchungsprotokolle variierten stark. Daher ist hier kein direkter Vergleich möglich. Jedoch konnte, wie in den Arbeiten von Bockstahler et al. (2007) und Rumph et al. (1994), eine deutlich höhere Varianz von VI in den hinteren Gliedmaßen im Vergleich zu den vorderen Gliedmaßen beobachtet werden. Dieser Unterschied in der Dynamik der Gliedmaßenpaare zeigte sich auch in den höheren Werten der Standphasendauer der Vordergliedmaßen, die aufgrund der Zeitkomponente(n) von VI, mehr als bei PVF, dessen Variationspotential beeinflussen kann (Rumph et al. 1994).

Somit zeigte sich die relative Schrittlänge in der vorliegenden Studie als wohl am wenigsten durch Gewöhnungseffekte beeinflussbarer kinetischer Parameter. Im Gegensatz dazu zeigte sich in der vorliegenden Arbeit die prozentuale Standpha-

sendauer, mit den meisten signifikanten Effekten und den geringsten Streuungswerten. Für die Variabilität dieser Parameter existieren keine Vergleichswerte in der verfügbaren Literatur.

Signifikante Effekte und Variabilitätsmaße variierten innerhalb der einzelnen Parameter zwischen Vorder- und Hintergliedmaßen. Diese Unterschiede führten auch zu teilweise deutlich unterschiedlichen Mindestdifferenzen für Vorder- und Hintergliedmaßen desselben Parameters. Solche Unterschiede lassen sich möglicherweise durch die unterschiedliche Funktionalität der Gliedmaßenpaare erklären, da die vorderen Gliedmaßen vorwiegend eine Stützfunktion aufweisen und die hinteren Gliedmaßen vorwiegend eine Schubfunktion (Roush, 1994).

In der verfügbaren Literatur existieren keine Differenzwerte für **kinematische** Parameter gesunder Hunde zwischen verschiedenen Untersuchungen. Ein Grund hierfür könnte sein, dass es nach Off und Matis (1997b) für die Erhebung kinematischer Daten eines erheblich höheren Aufwandes bedarf als für die Ermittlung kinetischer Parameter, v. a. für Ausrüstung und Personal.

Neben den kinetischen Parametern SI und Gewichtsverteilung wurde die orthopädische Gesundheit und Lahmheitsfreiheit der Hunde in der vorliegenden Studie auch mittels kinematischer Parameter beurteilt. Nach Poy et al. (2000), Edward et al. (2003) und Marsolais et al. (2003) nehmen die ROM an lahmen Gliedmaßen im Gegensatz zum jeweiligen Gelenk der gegenüberliegenden Körperseite ab. Somit wurden in der vorliegenden Arbeit die jeweiligen ROM von rechter und linker Körperseite mittels ungepaartem t-test miteinander verglichen, wobei sich keine signifikanten Unterschiede zeigten (Anhang 5). Dies bestätigte zusätzlich die Einstufung der an der Untersuchung teilnehmenden Hunde als lahmheitsfrei.

Die Differenzwerte von Karpal- und Hüftgelenk zeigten in der vorliegenden Studie jeweils zwischen 1. und 2. Untersuchungstag die höchsten Werte. An gleicher Stelle zeigte sich auch jeweils ein mittlerer aber statistisch signifikanter Effekt. Am Schultergelenk zeigte sich zwischen 3. und 4. Untersuchungstag ein deutlicher und signifikanter Effekt. Tendenziell kann dies auf einen leichten Gewöhnungseffekt hindeuten, welcher am 2. Untersuchungstag einsetzte und nach der 6-wöchigen Pause nicht mehr messbar war.

Die in der vorliegenden Studie erhobenen Mittelwerte der ROM liegen im Bereich der von Hottinger et al. (1996) und Kim et al. (2008) ermittelten Werte. Diese beiden Abreiten wurden als einzige in der verfügbaren Literatur zitierbaren Untersuchungen ebenfalls in der Gangart Schritt angefertigt, der von Hottinger et al. (1996) empfohlenen Gangart zur Erhebung kinematischer Daten. Die Aussage derselben Autoren, dass bei höherer Laufgeschwindigkeit größere ROM erreicht werden, wurde ebenfalls bestätigt. Die Ergebnisse von Clements et al. (2005) und Agostinho et al. (2011) zeigten, im Trab aufgenommen, deutlich höhere ROM als die in der Gangart Schritt aufgenommenen Vergleichswerte.

Die hohe Streuung der Messwerte aller Hunde führte zu hohen VK für alle Gelenke, mit ähnlichen Werten an Vorder- und Hintergliedmaßen. In der vorliegenden Arbeit wurden die niedrigsten Streuungswerte für das Tarsalgelenk ermittelt, wie bei Kim et al. (2008). Der Grenzwert von 10 % des VKWM für gute Reproduzierbarkeit der Messwerte nach Bland (1987) nur knapp bei den Werten des Ellbogengelenks erreicht. An allen anderen Gelenken wurde dieser teilweise erheblich überschritten. Somit zeigten sich die kinematischen Parameter in der vorliegenden Studie wie bei Clements et al. (2005) als nicht reproduzierbar. Da bei Clements et al. aber lediglich Winkelverschiebung und Winkelgeschwindigkeit bestimmt wurden und keine ROM, ist dies nicht ohne weiteres mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit vergleichbar. Die Arbeiten von Hottinger et al. (1996) und Kim et al. (2008) bewerteten dagegen die ROM der von ihnen untersuchten Hunde als reproduzierbar. Beide Studien arbeiteten mit einer ähnlichen Anzahl von Hunden wie die vorliegende Arbeit, verwendeten jedoch einen festen Laufweg ohne Laufband. Dies kann nach Clements et al. (2005) zu deutlich unterschiedlichen Messergebnissen führen. Außerdem wurden die Aufnahmen sowohl bei Hottinger et al. (1996) als auch Kim et al. (2008) direkt hintereinander bzw. innerhalb eines einzigen Tages angefertigt. Diese sehr kurzen Zeitabstände könnten zu geringerer Streuung der Messwerte geführt haben.

Das Untersuchungsprotokoll dieser Studie erforderte vier zeitintensive Termine an der Chirurgischen und Gynäkologischen Tierklinik der LMU München, jeweils zu fest vorgeschriebenen Zeitpunkten. Die dafür erforderliche Compliance der Patientenbesitzer erschwerte die Rekrutierung einer hohen Zahl von Hunden. Jedoch lag die Anzahl der Hunde in der vorliegenden Arbeit im Bereich der zitierten Studien (Anhang 2). Vor allem im Bereich der Kinematik kann trotz aller Maßnahmen zur Standardisierung lediglich ein Modell der Bewegungsabläufe wiedergegeben werden und kein exaktes Abbild der Realität (DeCamp et al. 1993). Da die vorliegende Studie mit gesunden Hunden durchgeführt wurde bleibt die Anwendung auf den orthopädisch erkrankten Hund teilweise spekulativ.

Jedoch zeigen die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit, dass eine reine Betrachtung der Veränderungen ganganalytischer Parameter bei Verlaufsuntersuchungen nicht unbedingt einer tatsächlichen Veränderung im Gangbild eines Hundes entspricht.

Es steht fest, dass in Zukunft physiologische Schwankungen ganganalytischer Parameter bei der Beurteilung des Verlaufes orthopädischer Erkrankungen des Hundes berücksichtigt werden können. Dies sollte Gegenstand weiterer Forschungsarbeiten sein.



## VI. ZUSAMMENFASSUNG

Trotz zahlreicher Studien am instrumentierten Laufband existieren bislang keine zuverlässigen Daten, welche eine tatsächliche Verbesserung einer Lahmheit von rein physiologischen Differenzen oder Gewöhnungseffekten unterscheiden. Solche zu ermitteln war Ziel der vorliegenden Arbeit.

Von elf orthopädisch gesunden Hunden wurden mit Hilfe einer instrumentierten Ganganalyse Bodenreaktionskräfte und Range of Motion (ROM, Bewegungsumfang der Gelenke) gemessen, und zwar an drei aufeinander folgenden Untersuchungstagen, sowie einem Untersuchungstermin sechs Wochen später. Signifikante Effekte zwischen den Untersuchungstagen wurden ermittelt und quantifiziert. Als Maß der Reproduzierbarkeit wurde der Variationskoeffizient für Messwiederholungen berechnet, ebenso die nötigen Minstdifferenzen, um zwischen physiologischer Schwankung und wirklicher Veränderung einer Lahmheit unterscheiden zu können.

Die Vertikale Spitzenkraft (peak vertical force, PVF) variierte zwischen den Terminen von 1,5-5,3 % KGW, der Vertikale Impuls (VI) von 0,9-1,8 % KGWs. Die prozentuale Standphasendauer variierte zwischen den Terminen von 0,9-3,2 %, die relative Schrittlänge entsprechend von 1,4-2,9 %. Es zeigte sich eine gute Reproduzierbarkeit der Messwerte der Bodenreaktionskräfte, mit Variationskoeffizienten für Messwiederholungen von max. 8,0 %. Die Werte der prozentualen Standphasendauer zeigten die geringste Streuung und die meisten signifikanten Effekte. Hier ließ sich ein Gewöhnungseffekt vermuten, weniger bei PVF, VI und relativer Schrittlänge. Um eine tatsächliche Veränderung der gemessenen Parameter jenseits physiologischer Schwankung oder Gewöhnungseffekten festzustellen, wurden für PVF Minstdifferenzen von bis zu 9,9 % KGW ermittelt. Für den VI lagen diese bei bis zu 3,3 % KGWs, für die Standphasendauer bei bis zu 5,8 %, sowie für die relative Schrittlänge bei bis zu 5,4 %.

Der ROM variierte am Schultergelenk zwischen 29,9° und 30,8°, am Ellbogengelenk zwischen 49,4° und 52,8° und am Karpalgelenk zwischen 77,7° und 88,1°. Der ROM des Hüftgelenkes lag zwischen 32,9° und 35,8°, der ROM des Kniegelenkes zwischen 33,7° und 36,8° und der ROM des Tarsalgelenkes zwischen 31,7° und 33,5°. Nur am Ellbogengelenk war der ROM in geringem Maße reproduzierbar, die

Variationskoeffizienten für Messwiederholungen bis zu 17,42 %. Die Mindestdifferenzen zur Unterscheidung physiologischer Schwankungen von tatsächlichen Veränderungen im Gangbild betragen 12,0° am Schultergelenk, 14,1° am Ellbogen- und 35,6° am Karpalgelenk sowie 16,2° am Hüft-, 14,0° am Knie- und 9,2° am Tarsalgelenk.

Die Bodenreaktionskräfte zeigten sich mit geringeren Streuungswerten als die hier ermittelten ROM als empfindliche und diagnostisch zuverlässige Parameter. Die ROM zeigten sich durch teilweise extrem hohe Varianz als weniger zuverlässig. Im Bereich der Ganganalyse lassen sich zufällige physiologische Schwankungen von systematischen Effekten unterscheiden. Dies zeigt die Wichtigkeit von zuverlässig anwendbaren Grenzwerten für Verlaufsuntersuchungen am instrumentierten Laufband.

## VII. SUMMARY

Despite numerous studies on the instrumented treadmill, no reliable data are available to date that distinguish actual improvement of lameness from purely physiological differences or habituation effects. The aim of the present study was to determine such data.

Ground reaction forces and range of motion were measured in eleven orthopedically healthy dogs on three consecutive examination days and one examination date six weeks later. Significant effects between the examination days were determined and quantified. As a measure of reproducibility, the coefficient of variation for repeated measurements was calculated, as well as the minimum differences necessary to distinguish between physiological variation and actual change in lameness. The peak vertical force (PVF) varied from 1.5-5.3 % BW between the dates, the vertical impulse (VI) from 0.9-1.8 % BWs. The percentage stance phase duration varied between the dates from 0.9-3.2 %, the relative step length correspondingly from 1.4-2.9 %. A good reproducibility of the measured values of the ground reaction forces was shown, with coefficients of variation for repeated measurements of max. 8.0 %. The values of the percentage stance phase duration showed the least scatter and most significant effects. A habituation effect could be assumed, less so for PVF, VI and relative step length. In order to determine an actual change in the measured parameters beyond physiological variation or habituation effects, minimum differences of up to 9.9 % BW were determined for PVF. For VI these were up to 3.3 % BWs, for stance phase duration up to 5.8%, and for relative step length up to 5.4 %. At the shoulder joint, the ROM varied between 29.9° and 30.8°, at the elbow joint between 49.4° and 52.8° and at the carpal joint between 77.7° and 88.1°. The ROM of the hip joint was between 32.9° and 35.8°, the ROM of the knee joint between 33.7° and 36.8° and the ROM of the tarsal joint between 31.7° and 33.5°. Only at the elbow joint the ROM was reproducible to a small extent, but the coefficients of variation for repeated measurements reached up to 17.42 %. Hardly any systematic effects could be demonstrated for the ROM. The minimum differences to distinguish physiological variations from actual changes in ROM were 12.0° at the shoulder joint, 14.1° at the elbow joint, and 35.6° at the carpal joint, and 16.2° at the hip joint, 14.0° at the knee joint, and 9.2° at the tarsal joint.

The ground reaction forces proved to be sensitive and diagnostically reliable parameters, in contrast to the kinematic parameters determined. In the field of gait analysis random physiological variations can be distinguished from systematic effects. This shows the importance of reliably applicable limit values for follow-up examinations on the instrumented treadmill.

## VIII. LITERATURVERZEICHNIS

**Agostinho FS, Rahal SC, Miqueleto NSML, et al.**

Kinematic analysis of Labrador Retrievers and Rottweilers trotting on a treadmill  
Vet Comp Orthop Traumatol 2011; 24: 185-191

**Allen K, DeCamp CE, Braden TD, Bahns M**

Kinematic gait analysis of the trot in healthy mixed breed dogs  
Vet Comp Orthop Traumatol 1994; 7: 148-153

**Alvarez CB, Gustas P, Bergh A, Rhodin M**

Vertical head and pelvic movement symmetry at the trot in dogs with induced supporting limb lameness  
Vet J 2017, 229

**Arthurs G**

Orthopaedic examination of the dog  
In Pract 2011a; 33(3): 126-133

**Arthurs G**

Orthopaedic examination of the dog  
In Pract 2011b; 33(4): 172-179

**Bertram J, Lee D, Case H, Todhunter R,**

Comparison of the trotting gaits of Labrador Retrievers and Greyhounds  
Am J Vet Res 2000; 7: 832-838

**Bland M**

An introduction to medical statistics  
Oxford University Press, 1987: S.270

**Bockstahler BA, Skalicky M, Peham C, Müller M, Lorinson D**

Reliability of ground reaction forces measured on a treadmill system in healthy dogs  
Vet J 2007; 173: 373-378

**Bockstahler BA, Vobornik A, Müller M, et al.**

Compensatory load redistribution in naturally occurring osteoarthritis of the elbow joint and induced bearing lameness of the forelimbs compared with clinically sound dogs

Vet J 2009; 180/2: 202-12

**Brebner NS, Moens NMM, Runciman JR**

Evaluation of a treadmill with integrated force plates for kinetic gait analysis of sound and lame dogs in a trot

Vet Comp Orthop Traumatol 2006; 4: 205-212

**Budsberg SC, Jevens DJ, Brown J, Foutz TL, DeCamp CE, Reece**

Evaluation of limb symmetry indices using ground reaction forces in healthy dogs.

Am J Vet Res 1993; 54(10): 1569-1574

**Budsberg SC, Verstraete MC, Brown J, Reece L**

Vertical loading rates in clinically normal dogs at a trot.

Am J Vet Res 1995; 56(10): 1275-1280

**Budsberg SC, Verstraete MC, Soutas-Little RW**

Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs.

Am J Vet Res 1987; 48(6): 915-918

**Claus G, Ebner H**

Grundlagen der Statistik

Verlag Volk und Wissen, Berlin 1985: S.84

**Clements DN, Owen MR, Carmichael S, Reid SWJ**

Kinematic analysis of the gait of 10 labrador retrievers during treadmill locomotion

Vet Rec 2005; 156: 478-481

**Colborne GR, Walker AM, Tattersall AJ, Fuller CJ**

Effect of trotting velocity on work patterns of the hind limbs of Greyhounds.

Am J Vet Res 2006; 67(8): 1293-1298

**Dalin G, Jeffcott LB**

Locomotion and gait analysis.

Vet Clin North Am Equine Pract 1985; 1(3): 549-572

**DeCamp CE**

Kinetic and kinematic gait analysis and the assessment of lameness in the dog.

Vet Clin North Am Small Anim Pract 1997; 27(4): 825-840

**DeCamp CE, Soutas-Little RW, Hauptman J, Olivier B, Braden T, Walton A**

Kinematic gait analysis of the trot in healthy greyhounds.

Am J Vet Res 1993; 54(4): 627-634

**Drüen S, Böddeker J, Nolte I, Wefstaedt P**

Bodenreaktionskräfte der caninen Hintergliedmaße: Gibt es Unterschiede beim Gang auf Laufband und Kraftmessplatte?

Berl Münch Tierärztl Wochenschr 123: 339-345

**Edward C, Gilette R, Eward W**

Effects of unilaterally restricted carpal range of motion on kinematic gait analysis of the dog

Vet Comp Orthop Traumatol 2003; 16: 158-63

**Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A**

G\*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences.

Behav Res Meth 2007; 39, 175-191

**Fanchon L, Valette J.-P., Sanaa M, Grandjean D**

The measurement of ground reaction force in dogs trotting on a treadmill

Vet Comp Orthop Traumatol 2006; 2: 81-86

**Fanchon L, Grandjean D**

Accuracy of asymmetry indices of ground reaction forces for diagnosis of hind-limb lameness in dogs

Am J Vet Res 2007; 68: 1089-1094

**Fanchon L, Grandjean D**

Habituation of healthy dogs to treadmill trotting: Repeatability assessment of vertical ground reaction force

Res Vet Sci 2009; 87: 135-139

**Feeney LC, Lin CF, Marcellin-Little DJ, Tate AR, Queen RM, Yu B**

Validation of two-dimensional kinematic analysis of walk and sit-to-stand motion in dogs

Am J Vet Res 2007; 68: 277-282

**Friedman M**

The use of ranks to avoid the assumption of normality implicit in the analysis of variance

J Am Stat Assoc 32 12/1937: 675-701

**Galla K**

Kinematische Analyse des Einflusses verschiedener Führgeschirre auf die Vorderextremität und die Wirbelsäule von Blindenführhunden

Diss. med.vet. Wien 2010

**Gilette RL, Angle TC**

Recent developments in canine locomotor analysis: a review

Vet J 2008; 178: 165-176

**Hatze H**

Letter: The meaning of the term "biomechanics".

J Biomech. 1974; 7(2): 189-190

**Hanley JA, Negassa A, Edwardes MD, Forrester JE**

Statistical Analysis of Correlated Data Using Generalized Estimating Equations: An Orientation

Am J Epidemiol, Volume 157/4; 15 February 2003: 364–375



**Hildebrand M**

Symmetrical gaits of dogs in relation to body build.

J Morphol 1968; 124(3): 353-360

**Holler PJ, Brazda V, Dal-Bianco B, Lewy E, Müller MC, Peham C, Bockstahler BA**

Kinematic motion analysis of the joints of the forelimbs and hind limbs of dogs during walking exercise regimens

Am J Vet Res 2010; 71: 734-740

**Hottinger HA, DeCamp CE, Olivier NB, Hauptman JG, Soutas-Little RW**

Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs.

Am J Vet Res 1996; 57: 381-388

**Jaegger G, Marcellin-Little DJ, Levine D**

Reliability of goniometry in Labrador Retrievers

Am J Vet Res 2002; 63: 979-986

**Jevens DJ, Hauptman JG, DeCamp CE, Budsberg SC, Soutas-Little RW**

Contributions to variance in force-plate analysis of gait in dogs.

Am J Vet Res 1993; 54(4): 612-615

**Kapatkin AS, Arbittier G, Kass PH, Gilley RS, Smith GK**

Kinetic gait analysis of healthy dogs on two different surfaces

Vet Surg 2007; 36: 605-608

**Keebaugh AE, Redman-Bentley D, Griffon DJ**

Influence of leash side and handlers on pressure mat analysis of gait characteristics in small-breed dogs

J Am Vet Med Assoc 2015; 246/11: 1215-21

**Kim J, Rietdyk S, Breur G**

Comparison of two-dimensional and three-dimensional systems for kinetic analysis of the sagittal motion of canine hind limbs during walking

Am J Vet Res 2008; 69: 1116-1122

**Kim SY, Kim JY, Hayashi K, Kapatkin AS**

Skin movement during the kinematic analysis of the canine pelvic limb  
Vet Comp Orthop Traumatol 2011; 24: 326-332

**Kinzel GL, Van Sickle DC, Hillberry BM, Hall AS Jr**

Preliminary study of the in vivo motion in canine shoulder  
Am J Vet Res 1976; 37: 1505-1510

**LaFlamme D**

Development and validation of a body condition score system for dogs  
Canine Pract 1997; 22 (4): 10-15

**Larche WD**

Der Einfluss mechanischer und funktioneller Faktoren auf das Angehen des Hundes.  
Diss. med. vet. Gießen, 1962

**Layer AF**

Ganganalytische Untersuchung der Rückenbewegung von gesunden Hunden der Rassen Dackel und Labrador Retriever  
Diss. med. vet. LMU München 2012

**Leach D**

Recommended terminology for researchers in locomotion and biomechanics of quadrupedal animals.  
Acta Anat (Basel). 1993; 146(2-3): 130-136

**Leach D, Sumner-Smith G, Dagg AI**

Diagnosis of lameness in dogs: a preliminary study.  
Can Vet J 1977; 18(3): 58-63

**Lee DV, Bertram JE, Todhunter RJ, Williams AJ**

Force overlap in trotting dogs: a Fourier technique for reconstructing individual limb ground reaction force  
Vet Comp Orthop Traumatol 2002; 15: 223-227

**LeQuang T, Maitre P, Roger T, Viguier E**

Is a pressure walkway system able to highlight a lameness in dogs?

J Am Vet Adv 2009; 8:1936-44

**Lumbreras B, Donat L, Hernández-Aguado I.**

Incidental findings in imaging diagnostic tests: a systematic review

Br J Radiol 2010 Apr; 83(988): 276-89

**Marsolais GS, McLean S, Derrick T, Conzemius M**

Kinematic analysis of the hind limb during swimming and walking in healthy dogs and dogs with surgically corrected cranial cruciate ligament rupture

J Am Vet Med Assoc 2003; 222:739-743

**Massey FJ Jr.**

The Kolmogorov-Smirnov Test for Goodness to fit

J Am Stat Assoc 1951; 46: Issue 235

**McLaughlin R**

Kinetic and kinematic gait analysis in dogs

Vet Clin North Am Small Anim Pract

2001; 31(1): 193-201

**Mölsa SH, Hielm-Björkman AK, Laitinen-Vapaavuori OM**

Force Platform Analysis in clinically healthy Rottweilers:

Comparison with Labrador Retrievers

Vet Surg 2010; 39: 701-707

**Nakagawa S, Cuthill IC**

Effect size, confidence interval and statistical significance: a practical guide for biologists

Biol Rev 82 (2007): 591-605

**Nordquist B**

Effects of trial repetition, limb side, intraday and inter-week variation on vertical and craniocaudal Ground reaction forces in clinically normal Labrador Retrievers  
Vet Comp Orthop Traumatol 2011; 6: 438-441

**Off W, Matis U**

Ganganalyse beim Hund. Teil 1: Dynamometrische und kinemetrische Messverfahren und ihre Anwendung beim Tetrapoden.  
Tierärztl Prax. 1997a; 25(1): 8-14

**Off W, Matis U**

Ganganalyse beim Hund. Teil 2: Aufbau eines Ganglabors und bewegungsanalytische Untersuchungen.  
Tierärztl Prax. 1997b; 25(4): 303-311

**Owen MR, Richards J, Clements DN et al.**

Kinematics of the elbow and stifle joints in greyhounds during treadmill trotting  
Vet Comp Orthop Traumatol 2004; 17: 141-5

**Poy NS, DeCamp CE, Bennett RL, Carmichael S**

Additional kinematic variables to describe differences in the trot between clinically normal dogs and dogs with hyp dysplasia  
Am J Vet Res 2000; 61(8): 974-8

**Quinn MM, Keuler NS, Lu Y, Faria ML, Muir P, Markel MD**

Evaluation of agreement between numerical rating scales, visual analogue scoring scales, and force platform analysis in dogs  
Vet Surg 2007; 36: 360-367

**Raith AK**

Das ganganalytische Profil des Deutschen Schäferhundes - Eine Reevaluierung.  
Diss. med. vet, LMU München, 2010

**Richards J, Holler P, Bockstahler B, Dale B, Müller M, Burston J, Selfe J, Levine D**

A comparison of human and canine kinematics during level walking, stair ascent, and stair decent

Wien Tierärztl. Mschr.-Vet. Med. Austria 2010; 92-100

**Robinson RO, Herzog W, Nigg BM**

Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation of gait symmetry.

J Manipulative Physiol Ther 1987; 10(4): 172-176

**Roush JK McLaughlin RM jr.**

Effects of subject stance times and velocity on ground reaction forces in clinically normal greyhounds at the walk.

Am J Vet Res 1994; 55/12: 1672-6

**Roy WE**

Examination of the canine locomotion system

Vet Clin North Am Small Anim Pract 1971; 1(1): 53-70

**Rumph PF, Lander JE, Kincaid SA, Baird DK, Kammermann JR, Visco DM**

GRF Profiles from force platform gait analysis of clinically normal mesomorphic dogs at the trotmill

Am J Vet Res, 1994; 6(55): 756-761

**Scharvogel S**

Klinisch-Orthopädischer Untersuchungsgang

In: Kramer M: Kompendium der allgemeinen Veterinärchirurgie

Hannover: Schlütersche; 2004

**Seiferle E, Frewein J**

Aktiver Bewegungsapparat, Muskelsystem.

In: Frewein J, Wille K-H and Wilkens H: Lehrbuch der Anatomie der Haussäugetiere, Band I

Bewegungsapparat.

Stuttgart: Parey; 2004

**Unkel-Mohrmann F**

Das ganganalytische Profil des Deutschen Schäferhundes.

Diss. med. vet. LMU München, 1999

**Van Weeren PR, Van Dan Borgert AJ, Barneveld A**

Quantification of skin displacement near the carpal, tarsal, and fetlock joints of the walking horse.

Equine Vet J 1988; 20: 203-208

**Van Weeren PR, Van Dan Borgert AJ, Barneveld A**

Correction models for skin displacement in equine kinematic gait analysis.

J Equine Vet Sci 1992; 12: 178-192

**Volstad NJ, Sandberg G, Robb S, Budsberg SC**

The evaluation of limb symmetry indices using ground reaction forces collected with one or two force plates in healthy dogs

Vet Comp Orthop Traumatol 2017; 30: 54-58

**Voss K, Galeandro L, Wiestner T, Hässig M, Montavon PM**

Relationships of body weight, body size, subject velocity, and vertical ground reaction forces in trotting dogs

Vet Surg 2010 Oct; 39(7): 863-9

**Voss K, Wiestner T, Galeandro L, Hässig M, Montavon PM**

Effect of dog breed and body conformation on vertical ground reaction forces, impulses, and stance times

Vet Comp Orthop Traumatol 2011; 2: 106-112

## IX. ANHANG

Anhang 1:	Rasse, Alter, Geschlecht, Gewicht, Rückenlänge, Widerristhöhe und BMI der in der Studie eingeschlossenen Hunde mit deren Laufbandgeschwindigkeit. ....	69
Anhang 2:	Die Anzahl der Hunde in den zitierten Referenzstudien. ....	70
Anhang 3:	Messergebnisse der vier Untersuchungstage, Mittelwerte mit Standardabweichung n = 11. ....	71
Anhang 4:	Darstellung der Streuung der Messwerte über die 4 Untersuchungstage, am Beispiel der vertikalen Spitzenkraft (PVF) in % KGW der rechten Vordergliedmaße; Absolute Werte, n = 11 ....	72
Anhang 5:	Ergebnisse des ungepaarten t-tests zur Ermittlung signifikanter Unterschiede der ROM von rechter und linker Körperseite; n = 11. ....	73

**Anhang 1: Rasse, Alter, Geschlecht, Gewicht, Rückenlänge, Widerristhöhe und BMI der in der Studie eingeschlossenen Hunde mit deren Laufbandgeschwindigkeit.**

Nr.	Rasse	Alter (Jahre)	Geschlecht	Gewicht (kg)	Rückenlänge (cm)	Widerristhöhe (cm)	Geschwindigkeit (m/s)	BCS
1	Deutsch Drahthaar	6	männlich	31	46	62	1,1	4-5/9
2	Irischer Setter	5	weiblich	22,5	44	62	1,14	4/9
3	Irischer Setter	3	weiblich	22,7	42	64	1,2	4-5/9
4	Labrador Retriever	6	männlich	26,9	55	58	1,1	4-5/9
5	Labrador Retriever	1	männlich	20,3	46	55	1,16	4-5/9
6	Malinois	2	weiblich	23,7	40	61	1,1	4/9
7	Mischling	5	weiblich kastriert	18,1	42	50	1,1	4-5/9
8	Mischling	9	männlich kastriert	23,7	45	61	1,1	4-5/9
9	Mischling	4	männlich kastriert	23,8	42	57	1	4/9
10	Rhodesian Ridgeback	4	weiblich	29	43	62	1,1	4-5/9
11	Pinscher	5	männlich kastriert	11,9	39	46	1,16	4/9

*BMI = Body Condition Score*



**Anhang 2: Die Anzahl der Hunde in den zitierten Referenzstudien.**

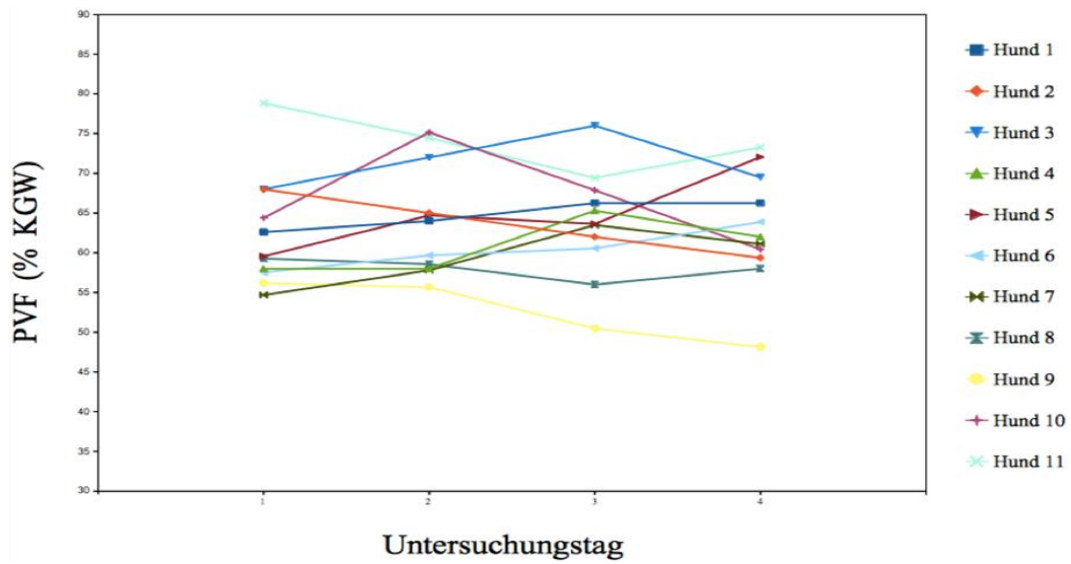
<b>Studie:</b>	<b>Anzahl der Hunde:</b>
Jevens et al., 1993	5
Allen et al., 1994	14
Hottinger et al., 1996	15
Eward et al., 2003	8
Clements et al., 2005	10
Bockstahler et al., 2007	10
Feeney et al., 2007	10
Kapatkin et al., 2007	10
Bertram et al., 2008	5,8
Fanchon et al., 2008	10
Kim et al., 2008	6
Mölsa et al., 2009	9,12
Holler et al., 2010	8
Agostinho et al., 2011	10,11
Kim et al., 2011	6
Nordquist et al., 2011	7
Keebaugh et al., 2015	5

**Anhang 3: Messergebnisse der vier Untersuchungstage, Mittelwerte mit Standardabweichung n = 11.**

Untersuchungstag:		1	2	3	4
<b>SIPVF</b>	Hglm	3,6 +/- 2,3	2,9 +/- 1,9	3,9 +/- 2,1	4,6 +/- 2,7
	Vglm	3,4 +/- 2,0	3,2 +/- 2,4	3,2 +/- 2,1	2,9 +/- 1,8
<b>SIVI</b>	Hglm	4,1 +/- 2,2	2,9 +/- 2,0	3,4 +/- 2,3	3,2 +/- 2,1
	Vglm	4,7 +/- 2,3	4,7 +/- 2,8	4,2 +/- 3,1	3,9 +/- 2,3
<b>GVPVF (%)</b>	Hglm	20,7 +/- 2,3	20,5 +/- 2,3	20,6 +/- 1,9	20,8 +/- 2,4
	Vglm	29,3 +/- 2,4	29,6 +/- 2,3	29,4 +/- 1,9	29,2 +/- 2,4

*SI = Symmetrie-Index; PVF = Peak Vertical Force/Vertikale Spitzenkraft; VI = vertikaler Impuls; GV = Gewichtsverteilung. HGLM = Hintergliedmaße; VGLM = Vordergliedmaße.*

**Anhang 4: Darstellung der Streuung der Messwerte über die 4 Untersuchungstage, am Beispiel der vertikalen Spitzenkraft (PVF) in % KGW der rechten Vordergliedmaße; Absolute Werte, n = 11**



**Anhang 5: Ergebnisse des ungepaarten t-tests zur Ermittlung signifikanter Unterschiede der ROM von rechter und linker Körperseite; n = 11.**

	<b>t - Wert</b>	<b>SE (Standardfehler)</b>	<b>p – Wert (zweiseitig)</b>	<b>p – Wert (einseitig)</b>
Schultergelenke	0,5	2,09	0,62	0,31
Ellbogengelenke	0,04	2,67	0,96	0,48
Karpalgelenke	0,16	5	0,87	0,44
Hüftgelenke	0,55	2,32	0,59	0,29
Kniegelenke	-0,4	2,07	0,69	0,34
Tarsalgelenke	0,27	1,68	0,79	0,4

## **X. DANKSAGUNG**

Ich danke herzlichst Frau Prof. Andrea Meyer-Lindenberg für die Möglichkeit zur Bearbeitung dieses Themas, und damit für die Erlangung meiner Doktorwürde.

Ich danke dir, Steffi, für deine unglaubliche Hilfe und Unterstützung während dieser ganzen Zeit, ohne dich wäre das nicht möglich gewesen.

Auch Ihnen, Herr Dr. Reese, ein großes Dankeschön für die tatkräftige Unterstützung und Ideen-Gebung für die statistische Auswertung und Aufbereitung.

Ein großer Dank gilt natürlich den Besitzern der Hunde, danke euch Allen für eure Geduld und zuverlässige Mitarbeit.

Ich danke meiner Mutter.

Und dir, meine liebste Katharina, danke ich dafür das du an meiner Seite bist.