

**Langzeitkontrollstudie von Hunden mit ein- oder
beidseitiger Hüftgelenkendoprothese mittels
instrumentierter computergestützter Ganganalyse**

von Theresa Kolb

**Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde der Tierärztlichen
Fakultät**

der Ludwig-Maximilians-Universität München

**Langzeitkontrollstudie von Hunden mit ein- oder
beidseitiger Hüftgelenkendoprothese mittels
instrumentierter computergestützter Ganganalyse**

von Theresa Kolb

aus Bayreuth

München 2018

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 der 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/en: Univ.-Prof. Dr. Ellen Kienzle

Tag der Promotion: 10.02.2018

Meinen Eltern

INHALTSVERZEICHNIS

1.	EINLEITUNG.....	- 1 -
2.	LITERATURÜBERSICHT	2
2.1.	Anatomie des Hüftgelenks.....	2
2.1.1.	Acetabulum	2
2.1.2.	Os femoris.....	3
2.1.3.	Hüftgelenkscapsel	4
2.1.4.	Bänder und Muskeln.....	4
2.1.5.	Bewegungsumfang des Hüftgelenks.....	7
2.1.6.	Biomechanik des Hüftgelenks.....	8
2.2.	Ganganalyse	10
2.2.1.	Statik	11
2.2.2.	Dynamik	12
2.2.3.	Kinetik	13
2.2.4.	Kinematik.....	16
2.3.	Hüftgelenksdysplasie des Hundes.....	19
2.3.1.	Klinisches Bild und Lahmheitsdiagnostik	20
2.3.2.	Röntgendiagnostik und Beurteilung der Hüftgelenksdysplasie.....	21
2.3.3.	HD-Klassifizierung	24
2.3.4.	Therapie der Hüftgelenksdysplasie.....	27
2.4.	Totalendoprothese des Hüftgelenks	27
2.4.1.	Zementierte Hüftgelenkendoprothesen.....	29
2.4.2.	Unzementierte Hüftgelenkendoprothesen.....	33
2.4.3.	Radiologische Beurteilung der Hüftgelenks-Endoprothesen	38
2.4.4.	Weitere Ganganalytische Studien zur HD und deren Therapie mittels Hüftgelenkersatz	38
3.	PATIENTENGUT, MATERIAL UND METHODEN.....	41
3.1.	Patientenauswahl	41
3.1.1.	Signalement und Anamnese.....	42
3.1.2.	Klinische und orthopädische Untersuchung	42
3.1.3.	Radiologische Untersuchung	43
3.2.	Ganganalytische Untersuchung.....	44
3.2.1.	Technische Ausstattung des Ganglabors.....	44
3.2.2.	Durchführung der Ganganalyse.....	45

3.2.3.	Verarbeitung der Daten	50
3.2.4.	Kinetische Daten	51
3.2.4.1.	Kinetische Kräfte	51
3.2.4.2.	Symmetrie-Index (SI).....	51
3.2.4.3.	Zeitliche Parameter	52
3.2.5.	Kinematische Auswertung	52
3.3.	Statistik.....	54
4.	ERGEBNISSE	56
4.1.	Patientengut	56
4.1.1.	Morphometrische Daten	58
4.1.2.	Implantattyp und mittlere Implantationsdauer	59
4.1.3.	Klinische, orthopädische und radiologische Befunde	60
4.1.3.1.	Lahmheitsbeurteilung und orthopädische Untersuchung	61
4.1.3.2.	Radiologische Befunde.....	64
4.2.	Kinetik	66
4.2.1.	Vertikale Spitzenkraft (PVF) und Vertikaler Impuls (VI).....	66
4.2.2.	Lahmheitseinstufung anhand des Symmetrie-Index (SI).....	69
4.2.3.	Zeitliche Parameter	70
4.3.	Kinematik.....	70
4.3.1.	Absolute Gelenkwinkel	71
4.3.2.	Neutrale Gelenkwinkel.....	78
4.3.3.	Winkelgeschwindigkeit.....	82
4.3.4.	Bewegungsumfang (Range Of Motion).....	86
4.3.5.	Time of occurrence (TOO)	88
4.4.	Auswertung Fragebogen	93
5.	DISKUSSION	95
6.	ZUSAMMENFASSUNG	105
7.	SUMMARY	108
8.	ANHANG.....	110
8.1.	Abbildungsverzeichnis	110
8.2.	Tabellenverzeichnis	112
9.	LITERATURVERZEICHNIS	122

10.	DANKSAGUNG	152
------------	-------------------------	------------

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

Abb *Abbildung*

BRK *Bodenreaktionskraft*

bzw. *beziehungsweise*

CoxA *Coxarthrose*

DI *Distraktionsindex*

DSH *Deutscher Schäferhund*

ECVDI *Diplomate of the European College of Veterinary Diagnostic Imaging*

FCI *Fédération Cynologique Internationale*

HD *Hüftgelenksdysplasie*

Hz *Hertz*

KGW *Körpergewicht*

LWS *Lendenwirbelsäule*

M. *Musculus*

Max *Maximum*

Min *Minimum*

ml *Milliliter*

Mm. *Musculi*

MW *Mittelwert*

N. *Nervus*

NSAID *Nichtsteroidales Antiphlogistikum*

NW *Norbergwinkel*

OP *Operation*

PMMA *Polymethylmetacrylat*

PVF *Peak Vertical Force*

qm *Quadratmeter*

ROM *Range Of Motion*

SI *Symmetrieindex*

sog. *sogenannte, sogenannte*

SWS *Schwanzwirbelsäule*

Tab. *Tabelle*

TEP *Totale Endoprothese*

TOO *time of occurrence*

VDH *Verband für das Deutsche Hundewesen*

VI *Vertikaler Impuls*

WS *Wirbelsäule*

1. Einleitung

Die Hüftgelenksdysplasie ist nach wie vor eine der häufigsten orthopädischen Erkrankungen des Hundes (Tellhelm et al., 2008). Insbesondere großwüchsige Hunderassen sind davon betroffen. Trotz zahlreicher Forschungen zu den Ursachen der Erkrankung und mehrerer Zuchtselektionsmodelle leiden immer noch viele Tiere unter der Hüftgelenksdysplasie. Deshalb sind im Laufe der Jahre unterschiedlichste Behandlungsmethoden und Operationsverfahren entwickelt worden. Das Ziel jeder Therapie sollte sein, dem Tier ein möglichst schmerzfreies Leben zu ermöglichen. Schon aus Tierschutzgründen ist es geboten, Schmerzen und Leiden, die durch eine hochgradig ausgeprägte Hüftgelenksdysplasie ausgelöst werden, zu bekämpfen (Herzog, 2001). Die moderne Tiermedizin ermöglicht es, ein schmerzendes Gelenk durch ein Implantat zu ersetzen (Conzemius, 2005). Im Falle des Hüftgelenks ist dies bereits seit mehreren Jahren mit großem Erfolg möglich (Holz, 2002, Drüen et al., 2012, Vezzoni et al., 2015). Ziel dieser Arbeit ist es, mithilfe der instrumentierten/computergestützten Ganganalyse den Langzeiterfolg der Implantation einer Hüftgelenkendoprothese zu kontrollieren und das Gangbild dieser Hunde mit dem von gesunden Hunden zu vergleichen. Mithilfe der modernen Ganganalyse ist es möglich einzelne Komponenten eines Schrittes objektiv und reproduzierbar auszuwerten (Off und Matis, 1997a). Es gibt zwar bereits zahlreiche Studien zu diesem Thema (Kosfeld, 1996, Budsberg et al., 1996b, Holz, 2002, Braden et al., 2004, Lascelles et al., 2010, Drüen et al., 2012), jedoch fehlen noch genauere ganganalytische Untersuchungen zu Langzeitergebnissen. Daher sollen im Rahmen dieser Studie Patienten nach längerer Implantationsdauer kontrolliert werden und die Daten gezielt mit einer gesunden Kontrollgruppe verglichen werden. Außerdem soll eruiert werden, ob es zwischen ein- und beidseitig operierten Tieren signifikante Unterschiede im Gangbild gibt. Bei den einseitig operierten Hunden wurden außerdem die operierte und die nicht operierte Seite ganganalytisch verglichen.

2. Literaturübersicht

2.1. Anatomie des Hüftgelenks

Für die anatomische Darstellung wird in dieser Arbeit auf die Standardwerke der Tiermedizin Dyce (1991), Evans (1993a), Evans (1993b), König und Liebich (2001), Seiferle und Frewein (1992), Nickel (2001), Vollmerhaus (1994a), Vollmerhaus et al. (1994b), sowie Budras (2000) Bezug genommen.

Das Hüftgelenk ist der Funktion nach ein Kugelgelenk, es setzt sich aus dem konvexen Femurkopf und einer dazu konkaven Gelenkfläche, dem Acetabulum, zusammen. Der Bewegungsumfang eines Kugelgelenks umfasst drei Hauptebenen, die Sagittalebene (Flexion/Extension), die Transversalebene (Adduktion/Abduktion und die Vertikalebene (Supination/Pronation) (Lieser, 2003).

2.1.1. Acetabulum

Das Acetabulum (lat. „Essignäpfchen“) wiederum vereint drei verschiedene Knochen, das Os ilium, das Os ischii und das Os pubis. Außerdem fügt sich beim Hund zusätzlich das Os acetabuli in die Gelenkpfanne ein. Der knöcherne Rand des Acetabulums wird durch einen Faserknorpelsaum, dem Labrum acetabulare, erweitert. Die Gelenkfläche wird von einer halbmondförmigen Knorpelschicht, der Facies lunata, gebildet. Je nach Rasse variiert die Form der hyalinen Knorpelfläche (Abb.1). Ventral wird die Gelenkfläche von der Incisura acetabuli unterbrochen, welche vom Ligamentum transversum acetabuli überbrückt wird. In der Mitte des Acetabulums befindet sich außerdem die Fossa acetabuli, aus welcher das Ligamentum capitis ossis femoris entspringt.

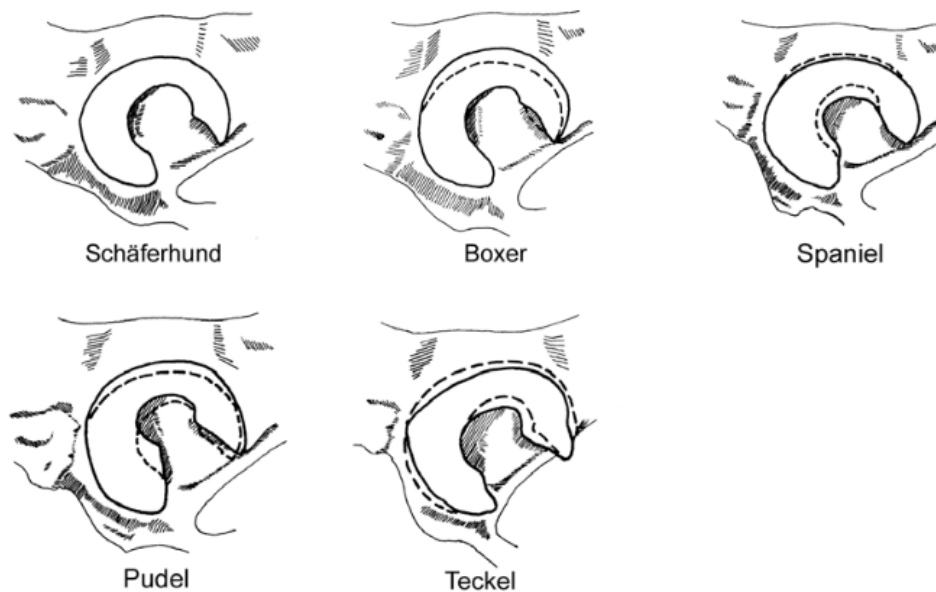


Abbildung 1: Formen des Acetabulum, Lateralansicht des linken Acetabulum; die gestrichelte Linie gibt die Kontur der Facies lunata des Schäferhundes wieder (aus Richter, 1977).

2.1.2. Os femoris

Das Os femoris ist der größte aller langen Röhrenknochen. Das Caput ossis femoris (Femurkopf) bildet den distalen Anteil der Articulatio coxae. Durch das Collum ossis femoris (Femurhals) ist der Kopf vom Corpus ossis femoris (Femurschaft) getrennt. Der Femurkopf ist von einer hyalinen Knorpelschicht überzogen, welche die Gelenkfläche bildet. In der Mitte der Knorpelfläche befindet sich die Fovea capitis, welche den Ansatzpunkt des Ligamentum capitis ossis femoris bildet. Genau wie die Form der Facies lunata variiert auch die Form des Femurkopfes und -halses je nach Rasse (Abb. 2).

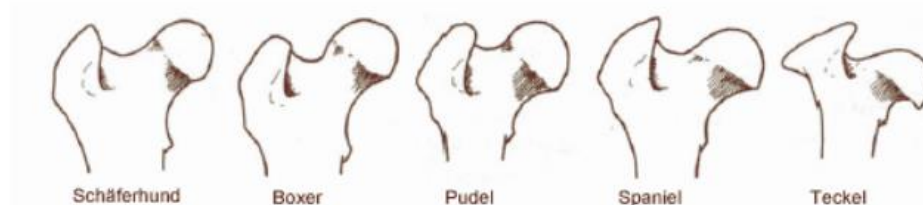


Abbildung 2: Kaudalansicht linkses Os femoris; die Form der Gelenkfläche variiert rasseabhängig durch eine unterschiedliche Lage des medialen und dorsalen Gelenkrandes (aus Richter, 1977).

Lateral des Femurkopfes befindet sich ein prominenter Knochenvorsprung (Trochanter major). Dieser dient als Ansatz der Glutealmuskulatur. Über einen Knochensteg ist der Trochanter major mit dem Femurhals verbunden, dieser begrenzt die Fossa trochanterica, welche als Ansatzstelle der kleinen Rotationsmuskeln des Beckens fungiert. Mediodistal befindet sich ein weiterer Knochenvorsprung (Trochanter minor), dieser bildet den Ansatzpunkt des M. iliopsoas.

2.1.3. Hüftgelenkscapsel

Die Gelenkkapsel (Capsula articularis) überspannt den Gelenkspalt zirkulär vom Rand des Acetabulums bis hin zum Collum ossis femoris. Die Kapsel besteht aus 2 Schichten, der äußeren derben Membrana fibrosa und der inneren zarten Membrana synovialis. Letztere ist gefäßreich und gut innerviert. Sie produziert die Gelenkschmiere, die sog. Synovia, welche der Ernährung des gefäßlosen Knorpels dient und den Reibungswiderstand der beiden Gelenkenden herabsetzt. Köppel (1991) fand heraus, dass ein gesundes Gelenk durchschnittlich 0,2–0,8 ml Synovia enthält, wohingegen bei einem dysplastischen Gelenk die Menge auf bis zu 3 ml erhöht sein kann.

Innerviert wird die Gelenkkapsel von Rami articularis der Plexusnerven (N. ischiadicus, N. femoralis, N. obturatorius und N. gluteus cranialis), sowie von Nervenästen der umgebenden Muskulatur und des Periosts (Staszyk und Gasse, 2002). Der M. articularis coxae strahlt in die Kapsel ein und spannt diese.

2.1.4. Bänder und Muskeln

Am Hüftgelenk gibt es lediglich zwei Bänder, das Ligamentum capitis ossis femoris und das Ligamentum transversum acetabuli, deren Funktion noch nicht vollständig geklärt ist. Anders als bei anderen Gelenken gibt es am Hüftgelenk keine weiteren Bänder, die stabilisierend wirken, einzig die umgebende Muskulatur und die Gelenkkapsel geben den zusätzlichen Halt. Im Ligamentum capitis ossis femoris verläuft ein Ast des N. obturatorius (Staszyk und Gasse, 2002) und die Arteria epiphysialis (Köppel, 1991). Da es mit 1–1,5 cm relativ lang ist, wird ihm außer in den ersten Lebenswochen (Riser, 1973) keine Haltefunktion zugeschrieben (Henschel, 1983), es scheint jedoch bei extremen Torsions-, Abduktions- und Adduktionsbewegungen einen bremsenden Effekt auszuüben.

Das Hüftgelenk ist von einer Vielzahl teils kräftiger Muskeln umgeben, die einen vielseitigen Bewegungsumfang ermöglichen (Tab. 1). Die Hüft- und Kruppenmuskulatur ist für die Extension des Gelenks verantwortlich, hierzu zählen der M. gluteus superficialis, der M. gluteus profundus, der M. gluteus medius und der M. piriformis. Auch die lange Sitzbeinmuskulatur (M. biceps femoris, M. semimembranosus und M. semitendinosus) sorgt für die Extension des Gelenks. Für die Flexion sind der M. sartorius cranialis, der M. tensor fasciae latae, der M. iliopsoas und der M. rectus femoris verantwortlich. Die Adduktorengruppe bilden der M. sartorius caudalis, der M. gracilis, die Mm. adductor magnus und brevis, sowie der M. pectineus. Die Mm. obturatorius internus und externus, die Mm. gemelli und der M. quadratus femoris werden als „Kleine Beckengesellschaft“ bezeichnet und bewirken eine Auswärtsdrehung des Hüftgelenks.

Tabelle 1: Muskeln des Hüftgelenks, nach Funktion geordnet.

Funktion	Muskel
Extension	M. gluteus superficialis M. gluteus profundus M. gluteus medius M. piriformis M. biceps femoris M. semimembranosus M. semitendinosus
Flexion	M. sartorius cranialis M. tensor fasciae latae M. iliopsoas M. rectus femoris
Adduktion	M. sartorius caudalis M. gracilis Mm. adductores M. pectineus
Exorotation	M. obturatorius internus M. obturatorius externus Mm. gemelli M. quadratus femoris

2.1.5. Bewegungsumfang des Hüftgelenks

Newton (1985) bestimmte den aktiven Bewegungsumfang des caninen Hüftgelenks anhand von 10 Mischlingshunden. Auch Vollmerhaus et al. (1994b) untersuchten dies an verschiedenen Rassen. Diese Studien ermittelten die Bewegungsumfänge auf der Seite liegend und nicht in der Bewegung. Tabelle 2 zeigt die Winkelung des Hüftgelenks bei den unterschiedlichen Bewegungen des Coxofemoralgelenks im Überblick. Dabei fanden sie einen Bewegungsumfang von etwa 20–30°.

Tabelle 2: Bewegungsumfänge am Hüftgelenk beim Hund nach Newton (1985) und Vollmerhaus et al. (1994b).

Angabe in Grad	NEWTON (1985)	VOLLMERHAUS et al. (1994b)
Extension	70° – 80°	100° – 130°
Flexion	80° – 90°	100° – 130°
Abduktion	70° – 80°	50° – 60°
Adduktion	30° – 40°	Etwas geringer als Abduktion
Pronation	50° – 60°	Insgesamt 100°
Supination	80° – 90°	Insgesamt 100°

Hottinger et al. (1996), Unkel-Mohrmann (1999), Bockstahler et al. (2007), Kim et al. (2008) und Raith (2010) ermittelte den Bewegungsumfang des Hüftgelenks mittels instrumentierter computergestützter Ganganalyse in der Gangart Schritt (Tab. 3). Sie ermittelten einen Bewegungsumfang von ca. 25–35°.

Tabelle 3: Hüftgelenkwinkel und Bewegungsumfang nach Literaturangaben.

Hüftgelenkwinkel in Grad	Hottinger et al. (1996)	Unkel-Mohrmann (1999)	Bockstahler et al. (2007)	Kim et al. (2008)	Raith (2010)
Rasse	Hunde großer Rassen	DSH	Malinois	Hunde großer Rassen	DSH
Maximum	-	136–141	-	-	122,0 ± 11,1
Minimum	-	98–99	-	-	87,7 ± 11,4
Bewegungsumfang	24,6 ± 3,4	38–42	32,7 ± 4,8	31,0 ± 4,2	34,2 ± 3,8

2.1.6. Biomechanik des Hüftgelenks

Die Studie von Prieur (1980) bildet die Grundlage der Forschung auf dem Gebiet der Biomachanik des caninen Hüftgelenks. Er berechnete die Kräfte, die auf das Hüftgelenk wirken anhand eines 2-dimensionalen Modells. Laut Prieur (1980) ist die Kraft (F), die auf das Hüftgelenk wirkt abhängig vom Körpergewicht, den Hebelarmen am Hüftgelenk und der Beschleunigung des Hundes. Er verwendet folgende Formel:

$$F = \frac{Masse \times Weg}{Zeit^2}$$

Während der Bewegung wird jeweils 1 Bein außerhalb des Körperschwerpunktes belastet. Durch die einseitige Last des Körpergewichts entsteht dann ein Drehmoment medial am Becken. Um eine gleichförmige Bewegung zu ermöglichen, bei der der Körperschwerpunkt im Gleichgewicht bleibt, muss laut dem Prinzip des Gleichgewichts von Kräften eine weitere Kraft auf das Gelenk ausgeübt werden (Pauwels, 1973). Diese ist im Falle des Hüftgelenks die Muskelkraft der Glutealmuskeln, die nach lateral eine Gegenkraft ausübt (Abb. 3). Dadurch ergeben sich zwei Hebelarme. Zum einen die Strecke zwischen dem Trochanter major und dem Zentrum des Hüftkopfes (lateral) und zum anderen die Strecke zwischen Femurkopfzentrum und Körperachse (medial). Da der mediale Hebel ca. 2–3fach länger ist als der laterale, bedeutet dies, dass die Muskelkraft der Glutealmuskeln mindestens doppelt so stark sein muss wie die des Körpergewichts. Die Drehpunkte beider Hebelarme setzen im Zentrum des Femurkopfes an. Die Kraft, die auf den Femurkopf einwirkt, ist dabei die Summe der Hebelarme. Das bedeutet, dass auf das Hüftgelenk während der Bewegung ein Vielfaches des Körpergewichts einwirkt. Bei 1-seitiger Belastung der Hintergliedmaße wirkt so das 3–4fache des Körpergewichts auf den Femurkopf ein. Beschleunigt der Hund in der Bewegung wird diese Kraft noch potenziert (Prieur, 1980).

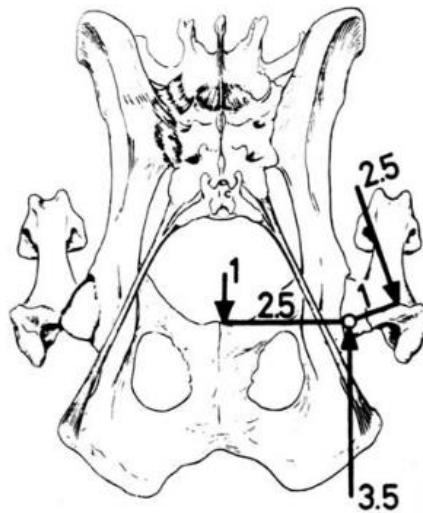


Abbildung 3: Hebelarme des Hüftgelenks, die Prieur (1980) zur Berechnung der Belastung im Hüftgelenk herangezogen hat.

Auch Arnoczky und Torzilli (1981) zeigten in einer zweidimensionalen Studie, dass in der 3-beinigen Standphase das 1,5fache des Körpergewichts auf das belastete Hüftgelenk einwirkt. Auch dieser Studie lag das Prinzip des Gleichgewichts der Kräfte zugrunde. Durch eine zusätzliche Abduktion der Gliedmaße und verkleinerte Hebelarmlängen wird die Kraft auf das Gelenk zusätzlich erhöht (Arnoczky und Torzilli, 1981).

Die Weiterentwicklung dieses Modells schafften Weigel und Wassermann (1992). Sie demonstrierten den Zusammenhang von Bewegung, Beschleunigung, Körpergewicht und Muskelzug auf die Größe der horizontalen und vertikalen Hüftgelenkskräfte. Die Belastung des Hüftgelenks nimmt durch eine lineare Beschleunigung und Winkelbeschleunigung zu (Weigel und Wassermann, 1992).

2002 gelang es Shahr und Banks-Sills in einem dreidimensionalen, mathematischen Modell die Hüftgelenkskräfte zu messen. Zur Berechnung wurden Daten zur Muskellänge, Muskelquerschnitt, Ursprungs- und Ansatzstellen, sowie Hebelarmlängen und Gelenkwinkel mit einbezogen. Sie berechneten eine Kraft zwischen dem 0,73- und dem 1,04-Fachen des Körpergewichts, die während der mittleren Standbeinphase im langsamen Schritt auf das Acetabulum einwirken (Shahr und Banks-Sills, 2002).

Page et al. (1993) und Bergmann et al. (1984) implantierten in ihren Studien jeweils instrumentierte Prothesen in gesunde Hunde und maßen anschließend mittels kinetischer Untersuchung auf Kraftmessplatten die Kräfte auf das Hüftgelenk in vivo. Bei Page et al. (1993) ergab die Untersuchung einen Wert

vom 1,65-Fachen des Körpergewichts in der mittleren Standbeinphase im langsamen Schritt. Bergmann et al. (1984) ermittelten mit einer ähnlichen Methode lediglich Werte, die dem 0,5–0,8fachen des Körpergewichts entsprachen. Es muss dabei jedoch beachtet werden, dass laut kinetischer Auswertung bei dieser Studie keiner der Hunde post Implantation die operierte Gliedmaße annähernd so stark wie die nicht operierte gesunde kontralaterale Gliedmaße belastete (Bergmann et al., 1984).

In kinematischen Untersuchungen wurde ermittelt, dass sich der Femur in der mittleren Standbeinphase in einem Flexionswinkel von 110° in Bezug zur Darmbeinsäule (Sagittalebene), einem Abduktionswinkel von 105° zum Beckenboden (Transversalebene) und einem Innenrotationswinkel von 0° in Bezug auf die Femurlängsachse befindet (Adrian et al., 1966, Bergmann et al., 1984, Page et al., 1993, Shahar und Banks-Sills, 2002).

2.2. Ganganalyse

Die instrumentierte/computerisierte Ganganalyse ist eine rein objektive und sehr präzise Untersuchungsmethode (Gillette und Angle, 2008). Die Erhebung von kinetischen und kinematischen Daten mittels Kraftmessplatten, Kameras und Computersystemen ist der rein visuellen Bewegungsbeurteilung durch das menschliche Auge weit überlegen (Voss et al., 2007, DeCamp, 1997). Waxmann et al. konnten 2008 mit einer Studie belegen, dass sogar bei erfahrenen Untersuchern die subjektive Beurteilung vor allem von geringen Lahmheitsgraden deutlich variiert, was beweist, dass eine genaue, rein adspektorische, objektive Lahmheitsdiagnostik nicht möglich ist. Mit der Ganganalyse lassen sich in der Lahmheitsdiagnostik objektiv Messdaten erheben und dokumentieren und in der klinischen Forschung kann der Therapie- bzw. Operationserfolg objektiv evaluiert werden (McLaughlin, 2001). In Abgrenzung zur technischen Mechanik hat Hatze den Begriff der Biomechanik geprägt (Hatze, 1974). Die Biomechanik beschäftigt sich mit der Bewegung biologischer Systeme, sie stellt die Grundlage der ganganalytischen Untersuchung dar. Hatze unterteilt die Biomechanik in 3 große Gruppen, die Biostatik, die Biodynamik und die Biokinematik. Dalin und Jeffcott (1973) unterteilen die Biomechanik in Kinetik und Kinematik. Off und Matis (1997a) hingegen unterteilen die Biomechanik in Biostatik und Biodynamik, wobei sich letztere wiederum in Biokinematik und Biokinetik unterteilen lässt. Die Biostatik befasst sich mit Kräfteverhältnissen am ruhenden Körper, wohingegen sich die Biodynamik mit Kräften am bewegten Körper und den daraus

resultierenden Bewegungen befasst. Die Biokinematik umfasst die geometrische Beschreibung der Bewegung, die Biokinetik beschreibt die auf einen Körper wirkenden Kräfte und die daraus resultierende Bewegung.

2.2.1. Statik

Bei gleichmäßiger Belastung aller 4 Gliedmaßen im Stand befindet sich der Körperschwerpunkt näher an den Vorder- als an den Hintergliedmaßen (Larche, 1962, Roy, 1971, Seiferle and Frewein, 1992). Dies ist vor allem dem Gewicht von Kopf und Hals im kranialen Körperhälften-Bereich geschuldet. Da der Körperschwerpunkt im kranialen Bereich liegt, lastet im Stand sowie in der Bewegung mehr Gewicht auf den Vordergliedmaßen als auf den Hintergliedmaßen (Roy, 1971, Raith, 2010). Je kräftiger und schwerer Brust, Hals und Kopf eines Hundes im Vergleich zu Becken und Hintergliedmaßen sind, desto weiter kranial liegt der Körperschwerpunkt des Tieres (Larche, 1962)(Abb. 4). Im Durchschnitt liegt der Körperschwerpunkt bei hochläufigen Hunden bei etwa 43,72 % der Rumpflänge (ca. 9. Interkostalraum) (Larche, 1962).

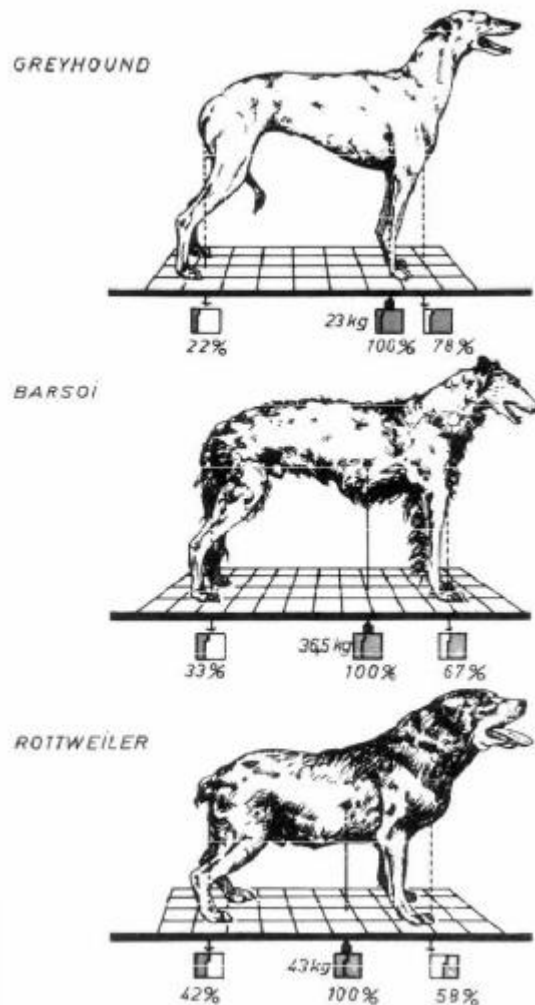


Abbildung 4: Abhängigkeit der Lage des Körperschwerpunkts vom Körperbau (Larche, 1962).

2.2.2. Dynamik

Im Bewegungsablauf des Hundes wiederholen sich die gleichen Bewegungsmuster in zyklischer Reihenfolge, wobei jede Gliedmaße eine immer wiederkehrende Stand- und Schwungphase zeigt (Leach et al., 1977). Während der Vorwärtsbewegung wird der Körperschwerpunkt zyklisch nach vorne verschoben. Die klassischen Grundgangarten sind dabei Schritt, Trab und Galopp. Für die Ganganalyse werden vornehmlich die symmetrischen Gangarten Schritt und Trab betrachtet. Der Schritt ist dabei eine schwunglose Gangart, in der stets 2 oder 3 Gliedmaßen den Boden berühren. Der Trab zeichnet sich dagegen durch eine klare Schwebephase aus, die Fußung erfolgt jeweils durch ein diagonales Beinpaar.

2.2.3. Kinetik

Wie bereits erwähnt, befasst sich die Kinetik mit den auf einen Körper wirkenden Kräften und der daraus resultierenden Bewegung (Off and Matis, 1997a). Ein Schritt lässt sich untergliedern in Stand- und Schwungphase. In der Standphase übt die Gliedmaße eine Kraft auf den Untergrund aus, wohingegen in der Schwungphase die Gliedmaße ohne Bodenkontakt nach vorne geführt wird (Drevemo et al., 1980, Dalin et al., 1973). Die beiden Phasen stehen in einem zeitlichen Verhältnis zueinander, welches von der Bewegungsgeschwindigkeit abhängig ist. Mit steigender Geschwindigkeit verkürzt sich sowohl die Schwung- als auch die Standphase, wobei sich die Standphase proportional mehr verkürzt (Colborne et al., 2006). Folglich sinkt die Gesamtdauer des Schrittzklus. Larche (1962) konnte dabei in einer Studie nachweisen, dass im Trab die Kontaktzeit der Vordergliedmaße auf einer Kraftmessplatte ca. 1,5mal die der Hintergliedmaßen beträgt. Raith (2010) und Unkel-Mohrmann (1999) fanden in ihren Studien an Deutschen Schäferhunden jedoch keinen Unterschied in der Standphase zwischen Schulter- und Hintergliedmaßen. Kopf und Schwanz des Tieres bewegen sich rhythmisch zur Gliedmaßenbewegung mit und dienen vornehmlich dazu, den Körper im Gleichgewicht zu halten (Seiferle und Frewein, 2004, Layer, 2012). Sowohl im Stand als auch in den verschiedenen Grundgangarten liegt der Körperschwerpunkt vermehrt in Richtung der Vordergliedmaßen. Dadurch liegen ca. 60 % oder $\frac{2}{3}$ der Körperlast auf den Vordergliedmaßen und ca. 40 % bzw. $\frac{1}{3}$ der Körperlast auf den Hintergliedmaßen (Roy, 1971, Budsberg et al., 1987, Seiferle und Frewein, 1992, Raith, 2010). Der gesunde Hund belastet die linke und rechte Körperhälfte gleichermaßen, sodass auf jedes Vorderbein 30 % und auf jedes Hinterbein 20 % der Körperlast entfallen (Unkel-Mohrmann, 1999, Raith, 2010). Bei diversen orthopädischen Erkrankungen kommt es jedoch zu einer Entlastung der betroffenen Gliedmaße und somit zu einer Umverteilung der Belastung (Bockstahler et al., 2008, Hofmann, 2002, Roy, 1971). Die Vordergliedmaßen übernehmen vornehmlich eine Tragefunktion und sind lediglich durch muskulös-sehnige Verbindungen am Rumpf befestigt (König und Liebich, 2001). Die Hintergliedmaßen sorgen vornehmlich für den Vorwärtsschub des Rumpfes. Zur effizienten Kraftübertragung ist die Hintergliedmaße über die straffe *Articulatio sacroiliaca* fest mit dem Rumpf verbunden (König und Liebich, 2001). Die Kräfte, die während der Bewegung gemessen werden können, werden als Bodenreaktionskräfte (BRK) bezeichnet (Off und Matis, 1997a). Hierfür können Kraftmessplatten verwendet werden. Die dreidimensionale Kraft wird zur Messung und Interpretation in drei Kraftrichtungen zerlegt: vertikal, kraniokaudal und mediolateral (Abb. 5). Fz wird im Stand als Gewichtskraft und in

der Bewegung als vertikale Bodenreaktionskraft definiert. F_y wirkt in kraniokaudale Richtung und definiert die Schub- oder Bremskraft während F_x die mediolaterale Kraft angibt (Budsberg et al., 1987). Kräfte in distaler, kaudaler oder medialer Richtung haben dabei ein positives Vorzeichen, wohingegen Kräfte in die jeweilige Gegenrichtung ein negatives Vorzeichen tragen. F_z ist die größte Bodenreaktionskraft und hat sich dabei als konstante und reproduzierbar gut messbare Größe herausgestellt (Drüen et al., 2010) und eignet sich am besten, um eine undeutliche Lahmheit zu verifizieren (Fanchon und Grandjean, 2007). Sie wird somit in der Ganganalyse am häufigsten verwendet. Die Messgröße wird in Newton gemessen und in % KGW angegeben (Vergleichbarkeit verschieden schwerer Hunde). Es bestehen sowohl im Schritt als auch im Trab Unterschiede zwischen rechtem und linkem Bein eines Paares. Bei lahmfreien Tieren liegen diese Differenzen laut Owen et al. (2004) unter 8 % KGW. Hierzu wird auch der sogenannte Symmetrieindex nach Robinson (1987) herangezogen. Für diesen liegt der Grenzwert bzgl. der vertikalen Spitzenkraft laut Voss et al. (2007), Layer (2012) und Senckenberg (2016) bei 9. Die Funktion der heutigen Kraftmessplatten beruht auf dem piezoelektrischen Effekt. Dabei ändern Kristalle bei mechanischer Beanspruchung die elektrische Ladung. Diese Ladungsänderung kann dann als kraftproportionale Größe registriert werden (Off und Matis, 1997a). Die Messung ist nur aussagekräftig, wenn die Platte jeweils von nur einer Pfote belastet wird.

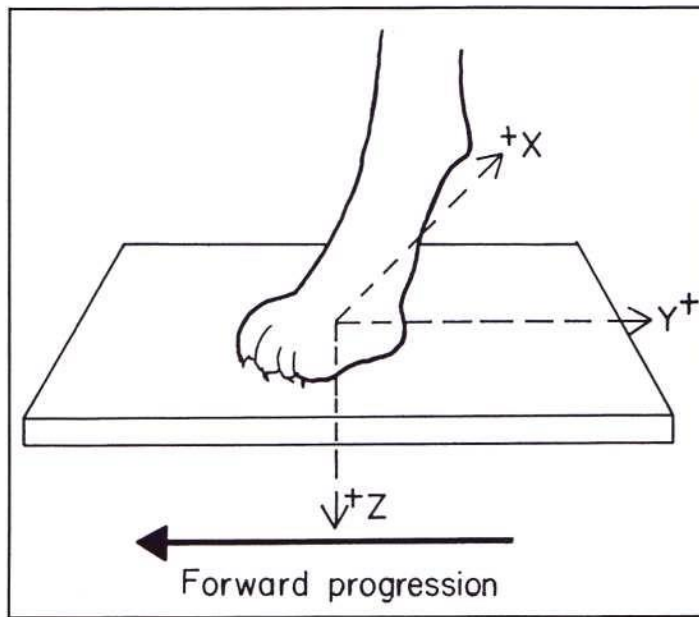


Abbildung 5: Gliedmaße des Hundes auf einer Kraftmessplatte, Pfeile beschreiben die Richtung der positiven Bodenreaktionskräfte: +z = vertikal, +y =kaudal, +x = medial; „forward progression“ = Vorwärtsbewegung (Budsberg et al., 1987).

Es wird sowohl die Vertikale Spitzenkraft als auch der mittlere Vertikale Impuls ausgewertet. Die Vertikale Spitzenkraft (Peak Vertical Force/PVF) ist die maximale, vertikale Bodenreaktionskraft, die während der Standphase der Gliedmaße auftritt (Abb. 6).

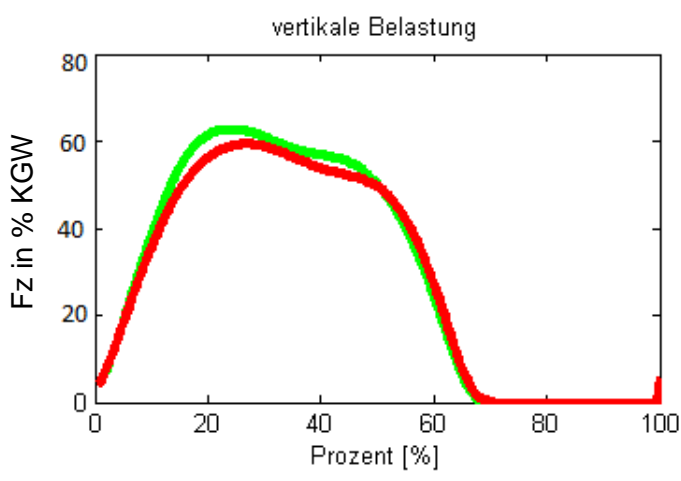


Abbildung 6: Vertikale Belastung (Fz) beider Hintergliedmaßen während der Standphase eines Schrittzyklus.

Der Vertikale Impuls (VI) ermittelt die Kraft, die während der gesamten Standphase auf die Gliedmaße einwirkt. VI (% KGW * s) ist also das Integral der Kraft über die Zeit. Es werden zwei Phasen der vertikalen Bodenreaktionskraft unterschieden: Belastungsphase (Loading) und Entlastungsphase (Unloading) (Budsberg et al., 1995) (Abb. 7). In den symmetrischen Gangarten Schritt und Trab unterscheiden sich die kontralateralen Gliedmaßen in der vertikalen Spitzenkraft und im vertikalen Impuls kaum. Die Vordergliedmaßen tragen je 30 % und die Hintergliedmaßen je 20 % der Körperlast (Budsberg et al., 1987, Raith, 2010, Layer, 2012).

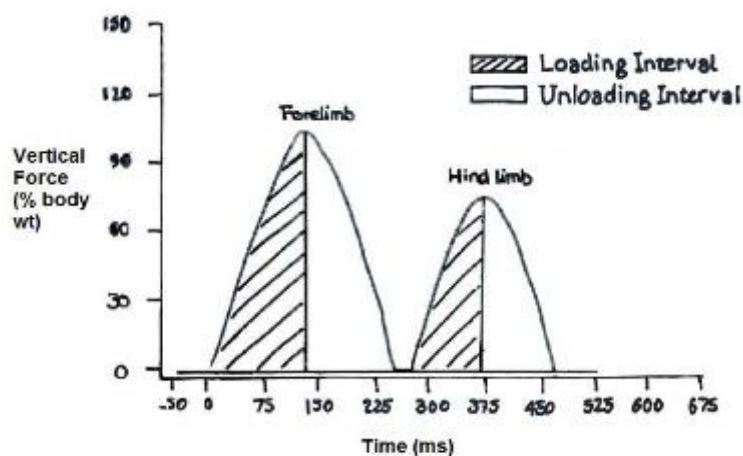


Abbildung 7: Belastungsphase (Loading) und Entlastungsphase (Unloading) anhand einer Vorder- und einer Hintergliedmaße (Budsberg et al., 1993).

Voss et al. (2007) fanden heraus, dass eine geringgradige Hinterhandlahmheit im Trab leichter detektiert werden kann als im Schritt. Heute werden die Bodenreaktionskräfte gemessen, indem das Tier über ein oder mehrere Kraftmessplatten geführt wird oder es werden Laufbänder mit integrierten Kraftmesssystemen genutzt. Letzteres hat den entscheidenden Vorteil, dass die Bodenreaktionskräfte bei konstanter Geschwindigkeit gemessen werden können (Off und Matis, 1997a). Dabei können alle vier Gliedmaßen gleichzeitig untersucht und in kurzer Zeit viele auswertbare Schritte aufgezeichnet werden. Die Dauer der ganganalytischen Untersuchung kann somit für das Tier kurz gehalten werden.

2.2.4. Kinematik

Wo die Kinetik die Funktion einer Gliedmaße beschreibt, liefert die Kinematik spezifische Aussagen über die Gelenkfunktion. Gerade bei orthopädischen

Gelenkerkrankungen und nach Gelenkoperationen kann man anhand kinetischer und kinematischer Parameter objektive Aussagen über die jeweilige Gelenkfunktion treffen und mögliche Therapieerfolge verifizieren (Böddeker, 2010, Drüen et al., 2012, Ballagas et al., 2004, Lascelles et al., 2010). Die Kinematik beschreibt die Bewegung eines Körpers im Raum, ohne die dabei entstehenden Kräfte mit einzubeziehen (DeCamp, 1997). Mittels Markern, die den Drehpunkt des Gelenkes widerspiegeln sollen, können Gelenkwinkel berechnet werden. Dabei wird der einzelne Marker als Punkt im 3-dimensionalen Raum erfasst. Betrachtet man drei Punkte in einer Ebene, so kann daraus ein Winkel errechnet werden (Gillette und Angle, 2008, Off und Matis, 1997a). Die Marker können dabei auf der Haut oder direkt auf den Knochen implantiert werden. Die Implantation direkt auf den Knochenpunkt ist zwar exakter, jedoch ist dies mit einer invasiven Operation verbunden, sodass diese Methode für klinische Studien nicht zum Einsatz kommt und auf den Versuchstierbereich beschränkt bleibt. Die Grundform der Beugung und Streckung eines Gelenks ist bei allen gesunden Hunden gleich (Hottinger et al., 1996). Das Aufsetzen der Beckengliedmaße erfolgt kurz nach der maximalen Flexion des Hüftgelenks und vor der maximalen Streckung des Kniegelenks (Abb. 8). Das Tarsalgelenk befindet sich beim Aufsetzen in Extensionsstellung. Die maximale Extensionsstellung zeigt das Tarsalgelenk jedoch beim Absetzen. Während der Standphase streckt sich das Hüftgelenk, während sich Knie- und Sprunggelenk zunächst beugen. Am Ende der Standphase werden alle Gelenke gestreckt. Das Absetzen erfolgt nach der maximalen Streckung von Hüft- und Sprunggelenk. Während der Schwungphase verhalten sich Knie- und Hüftgelenk gegengleich. Die Hüfte wird kontinuierlich gebeugt bis zur maximalen Beugung vor dem Aufsetzen, das Knie hingegen wird gestreckt. Das Sprunggelenk wird in der Schwungphase zuerst gebeugt und dann gestreckt.

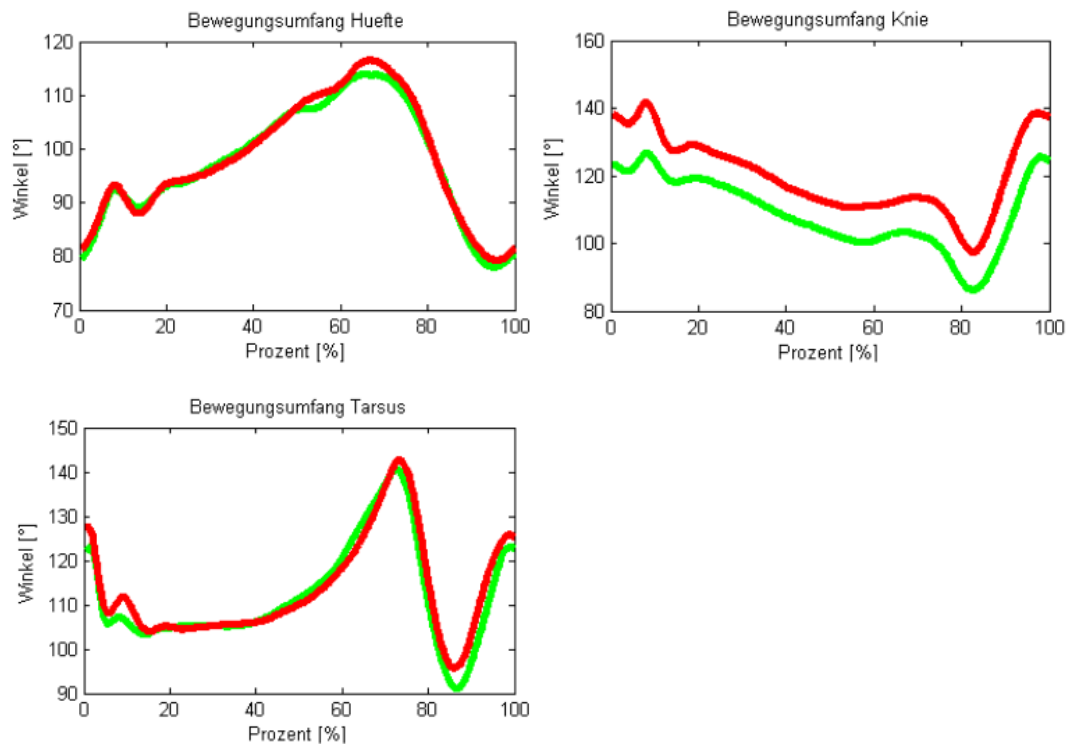


Abbildung 8: Gelenkwinkelverläufe von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk beginnend mit der Standphase (rot: rechte Gliedmaße; grün: linke Gliedmaße) (Raith, 2010).

Besondere Beachtung gilt den maximalen Extensions- und Flexionswinkeln großer Gelenke (Hüfte, Knie, Tarsus, Schulter, Ellbogen und Karpus). Aus Extension und Flexion lässt sich der Bewegungsumfang eines Gelenkes ermessen (Range Of Motion → ROM). Der Range Of Motion ist zum einen abhängig von Rasse und Körperbau, andererseits wird er auch durch orthopädische Erkrankungen beeinflusst. Im Seitenvergleich mit einem gesunden Gelenk wird eine pathologisch bedingte Veränderung des ROM besonders deutlich. Außerdem lassen sich Winkelgeschwindigkeiten und Winkelbeschleunigungen messen (DeCamp, 1997, Ragetly et al., 2010, Senckenberg, 2016). Eine häufige Fehlerquelle bei der kinematischen Auswertung sind fehlerhaft angebrachte Marker, die zu Messfehlern bzw. einer Verschiebung der Gelenkwinkelkurven führen (van Weeren et al., 1992, DeCamp et al., 1993).

Die Kinetik liefert wichtige Informationen in der Lahmheitsdiagnostik (verminderte Belastung einer Gliedmaße, verkürzte Standphase einer Gliedmaße, Gewichtsverlagerung, Schwerpunktverschiebung), allerdings kann nur mittels der Kinematik als Ergänzung eine gelenkspezifische Aussage getroffen werden.

2.3. Hüftgelenksdysplasie des Hundes

Das Wort Dysplasie griechisch δυσ- (dys) 'miss-, un-' und πλάσσειν (plassein) 'formen, bilden', bezeichnet in der Human- und Veterinärmedizin die Fehlbildung einer anatomischen Struktur (Elsevier, 2006). Die Hüftgelenksdysplasie (HD) ist nach wie vor eine der häufigsten und bekanntesten Skeletterkrankungen des Hundes (Brunnberg, 1999). Erstmals wurde die Erkrankung 1935 vom amerikanischen Tierarzt Schnelle als seltene, bilateral angeborene Subluxation der Hüftgelenke beschrieben (Schnelle, 1935). Vor allem großwüchsige Hunderassen sind besonders häufig betroffen (Linnmann, 1998, Riser, 1973). Im Unterschied zu einem gesunden Hüftgelenk, wo der Femurkopf passgenau in die entsprechende Vertiefung des Beckens (Acetabulum, Gelenkpfanne) passt, zeigt ein dysplastisches Gelenk eine Laxizität und eine Passungenauigkeit der beiden Gelenkanteile. Je nach Ausmaß kommt es im Welpenalter zunächst zu einer Subluxationsstellung. Dies bewirkt beim heranwachsenden Hund eine Deformation des Acetabulums und des Gelenkkopfes, bis sich schließlich alle typischen Veränderungen einer Coxarthrose einstellen (Hofmann, 2002).

Trotz zahlreicher Untersuchungen ist die Ursache der Erkrankung nicht genau geklärt, es scheinen sowohl hereditäre als auch Haltungs- und Umwelteinflüsse eine Rolle zu spielen, sodass von einer multifaktoriellen Erkrankung gesprochen werden kann (Fossum, 2009). Frühe, übermäßige Belastung im Welpenalter und zu schnelles Wachstum bzw. Übergewicht durch inadäquate Ernährung begünstigen die Erkrankung (Sallander et al., 2006). Smith et al. (2006) zeigten, dass sich eine restriktive Fütterung von Hunden mit Hüftgelenksdysplasie positiv auf den Verlauf der Erkrankung auswirkt und die Arthrosebildung langsamer voranschreitet. Engler et al. (2008) zeigten anhand einer Studie, dass es keine Unterschiede in der Heritabilität zwischen Rüden und Hündinnen gibt und die genetische Komponente deutlich höher ist als zufällige Umweltfaktoren. Die Prädisposition wird polygenetisch vererbt, wobei die Heritabilität rasseabhängig variiert (Engler et al., 2009). Kirchhoff et al. (2003) schätzten die Heritabilität beim Deutschen Schäferhund auf $h^2 = 0,201$, Engler et al. (2008) schätzten sie beim Labrador Retriever auf $h^2 = 0,30$. Linnmann (1998) geht davon aus, dass die einzelnen Erbanlagen additiv wirken. 2011 zeigten Friedenberg et al., dass eine Mutation des Gens Fibrillin 2 (FNB2) Einfluss auf die Hüftgelenksdysplasie und die folgenden osteoarthrotischen Veränderungen hat. Außerdem soll die genetisch festgelegte Wachstumsgeschwindigkeit eine entscheidende Rolle spielen (Köppel, 1991). Marschall und Distl (2007) entwickelten einen Gentest

beim DSH. Dafür werden aus dem Genom eines Hundes Markergene herausgefiltert. Die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten und damit auch für die Vererbung der Erkrankung wird anhand der Anzahl und Art dieser Marker berechnet.

2.3.1. Klinisches Bild und Lahmheitsdiagnostik

Bei Vorstellung eines möglicherweise an HD erkrankten Hundes muss eine vollständige klinische Untersuchung mit anschließender Lahmheitsdiagnostik und genauem orthopädischen und neurologischen Untersuchungsgang erfolgen (Brunnberg, 1999). Die meisten Hunde zeigen die ersten klinischen Symptome mit 5–6 Lebensmonaten. Diese können vielfältig sein, äußern sich aber meist in Bewegungsunlust, Lahmheiten der Hintergliedmaßen, Problemen beim Aufstehen und Treppenlaufen sowie Schmerzäußerungen insbesondere nach Belastung (Fossum, 2009). Junge Hunde zeigen Schmerzsymptome aufgrund der ausgeprägten Lockerheit des Gelenks (Flückiger, 2002). Auslöser der Lahmheitsbeschwerden sind oft Überdehnung der fibrösen Gelenkkapsel sowie Mikrofrakturen am dorsalen Acetabulumrand, die durch den subluxierten Femurkopf verursacht werden (Matis, 1995). Der vermehrte Ausschlag der Hüften nach lateral in der Bewegung wird als „Marylin-Monroe-Gang“ bezeichnet. Mit zunehmenden osteoarthrotischen Veränderungen kommt es zu Einschränkungen der aktiven und passiven Beweglichkeit des Hüftgelenks. Dies wird häufig durch Hyperextension des Sprunggelenks ausgeglichen. Der Sitz des Femurkopfes in der Pfanne kann auf unterschiedliche Weise überprüft werden. Beim Welpen im Alter von (4–) 8 Wochen bis hin zu 8 Monaten kann der sog. Ortolani-Test angewendet werden (Brunnberg, 1999). Dabei wird der Femur im rechten Winkel zur Wirbelsäule gelagert. Der Untersucher legt seine Hand auf das Kniegelenk und schiebt den Oberschenkel mit Druck Richtung Wirbelsäule. Bei Patienten mit starker Laxizität im Hüftgelenk kommt es so zur Subluxation oder Luxation des Hüftgelenkes. Wird dann der Femur von der Körperachse weggeführt, gleitet der Femurkopf mit einem typischen Klick zurück ins Acetabulum (Ortolani-Zeichen). Das Ortolani-Zeichen verschwindet, wenn bereits osteoarthrotische Veränderungen vorhanden sind, sodass der Test in schweren Fällen auch negativ ausfallen kann. Die Methode hat jedoch eine geringe Aussagekraft (Adams et al., 2000, Puerto et al., 1999). Die Manipulation der Hüftgelenke ist meist unangenehm, vor allem die Extension und die Exorotation sind schmerzhaft und oft nur eingeschränkt möglich (Fossum, 2009). Mit fortgeschrittener Krankheitsdauer zeigen die Hunde eine ein- oder beidseitige Muskelatrophie, die klinisch schlechtere Seite ist meist deutlich weniger

bemuskelt (Suter, 2011). Neuere Studien belegen, dass auch Genmarker als prognostisches Diagnostikum in Frage kommen. Dies wird in Zukunft vor allem bei der Selektion von Zuchthunden eine bedeutende Rolle spielen können, da schon vor den phänotypischen Krankheitsanzeichen genotypische Selektionsmarker gewählt werden können (Marschall und Distl, 2007, Bartolome et al., 2015, Sanchez-Molano et al., 2015).

2.3.2. Röntgendiagnostik und Beurteilung der Hüftgelenksdysplasie

Der heutige Goldstandard zur Diagnose einer Hüftgelenksdysplasie sowie zur Zuchtselektion stellt jedoch die Röntgendiagnostik dar. Trotz moderner bildgebender Verfahren wie Computertomographie oder Magnetresonanztomographie stellt weiterhin die Röntgendiagnostik die günstigste und gut auswertbare Methode zur HD-Beurteilung dar (Butler und Gambino, 2017). Das Becken und die Hüften werden im ventro-dorsalen Strahlengang geröntgt (Position 1, Abb. 9). Für die offizielle Auswertung müssen die Röntgenaufnahmen bestimmte Kriterien erfüllen, die 1965 erstmals in einer Konferenz ausgearbeitet wurden (Müller, 1966). Die Kriterien wurden von Brass und Paatsama (1983) nochmals überarbeitet. Eine korrekte Beurteilung ist erst nach Abschluss des Knochenwachstums möglich (Amort et al., 2014). Das Mindestalter für die Zuchtuntersuchung legt der Rassehunde-Zuchtverein fest (VDH-Zuchtordnung, 2012). Auf Empfehlung der wissenschaftlichen Kommission der FCI beträgt das Mindestalter bei den meisten Hunderassen der FCI 1 Jahr. Bei einigen großwüchsigen Rassen (Bullmastiff, Bordeauxdogge, Deutsche Dogge, Leonberger, Maremmano, Mastiff, Mastino Napoletano, Neufundländer, Landseer, Pyrenäenberghund und Bernhardiner) ist sogar ein Mindestalter von 18 Monaten erforderlich. Laut aktuellem FCI-Standard ist darauf zu achten, dass der Hund im Becken exakt gerade liegt. Die Femora sind gestreckt zu lagern mit leichter Innenrotation, so dass die Patella im 90°-Winkel zum Strahlengang auf der Höhe des medialen vesalischen Sesambeins liegt (Tellhelm und Brass, 1989). Sowohl das gesamte Becken als auch beide Kniescheiben sollten komplett auf der Aufnahme sichtbar sein (FCI, 2006). Außerdem sollen die Femora maximal gestreckt sein, da sich bei ungenügender Streckung ein vermeintlich besserer Gelenkschluss ergibt (Tolhuysen, 1997). Die Röntgenaufnahme muss von guter und technisch hochwertiger Qualität sein, um eine Auswertung zu ermöglichen. Außerdem ist eine tiefe Sedation mit Muskelrelaxation für eine offizielle Auswertung erforderlich, da der Muskeltonus beim wachen Tier Übergangsformen oder leichte HD maskieren kann (Tellhelm

und Brass, 1989). Die häufigste Fehlerquelle in der Lagerung ist Asymmetrie im Becken. Laut einer Studie von Genevois et al. (2007) waren ca. 30 % der Aufnahmen im Becken leicht verkippt, was die Schwierigkeit der exakten Lagerung widerspiegelt. Trotz aller Vorgaben ist die Beurteilung doch oft schwer, gerade bei Übergangsformen gibt es oft heterogene und nicht eindeutig reproduzierbare Beurteilungsergebnisse. Fortrie et al. (2015) bewiesen dies, indem sie Röntgenbilder von mehreren unabhängigen Betrachtern beurteilen ließen. Um die Beurteilung trotzdem weitestgehend zu standardisieren, gibt es besondere Kriterien und Normen, die bei der Auswertung des Röntgenbilds herangezogen werden (Flückiger, 1993).



Abbildung 9: Röntgenbild einer caninen Hüfte mit beidseitiger höchstgradiger HD (Brunnberg, 1999) (Position 1).

Zur züchterischen Selektion nach FCI-Kriterien wird die HD in 5 Kategorien eingeteilt. Bei der FCI-Methode wird außerdem für ein HD-Obergutachten bei Anfechtung des Erstgutachtens zusätzlich die gebeugte Aufnahme (Position 2) gefordert (Tellhelm und Brass, 1989; VDH-Zuchtordnung, 2012). In dieser Position sollen die Oberschenkel in einem Winkel von 45° kraniolateral positioniert werden. Das Becken sollte dabei vollständig auf dem Untersuchungstisch zu liegen kommen und der Trochanter major muss beidseits sichtbar sein.

Tabelle 4: Anforderungen an Röntgenaufnahmen zur HD Auswertung nach FCI (Amort et al., 2014).

Lagerung	Qualität	Kennzeichnung
Position 1: Becken und Kniegelenke Becken symmetrisch und parallel zum Tisch Femora parallel, korrekt eingedreht, maximal mögliche Streckung	Belichtung Kontrast Detailerkennbarkeit → dorsaler Acetabulumrand erkennbar	Seitenzeichen! * Datum der Aufnahme * Chip- und Zuchtbuchnummer * Name des Hundes Wurftag * Geschlecht Name des Röntgentierarztes * Rasse
Position 2: Becken vollständig Femora bis zum proximalen Drittel der Diaphyse Becken symmetrisch und parallel zum Tisch Femora 90° zum Becken		

(* unbedingt erforderlich)

Das Röntgenbild wird schrittweise beurteilt (Amort et al., 2014). Die Bewertung der Aufnahme nach technischer Qualität und Lagerung sollte dabei zuerst erfolgen. Danach wird das Acetabulum betrachtet. Es sollte tief ausgebildet sein und mit dem Femurkopf einen kongruenten Gelenkspalt formen. Die kraniale Kontur der Beckenpfanne sollte dabei rund oder bei manchen Rassen auch horizontal auslaufend sein und parallel zur Kopfkontur verlaufen. Eine kranio laterale Abflachung ist als pathologisch zu werten (Ficus, 1990). Der Gelenkspalt sollte gleichmäßig schmal sein, eine mediale Erweiterung wird als Divergenz bezeichnet und deutet auf eine Laxizität im Hüftgelenk hin (Ficus, 1990). Außerdem wird auf eine vermehrte subchondrale Sklerosierung im lateralen Pfannenrand geachtet. Diese deutet auf eine vermehrte Belastung im lateralen Bereich hin, welche bei Lockerheit im Hüftgelenk entsteht. Der Femurkopf sollte rund sein und gut vom Hals abgegrenzt. Malformationen führen sekundär zu arthrotischen Zubildungen. Die sog. Morgan-Linie ist eine Osteophytenleiste am kaudalen Femurhals in Höhe des Gelenkkapselansatzes (Klimt et al., 1992, Morgan, 1987). Sie gilt als Frühindikator einer Arthrose und entsteht durch übermäßige Belastung der Gelenkkapsel bedingt durch eine bestehende Gelenkinstabilität. Jedoch kommt diese Osteophytenleiste teilweise auch bei gesunden Tieren vor (Amort et al., 2014), sodass sie lediglich als zusätzliches und keinesfalls als alleiniges Indiz einer HD gewertet werden kann.

Schließlich erfolgt die Messung des Winkels nach Norberg. Der Norberg-Winkel (NW) wurde aus der Humanmedizin übernommen und für den Hund modifiziert (Lawson, 1963). Zur Messung des Winkels werden zunächst mittels konzentrischer Kreise die Zentren der Femurköpfe ermittelt, dann wird eine Grundlinie durch die beiden Femurkopfzentren gelegt (Abb. 10). Anschließend wird eine zweite Linie vom Femurkopfzentrum zum kranio-lateralen Acetabulumrand gezogen. Der Winkel zwischen den beiden Linien ergibt den NW. Der NW wird an der gestreckten Aufnahme gemessen (Amort et al., 2014). Laut Müller und Saar (1966) ist der NW geeignet, um HD freie Hunde ($NW > 105^\circ$) von solchen mit Übergangsformen bzw. leichter HD zu unterscheiden ($NW < 105^\circ$). Gaspar et al., (2016) sehen diesen Wert jedoch als zu ungenau an, um gesunde von dysplastischen Hüften zu unterscheiden. Bei mittlerer und schwerer HD hielten sie die Messung für überflüssig, da die Inkongruenz in diesen Fällen sofort sichtbar ist und ein Femurkopfzentrum durch einen unförmigen Femurkopf nicht sinnvoll zu ermitteln ist.

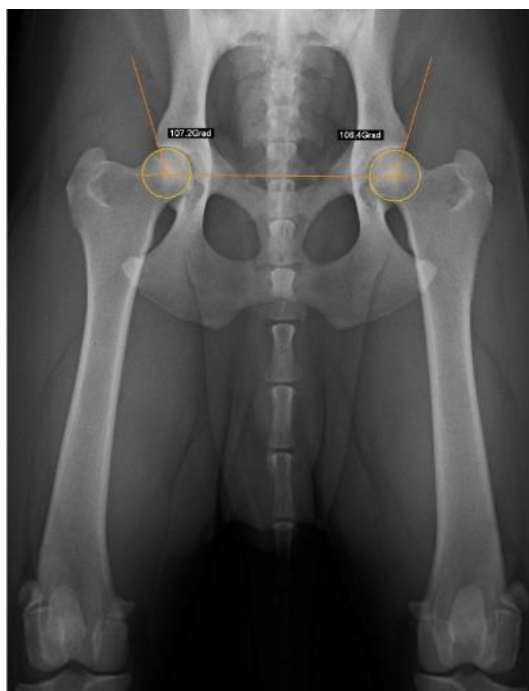


Abbildung 10: Messung des Norbergwinkels (Matzen, 2013).

2.3.3. HD-Klassifizierung

Es gibt verschiedene Systeme, anhand derer die HD-Beurteilung erfolgt. In Deutschland wird die HD-Auswertung nach den Richtlinien der FCI durchgeführt und die Erkrankung somit in 5 Kategorien unterteilt. Die Gelenke werden einzeln beurteilt, das schlechtere ist dabei für den Befund ausschlaggebend (FCI, 2006).

HD-frei – A:

Der Femurkopf und das Acetabulum sind kongruent und bilden einen engen und gleichmäßigen Gelenkspalt. Der kraniolaterale Acetabulumrand zeigt eine scharfe Kontur und ist leicht abgerundet. Die dorsale Pfannenkontur verläuft lateral des Femurkopfzentrums. Der Winkel nach Norberg ist 105° oder größer.

Übergangsform – B:

Entweder sind der Femurkopf und das Acetabulum geringgradig inkongruent, der NW beträgt aber dabei $\geq 105^\circ$, oder der Norberg-Winkel beträgt zwischen 100° und 105° , das Zentrum des Femurkopfes liegt aber medial des dorsalen Acetabulumrandes und der Gelenkspalt ist kongruent.

Leichte HD – C:

Der Femurkopf und das Acetabulum sind inkongruent, der NW beträgt ca. 100° und/oder der kraniolaterale Acetabulumrand ist geringgradig abgeflacht. Es dürfen lediglich Unschärfen oder höchstens geringgradige osteoarthrotische Veränderungen (z.B. Morgan-Linie, angedeutete Randwülste, subchondrale Sklerose) sichtbar sein.

Mittlere HD – D:

Der Femurkopf und das Acetabulum sind deutlich inkongruent mit Subluxationsstellung. Der kraniolaterale Acetabulumrand ist deutlich abgeflacht und/oder das Gelenk zeigt deutliche osteoarthrotische Zubildungen. Der Winkel nach Norberg ist $> 90^\circ$.

Schwere HD – E:

Der Femurkopf und das Acetabulum zeigen eine sehr deutliche Inkongruenz mit (Sub)luxationsstellung. Der NW ist $< 90^\circ$, der Femurkopf ist deutlich deformiert (pilzförmig abgeflacht) und das Gelenk ist meist stark osteoarthrotisch verändert.

Bei der Auswertung nach OFA in den Vereinigten Staaten von Amerika werden alle Röntgenbilder von drei Auswertern beurteilt (Position 1). Die Beurteilung von Röntgenbildern durch mehrere Auswerter kann die Unterschiede zwischen den Beurteilungen minimieren.

In der Schweiz erfolgt die Beurteilungsschema nach Flückiger (1993). Er bewertet das Röntgenbild nach 6 Kriterien, denen Punkte zugeordnet werden (siehe Tab. 6). Es gilt je niedriger die Punktzahl, desto besser das Gelenk. Das Gelenk mit der höheren Punktzahl wird zur Beurteilung herangezogen und den

HD-Graden zugeordnet. Laut einer Statistik der Schweiz ist die HD-Häufigkeit aufgrund dieser Maßnahmen deutlich gesunken (Flückiger, 2002).

Tabelle 5: Zuordnung der Punkteskala zum FCI-HD-Grad (Flückiger, 1993)

Punkte	HD-Grad	Interpretation
0-2	A	kein Hinweis für HD
3-6	B	Grenzfall, Übergangsform
7-9	C1	leichte HD
10-12	C2	leichte HD, nicht zur Zucht empfohlen
13-18	D	mittelgradige HD, Zuchtausschluss
19-30	E	schwere HD, Zuchtausschluss

In den USA und anderen Ländern wird das PennHIP-Verfahren angewendet. Dieses an der Universität von Pennsylvania entwickelte Verfahren ermöglicht eine Früherkennung bereits im Alter von 16 Wochen (PennHIP, 2015). Die Untersuchung wird bereits in Deutschland von einigen zugelassenen Untersuchungsstellen durchgeführt und in der Zentrale in Philadelphia ausgewertet. Es werden in tiefer Sedation 3 Röntgenbilder angefertigt. Die erste Aufnahme erfolgt mithilfe eines speziellen Distraktors. Dieser wird zwischen den Beinen positioniert und die Hüftgelenke maximal distrahiert (Distraktionsaufnahme). In der zweiten Aufnahme wird der Distraktor entfernt und die Hüftköpfe sanft in die Pfanne gedrückt (Kompressionsaufnahme). Die dritte Aufnahme in gestreckter Position entspricht der gestreckten Position nach FCI Standard. Anhand der Aufnahmen kann der sogenannte Distraktionsindex (DI) berechnet werden. Der Wert geht dabei von 0 (sehr feste Hüfte) bis 1 (sehr lockere Hüfte). Als Grenzwert gilt 0,3, bei niedrigeren Werten tritt keine Hüftgelenksdysplasie auf. In einer zentralen Datenbank werden alle untersuchten Hunde einer Rasse verglichen. Ziel ist es Hunde mit überdurchschnittlich festen Hüftgelenken als Zuchttiere zu selektieren. Diese Methode ermöglicht es bereits im Welpenalter sichere Aussagen über eine mögliche Erkrankung zu treffen. Gleichzeitig kann in schweren Fällen bereits früh chirurgisch interveniert werden und falls erforderlich eine juvenile pubische Symphysiodese durchgeführt werden. Dieses OP-Verfahren ist wenig invasiv. Das Wachstum im unteren Beckenbereich wird so gestoppt während die oberen Beckenanteile ungebremst weiterwachsen. Die Gelenkpfannen schieben sich so über die Gelenkköpfe, was zu mehr Stabilität führt (PennHIP, 2015). In vielen Fällen kann dadurch die Krankheit abgemildert oder sogar geheilt werden. Das PennHIP-Verfahren gilt als sehr objektiv und laut Smith et al. (2012) ist es sogar den herkömmlichen

Methoden überlegen, da äußerliche Faktoren wie Ernährungszustand und Alter das Auswertungsergebnis nicht beeinflussen. In einer Studie von Karbe et al. (2010) wurde gezeigt, dass einige Hunde mit einem DI > 0,3 durchaus in der Standardklassifikation mit 18–24 Monaten als HD-frei eingestuft werden, sich aber im Laufe der Jahre trotzdem eine Osteoarthrose, vermutlich aufgrund einer unerkannten HD, manifestiert.

2.3.4. Therapie der Hüftgelenksdysplasie

Die konservative Therapie der Wahl bei akuten Schmerzzuständen in moderaten bis mittelschweren Fällen, ist ein geeignetes nichtsteroidales Antiphlogistikum (NSAID) sowie Ruhighaltung und ein gutes Gewichtsmanagement (Harper, 2017). Außerdem sollte in moderaten Phasen ggf. mithilfe qualifizierter Physiotherapie auf einen adäquaten Muskelaufbau geachtet werden. Die Gabe von NSAIDs sollte dabei aufgrund mannigfaltiger Nebenwirkungen nach anfänglich hoher Dosierung auf ein Minimum reduziert werden. Budsberg et al. (2013) zeigten in einer in-vitro-Studie, dass das NSAID Meloxicam keinen positiven Einfluss auf den Knorpelstoffwechsel hat, jedoch die Konzentration an Entzündungsmediatoren (PGE2) deutlich senken kann, was eine antiphlogistische und analgetische Wirkung auf das Gelenk hat. Die Beschwerden können jedoch teils so erheblich sein, dass sie mit konservativen Behandlungsmethoden wie Ruhighaltung und NSAIDs nicht zu beheben sind, so dass sich in der Folge eine dauerhafte Lahmheit und Muskelatrophie aufgrund der Minderbelastung einstellt (Suter, 2011). Aufgrund dessen wurden im Laufe der Jahre zahlreiche Operationsmethoden zur Therapie der Hüftgelenksdysplasie entwickelt (Matis, 1995). Das Ziel ist es jeweils eine schmerzfreie Bewegung des Hundes zu erzielen. Die Femurkopfhalsresektion bzw. die Denervation als chirurgische Therapieoptionen sollen hier nur erwähnt werden. In dieser Arbeit soll das Hauptaugenmerk auf dem Ersatz des dysplastischen Gelenks durch eine Endoprothese gelegt werden. Die fachgerechte Implantation einer Hüftgelenkendoprothese führt im Idealfall zu einer schmerzfreien Bewegung des Hundes ohne nennenswerte Einschränkungen (Olmstead, 1987).

2.4. Totalendoprothese des Hüftgelenks

Die Hauptindikation für den Einsatz eines künstlichen Hüftgelenks stellt wie bereits beschrieben die Hüftgelenksdysplasie oder Coxarthrose dar (Holz, 2002, Fitzpatrick et al., 2014). Diese wird meist ausgelöst durch eine Hüftgelenksdysplasie. Allerdings können auch akute oder fehlerhaft verheilte

Frakturen des Femurkopfes bzw. -halses (Kalis et al., 2012) sowie akute oder chronische Luxationen zu Schmerzzuständen führen, die eine Implantation einer Endoprothese rechtfertigen. Aber auch im Falle der aseptischen Femurkopfnekrose (Calve-Legg-Perthes) (Jankovits et al., 2012) oder im Falle, dass eine Femurkopfhalsresektion nicht zum Erfolg geführt hat (Fitzpatrick et al., 2012), kann eine Hüftgelenksprothese eingesetzt werden. Der Berliner Chirurg Themistokles Gluck kreierte bereits 1890 einen Hüftgelenkersatz beim Menschen (Wessinghage, 1995a). Er ersetzte den Hüftgelenkskopf durch ein kugelförmiges Implantat aus Elfenbein, welches er im Femurhals mittels Kolophonium fixierte. Der Versuch scheiterte jedoch, da das Implantat der physiologischen Krafteinwirkung nicht standhalten konnte und brach (Wessinghage, 1995b). Ein wichtiger Schritt in der Entwicklung der Endoprothetik gelang dem Humanmediziner Charnley 1961. Er kombinierte eine Gelenkpfanne aus Polyäthylen mit einem Kopf-Hals-Implantat aus Vitallium. Diese Materialien zeichneten sich durch eine hervorragende Bioverträglichkeit aus und wiesen eine geringe interfragmentäre Reibung auf, was die Abnutzung beträchtlich verringerte. Außerdem verankerte er die Implantate mittels Knochenzement (Polymethylmetacrylat PMMA), der in der Zahnmedizin bereits Anwendung gefunden hatte (Charnley, 1961). Die Entwicklung ging immer weiter, sodass heute auch in der modernen Tiermedizin modulare Implantatsysteme ähnlich derer in der Humanmedizin Anwendung finden. Diese bestehen meist aus drei Komponenten, dem Prothesenschaft, dem Prothesenkopf und der Pfanne. Neben der Möglichkeit das Implantat mittels Knochenzement im Knochen zu verankern, gibt es inzwischen auch für den Hund zementfreie Systeme, die post operationem in den Knochen einwachsen. Heute werden in der Veterinärmedizin sowohl zementierte als auch zementfreie Hüftgelenkendoprothesen eingesetzt (Gutbrod, 1995, Conzemius und Vandervoort, 2005, Pospula et al., 2008, Guerrero und Montavon, 2009, Drüen et al., 2012, Fitzpatrick et al., 2014). Beide Systeme haben Vor- und Nachteile. In der Humanmedizin gibt es bereits mehrere Studien, die den zementierten und den unzementierten Hüftgelenkersatz vergleichend betrachten. In Studien von Ritter und Campell (1986) und Mattson et al. (1990) präferierten die Patienten die zementierte Form, da diese postoperativ weniger Schmerzen verursacht. Funktionell waren beide Modelle als gleichwertig zu beurteilen. Pospula et al. (2008) wiesen dagegen beim Menschen bessere klinische Ergebnisse und eine niedrigere Lockerungsrate der unzementierten Prothesen nach. Auch Abdulkarim et al. (2013) zeigten anhand gesammelter Studien, dass sich die Häufigkeit der Revisionoperationen und die Funktion kaum unterscheiden, die Schmerzen post operationem jedoch bei der

unzementierten Form deutlich geringer sind. In der Tiermedizin fanden Drüen et al. (2012) heraus, dass es keinen Unterschied in der Rekonvaleszenz gibt, nach 4 Monaten erreichten alle Hunde die vollen Belastung. Bei Manley et al. (1990) belasteten die Hunde mit der zementierten Prothese die Gliedmaße schneller wieder in vollem Maße.

2.4.1. Zementierte Hüftgelenkendoprothesen

Der Vorteil zementierter Systeme besteht in der vergrößerten Auflagefläche, die eine sofortige Belastungsstabilität gewährleistet (Conzemius und Vandervoort, 2005). Es gibt nicht modulare und modulare Modelle. Durch den Feinabrieb des Zements kann es jedoch zu Implantatlockerungen und Substanzverlust im Knochen kommen (Hungerford und Jones, 1988). Wenn die Zementpartikel mit den Zellen der Gelenkkapsel oder dem Knochengewebe des Implantatlagers in Kontakt kommen, werden diese zunächst von Phagozyten aufgenommen und gespeichert. Das Gewebe entwickelt eine indifferente Fremdkörperreaktion mit der Ausbildung von Granulomen (Willert, 1987).

In der Humanmedizin ist die zementierte Endoprothese nach 10 Jahren in 90–95 % (Malchau et al., 1995) und nach 20 Jahren in 85 % der Fälle (Schulte et al., 1993) voll funktionsfähig. Da die durchschnittliche Lebenserwartung des Hundes vor allem bei großen Hunderassen oft weit unter 20 Jahren liegt, kann man also davon ausgehen, dass die zementierte Endoprothese durchaus ein Hundeleben lang stabil bleiben kann.

2.4.1.1. Nicht modulare Prothesenmodelle

Richard's Canine II-Prothese

Die erste kommerzielle nicht modulare Endoprothese gelang 1974 mit der Richard's Canine II Total Hip Prothesis, einer zementierten Hüftform bestehend aus zwei Teilen. Schaft und Kopf wurden aus Edelstahl und die Pfanne aus Polyethylen gefertigt. Die Prothese war bis zum Jahr 1992 in 3 unterschiedlichen Größen erhältlich (Leighton, 1979, Olmstead et al., 1983, Olmstead, 1987) und ist heute durch modernere Modelle abgelöst worden.

Aesculap Endoprothese

Der Schaft der Aesculap-Festkopfprothese bestand aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung und war in 2 Größen erhältlich (Abb. 11). Die Polyethylen-

Pfanne gab es in einer Größe, sie war als Schnapp-Pfanne gefertigt, um das Luxationsrisiko zu minimieren (Vet Care GmbH, 2015). Das klinische Ergebnis wurde in einer Studie an 174 Hunden getestet (Gutbrod, 1995). Die Komplikationsrate lag dabei bei 8 % (Implantatlockerung, Luxation, Osteolyse, Infektion, Fraktur). 77,6 % der Hunde erlangten postop volle Belastbarkeit (auch bei maximaler Belastung keine Schmerzreaktion oder Lahmheit).



Abbildung 11: Aesculap-Festkopfprothese (www.bbraun-vetcare.de).

Perot Prothese

Die Perot Prothese war ebenfalls eine nicht modulare Festkopfprothese mit einem Schaft aus Kobalt-Chrom-Molybdän und einer Pfanne aus Polyethylen. Der Schaft war in 6 Größen mit unterschiedlichen Halslängen erhältlich, die Pfanne in 4 Größen. Die Pfanne war wie bei dem Modell von Aesculap als Schnapp-Pfanne gefertigt, um eine postoperative Luxation zu verhindern (Perot, 2014).

2.4.1.2. Modulare Prothesenmodelle

Biomécanique-Prothese

Die Biomécanique-Prothese wurde 1990 entwickelt, wird aber seit 2006 nicht mehr produziert. Der Schaft dieser Prothese bestand aus einer Titanlegierung und war in 5 Größen erhältlich. Das modulare Kopf-Hals-System sorgte für individuelle Anpassbarkeit. Eine Studie von Matis und Holz (2004) vergleicht die klinischen Ergebnisse der Biomecanique-Endoprothese mit den Ergebnissen einer Studie von Kosfeld (1996). Dieser untersuchte Hunde mit Canine-Richards-II-Prothese. In der Studie von Kosfeld (1996) wurden 199 Hunde mit Canine-Richards-II-Prothesen retrospektiv untersucht, diese Ergebnisse wurden dann mit denen von Holz und Matis (2004) verglichen, die 143 Hunde mit Biomecanique-Endoprothesen retrospektiv untersuchten. Die Komplikationsrate

sank verglichen mit Kosfeld (1996) von 18,6 % auf 9,2 %. Der Titanschaft der Biomécanique-Prothese ließ sich aufgrund der guten anatomischen Form gut in den Schaft einpassen, womit das Risiko einer aseptischen Lockerung minimiert ist. Außerdem traten verglichen mit der Canine-Richards-II-Prothese keine Implantatbrüche aufgrund von Materialermüdung auf, da die Biomécanique-Prothese aufgrund ihres modularen Kopf-Hals-Systems individuell an die anatomischen Kraftverhältnisse des jeweiligen Hundes angepasst werden konnte. Implantatbrüche speziell im Halsbereich (Richards-II-Endoprothese) können somit vermieden werden.

Porte.Vet Prothese

Die Porte.Vet Prothese wurde in Frankreich entwickelt und stellt das Nachfolgermodell der Biomécanique-Prothese dar. Es handelt sich ebenfalls um ein modulares System. Der Schaft ist aus Titan und der Kopf aus Kobalt-Chrom gefertigt. Der Schaft ist in 7 Größen erhältlich (4/5/6S/6/7,5/9/11) und an der Schaftspitze verjüngt (Abb. 12). Die Pfanne besteht aus Polyethylen und ist in 4 Größen (12 mm, 24 mm, 26 mm, 19 mm) erhältlich (Porte.Vet, 2010). In einer großen Studie in Frankreich waren die Langzeitergebnisse in 97 % zufriedenstellend (Bardet, 2004).



Abbildung 12: Schaft einer Porte.Vet Prothese (Porte.Vet, 2010).

Biomedtrix CFX

1989 wurde das Modell BioMedtrix CFX (Cemented Fixation) von Olmstead entwickelt und 1990 auf den Markt gebracht (Biomedtrix, 2015). Dieses Modell bietet den Vorteil, dass Schaft und Kopf separat und somit individuell anpassbar sind, außerdem kann auch die Femurhalslänge variiert werden (Olmstead, 1995). Anfänglich bestand der Schaft aus einer Kobalt-Chrom-Legierung, wurde dann aber durch Titan ersetzt (Abb. 13). Die Pfanne besteht aus Polyethylen. In einer

klinischen Verlaufsstudie wurde dieses Model von Olmstead (1995) anhand von 52 Fällen getestet. Die mittlere Implantationsdauer lag dabei bei 6 Monaten. Nur in 2 Fällen traten Komplikationen auf (Luxation, iatrogenes intrapelvines Hämatom mit sekundärer Harnanflusstörung), die jeweils operativ behoben werden konnten.

Laut einer In-vivo-Studie in den USA, in der 730 Hüftgelenksimplantate über einen Zeitraum von 11 Jahren untersucht wurden, wurde eine Explantationsrate von 3,5 % ermittelt. Die Implantate wurden infolge einer septischen Lockerung (0,8 %), einer aseptischen Lockerung (1,4 %) oder einer postoperativer Luxation (1,3 %) entfernt (Liska, 2004).

Für kleine Hunde und Katzen ab 2 kg Körpergewicht gibt es das Modell in Micro- bzw. Nano-Ausführung (Biomedtrix, 2015).



CFX Cup



CFX Stem

Abbildung 13: Biomedtrix CFX (Biomedtrix, 2015).

2.4.2. Unzementierte Hüftgelenkendoprothesen

Komplikationen, die durch den Feinabrieb des Knochenzements auftreten können, sind vor allem septische und aseptische Lockerungen zwischen Zement und Knochen (Hungerford und Jones, 1988). Mittels zementfreien Implantationsverfahren versucht man diese Komplikationen zu vermeiden.

Bei der zementfreien Endoprothese werden Pfanne und Schaft entweder mit dem Knochen verschraubt oder mechanisch im Knochen verankert. Die Oberfläche der Implantate ist so beschaffen, dass Knochen trabekel einwachsen können, erst dann ist die Prothese sicher fixiert und voll belastbar (Marcellin-Little, 2004). Dieser Prozess dauert ca. 10–12 Wochen. Während dieser Zeit ist jegliche Überbelastung des Implantats zu vermeiden, was sich je nach Alter und Temperament des Hundes teils sehr schwierig gestaltet. Schiller et al. (1993) zeigten, dass es bis zu 12 Monaten dauert, bis eine völlig stabile Verbindung zwischen Prothesenschaft und Kortikalis erreicht ist. Die Form des

Femurschaftes variiert je nach Rasse und Alter des Hundes. Die meisten jungen Hunde haben einen sich nach distal verjüngenden Femurschaft, der sich im Alter zu einer eher geradlinigen Form umstrukturiert (Rashmir-Raven et al., 1992). Rottweiler, Deutsche Schäferhunde und deren Mischlinge haben jedoch einen sehr geradlinigen Femurschaft, was die zementlose Fixation erschwert. Bei diesen Hunden ist das Risiko einer Schaftsenkung erhöht und es sollte somit möglichst ein zementiertes Modell gewählt werden (Tanyol, 2011). Die gängigen zementfreien Modelle sind ausschließlich modular.

KYON-Prothese

Die KYON-Prothese (Zurich cementless canine total hip replacement system) wurde 1993 an der Universität Zürich entwickelt und von der Firma Kyon vertrieben. Dieses Modell umgeht die risikoreiche Phase post operationem, in der das Implantat langsam einwachsen muss, mittels einer primären Schraubenfixation des Implantats in der medialen Kortikalis (Tepic, 2004). Die erste Generation dieser Prothese führte in 20 % zu Revisionsoperationen, was 1998 zu einer Modifikation des Modells führte. In einer Studie mit 60 Hunden (65 Implantate der 2. Generation) traten in 11 Fällen postoperative Komplikationen auf, 9 davon konnten jedoch erfolgreich nachoperiert werden, sodass ein positives Langzeitergebnis in 97 % der Fälle erzielt werden konnte (Guerrero und Montavon, 2009). Im Vergleich zu zementierten Modellen wird die Druckbelastung auf den proximalen Teil der Oberschenkelkortex minimiert und damit die Gefahr der Implantatlockerung (Shahar et al., 2003). Das Implantat ist für mittlere bis große Hunderassen gut geeignet (Hummel, 2017)

Marsolais et al. (2009) zeigten, dass die Gefahr eines Knocheninfarkts bei der KYON-Prothese verglichen mit anderen Implantationmodellen größer ist, was zu Implantatlockerung führen kann. Seitdem jedoch die Präparation des Schaftbettes intra operationem modifiziert wurde, konnte diese Komplikation signifikant reduziert werden (Haney und Peck, 2009).

Mit der Kyon-Revisionspfanne, die im Falle einer Pfannenlockerung zum Einsatz kommt und ebenfalls primär mit Schrauben verankert wird, konnte laut Vezzoni et al. (2013) in 30 von 31 Fällen eine Revisionsoperation mit gutem Ergebnis erzielt werden.



Abbildung 14: Kyon Prothesenmodell (Kyon, 2017).

Biomedtrix BFX

Die Biomedtrix BFX (Biological Fixation) Endoprothese wurde 2003 von der Firma Biomedtrix auf den Markt gebracht (Biomedtrix, 2015). Diese Prothese gibt es in 7 Schaftgrößen und 6 Pfannengrößen (Abb. 15). Die Oberfläche der Implantate ist mit Titan bedampft und weist eine Porengröße zwischen 50 und 200 Mikrometer auf, die Schäfte sind mit Kalziumphosphat bedampft (Tanyol, 2011). Da diese Substanz auch in natürlicher Knochensubstanz vorkommt, wächst der Knochen nach der Implantation besonders schnell ein. Lascelles et al. (2010) zeigten in einer Studie unter Verwendung eines Laufbandes mit Kraftmessplatten, dass die Hunde nach 3 Monaten die volle Belastung der operierten Gliedmaße erreichen. Auch bei Drüen et al. (2012) gelangten die Hunde 4 Monate post operationem volle Belastung. Fitzpatrick et al. (2014) bewiesen in einer Studie an 20 Junghunden (6–10 Monate), dass dieses Modell auch bei Hunden im Wachstum erfolgreich angewendet werden kann. Die zementierten und zementlosen Komponenten der Firma Biomedtrix sind kompatibel, sodass sie als sogenannte Hybridendoprothesen eingesetzt werden können (Abb. 15). Auch die Pfanne der Helica-Endoprothese ist mit den Schäften der Biomedtrix-Prothesen (BFX/CFX) und der Kyon-Prothese kompatibel (Innoplant, 2015). Dies ermöglicht es, ganz individuell auf den jeweiligen Patienten einzugehen. In einer Studie von Gemmill et al. (2011) wurden 71 Hunde mit unzementierter Pfanne und zementierten Prothesenschaft versorgt.

Mit 5 % Komplikationsrate post operationem erzielte diese Methode ein positives Resultat.



Abbildung 15: Biomedtrix BFX (Biomedtrix, 2015).

HELICA-Hüftendoprothese

Die HELICA-Endoprothese wurde 2007 von Hach in Zusammenarbeit mit der Firma Innopant (Hannover) entwickelt. Dieses Modell ist eine reine Schraubprothese, es kommt nach der Implantation zu einer vollständigen Osteointegration des Implantats. Die Pfanne besteht aus Polyethylen. Durch die minimalinvasive Operationsmethode mit weniger Weichteil- und Knochenstrauma belasten die Hunde die operierte Gliedmaßen bereits einen Tag nach der Operation fast lahmheitsfrei (Hach, 2009). Bei Agnello et al. (2015) kam es während des ersten Jahres postop bei 6 von 16 Hunden zu einer Lockerung des Femurschaftimplantats.



Abbildung 16: HELICA-Hüftendoprothese (Innoplant, 2015).

Porte.Vet Prothesen

Das in Frankreich entwickelte Endoprothesensystem ist auch als zementfreies Modell erhältlich (Porte.Vet, 2010). Die Titanoberfläche des Implantats ist mit Hydroxyapatit überzogen, was eine bessere und schnellere Einheilung der Prothese in den Knochen bewirken soll (Abb. 17).



Abbildung 17: Porte.Vet zementfreies Modell (Porte.Vet, 2010).

PCA-System

Das PCA-System (Canine Porous Coated Anatomic-System) wurde für experimentelle Untersuchungen hergestellt. Eine Langzeitstudie mit mittlerer Implantationsdauer von 62 Monaten ergab ein gutes Ergebnis, lediglich 3 von 46 Implantaten zeigten eine Dislokation des Schafts (Marcellin-Little et al., 1999). Eine andere Studie mit 26 Hunden beweist, dass die Einheilung des Implantats in den Knochen problemlos funktioniert. Dies wurde radiologisch nach 6, 12 und 18

Monaten evaluiert. Klinisch waren alle Hunde dieser Studie bei allen Kontrollen lahmheitsfrei (DeYoung et al., 1993).

2.4.3. Radiologische Beurteilung der Hüftgelenks-Endoprothesen

Post operationem sollten in regelmäßigen Abständen Verlaufskontrollen erfolgen, um etwaige Komplikationen möglichst früh zu erkennen. Dabei sollten immer eine vollständige Allgemeinuntersuchung, sowie eine orthopädische und neurologische Untersuchung erfolgen. Um den Sitz der Implantate jedoch optimal beurteilen zu können sind Röntgenaufnahmen erforderlich. Diese sollten stets in 2 Projektionsebenen angefertigt werden. Zur besseren Vergleichbarkeit sollte dabei immer die gleiche Lagerungstechnik angewendet werden. Dabei wird stets auf folgende Kriterien geachtet: Position des Implantats, Knochenstruktur, Knochenzubildungen, Zementfüllungsdefekte (bei zementierter Endoprothese), Absinken des Schaftes (zementfreie Implantate), Saumbildung, Skleroselinien und Osteolyse. Die Kontrollaufnahme sollte immer mit den postop Aufnahmen verglichen werden (Marcellin-Little, 2004). Um den exakten Sitz des Pfannenimplantats zu bestimmen eignet sich laut einer Studie von Aman et al. (2013) die laterale Aufnahme deutlich besser als die ventro-dorsale Projektion. Zwischen Kortex und Zement kann eine Aufhellungslinie < 2mm auftreten. Dies ist zunächst ohne Relevanz, solange der Hund keine Verschlechterung im Gangbild zeigt und die Aufhellungslinie im Laufe der Zeit nicht breiter wird (Marcellin-Little, 2004). Eine Studie von Wiesner (2015) zeigte, dass bei zementierten Prothesen eine Aufhellungslinie mit Progredienz breiter als 1 mm (Schaft und Pfanne) mit einer aseptischen Lockerung einher geht.

2.4.4. Weitere Ganganalytische Studien zur HD und deren Therapie mittels Hüftgelenkersatz

In einer Studie von Bennett et al. (1996) wurden gesunde Hunde mit an Hüftgelenksdysplasie erkrankten Hunden verglichen. Alle Hunde waren subjektiv als lahmheitsfrei eingestuft worden. In der ganganalytischen Untersuchung zeigten die subklinisch erkrankten Hunde jedoch eine größere Schrittlänge und eine verminderte vertikale Spitzenkraft auf den subklinisch veränderten Gliedmaßen. Bockstahler et al. (2007) zeigten, dass sich Hunde mit subklinischer HD hinsichtlich der Bodenreaktionskräfte nicht signifikant von gesunden Hunden unterscheiden. Der maximale Flexionswinkel des Hüftgelenks wird jedoch bei gesunden Hunden schneller erreicht und der ROM des Tarsus ist geringer. Miqueleto et al. (2013) ermittelten keinen Unterschied in Schrittlänge, Stand- und

Schwungphase zwischen gesunden und dysplastischen Hunden (Deutscher Schäferhund (DSH) ohne klinisch apparente Lahmheit). Die dysplastischen Hunde zeigten jedoch einen signifikant größeren maximalen Hüftgelenkwinkel im Schritt als gesunde Hunde.

Poy et al. (2000) zeigten in einer Studie mit mittel- bis hochgradig an HD erkrankten Hunden im Vergleich zu gesunden Hunden einen weiteren ROM im Abduktion-Adduktionswinkel, eine höhere Winkelbeschleunigung der Hüftgelenks zu Beginn der Standphase und einen größeren lateralen Ausschlag in der Beckenbewegung.

Budsberg et al. (1996) untersuchten 16 Hunde mit schwerer HD bds. prä operationem. Das Hüftgelenk mit den schwächeren Bodenreaktionskräften wurde anschließend mittels zementierter Totalendoprothese versorgt. Nach 3 Monaten erreichte die operierte Gliedmaße die gleichen vertikalen Spitzenkräfte wie die nicht operierte Seite. Nach 6 Monaten war die vertikale Spitzenkraft der operierten Gliedmaße signifikant höher.

Kosfeld (1996) zeigte, dass das Hüftgelenk (Canine-Richards-II-Prothese) post operationem signifikant mehr gestreckt und weniger gebeugt wird, kinetisch waren in der Langzeitkontrolle keine Unterschiede festzustellen (Kosfeld, 1996).

Holz (2002) untersuchte 155 Hunde mit Biomécanique-Prothesen in einer Langzeitkontrolle. In 89,6 % der Fälle konnte mithilfe der instrumentierten Ganganalyse keine Lahmheit detektiert werden.

Lascalles et al. (2010) zeigten in einer Laufbandstudie an Hunden mit Biomedtrix BFX-Prothesen, dass die Hunde 3 Monate post operationem die volle Belastung erreichten.

Drüen et al. (2012) verglichen Hunde mit BFX- und CFX-Prothese vor und bis zu vier Monate nach OP. Die Hunde mit unzementierter Prothese belasteten die Gliedmaße schneller wieder in vollem Umfang als diejenigen mit zementierter Endoprothese. Nach vier Monaten ergab sich jedoch kein signifikanter klinischer Unterschied mehr.

Manley et al. (1990) verglichen ebenso Hunde mit zementierter und unzementierter Endoprothese. In dieser Studie belasteten Hunde mit zementierter Endoprothese die Gliedmaße schneller wieder. Aber auch in dieser Studie bestand 3 Monate post operationem kein Unterschied mehr in der Belastungskurve zwischen zementierter und unzementierter Endoprothese.

Dogan et al. (1991) untersuchten 5 Hunde prä operationem, 1 Monat und 4 Monate nach Implantation eines zementierten künstlichen Hüftgelenks. Nach einem Monat war zwar fast der volle Bewegungsumfang möglich, jedoch nicht die volle Belastung. Nach 4 Monaten war sowohl die volle Bewegung als auch die volle Belastung möglich (Dogan et al., 1991).

Braden et al. (2004) untersuchten 127 an HD erkrankte Hunde im Trab auf dem Laufband. Die Hunde wurden anschließend einseitig mittels TEP operativ versorgt und anschließend durchschnittlich 6 Monate post operationem erneut ganganalytisch untersucht. Bei allen Hunden verbesserten sich durch die Implantation der Kunsthüfte sowohl die Vertikale Spitzenkraft als auch der Vertikale Impuls der operierten Gliedmaße im Vergleich zur Voraufnahme signifikant.

3. Patientengut, Material und Methoden

3.1. Patientenauswahl

Die Studienpatienten waren Hunde, denen vor mindestens 6 Monaten eine Hüftgelenks-Endoprothese in der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München implantiert wurde. Es wurden sowohl Hunde mit einseitigem als auch solche mit beidseitigem Hüftgelenkersatz in die Studie aufgenommen. Dabei wurden in der Kliniksoftware VETERA alle zutreffenden Patienten der vorangegangenen 10 Jahre (2004–2013) herausgesucht und die Besitzer mittels Anschreiben kontaktiert. Hunde mit Explantation oder solche, die postop aus diversen Gründen in der Klinik oder alio loco euthanasiert wurden, wurden nicht mit eingeschlossen. Ebenfalls wurden Hunde ausgeschlossen, die laut VETERA an anderen schwerwiegenden orthopädischen und/oder internistischen Erkrankungen leiden, sodass insgesamt 112 Hunde als mögliche Studienpatienten infrage kamen. Die Besitzer wurden angeschrieben und gebeten ihren Hund im Rahmen einer Studie kostenfrei zu einer Kontrolluntersuchung vorzustellen und den beiliegenden Fragebogen (siehe Anhang) auszufüllen. Dabei sollte die Vorbehandlung, der Gang des Hundes sowie der Heilungsverlauf nach der Operation und die Zufriedenheit mit dem Eingriff bewertet werden. Es wurde ein frankierter Briefumschlag mitgeschickt, in dem der Fragebogen zurückgeschickt werden konnte. 17 Briefe kamen wegen Umzug zurück. Bei 23 Hunden wurde berichtet, dass sie bereits verstorben sind und 13 Patientenbesitzer gaben an, dass ihr Hund aufgrund von Krankheit oder körperlicher Schwäche nicht mehr in der Lage ist an der Studie teilzunehmen. Ein Besitzer gab an, dass die Anfahrt zu weit wäre. In 19 Fällen wurde der Fragebogen ausgefüllt zurückgeschickt, obwohl der Hund aus oben genannten Gründen nicht untersucht werden konnte. Von 21 Hundebesitzern kam keine Rückmeldung. 37 Patienten mit 56 Implantaten wurden schließlich zur Kontrolluntersuchung vorgestellt und konnten in die Studie aufgenommen werden. Innerhalb der Studiengruppe wurden dann 2 Untergruppen gebildet (Gruppe 1=beidseitig TEP, Gruppe 2=einseitig TEP). 33 der 37 Patienten wurden aufgrund schwerer HD mittels Hüftgelenksendoprothese versorgt, die 4 verbleibenden aufgrund eines Traumas (Acetabulumfraktur, Femurkopfhalsfraktur). Laut der OP-Berichte kam es bei einem Patienten zu einer Pfannenlockerung während der Operation, die problemlos ausgetauscht wurde. Alle anderen Operationen der Studientiere verliefen komplikationslos. Bei 24 der Studienpatienten wurde die planmäßige Kontrolle 6-8 Wochen post

operationem in der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der LMU München durchgeführt. Bei einem Hund kam es postoperativ aufgrund eines Traumas zu einer Fissur im Femurschaft, die konservativ ausheilte. Die restlichen Implantate waren in dieser Kontrolle bei den Studientieren reizlos in situ. Die anderen Hunde wurden post operationem alio loco kontrolliert. Die Kontrollgruppe wurde aus dem Pool der bereits bestehenden Laufbanduntersuchungen ermittelt. Es waren alles gesunde Hunde, die sowohl klinisch, als auch in der Ganganalyse keinerlei Lahmheitsanzeichen aufwiesen. Die Hunde der Kontrollgruppe wurden in Studien klinisch, röntgenologisch und ganganalytisch als lahmheitsfrei eingestuft (Layer, 2012, Raith, 2010, Senckenberg, 2016). Es wurden 38 Hunde mittel- bis großwüchsiger Hunde verschiedener Rassen gewählt.

3.1.1. Signalement und Anamnese

In die Studie aufgenommen wurden alle Hunde, die länger als 6 Monate eine Hüftgelenksendoprothese implantiert bekommen haben und deren Besitzer bereit waren den Hund zu einer Kontrollstudie in der Klinik vorzustellen. Rasse, Geschlecht und Gewicht waren dabei beliebig. Vor der klinischen Untersuchung wurden die allgemeinen Daten wie Alter, Rasse, Geschlecht, genaues Gewicht, weitere Erkrankungen und Medikamenteneinnahme erfasst.

3.1.2. Klinische und orthopädische Untersuchung

Zu Beginn der Untersuchung wurde das Gangbild der Hunde im Schritt und im Trab auf ebener Strecke beurteilt. Hierzu wurde der Hund von einer vertrauten Person ohne Leinenzug vorgeführt. Der Hund wurde in beiden Gangarten sowohl von vorne, als auch von hinten und von der Seite beurteilt. Anschließend erfolgten ein Anamnesegespräch und eine anschließende allgemeine Untersuchung im Behandlungszimmer. Auffälligkeiten, die auf eine Störung des Allgemeinbefindens hindeuteten und die Leistungsfähigkeit sowie das Gangbild beeinflussen konnten, führten zum Ausschluss. Anschließend erfolgte eine vollständige orthopädische und neurologische Untersuchung des Bewegungsapparates nach Brunnberg (1999) und Scharvogel (2004). Außerdem wurden die Kruppenhöhe (cm) und der Oberschenkelumfang(cm) beidseits gemessen. Die Kruppenhöhe wurde als Strecke vom Boden bis zum Marker auf Höhe der Mitte des Os sacrum festgelegt.

Das Untersuchungsprotokoll der klinischen und orthopädischen Untersuchung findet sich im Anhang.

3.1.3. Radiologische Untersuchung

Anschließend wurden Röntgenaufnahmen der Hüftgelenke gemacht, um den Sitz der Implantate zu beurteilen. Diese wurden in der radiologischen Abteilung der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der LMU München mit dem Gerät Axiom Luminos dRF (Siemens) angefertigt. Ein Tier musste in Absprache mit den Besitzern für die Untersuchung leicht sediert werden, alle anderen Tiere konnten wach geröntgt werden. Die Hüftgelenke jedes Studienpatienten wurden in 2 Ebenen geröntgt und anschließend mit der Unterstützung von 2 Fachtierärzten für Radiologie oder einem Diplomate of the European College of Veterinary Diagnostic Imaging (ECVDI) befundet.

Zur besseren Vergleichbarkeit wurden auch die gleichen Lagerungen wie bei den Aufnahmen post operationem gewählt, die je nach Chirurg geringfügig variieren. Es wurden bei den Studientieren folgende Röntgenaufnahmen angefertigt:

- Becken im ventrodorsalen Strahlengang (Hüftgelenke in maximaler Extension)
- Femur im medio-lateralen Strahlengang oder Spreizaufnahme.

Die Aufnahmen wurden mit den Aufnahmen post operationem bzw. Aufnahmen früherer Kontrollen verglichen. Es wurde besonders auf die Position des Implantats, Knochenstruktur, Knochenzubildungen, Zementfüllungsdefekte (bei zementierter Endoprothese), Saumbildung, Skleroselinien und Osteolyse geachtet.

Mögliche Aufhellungslinien um die Implantate wurden mit den Voraufnahmen verglichen, ausgemessen und wie nachfolgend beurteilt.

- Kein Aufhellungssaum (kein Hinweis auf Implantatlockerung)
- Aufhellungssaum < 1 mm (nicht progressiv, kein Hinweis auf Implantatlockerung oder progressiv mit Hinweis auf mögliche Implantatlockerung)
- Aufhellungssaum > 1 mm (progressiv/nicht progressiv zur postop-Aufnahme, Hinweis auf Implantatlockerung)

Der Sitz des Implantats und die Zementfüllungsdefekte wurden ebenfalls im Vergleich zur postop bzw. zu vorhergehenden Kontrollaufnahmen beurteilt. Bei

zementlosen Implantaten wurde darauf geachtet, ob eine Absenkung des Schaftes sichtbar ist. Insgesamt ergaben sich folgende Beurteilungen:

- Implantat(e) reizlos, in situ, kein Hinweis auf Lockerung
- Implantat(e) mit Hinweis auf Implantatlockerung

3.2. Ganganalytische Untersuchung

3.2.1. Technische Ausstattung des Ganglabors

Die ganganalytische Untersuchung wurde im Ganganalyselabor der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München durchgeführt (Abb. 18). Der eigens dafür eingerichtete Raum ist ca. 30 qm groß und durch Vorhänge abgedunkelt. Im Zentrum des Raumes befindet sich ein 5,7 m langes, 1,2 m breites und 0,28 m hohes Podest, in welches das Laufband eingelassen ist. Die 1,4 m x 0,8 m große Lauffläche besteht aus zwei parallel angeordneten rutschfesten Kunststoffbändern. Die Geschwindigkeit der Bänder wird mithilfe einer Software der Firma Simi Reality Motion Systems GmbH (Unterschleißheim) gesteuert. Dabei kann die Geschwindigkeit in Schritten von 0,02 m/s individuell an das Tier angepasst werden und jederzeit sofort gestoppt werden. Unter den Bändern befinden sich außerdem vier modifizierte piezoelektrische Kistler-Kraftmessplatten (jeweils 70 cm x 40 cm), die über einen Verstärker und einen Signalwandler mit dem Computer verbunden sind. Die Messung der Bodenreaktionskräfte erfolgt während der Untersuchung synchron an allen vier Gliedmaßen mit 1000 Hz.

Die kinematischen Parameter werden mittels sechs Highspeed-Infrarot-Kameras Vicon MX3+ (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, UK) ermittelt, die die Reflexion der passiven Marker aufnehmen. Diese Messung erfolgt mit 100 Hz. Zur weiteren Datenübertragung dienen die Wandlungseinheiten MX-LabControl64, das MX Ultramet HD und zwei Computer. Die Marker bestehen aus handelsüblichen Holzkugeln (10 mm Durchmesser), die mit reflektierendem, selbsthaftendem Material beklebt werden. Zur Befestigung am Hund werden sie auf ca. 20 mm x 20 mm große Filzunterlagen geklebt und anschließend mittels doppelseitigen Klebebands hautnah auf dem Fell platziert.

Insgesamt sind neun digitale Kameras (Sony Exwave HAD) im Raum um das Laufband angebracht. Zur korrekten Ausleuchtung des Raums steht ein Belichtungssystem aus der Film- und Fernsehtechnik zur Verfügung.



Abbildung 18: GanganalySELabor der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München.

3.2.2. Durchführung der Ganganalyse

Jeder Studienpatient wurde einer Laufbanduntersuchung unterzogen. Dabei wurde jeder Hund nach der allgemeinen klinischen, sowie der orthopädischen und neurologischen Untersuchung zunächst gewogen und dann in das GanganalySELabor verbracht. Die Besitzer wurden zudem befragt, ob der Hund bereits Erfahrung mit dem Laufen auf einem Laufband hat (vorherige Kontrolluntersuchungen auf dem Laufband der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik, Laufbandtraining im Zuge der Rehabilitation post operationem). Bei Hunden, die das Laufen auf einem Laufband noch nicht kannten, wurde eine längere Eingewöhnungsphase im GanganalySELabor eingeplant.

Die Untersuchung der Kontrollgruppe erfolgte nach dem gleichen Untersuchungsschema.

3.2.2.1. Probelauf

Jeder Hund wurde vor Beginn der Laufbanduntersuchung mit dem Raum und dem Geräusch des Laufbands vertraut gemacht. Anschließend wurde der Hund

langsam an das Laufen auf dem Laufband gewöhnt. Ca. die Hälfte der untersuchten Hunde kannte das Laufen auf einem Laufband bereits, da die postoperative Physiotherapie unter anderem auf einem Unterwasserlaufband erfolgte. Geführt wurden die Hunde wahlweise von Besitzer oder Klinikpersonal. Die führende Person saß oder stand dabei direkt vor dem Hund und führte ihn am Halsband, außerdem wurde der Hund stimmlich aufgemuntert vorwärts zu laufen. Sperrte sich der Hund komplett gegen das Laufen auf dem Band, wurde er von der Studie ausgeschlossen.

3.2.2.2. Fixation der Marker

Hatten sich die Hunde an das Laufen auf dem Laufband gewöhnt, wurden die oben beschriebenen Marker an vordefinierten Knochenpunkten, die palpatorisch ermittelt wurden angebracht (Raith, 2010). An Hunden mit langem Fell wurden die Marker zusätzlich mit Haarklammern fixiert, um eine Eigenbewegung der Marker zu verhindern. Es wurde darauf geachtet, dass der Hund beim Kleben der Marker gerade stand mit gleichmäßiger Belastung aller 4 Gliedmaßen und gerader Rückenlinie.

Folgende Markermodelle wurden für die Studie verwendet:

a) Wirbelsäulenmarker (n = 7–9)

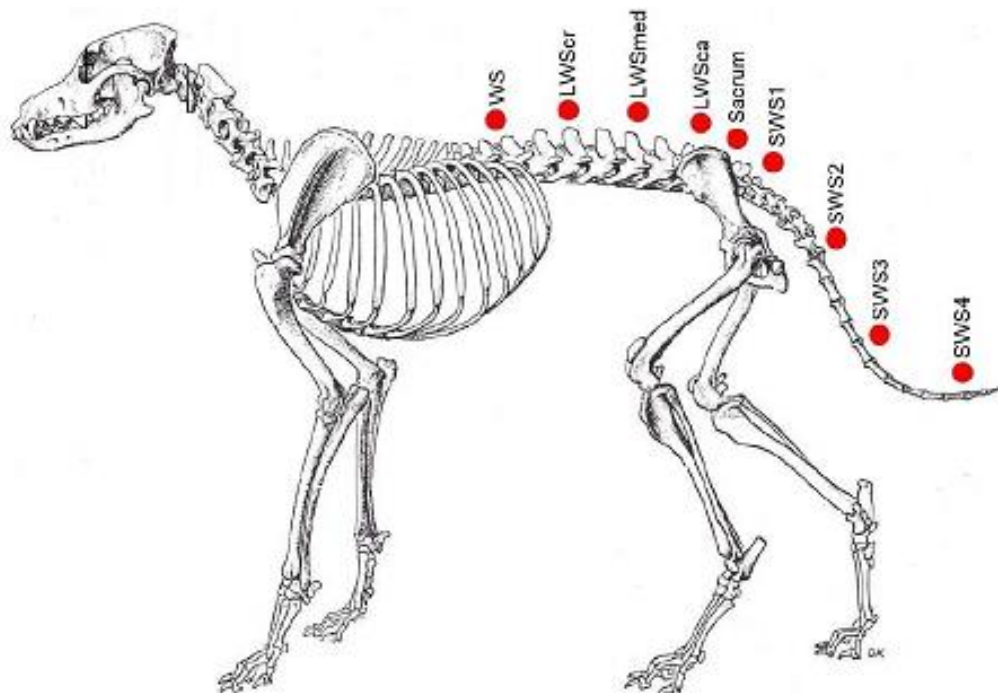


Abbildung 19: Wirbelsäulenmarker über palpierbaren Knochenpunkten dargestellt anhand eines Schemas des Hundeskeletts (Skelett aus Seiferle und Frewein, 2004).

WS:	Dornfortsatz des 13. Brustwirbels
LWScr:	Dornfortsatz des 3. Lendenwirbels
LWSmed:	Dornfortsatz des 5. Lendenwirbels
LWScal:	Dornfortsatz des 7. Lendenwirbels
Sacrum:	Mitte des Os sacrum
SWS1:	Schwanzbasis
SWS2–4:	Variabel je nach Schwanzlänge

b) Gliedmaßenmarker (n = 14 → beidseits symmetrisch)

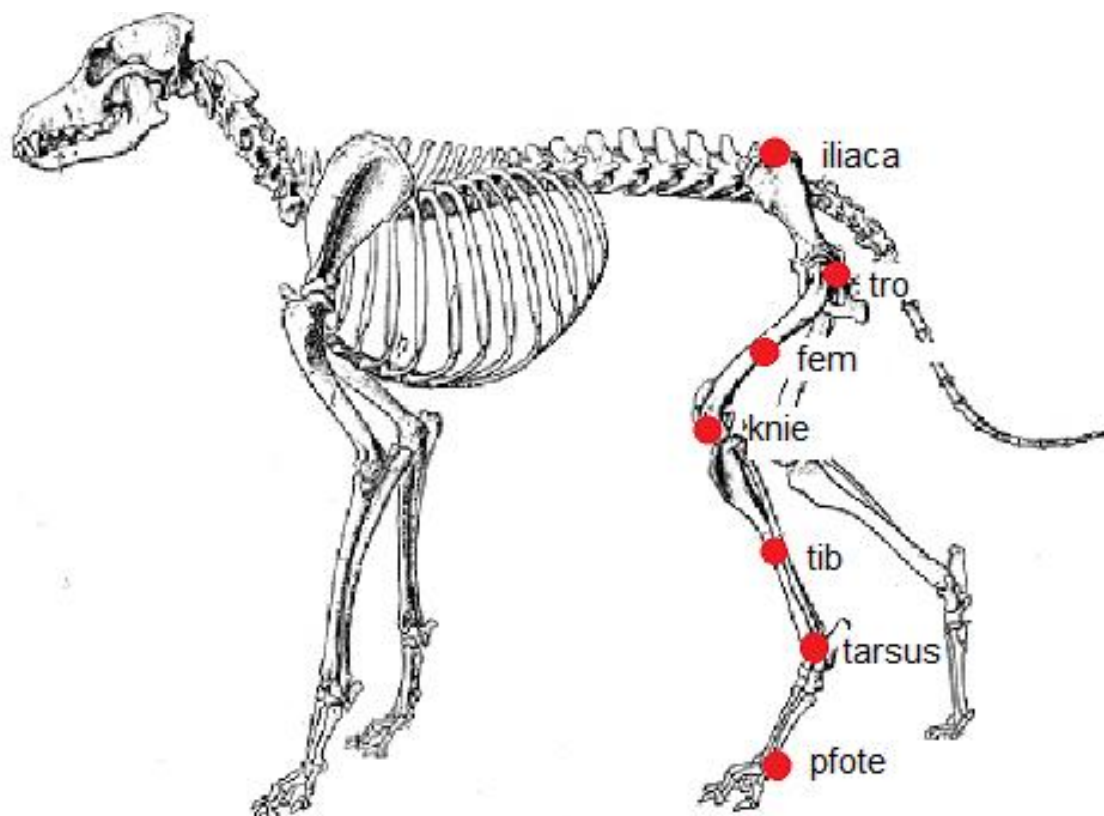


Abbildung 20: Gliedmaßenmarker der Hintergliedmaße über palpierbaren Knochenpunkten dargestellt anhand eines Schemas des Hundeskeletts (Skelett aus Seiferle und Frewein, 2004).

<i>iliaca:</i>	Dorsalster Punkt der Crista iliaca
<i>tro:</i>	Trochanter major ossis femoris
<i>fem:</i>	Mitte des Femurs
<i>knie:</i>	Epicondylus lateralis ossis femoris
<i>tib:</i>	Mitte der Tibia
<i>tarsus:</i>	Malleolus lateralis fibulae
<i>pfote:</i>	Distal am Os metatarsale quintum

Alle Hunde wurden unabhängig ihrer morphometrischen Eigenschaften mittels des gleichen Markermodells untersucht (Abb. 21).



Abbildung 21: Hund mit aufgeklebten Markern.

3.2.2.3. Aufzeichnung der Ganganalyse

Die Aufnahmen erfolgten ausschließlich in der Gangart Schritt. Für jeden Hund wurde eine individuelle Komfortgeschwindigkeit ermittelt (0,58–1,2 m/s), bei welcher ein gleichmäßiges, gut auswertbares Gangbild zu sehen ist (Brebner et al., 2006). Es wurde darauf geachtet, dass der Hund im zügigen Schritt mit korrekter Fußung auf dem Laufband läuft. Dabei ist besonders wichtig, dass jede Gliedmaße auf der entsprechenden Kraftmessplatte fußt. Für jeden Hund wurden mehrere Sequenzen von jeweils ca. 30 Sekunden aufgezeichnet und die jeweils beste Aufnahme für die spätere Weiterverarbeitung ausgewählt.

3.2.3. Verarbeitung der Daten

Die Rohdaten wurden gesammelt und anschließend zur kinetischen Auswertung mittels der Software Vicon Nexus 1.7.1 weiterverarbeitet. Die Marker der Hintergliedmaßen wurden gelabelt, das heißt rekonstruiert und einzeln nach einem bestimmten Modell benannt (Abb. 22). Dieses Modell ist die Grundlage zur Auswertung der kinematischen Parameter.

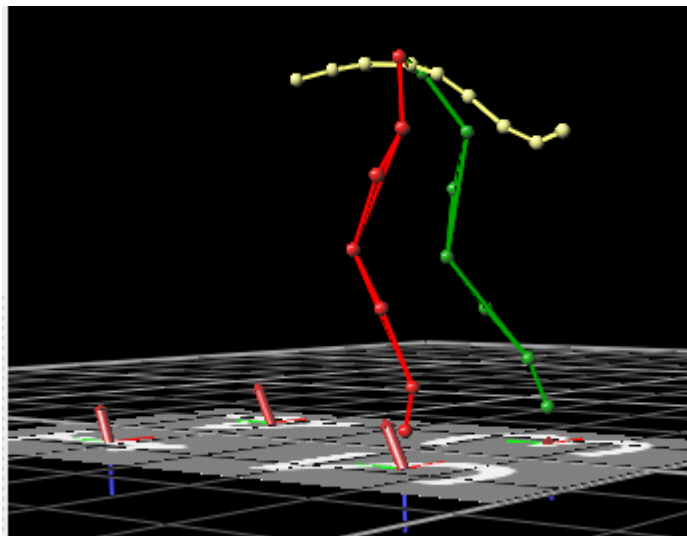


Abbildung 22: Strichfigur eines Hundes mit oben genanntem Markermodell.

Anschließend wurde eine Schrittsequenz zur kinetischen und kinematischen Auswertung ausgewählt. Um einen Schritt korrekt auswerten zu können, muss Anfang und Ende des Schrittes definiert werden. Jede Gliedmaße wurde dabei einzeln betrachtet. Ein Schrittzyklus beginnt am Anfang der Standphase und endet am Ende der Schwungphase. Die Software QuadruPedLocomotion ermöglicht die zeitgleiche Auswertung aller 4 Gliedmaßen (Layer, 2012). Ausschlaggebend für einen auswertbaren Schritt ist die korrekte Fußung der

Pfote auf der jeweiligen Kraftmessplatte. Während des Schrittes darf keine andere Pfote die Platte berühren, da dies zu verfälschten Ergebnissen führt. Die Schritte mit korrekter Fußung werden identifiziert und kinetische und kinematische Werte einzeln und als Mittelwert aller auswertbaren Schritte graphisch und numerisch ermittelt. Für jede Gliedmaße wurden so viele Schritte wie möglich ausgewertet.

3.2.4. Kinetische Daten

Die Daten werden mithilfe des Microsoft Excel 2007 (Version 12.0) weiterverarbeitet und zuerst einzelne kinetische Parameter bestimmt.

3.2.4.1. Kinetische Kräfte

PVF (% KGW) und VI (% KGW*s) wurden jeweils für alle Gliedmaßen aller operierten Tiere ermittelt und mit denen gesunder Hunde verglichen. Die Gewichtsverteilung auf Vorder- und Hintergliedmaßen wurde mit folgender Formel berechnet:

$$\text{Gewichtsverteilung:} = \frac{\text{Summe PVF (VI) der Vorderbeine (Hinterbeine)} * 100}{\text{Summe PVF (VI) aller Gliedmaßen}}$$

3.2.4.2. Symmetrie-Index (SI)

Der Symmetrie-Index (SI) wurde von Robinson et al. (1987) definiert. Anhand des Symmetrie-Index erfolgte eine Einstufung in „lahm“ oder „nicht lahm“. Die vertikale Kraft (PVF und VI) werden hierzu zur Berechnung herangezogen.

$$SI = \text{ABS}(200 * (X1 - X2) / (X1 + X2))$$

X1 = Wert des rechten Hinterbeins (PVF/VI)

X2 = Wert des linken Hinterbeins (PVF/VI)

ABS = Betrag

Der Idealwert 0 besagt, dass es keinerlei Unterschiede zwischen den beiden Gliedmaßen gibt. Da jedoch bei jedem Hund eine physiologische Asymmetrie besteht wird ein bestimmter Wert festgelegt, bei dessen Überschreiten von einer Lahmheit ausgegangen werden kann. Dieser Wert liegt laut Voss et al. (2007) für PVF bei 9. Im eigenen Labor wird der Grenzwert an den Rassen Beagle, Deutscher Schäferhund, Labrador Retriever und Dackel für PVF ebenfalls bei 9

und für VI bei 10 angegeben (Raith 2010, Layer 2012, Senckenberg 2016). Sobald einer der beiden errechneten SI den entsprechenden Grenzwert überschritten hat, wurde der Hund als lahm eingestuft.

3.2.4.3. Zeitliche Parameter

Für jeden Patienten wurde die mittlere Standphasendauer der Hintergliedmaße während eines Schrittzklus ermittelt. Sie wird angegeben in % der Gesamtdauer eines Schrittzklus.

3.2.5. Kinematische Auswertung

Mit Hilfe des Markermodells wurden für alle großen Gelenke der Hintergliedmaße (Tarsal-, Knie- und Hüftgelenk) die Winkelverläufe bestimmt. Anhand der ermittelten absoluten Gelenkwinkelverläufe wurde jeweils der minimale und maximale Gelenkwinkel (maximaler Flexions- und maximaler Extensionswinkel) innerhalb des gesamten Schrittzklus bestimmt. Um einen Einfluss eventueller Ungenauigkeiten bei der Platzierung der Marker zu verhindern bzw. um den Gelenkwinkelverlauf der Gruppen untereinander vergleichen zu können, wurden die Gelenkwinkel auf einen neutralen Gelenkwinkel bezogen. Dazu wurde der mittlere Winkel eines Gelenks während des Schrittzklus errechnet und dieser von jedem einzelnen Wert des Gelenkwinkels subtrahiert (Bockstahler et al., 2009). Erneut wurden dann der maximale (Extensions-) und der minimale (Flexions-)Winkel berechnet (neutrale Gelenkwinkel). Da sich die Differenz zwischen dem maximalen und minimalen Gelenkwinkels durch eine Verschiebung des Gelenkverlaufs entlang der y-Achse nicht ändert, wurde diese nicht erneut berechnet. Am Hüftgelenk wurden ein erstes Maximum und Minimum im Bereich der ersten Hälfte der Standphase errechnet, außerdem wurden ein zweites Maximum am Ende der Standphase und ein Minimum während der Schwungphase berechnet (Abb. 23). Am Kniegelenk wurden ein Minimum und ein Maximum berechnet und am Tarsalgelenk wurden 2 Minima und 1 Maximum differenziert (Abb. 24 und 25). Darüber hinaus wurden weitere kinematische Extreme betrachtet. Der Bewegungsumfang (Range of Motion (ROM)) wurde ebenfalls für jedes große Gelenk der Beckengliedmaße bestimmt. Der ROM ist die Differenz zwischen minimalem und maximalem Gelenkwinkel. Als weitere kinematische Parameter wurde die „time of occurrence“ (TOO) der beiden maximalen und des minimalen Hüftgelenkwinkels, des minimalen Kniegelenkwinkel, des maximalen und der beiden minimalen Tarsalgelenkwinkels

ermittelt. TOO beschreibt den Zeitpunkt des Auftretens eines kinematischen Ereignisses. Die TOO wird immer in Bezug auf den gesamten Schrittzyklus bestimmt (% Schritt). Neben der Auswertung der absoluten und neutralen Gelenkwinkel wurde die Winkelgeschwindigkeit, das heißt die Veränderung des Winkels über die Zeit, bestimmt. Auch dies wurde für alle großen Gelenke der Hintergliedmaße gesondert berechnet und ausgewertet.

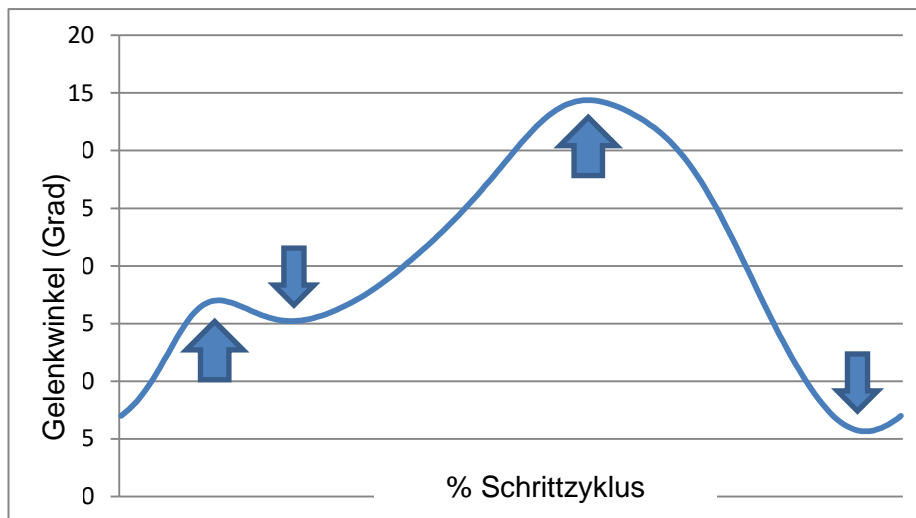


Abbildung 23: Gelenkwinkelverlauf des Hüftgelenks mit Kennzeichnung der beiden Maxima und Minima.

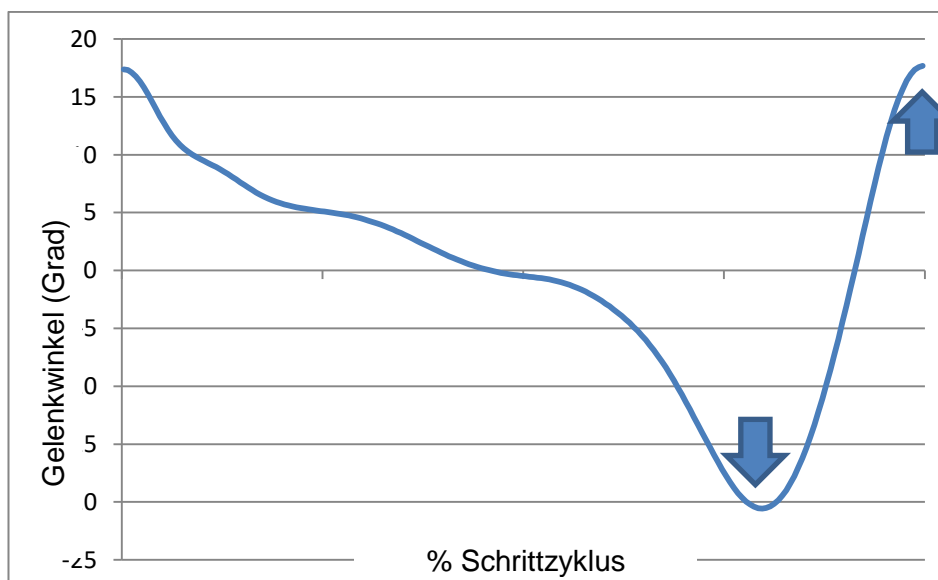


Abbildung 24: Gelenkwinkelverlauf des Kniegelenks mit Kennzeichnung des Maximums und des Minimums.

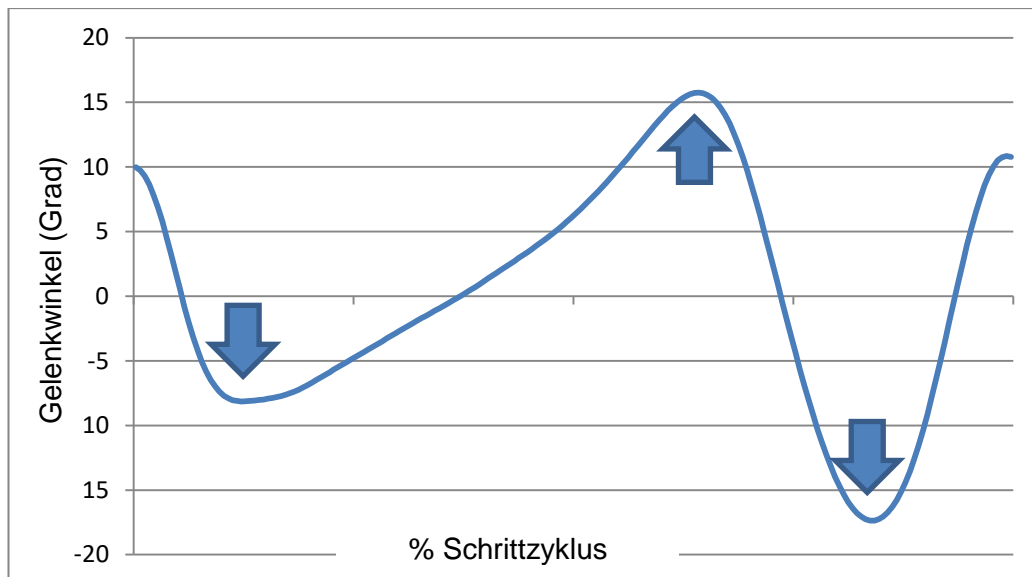


Abbildung 25: Gelenkwinkelverlauf des Tarsalgelenks mit Kennzeichnung des Maximums und der beiden Minima.

3.3. Statistik

Die kinetischen und kinematischen Parameter wurde mithilfe des Programms Microsoft Office Excel 2007 (Version 12.0) verarbeitet sowie der Mittelwert (MW) und die Standardabweichung (\pm) berechnet. Außerdem wurden der minimale Wert (Min) und der maximale Wert (Max) ermittelt. Bei den einseitig operierten Tieren wurden die beiden Hintergliedmaßen separat ausgewertet. Bei den beidseitig operierten Tieren wurde der Mittelwert der Parameter der beiden Hinterbeine gebildet. Gleiches gilt für die Gruppe der gesunden Kontrollgruppe. Dann wurde aus den Einzelwerten der Hunde für jeden Parameter der Mittelwert der Gruppe gebildet und die Standardabweichung errechnet.

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm SPSS Statistics (Version 24) unter Mithilfe von Herrn Privatdozent Dr. Reese. Neben der Ermittlung der Mittelwerte der einzelnen Gruppen und deren Standardabweichung wurde die Effektgröße nach Cohen d berechnet. Dabei wurde eine Effektgröße über 0,3 als kleiner Effekt, eine über 0,5 als mittlerer Effekt und eine über 0,7 als großer Effekt bewertet. Anschließend wurde eine Varianzanalyse zwischen den einzelnen Studiengruppen und der Kontrollgruppe mittels 2-seitigem T-Test (Anova, Bonferroni post hoc) vorgenommen. Das Signifikanzniveau wurde als $\alpha = 0,05$ festgelegt; $p < 0,05$ wurde als signifikant betrachtet. Um die einzelnen Studiengruppen auch untereinander zu vergleichen, wurde die Alpha-Kumulierung durch die Bonferroni-Korrektur ausgeglichen.

4. Ergebnisse

4.1. Patientengut

Insgesamt konnten 37 Hunde in die Studiengruppe einbezogen werden, die ein- (n=18) oder beidseitig (n=19) eine TEP vor mindestens 6 Monaten erhalten haben. Die Gründe warum Hunde nicht zur Kontrolluntersuchung vorgestellt wurden, waren wie folgt:

- Hund bereits verstorben (n=23)
- Hund zu alt und multimorbide (n=13)
- Besitzer unbekannt verzogen (n=17)
- Anfahrtsweg zu weit, um an einer klinischen Studie teilzunehmen (n=1)
- Keine Rückmeldung (n=21)

Die Kontrollgruppe bestand aus 38 Hunden, sodass insgesamt 75 Hunde in die Studie eingeschlossen und ausgewertet wurden. Die Studiengruppe wurde für die statistische Auswertung in 2 Untergruppen unterteilt (siehe Tab. 7). Gruppe 1 stellten die an beiden Hüftgelenken mittels TEP operierten Tiere dar. Tiere mit einseitiger TEP bildeten Gruppe 2. Gruppe 3 waren die gesunden Hunde (Kontrollgruppe).

Tabelle 5: Einteilung der Gruppen.

Gruppe 1	TEP beidseitig		Gesamt n = 19
Gruppe 2	TEP einseitig	kontralaterale Seite Coxarthrose n = 14	Gesamt n = 18
		kontralaterale Seite gesund n = 4	
Gruppe 3 (Kontrollgruppe)	gesund beidseitig		Gesamt n = 38

Alle Hunde aus Gruppe 1 trugen zementierte Endoprothesen, in Gruppe 2 trugen 14 Hunde zementierte Endoprothesen und 4 Hunde zementfreie Endoprothesen. Die statistische Auswertung erfolgte jedoch unabhängig vom Implantat-Typ. In Gruppe 1 war ausschließlich eine hochgradige Hüftgelenksdysplasie der Grund der Implantation, in Gruppe 2 wurden 14 Hunde aufgrund einer schweren Hüftgelenksdysplasie chirurgisch versorgt. Die restlichen 4 erhielten das

Implantat aufgrund eines Traumas/Fraktur (Femurkopfhalsfraktur $n = 2$, alte Acetabulumfraktur $n = 2$). Wegen der geringen Fallzahl der Traumapatienten, wurden alle 1-seitig operierten Tiere zu einer Gruppe zusammengefasst. Für den intraindividuellen Vergleich wurde nochmal eine Untergruppe aus Gruppe 2 gebildet. Bei Hunde mit einseitiger Endoprothese und contralateraler Coxarthrose (CoxA) $n = 14$ wurden die beiden Hintergliedmaßen intraindividuell kinetisch und kinematisch verglichen. Aufgrund der Tatsache, dass vor allem große Hunderassen an Hüftgelenksdysplasie leiden, was die Hauptindikation für den Hüftgelenksersatz ist, waren die Studienpatienten hauptsächlich Vertreter mittlerer und großer Hunderassen bzw. deren Mischlinge (Tab. 6). Am häufigsten waren die Mischlinge unbekannter Rasse vertreten, gefolgt von den Deutschen Schäferhunden und deren Mischlingen.

Tabelle 6: Aufstellung der untersuchten Rassen (Studiengruppe).

Rasse	Anzahl der Hunde
Airedale Terrier	1
Anatolischer Hirtenhund	1
Beagle	1
Berner Sennenhund	2
Border Collie	2
Deutscher Schäferhund	4
Deutscher Schäferhund-Mischling	4
Englische Bulldogge	1
Entlebucher Sennenhund	1
Golden Retriever	1
Irischer Setter	1
Kleiner Münsterländer	1
Labrador Retriever	3
Malinois	1
Mischling	11
Rhodesian Ridgeback	1
Weimaraner	1
Summe	37

Die Kontrollgruppe setzte sich aus Hunden verschiedener Rassen zusammen, wobei die Labrador Retriever und Deutschen Schäferhunde überwogen (siehe Tab. 7).

Tabelle 7: Aufstellung der untersuchten Rassen (Kontrollgruppe).

Rasse	Anzahl der Hunde
Beagle	6
Deutscher Schäferhund	10
Irischer Setter	1
Labrador Retriever	15
Malinois	1
Mischling unbekannter Rassen	4
Rhodesian Ridgeback	1
Summe	38

4.1.1. Morphometrische Daten

Die Hunde in Gruppe 1 waren im Mittel am schwersten (Tab. 8). Die gefundenen Unterschiede im mittleren Gewicht der Gruppen waren weder signifikant noch klinisch relevant.

Tabelle 8: Körpergewicht (kg) der einzelnen Gruppen.

Körpergewicht (kg)	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
MW	33,5	29,9	28,8
±	7,2	10,6	7,5
Min	16,2	18,5	13,3
Max	45,0	61,0	39,5

Die Kontrollgruppe war im Mittel signifikant jünger als die beiden Studiengruppen ($p = 0,000$) (siehe Tab. 9). Die Kontrollgruppe wurde aus einem Pool gesunder Tiere ermittelt, deren Altersgrenze in früheren Studien bei 7–9 Jahren festgelegt wurde (Raith, 2010, Layer, 2012, Senckenberg, 2016). Im Vergleich der Gruppen 1 und 2 fand sich kein signifikanter Altersunterschied ($p = 0,211$).

Tabelle 9: Alter zum Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung in Jahren.

Alter (Jahre)	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
MW	7,4	6,2	3,5
±	2,9	2,4	1,6
Min	1,9	1,9	0,6
Max	14,2	9,7	6,7

Es konnte kein signifikanter Unterschied bzgl. der mittleren Kruppenhöhe zwischen den einzelnen Gruppen gefunden werden. Die ermittelten Unterschiede waren klinisch nicht relevant.

Gruppe 1 wurde gebildet von 10 weiblichen (52,6 %) und 9 männlichen Tieren (47,4 %), Gruppe 2 aus 12 weiblichen (66,7 %) und 6 männlichen (33,3 %) Hunden. Insgesamt waren 22 der 37 (59,5 %) operierten Tiere weiblich und 15 (40,5 %) männlich. Gruppe 3 enthielt 17 (44,7 %) weibliche und 21 (55,3 %) männliche Tiere. Auf den Kastrationsstatus wurde dabei keinen Wert gelegt, da der Zeitpunkt der Kastration unabhängig vom Zeitpunkt der Implantation der TEP zu sehen ist. Es fand sich bzgl. der Verteilung des Geschlechts kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen 1 und 2 ($p = 0,337$).

4.1.2. Implantattyp und mittlere Implantationsdauer

Da die Anzahl der zementierten Endoprothesen deutlich überwog (Tab. 10), wurde in der statistischen Auswertung keine Untergruppierung vorgenommen und beide Implantationstypen gleichwertig behandelt. In erster Linie wurden Porte.Vet-Prothesen und Biomedtrix BFX Prothesen verwendet. Tabelle 10 zeigt die Verteilung der Implantattypen in den jeweiligen Gruppen.

Tabelle 10: Implantattypen der einzelnen Gruppen.

Implantattyp	Gruppe 1 TEP (n=38)		Gruppe 2 TEP (n=18)	
	Schaft	Pfanne	Schaft	Pfanne
Porte.Vet-Prothese zementiert	38	38	13	14
Biomécanique-Prothese zementiert	-	-	1	-
Biomedtrix BFX unzementiert	-	-	4	4
Gesamt	38	38	18	18

Die mittlere Implantationsdauer ist die Spanne vom Zeitpunkt der Operation bis zum Kontrolltermin. In der Implantationsdauer gab es zwischen den Gruppen 1 und 2 keinen signifikanten, klinisch relevanten Unterschied ($p = 0,657$) (Tab. 11).

Tabelle 11: Mittlere Implantationsdauer der Endoprothesen zum Zeitpunkt der Untersuchung.

Implantationsdauer (Jahre)	Gruppe 1 TEP (n = 38)	Gruppe 2 TEP (n = 18)
MW	3,7	3,4
\pm	2,0	2,2
Min	0,7	0,7
Max	8,9	7,9

4.1.3. Klinische, orthopädische und radiologische Befunde

In der allgemeinen Untersuchung waren alle Hunde ohne besonderen Befund.

4.1.3.1. Lahmheitsbeurteilung und orthopädische Untersuchung

In Gruppe 1 wurden alle Tiere im Schritt und Trab als lahmheitsfrei eingestuft. In Gruppe 2 wurden 2 Tiere als deutlich geringgradig lahm (1 Tier auf operierter Seite, 1 Tier auf nicht operierter Seite) und 1 Tier als undeutlich geringgradig lahm (operierte Seite) eingestuft. Alle anderen Tiere dieser Gruppe waren augenscheinlich lahmheitsfrei. In der orthopädischen Untersuchung wurden alle großen Gelenke speziell der Hintergliedmaßen untersucht. Es musste kein Tier aufgrund einer auffälligen Schmerzhaftigkeit anderer Gelenke als der Hüfte aus der Studie ausgeschlossen werden. Bei 15 von 56 (26,8 %) der untersuchten Gelenke mit Implantat konnte eine Schmerzhaftigkeit bei Rotation und in jeweils 16 von 56 (28,6 %) der untersuchten Gelenke ein Extensions-/Flexionsschmerz festgestellt werden (Tab. 12). Einer der Hunde, die als deutlich geringgradig lahm eingestuft wurden zeigte bei Extension, Flexion und Rotation der operierten Gliedmaße am Hüftgelenk mittelgradige Schmerzhaftigkeit, was mit dem Lahmheitsbefund korrelierte. Der andere Hund zeigte an der operierten Gliedmaße keinerlei klinische Auffälligkeiten, die Lahmheit zeigte sich bei diesem Tier auf der nicht operierten Gliedmaße. Dort fiel eine mittelgradige Schmerzhaftigkeit bei Manipulation des Hüftgelenks auf. Der Hund mit undeutlich geringgradiger Lahmheit war gering- bis mittelgradig schmerzhaft bei Manipulation der Hüfte. 2 Hunde zeigten sowohl bei Extension, Flexion und Rotation des implantierten Hüftgelenks mittel- bis hochgradige Schmerzhaftigkeit, waren jedoch im Gangbild lahmheitsfrei. Einer dieser Hunde zeigte zusätzlich eine derbe ca. faustgroße derbe Umfangsvermehrung am medialen Oberschenkel der operierten Gliedmaße, die wenig schmerzhaft schien. Alle Hunde aus Gruppe 3 wurden im Rahmen früherer Studien als klinisch, orthopädisch und röntgenologisch gesund und lahmheitsfrei eingestuft (Raith 2010, Layer 2012, Senckenberg 2016). Die orthopädischen Befunde des Hüftgelenks sind für die Gruppen 1 und 2 in der Tabelle 12 zusammengefasst.

Tabelle 12: Schmerzhaftigkeit bei Manipulation des operierten Hüftgelenks aufgeteilt nach Gruppen (Gruppe 1 TEP=38, Gruppe 2 TEP=18).

Schmerzhaftigkeit bei	Gruppe 1 (n = 38)	Gruppe 2 (n = 18)	Gesamt (n = 56)
Rotation			
– Ohne besonderen Befund	21 (55,3 %)	9 (50,0 %)	30 (53,6 %)
– Geringgradig	8 (21,1 %)	4 (22,2 %)	12 (21,4 %)
– Gering- bis mittelgradig	-	1 (5,6 %)	1 (1,8 %)
– Mittel- bis hochgradig	-	2 (11,1 %)	2 (3,6 %)
Extension			
– Ohne besonderen Befund	21 (55,3 %)	10 (55,6 %)	31 (55,4 %)
– Geringgradig	8 (21,1 %)	-	8 (14,3 %)
– Gering- bis mittelgradig	-	6 (33,3 %)	6 (10,7 %)
– Mittel- bis hochgradig	-	2 (11,1 %)	2 (3,6 %)
Flexion			
– Ohne besonderen Befund	21 (55,3 %)	10 (55,6 %)	31 (55,4 %)
– Geringgradig	8 (21,1 %)	-	8 (14,3 %)
– Gering- bis mittelgradig	-	6 (33,3 %)	6 (10,7 %)
– Mittel- bis hochgradig	-	2 (11,1 %)	2 (3,6 %)

In Gruppe 2 ergab die orthopädische Untersuchung des nicht operierten Hüftgelenks folgende Befunde: dabei wurde zwischen den Hüften mit bekannter Coxarthrose (n=14) und gesunden Hüften (n=4) unterschieden.

Tabelle 13: Untersuchungsergebnisse des nicht operierten Hüftgelenks aus Gruppe 2.

Schmerzhaftigkeit/ Bewegungseinschränkung bei	Gruppe 2 bekannte Coxarthrose nicht operierte Gliedermaße (n=14)	Gruppe 2 gesundes nicht operiertes Hüftgelenk (n=4)
Rotation		
- Ohne besonderen Befund	-	2 (50,0 %)
- Geringgradig	1 (7,1 %)	2 (50,0 %)
- Gering- bis mittelgradig	2 (14,3 %)	-
- Mittel- bis hochgradig	11 (78,6 %)	-
Extension		
- Ohne besonderen Befund	-	2 (50,0 %)
- Geringgradig	2 (14,3 %)	1 (25,0 %)
- Gering- bis mittelgradig	2 (14,3 %)	1 (25,0 %)
- Mittel- bis hochgradig	10 (71,4 %)	-
Flexion		
- Ohne besonderen Befund	-	3 (75 %)
- Geringgradig	4 (28,6 %)	1 (25 %)
- Gering- bis mittelgradig	4 (28,6 %)	-
- Mittel- bis hochgradig	6 (42,9 %)	-

An einigen operierten Gliedmaßen (n=15) fiel eine ggr. Außenrotation des Kniegelenks, sowie eine kompensatorische Endorotation des Tarsalgelenks auf (Kuhhessigkeit) (Tab. 14). Dabei zeigte sich kein Zusammenhang zur Lahmheitsbeurteilung im Rahmen der orthopädischen Untersuchung.

Tabelle 14: Vorkommen der Endorotation des Tarsalgelenks in den einzelnen Gruppen.

Kuhhességkeit	Gruppe 1 beidseitig	Gruppe 1 einseitig	Gruppe 2 OP	Gruppe 2 nicht OP
Anzahl kuhhességig	6 (31,5 %)	1 (5,2 %)	8 (44,4 %)	0 (0,0 %)
	davon als lahm eingestuft	davon als lahm eingestuft	davon als lahm eingestuft	davon als lahm eingestuft
Anzahl	0 (0,0 %)	0 (0,0 %)	1 (12,5 %)	0 (0,0 %)

4.1.3.2. Radiologische Befunde

Gruppe 1: Die Beurteilung „Reizlos, in situ, kein Hinweis auf Lockerung“ bekamen alle Implantate (Schaft und Acetabulum) der Studiengruppe 1 (Tab. 15). Bei 5 Implantaten (13,2 %) zeigte sich ein ggr. Aufhellungssaum um das Acetabulum und bei 3 Implantaten (7,9 %) ein feiner Aufhellungssaum entlang des Femurschaftes. Die Aufhellungsbereiche waren in allen Fällen < 1 mm und im Vergleich zu den Voraufnahmen nicht progressiv. Geringgradige Füllungsdefekte traten bei nahezu allen Implantaten auf, waren aber stets unverändert zur Aufnahme post operationem und waren in keinem Fall klinisch relevant.

Gruppe 2: Die Beurteilung „Reizlos, in situ, kein Hinweis auf Lockerung“ erhielten alle Schaftimplantate (100 %) und 16 von 18 Pfannenimplantate (88,9 %) (Tab. 15). Bei 2 Implantaten (11,1 %) zeigte sich ein ggr. Aufhellungssaum um das Acetabulum < 1 mm und bei einem Implantat (5,6 %) ein feiner Aufhellungssaum entlang des Femurschafts < 1 mm. Diese Auffälligkeiten waren nicht progressiv zu den Voraufnahmen und klinisch nicht relevant. In einem Fall zeigte sich jedoch eine Aufhellungslinie um das Acetabulum von ca. 2 mm. Das Implantat war zum Kontrollzeitpunkt aber röntgenologisch in korrekter Position. Der Besitzer wurde auf die mögliche Komplikation einer Implantatlockerung hingewiesen. Der Hund zeigte bei der klinischen Untersuchung eine hgr. Schmerzhaftigkeit bei Extension, Flexion und Rotation der operierten Gliedmaße, lief jedoch auf dem Laufband und in der Ganganalyse durch den Untersucher lahmheitsfrei. Eine Aufnahme zeigte ein zementiertes Pfannenimplantat mit Ausriß des Kontraststringes im dorsalen Anteil und Versprengung distal bis zum distalen Drittel des Oberschenkels und medial bis zur Beckensymphyse. Der Hund zeigte eine äußerlich palpierbare Umfangsvermehrung, die sich radiologisch als

heterogen strukturiert, mit prädominanter Weichteildichte und schlecht abgrenzbaren, kleinen, unstrukturierten mineraldichten Anteilen darstellt. Der Hund wurde in der Ganganalyse jedoch nicht in der Lahmheitsbeurteilung als geringgradig lahm eingestuft. Bei den zementlosen Prothesen wurde besonders darauf geachtet, ob es im Vergleich zur Aufnahme post operationem zum Absinken des Schaftimplantats in die Markhöhle des Femurs kam. Dies war bei keinem der Implantate der Fall.

Ggr. Füllungsdefekte traten bei nahezu allen zementierten Implantaten auf, waren aber stets unverändert zur Aufnahme post operationem und waren in keinem Fall klinisch relevant. Neben den einseitig operierten Gliedmaßen wurde in dieser Gruppe auch die kontralaterale Seite (unoperiert) mit beurteilt. Dort zeigten 14 Hunde (77,8 %) eine hgr. Coxarthrose bedingt durch hgr. Hüftgelenksdysplasie, 1 Hund (5,6 %) zeigte eine ggr Coxarthrose und 3 Hunde (16,7 %) zeigten keine oder nur sehr geringgradige Veränderungen im kontralateralen Hüftgelenk. Bei letztgenannten 4 Hunden handelte es sich um die Patienten, die aufgrund einer einseitigen Acetabulum/Femurkophalsfraktur chirurgisch mittels TEP versorgt wurden.

Tabelle 15: Radiologische Beurteilung der implantierten Prothesen unterteilt in Schaft- und Pfannenimplantat.

Beurteilung Schaftimplantat	Gruppe 1 TEP (n = 38)	Gruppe 2 TEP (n = 18)	Gesamt TEP (n = 56)
Reizlos, in situ Aufhellungssaum < 1 mm um Schaft Kein Hinweis auf Implantatlockerung	38 (100,0 %)	18 (100,0 %)	56 (100,0 %)
Beurteilung Pfannenimplantat	Gruppe 1 TEP (n = 38)	Gruppe 2 TEP (n = 18)	Gesamt TEP (n = 56)
Reizlos, in situ Aufhellungssaum < 1 mm um Acetabulum Kein Hinweis auf Implantatlockerung	38 (100,0 %)	16 (88,9 %)	54 (96,4 %)
Hinweis auf Implantatlockerung	-	2 (11,1 %)	2 (3,6 %)

4.2. Kinetik

Für alle Hunde ($n = 37$) konnten die im Folgenden genannten kinetischen Daten erhoben werden. Durchschnittlich flossen für jeden Hund pro Hintergliedmaße $22,0 \pm 14,8$ Schritte in die Auswertung ein. Die Gruppen zeigten eine ähnliche durchschnittliche Laufgeschwindigkeit: Gruppe 1 $0,98 \pm 0,13$ m/s, Gruppe 2 $0,86 \pm 0,14$ m/s, Gruppe 3 $0,99 \pm 0,15$ m/s. Die Gruppen wurden untereinander verglichen (in Gruppe 2 wurden dabei die operierten Gliedmaßen betrachtet). Anschließend wurden die beiden Gliedmaßen der Tiere in Gruppe 2, welche eine bekannte HD mit Coxarthrose auf der nicht operierten Seite zeigten, verglichen ($n=14$). Die Coxarthroseseite wird im Folgenden mit Gruppe 2 (CoxA) bezeichnet.

4.2.1. Vertikale Spitzenkraft (PVF) und Vertikaler Impuls (VI)

Die Vertikale Spitzenkraft unterschied sich an der operierten Gliedmaße in beiden Gruppen nicht signifikant und nicht klinisch relevant von den gesunden Kontrolltieren (Tab. 17). Auch die CoxA Hüften unterscheiden sich in Gruppe 2 nicht signifikant von den operierten Gliedmaßen (Tab. 18).

Tabelle 16: Vertikale Spitzenkraft der operierten Gliedmaßen aus Gruppe 1 und 2 sowie Gruppe 3.

Vertikale Spitzenkraft PVF (% KGW)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
MW	42,83	40,46	42,95
±	6,35	5,95	4,94
Min	31,75	30,90	34,50
Max	52,00	58,30	56,20

Tabelle 17: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der Vertikalen Spitzenkraft zwischen den Gruppen.

	Gruppe 1–3	Gruppe 2–3	Gruppe 1–2
p-Wert	0,999	0,156	0,389

Tabelle 18: PVF intraindividueller Vergleich Gruppe 2 (OP, CoxA).

Vertikale Spitzenkraft PVF (% KGW)	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 2 (CoxA)
MW	39,30	37,95
\pm	4,44	4,40
p-Wert	0,279	

Auch der Vertikale Impuls unterschied sich an der operierten Gliedmaße in beiden Gruppen nicht signifikant und nicht klinisch relevant von gesunden Tieren (Tab. 20). Beim Vergleich der CoxA-Hüfte mit der implantierten Hüfte innerhalb der Gruppe 2 war der Unterschied jedoch nur knapp nicht signifikant (Tab. 21).

Tabelle 19: Vertikaler Impuls der operierten Gliedmaßen aus Gruppe 1 und 2 sowie Gruppe 3.

Vertikaler Impuls VI (% KGW*s)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
MW	13,16	12,8	13,10
\pm	2,23	2,82	2,35
Min	6,57	7,36	7,20
Max	16,04	18,14	17,03

Tabelle 20: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz des Vertikalen Impulses zwischen den Gruppen.

	Gruppe 1–3	Gruppe 2–3	Gruppe 1–2
p-Wert	1,000	1,000	1,000

Tabelle 21: VI intraindividuellem Vergleich Gruppe 2 (OP, CoxA).

Vertikaler Impuls VI (% KGW*s)	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 2 (CoxA)
MW	12,72	11,37
\pm	3,08	2,10
p-Wert	0,054	

Da es in der Vertikalen Spitzenkraft keinen Unterschied zwischen den beiden Gliedmaßen in Gruppe 2 (CoxA, OP) gibt, wird die operierte Gliedmaße also länger mit Kraft belastet als die Arthroshälfte, was der höhere VI Wert aussagt. Der Unterschied ist jedoch knapp nicht signifikant.

Tabelle 22 zeigt den prozentualen Anteil der Vorder-/Hintergliedmaßen an der gesamten vertikalen Spitzenkraft bzw. dem gesamten vertikalen Impuls und damit die Gewichtsverteilung. Alle Gruppen zeigten eine physiologische Verteilung der Belastung auf die Vorder- bzw. Hintergliedmaßen. Sowohl Gruppe 1 als auch Gruppe 2 unterschied sich in der Kräfteverteilung nicht signifikant von der Kontrollgruppe. Dies gilt für die Gewichtsverteilung von PVF und VI gleichermaßen.

Tabelle 22: Kräfteverteilung der einzelnen Gruppen.

Gruppe 1	PVF (% der gesamten PVF)		VI (% des gesamten VI)	
	vorne	hinten	vorne	hinten
MW	58,0	42,0	61,0	39,0
\pm	5,3	5,3	6,5	6,5
Min	50,0	29,1	51,6	20,9
Max	70,1	50,0	79,1	48,4
Gruppe 2	PVF (% der gesamten PVF)		VI (% des gesamten VI)	
	vorne	hinten	vorne	hinten
MW	60,0	40,0	63,5	36,5
\pm	4,9	4,9	6,3	6,3
Min	53,6	28,7	55,5	19,9
Max	71,3	46,3	80,1	44,5
Gruppe 3	PVF (% der gesamten PVF)		VI (% des gesamten VI)	
	vorne	hinten	vorne	hinten
MW	58,5	41,5	61,0	39,0
\pm	3,9	3,9	6,2	6,2
Min	51,4	31,2	49,0	24,2
Max	68,8	48,6	75,8	51,0

4.2.2. Lahmheitseinstufung anhand des Symmetrie-Index (SI)

Alle Hunde aus Gruppe 1 wurden in der instrumentierten, computergestützten Ganganalyse als lahmheitsfrei eingestuft. Dies deckt sich mit der Lahmheitsuntersuchung. Anhand des SI konnten 7 Hunde (38,9 %) der Gruppe 2 in der instrumentierten, computergestützten Ganganalyse als lahm identifiziert werden. Dabei zeigten 5 der 18 Hunde (27,8 %) aus Gruppe 2 eine Lahmheit der nicht operierten Hintergliedmaße und 2 Hunde (11,1 %) eine Lahmheit der operierten Gliedmaße. Somit wurden 2 von 37 (5,4 %) Hunden als lahm auf der

operierten Gliedmaße eingestuft. 3 der 7 Hunde wurden auch in der Lahmheitsbeurteilung durch den Untersucher als lahm eingestuft. Ein Hund, der vom Untersucher als undeutlich geringgradig lahm eingestuft wurde, zeigte anhand des Symmetrieindex keine Lahmheit auf dem Laufband. Die anderen beiden Hunde deckten sich mit der Ganganalyse. Alle Hunde mit einer Lahmheit der nicht operierten Gliedmaße zeigten auch im Röntgenbild hochgradige Veränderungen im Sinne einer Coxarthrose. Die Hunde ohne Lahmheit zeigten einen SIPVF von $4,2 \pm 3,1$ bzw. einen SIVI von $4,8 \pm 2,4$. Somit lagen die Werte der lahmheitsfreien Hunde nur geringfügig über denen der Gruppe 3 (SIPVF: $3,5 \pm 2,4$, SIVI: $4,6 \pm 2,8$) und zeigten eine vergleichbar niedrige Standardabweichung.

4.2.3. Zeitliche Parameter

Die mittlere Standphasendauer unterschied sich bei den operierten Tieren nicht signifikant von den gesunden Tieren (siehe Tab. 24). Auch fand sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen 1 und 2 ($p = 1,000$).

Tabelle 23: Mittlere Standphasendauer der einzelnen Gruppen.

Standphasendauer (% eines Schrittzyklus)	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
MW	68,82	68,14	68,85
\pm	3,42	4,60	4,87
Min	61,75	61,00	57,75
Max	76,00	78,50	77,50

Tabelle 24: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der Standphasendauer zwischen den Gruppen.

	Gruppe 1–3	Gruppe 2–3	Gruppe 1–2
p-Wert	1,000	1,000	1,000

4.3. Kinematik

Bei 34 der 37 Hunde konnten kinematische Parameter mithilfe passiver Marker erhoben werden. 3 Tiere aus Gruppe 2 konnten nicht kinematisch ausgewertet

werden, da durch zu langes Fell keine Auswertung der Marker möglich war oder der Hund die aufgeklebten Marker im Gang nicht tolerierte. Im intraindividuellen Vergleich von Gruppe 2 konnten 13 von 14 Hunden kinematisch ausgewertet werden.

4.3.1. Absolute Gelenkwinkel

Für alle großen Gelenke der Hintergliedmaße (Tarsal-, Knie- und Hüftgelenk) wurde jeweils das Minimum, das Maximum, die Time of occurrence (TOO) sowie die Range of Motion (ROM) bestimmt.

4.3.1.1. Hüftgelenkwinkel

In den maximalen Hüftgelenkwinkeln unterschieden sich die Studiengruppen und die Kontrollgruppe nicht signifikant (Tab. 25, Abb. 26 und 27). Bezüglich der minimalen Gelenkwinkel ergab sich ein signifikanter Unterschied. Der minimale Hüftgelenkwinkel war in der Kontrollgruppe und damit an gesunden Gliedmaßen signifikant kleiner als an den operierten Gliedmaßen. Dieser signifikante Unterschied ergab sich sowohl bei den beidseitig operierten Tieren ($p = 0,037$) als auch bei den einseitig operierten Tieren ($p = 0,016$). Dagegen bestand zwischen den Gruppen 1 und 2 kein signifikanter Unterschied. Im intraindividuellen Vergleich von Gruppe 2 (OP-CoxA) ergaben sich auch keinerlei signifikante Unterschiede (Tab. 26).

Tabelle 25: Maximaler und minimaler Hüftgelenkwinkel der 3 Gruppen (Mittelwert und Standardabweichung).

Gelenkwinkel (Grad)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
Maximaler Hüftgelenkwinkel	139,4 ± 14,7	141,9 ± 14,5	132,6 ± 12,9
Minimaler Hüftgelenkwinkel	109,8 ± 13,3	112,0 ± 13,7	100,0 ± 13,8

Tabelle 26: Intraindividueller Vergleich der Hüftgelenkwinkel in Gruppe 2 (OP, CoxA).

Gelenkwinkel (Grad)	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 2 (CoxA)	p-Wert (OP)-(CoxA)
Maximaler Hüftgelenkwinkel	139,3 ± 15,8	133,3 ± 9,3	0,216
Minimaler Hüftgelenkwinkel	109,6 ± 14,9	107,7 ± 6,6	0,591

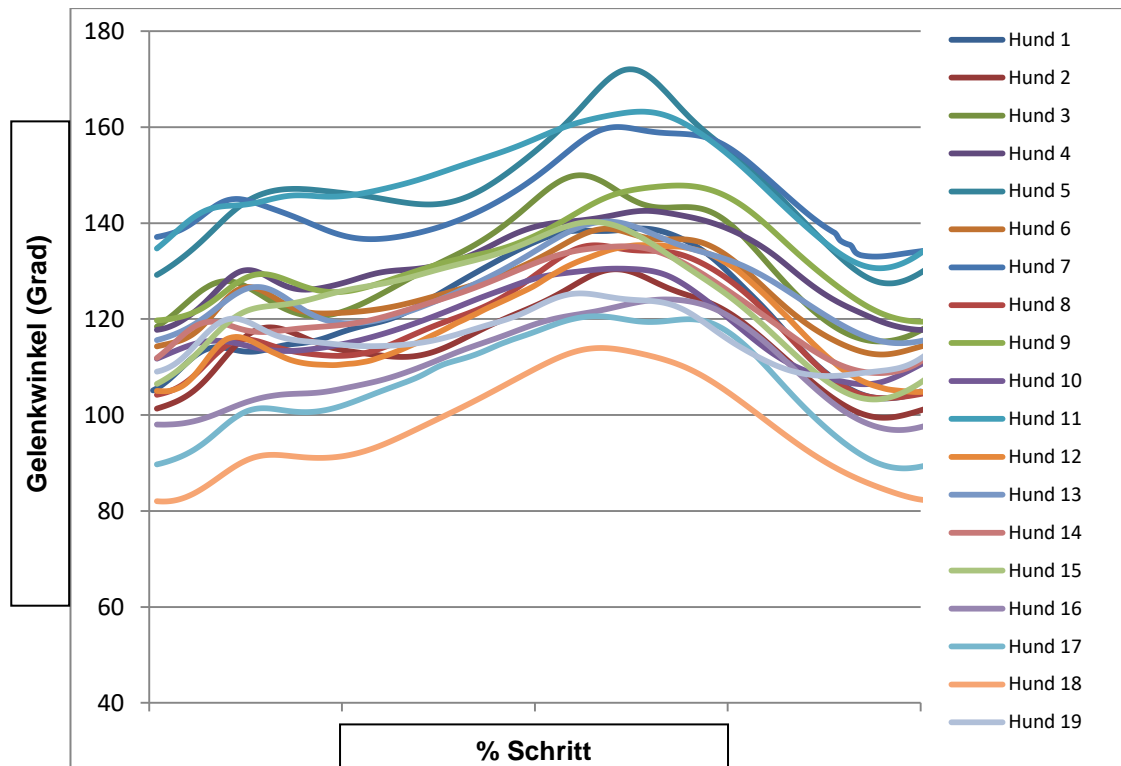


Abbildung 26: Mittlerer Hüftgelenkwinkel aller Hunde aus Gruppe 1 (Mittelwert aus linker und rechter Gliedmaße).

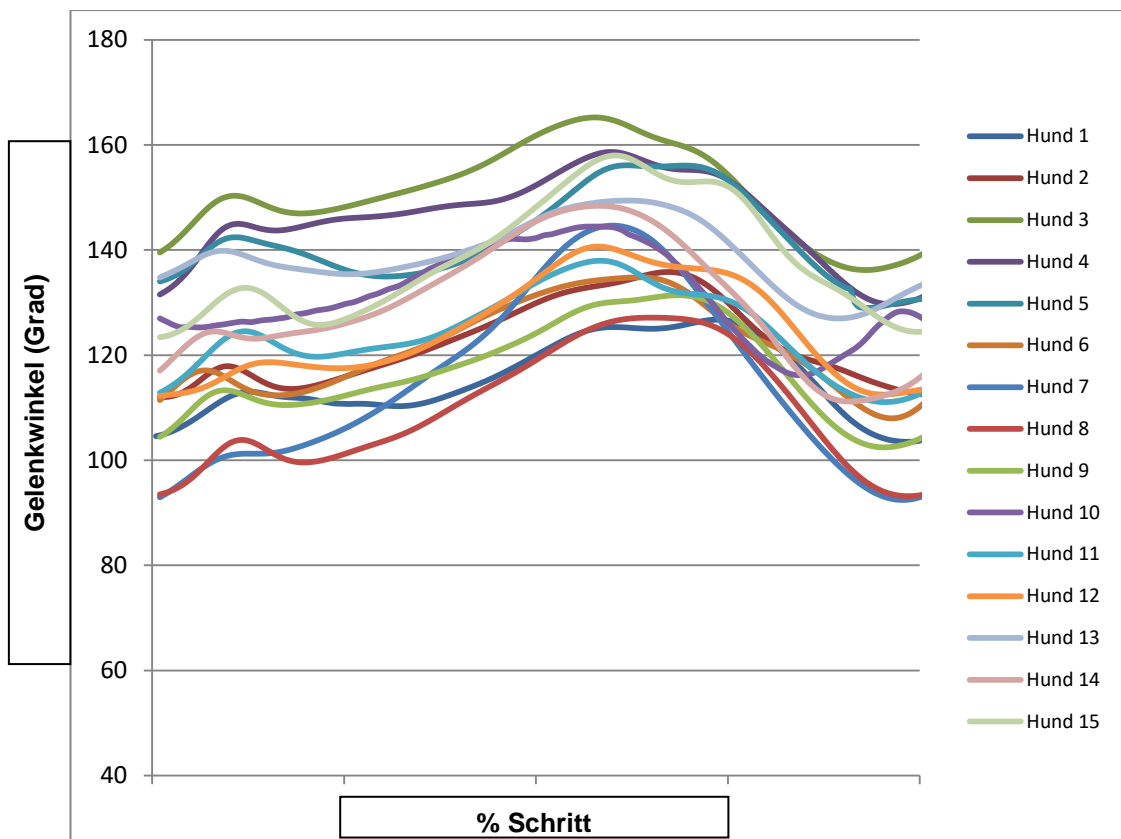


Abbildung 27: Mittlerer Hüftgelenkwinkel der operierten Gliedmaße aller Hunde aus Gruppe 2.

4.3.1.2. Kniegelenkwinkel

Die maximalen und minimalen Kniegelenkwinkel unterschieden sich zwischen den Gruppen nicht signifikant bzw. sind klinisch nicht relevant (Tab. 28, Abb. 28 und 29). Im intraindividuellen Vergleich von Gruppe 2 (OP-CoxA) ergaben sich auch keinerlei signifikante Unterschiede (Tab. 28).

Tabelle 27: Maximale und minimale Kniegelenkwinkel der 3 Gruppen (Mittelwert und Standardabweichung).

Gelenkwinkel (Grad)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
Maximaler Kniegelenkwinkel	148,5 ± 8,9	148,5 ± 8,4	143,3 ± 9,8
Minimaler Kniegelenkwinkel	107,0 ± 5,4	107,4 ± 6,0	104,9 ± 10,3

Tabelle 28: Intraindividueller Vergleich der Kniegelenkwinkel in Gruppe 2 (OP, CoxA).

Gelenkwinkel (Grad)	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 2 (CoxA)	p-Wert (OP)-(CoxA)
Maximaler Kniegelenkwinkel	147,8 ± 8,8	137,1 ± 29,0	0,209
Mininimaler Kniegelenkwinkel	107,3 ± 7,0	107,0 ± 12,6	0,934

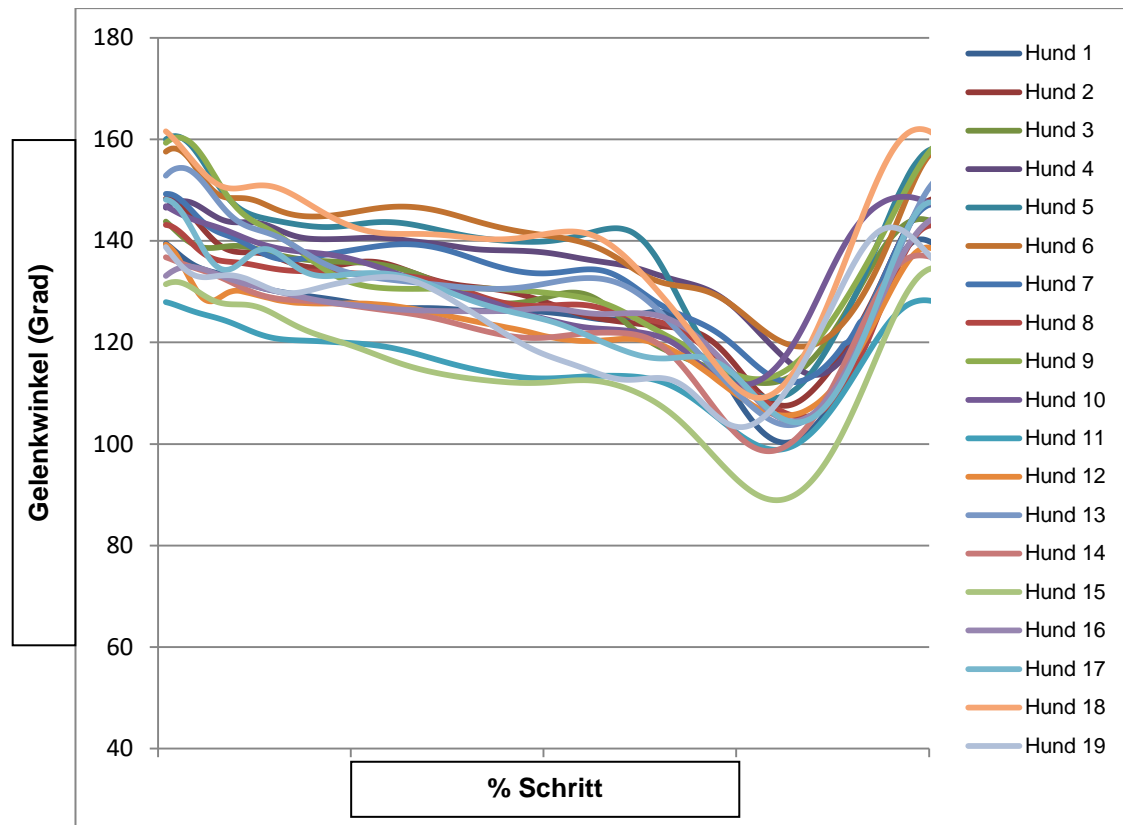


Abbildung 28: Mittlerer Kniegelenkwinkel aller Hunde aus Gruppe 1 (Mittelwert aus linker und rechter Gliedmaße).

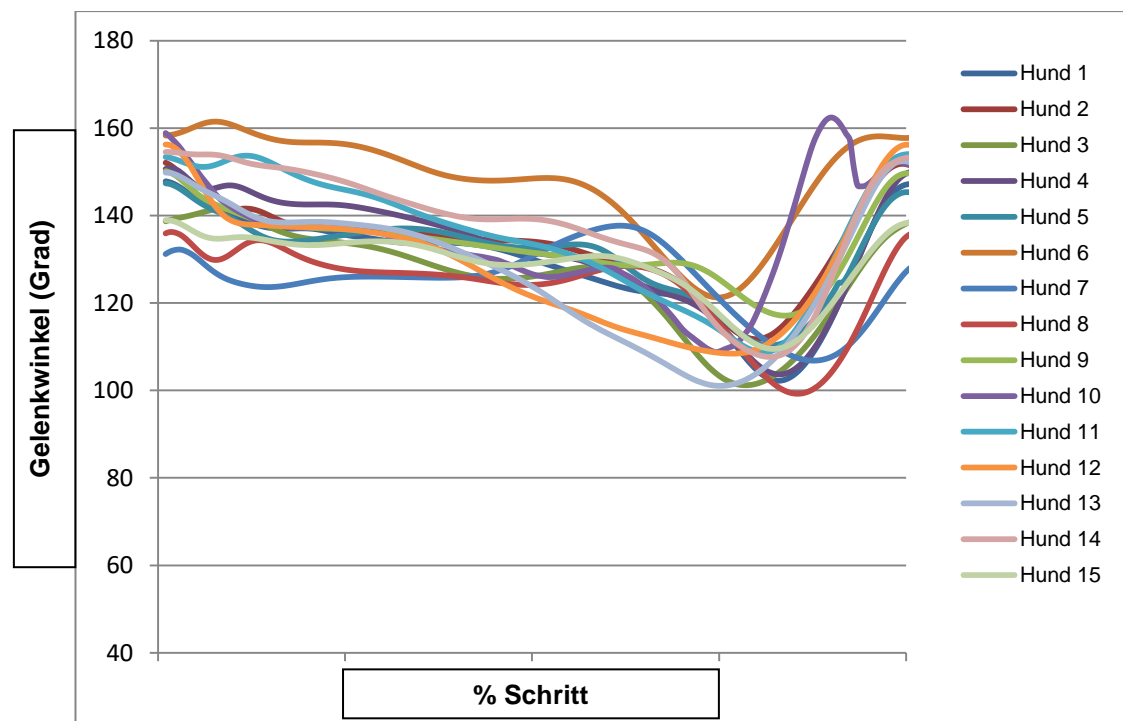


Abbildung 29: Mittlerer Kniegelenkwinkel der operierten Gliedmaße aller Hunde aus Gruppe 2.

4.3.1.3. Tarsalgelenkwinkel

Beim Tarsalgelenkwinkel unterschieden sich die minimalen Winkel nicht signifikant zwischen den Gruppen, bei den maximalen Winkeln jedoch zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den beidseitig operierten Tieren und der Kontrollgruppe ($p = 0,007$) (Tab. 29, Abb. 31 und 32). Die beidseitig operierten Hunde zeigten einen größeren maximalen Gelenkwinkel. Zwischen den einseitig operierten Tieren und der Kontrollgruppe bestand kein signifikanter Unterschied ($p = 1,000$). Gruppe 1 und 2 unterschieden sich ebenfalls nicht signifikant ($p = 0,223$). Im intraindividuellen Vergleich von Gruppe 2 (OP-CoxA) ergab sich ein signifikanter Unterschied im minimalen Gelenkwinkel. Die operierte Gliedmaße wird also im Vergleich zur kontralateralen Gliedmaße (Coxarthrose) in Tarsus mehr gestreckt (Tab. 30).

Tabelle 29: Maximale und minimale Tarsalgelenkwinkel

Gelenkwinkel (Grad)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
Maximaler Tarsalgelenkwinkel	161,7 ± 8,9	156,0 ± 9,3	153,7 ± 9,0
Minimaler Tarsalgelenkwinkel	123,0 ± 9,5	118,1 ± 12,1	116,0 ± 11,5

Tabelle 30: Intraindividueller Vergleich der Tarsalgelenkwinkel in Gruppe 2 (OP, CoxA).

Gelenkwinkel (Grad)	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 2 (CoxA)	p-Wert (OP)-(CoxA)
Maximaler Tarsalgelenkwinkel	157,2 ± 10,2	161,5 ± 11,9	0,172
Mininimaler Tarsalgelenkwinkel	118,9 ± 14,1	125,6 ± 14,3	0,042

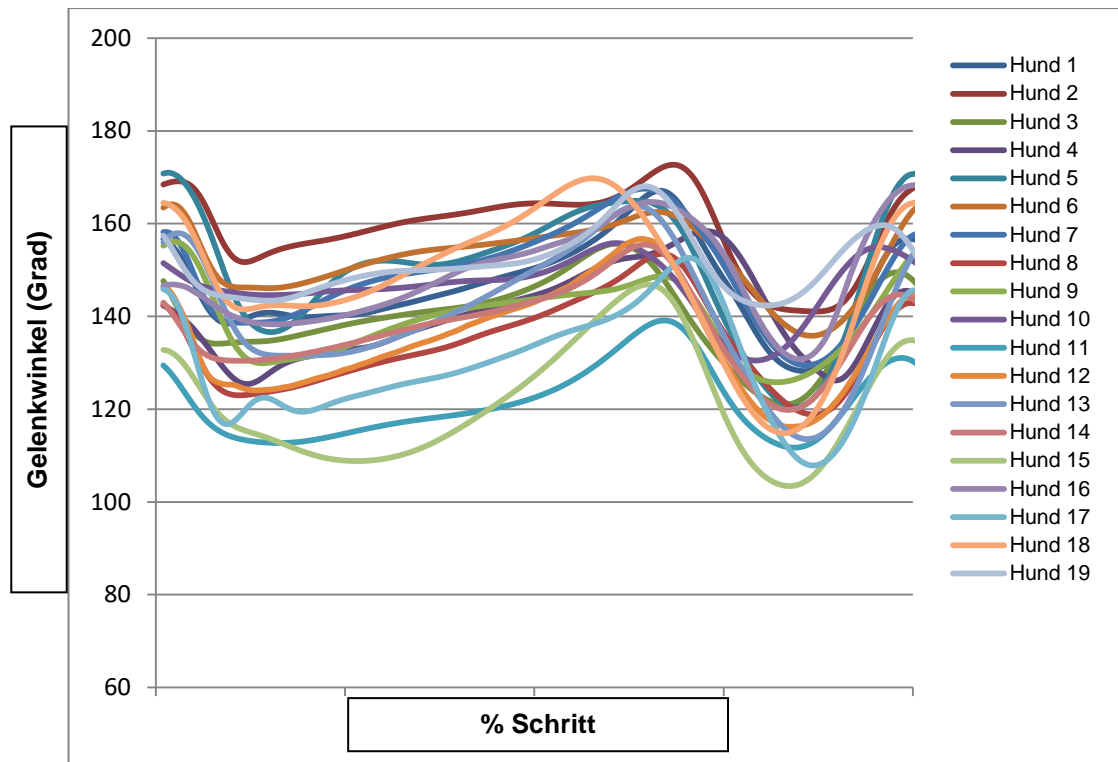


Abbildung 30: Mittlerer Tarsalgelenkwinkel aller Hunde aus Gruppe 1 (Mittelwert aus linker und rechter Gliedmaße).

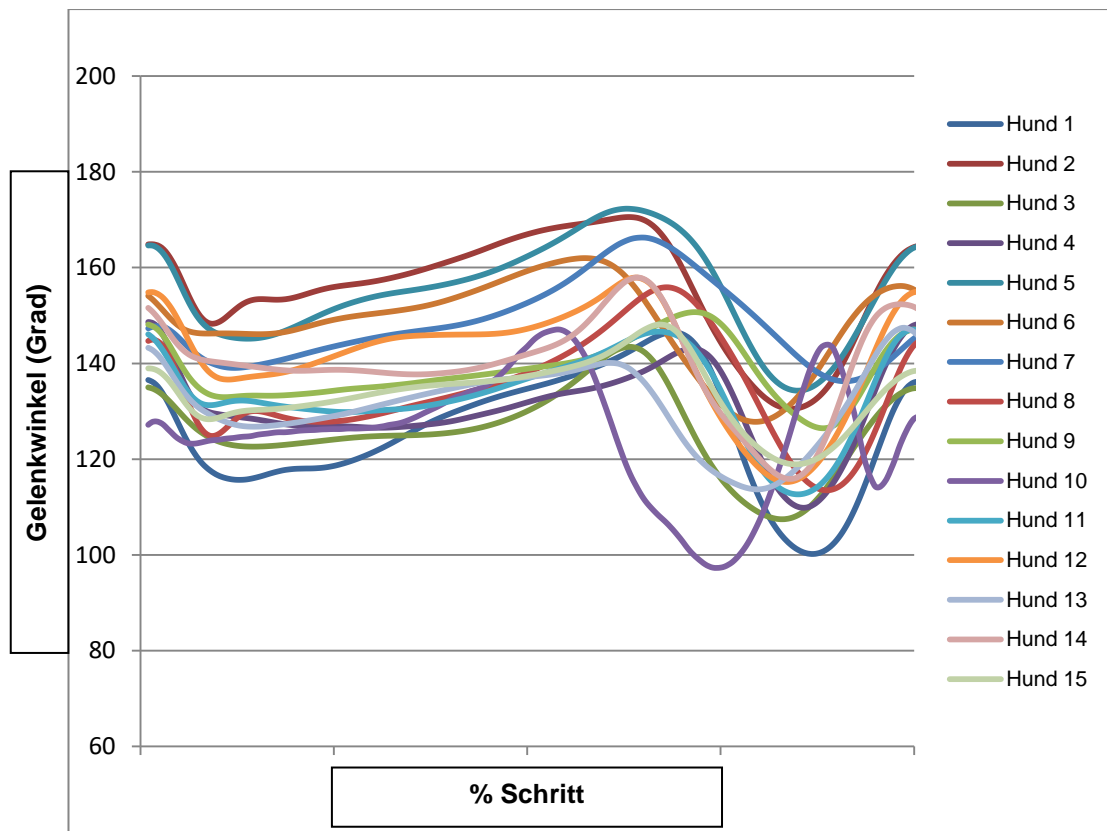


Abbildung 31: Mittlerer Tarsalgelenkwinkel der operierten Gliedmaße aller Hunde aus Gruppe 2.

4.3.2. Neutrale Gelenkwinkel

4.3.2.1. Neutraler Hüftgelenkwinkel

Die Untersuchung der Extreme des Hüftgelenkwinkels im Vergleich der 3 Gruppen erbrachte in keinem Fall ein signifikantes Ergebnis (Tab. 31 und 32). Die größten Unterschiede im Verlauf des Gelenkwinkels traten im ersten Drittel der Standphase und am Ende der Schwungphase auf (Abb. 33).

Tabelle 31: Neutraler Hüftgelenkwinkel der 3 Gruppen (Mittelwert und Standardabweichung).

Gelenkwinkel (Grad)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
1. maximaler Hüftgelenkwinkel	-1,9 ± 3,1	-3,0 ± 2,6	-3,7 ± 3,8
2. maximaler Hüftgelenkwinkel	15,1 ± 3,2	15,4 ± 4,6	16,0 ± 3,1
1. minimaler Hüftgelenkwinkel	-14,8 ± 3,1	-14,7 ± 3,1	-16,3 ± 3,5
2. minimaler Hüftgelenkwinkel	-5,9 ± 2,4	-6,8 ± 2,9	-6,4 ± 3,2

Tabelle 32: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der neutralen Hüftgelenkwinkel zwischen den 3 Gruppen.

	Gruppe 1–3 p-Wert	Gruppe 2–3 p-Wert	Gruppe 1–2 p-Wert
1. maximaler Hüftgelenkwinkel	0,177	0,788	1,000
2. maximaler Hüftgelenkwinkel	0,542	0,790	1,000
1. minimaler Hüftgelenkwinkel	0,797	0,910	1,000
2. minimaler Hüftgelenkwinkel	0,236	0,247	1,000

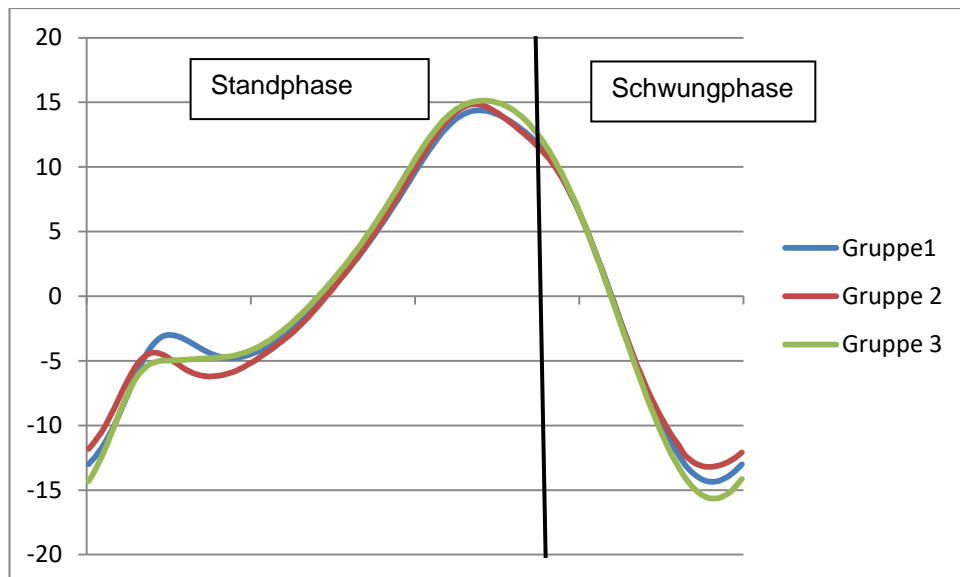


Abbildung 32: Mittlerer neutraler Gelenkwinkelverlauf des Hüftgelenks der 3 Gruppen.

4.3.2.2. Neutraler Kniegelenkwinkel

Der minimale Kniegelenkwinkel von Gruppe 2 war nur knapp nicht signifikant kleiner als der von Gruppe 3, die Effektgröße lag bei 0,67 (Tab. 33 und 34). Alle weiteren Unterschiede zwischen den Gruppen waren ebenfalls nicht signifikant. Die größten Unterschiede im Gelenkwinkelverlauf traten im ersten Drittel der Standphase auf (Abb. 34).

Tabelle 33: Neutraler Kniegelenkwinkel der 3 Gruppen (Mittelwert und Standardabweichung).

Gelenkwinkel (Grad)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
Maximaler Kniegelenkwinkel	18,8 ± 4,1	18,2 ± 5,3	17,3 ± 3,7
Minimaler Kniegelenkwinkel	-21,8 ± 3,6	-23,5 ± 4,1	-21,0 ± 3,8

Tabelle 34: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der neutralen Kniegelenkwinkel zwischen den 3 Gruppen.

	Gruppe 1–3 p-Wert	Gruppe 2–3 p-Wert	Gruppe 1–2 p-Wert
Maximaler Kniegelenkwinkel	0,334	0,708	1,000
Minimaler Kniegelenkwinkel	0,746	0,070	0,554

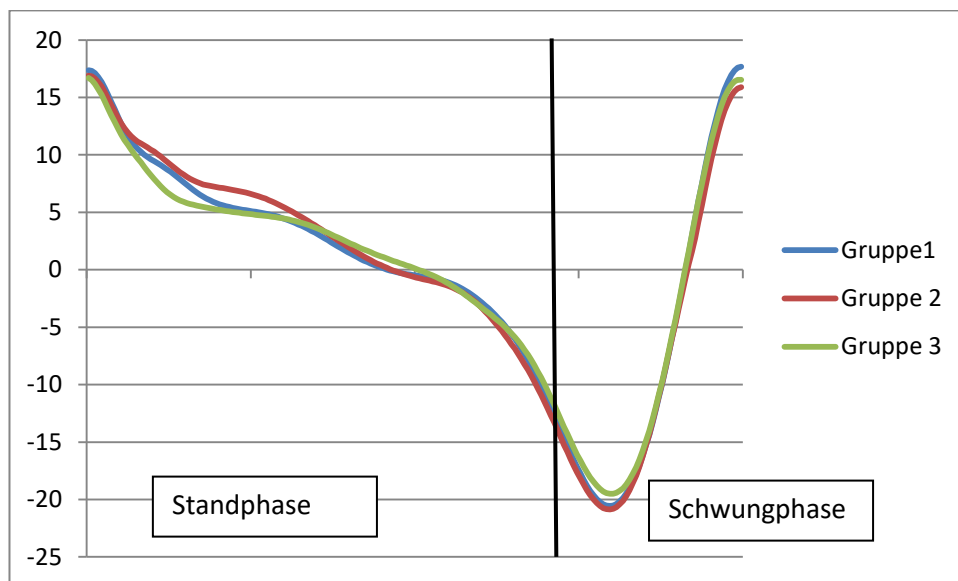


Abbildung 33: Mittlerer neutraler Gelenkwinkelverlauf des Kniegelenks der 3 Gruppen.

4.3.2.3. Neutraler Tarsalgelenkwinkel

Gruppe 1 und 2 zeigten einen kleineren maximalen Tarsalgelenkwinkel (Tab. 35). Das 1. Minimum wies für beide Gruppen einen höheren Wert auf und das 2. Minimum zeigte für beide Gruppen einen niedrigeren Wert. Alle Differenzen im Vergleich der Gruppen 1 und 3 bzw. 2 und 3 waren signifikant (Tab. 36). Wohingegen die Unterschiede zwischen den Gruppen 1 und 2 in keinem Fall signifikant waren. Die größten Unterschiede im Verlauf der Gelenkwinkel fanden sich beim Tarsalgelenk im Vergleich zu Hüft- und Kniegelenk. Die größten Differenzen zwischen den 3 Gruppen fanden sich im Verlauf bei allen 3 Extremen, im ersten Drittel und am Ende der Standphase und in der ersten Hälfte der Schwungphase (Abb. 35).

Tabelle 35: Neutraler Tarsalgelenkwinkel der 3 Gruppen (Mittelwert und Standardabweichung).

Gelenkwinkel (Grad)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
Maximaler Tarsalgelenkwinkel	17,6 ± 4,7	16,2 ± 3,7	20,7 ± 5,1
1. minimaler Tarsalgelenkwinkel	-9,1 ± 3,2	-5,5 ± 3,0	-11,9 ± 4,3
2. minimaler Tarsalgelenkwinkel	-18,5 ± 6,0	-19,7 ± 4,5	-16,4 ± 3,7

Tabelle 36: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der neutralen Tarsalgelenkwinkel zwischen den 3 Gruppen.

	Gruppe 1–3 p-Wert	Gruppe 2–3 p-Wert	Gruppe 1–2 p-Wert
Maximaler Tarsalgelenkwinkel	0,043	0,004	1,000
1. minimaler Tarsalgelenkwinkel	0,023	0,000	0,223
2. minimaler Tarsalgelenkwinkel	0,024	0,048	1,000

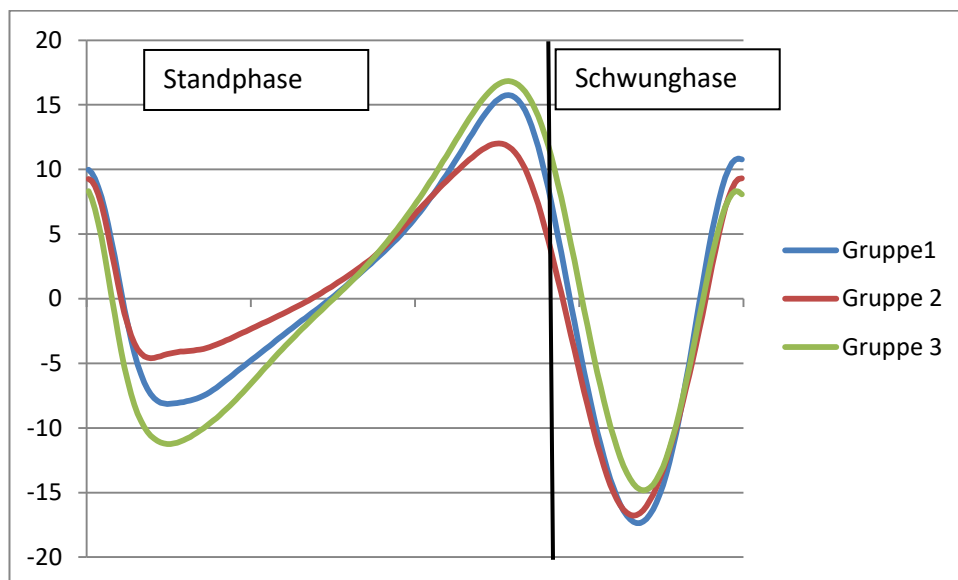


Abbildung 34: Mittlerer neutraler Gelenkwinkelverlauf des Tarsalgelenks der 3 Gruppen.

4.3.3. Winkelgeschwindigkeit

4.3.3.1. Winkelgeschwindigkeit des Hüftgelenks

Die Extreme der Winkelgeschwindigkeit unterschieden sich zwischen den Gruppen in keinem Fall (Tab. 37 und 38). Der Verlauf der Winkelgeschwindigkeit zeigte die größten Differenzen im ersten Drittel der Standphase und in der Schwungphase (Abb. 36).

Tabelle 37: Winkelgeschwindigkeit des Hüftgelenks der 3 Gruppen (Mittelwert und Standardabweichung).

Winkelgeschwindigkeit (Grad/s)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
1. Maximum	182,6 ± 47,3	156,7 ± 33,2	183,0 ± 52,3
2. Maximum	119,8 ± 40,1	118,3 ± 37,4	117,4 ± 35,2
1. Minimum	-66,6 ± 46,5	-73,2 ± 41,9	-57,0 ± 34,0
2. Minimum	-192,4 ± 41,7	-198,7 ± 40,4	-211,3 ± 44,6
Maximum gesamt	185,4 ± 46,4	165,2 ± 34,1	-188,0 ± 47,7
Minimum gesamt	-192,6 ± 41,5	-198,7 ± 40,4	-211,8 ± 44,6

Tabelle 38: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der Winkelgeschwindigkeit des Hüftgelenks zwischen den 3 Gruppen.

	Gruppe 1–3 p-Wert	Gruppe 2–3 p-Wert	Gruppe 1–2 p-Wert
1. Maximum	0,999	0,156	0,389
2. Maximum	0,964	0,996	1,000
1. Minimum	0,610	0,335	1,000
2. Minimum	0,221	0,567	1,000
Maximum gesamt	0,972	0,201	0,622
Minimum gesamt	0,227	0,566	1,000

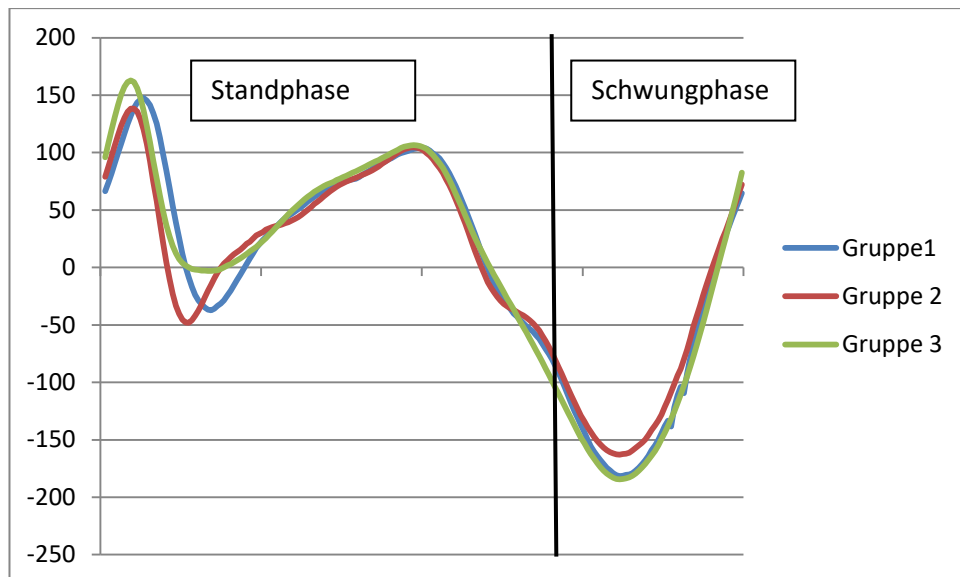


Abbildung 35: Mittlerer Winkelgeschwindigkeit des Hüftgelenks der 3 Gruppen.

4.3.3.2. Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenks

Die Extreme der Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenks unterschieden sich zwischen den Gruppen in keinem Fall (Tab. 39 und 40). Der Verlauf der Winkelgeschwindigkeit zeigte einen unterschiedlichen Verlauf im ersten Drittel der Standphase (Abb. 37).

Tabelle 39: Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenks der 3 Gruppen (Mittelwert und Standardabweichung).

Winkelgeschwindigkeit (Grad/s)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
Maximum	423,0 ± 66,6	406,3 ± 78,0	405,7 ± 82,0
1. Minimum	-205,5 ± 95,1	-162,4 ± 79,5	-198,9 ± 66,1
2. Minimum	-205,5 ± 64,2	-209,2 ± 65,6	-217,6 ± 67,8
Minimum gesamt	-248,5 ± 71,0	-233,5 ± 71,5	-245,4 ± 66,0

Tabelle 40: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenks zwischen den 3 Gruppen.

	Gruppe 1–3 p-Wert	Gruppe 2–3 p-Wert	Gruppe 1–2 p-Wert
Maximum	0,662	1,000	1,000
1. Minimum	0,941	0,246	0,356
2. Minimum	0,610	0,335	1,000
Minimum gesamt	0,953	0,869	1,000

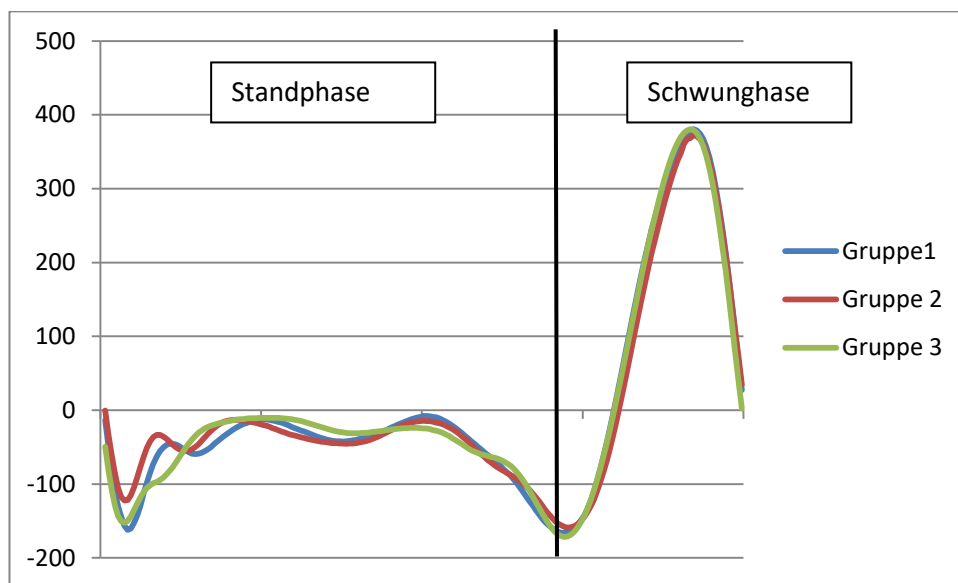


Abbildung 36: Mittlerer Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenks der 3 Gruppen.

4.3.3.3. Winkelgeschwindigkeit des Tarsalgelenks

Der maximale Wert der Winkelgeschwindigkeit des Tarsalgelenks der Gruppe 1 war höher als der von Gruppe 3. Dieser Unterschied war nur knapp nicht signifikant (Effektgröße 0,54) (Tab. 41 und 42). Die Winkelgeschwindigkeit des 1. Minimums war bei Gruppe 2 signifikant kleiner als bei Gruppe 3. Alle weiteren Differenzen erwiesen sich als nicht signifikant. Der Verlauf der Winkelgeschwindigkeit zeigte die größten Differenzen im ersten Drittel der Standphase und zu Beginn der Schwunghase (Abb. 38).

Tabelle 41: Winkelgeschwindigkeit des Tarsalgelenks der 3 Gruppen (Mittelwert und Standardabweichung).

Winkelgeschwindigkeit (Grad/s)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
Maximum	426,2 ± 141,7	394,9 ± 121,9	356,6 ± 100,5
1. Minimum	-410,7 ± 149,6	-338,1 ± 94,0	-435,3 ± 124,0
2. Minimum	-391,0 ± 83,5	-382,0 ± 104,9	-414,4 ± 116,0
Minimum gesamt	-454,9 ± 207,3	-399,5 ± 108,4	-469,9 ± 117,1

Tabelle 42: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der Winkelgeschwindigkeit des Tarsalgelenks zwischen den 3 Gruppen.

p-Wert	Gruppe 1–3	Gruppe 2–3	Gruppe 1–2
Maximum	0,072	0,495	1,000
1. Minimum	0,731	0,032	0,322
2. Minimum	0,671	0,542	1,000
Minimum gesamt	0,868	0,104	0,533

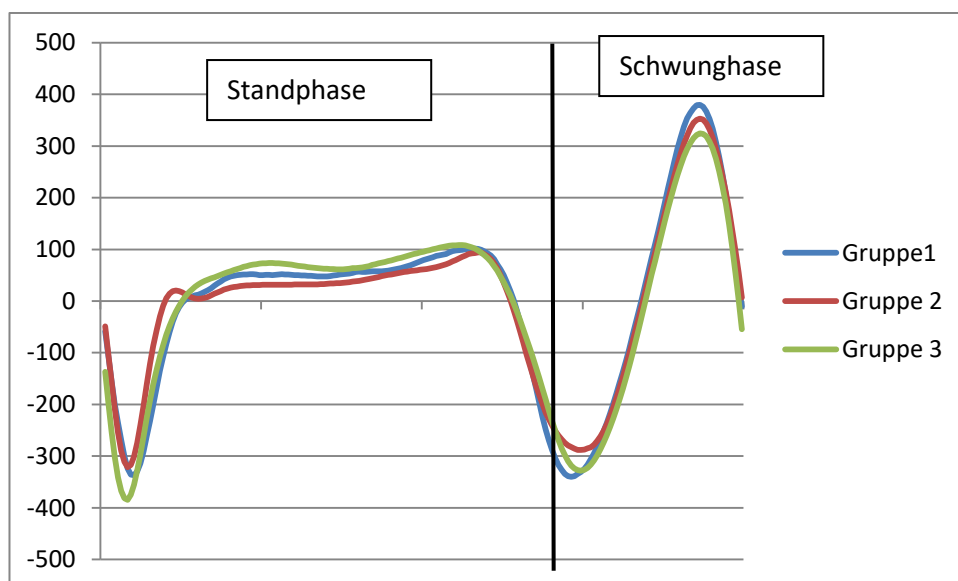


Abbildung 37: Mittlerer Winkelgeschwindigkeit des Tarsalgelenks der 3 Gruppen.

4.3.4. Bewegungsumfang (Range Of Motion)

Weder für das Hüft- noch für Knie- oder Tarsalgelenk konnte im Vergleich der Gruppen zueinander ein signifikanter Unterschied bzgl. des ROM ermittelt werden. In den folgenden Tabellen 43–51 ist der Bewegungsumfang der großen Gelenke der Hintergliedmaße dargestellt.

Tabelle 43: ROM des Hüftgelenks der 3 Gruppen im Vergleich.

ROM Hüftgelenk (Grad)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
MW	29,7	30,0	32,6
±	5,7	8,0	5,4
Min	17,3	17,8	17,8
Max	44,9	52,2	43,4

Tabelle 44: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der ROM (Hüftgelenk) zwischen den Gruppen.

	Gruppe 1–3	Gruppe 2–3	Gruppe 1–2
p-Wert	0,270	0,487	1,000

Tabelle 45: Intraindividueller Vergleich des ROM (Hüftgelenk) Gruppe 2 (OP, CoxA).

Vertikale Spitzenkraft PVF (% KGW)	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 2 (CoxA)
MW	29,7	25,6
±	8,7	4,7
p-Wert	0,138	

Tabelle 46: ROM des Kniegelenks der 3 Gruppen im Vergleich.

ROM Kniegelenk (Grad)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
MW	41,5	41,1	38,4
\pm	6,8	7,3	6,4
Min	30,0	29,5	25,8
Max	53,9	53,6	49,6

Tabelle 47: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz des ROM (Kniegelenk) zwischen den Gruppen.

	Gruppe 1–3	Gruppe 2–3	Gruppe 1–2
p-Wert	0,300	0,575	1,000

Tabelle 48: Intraindividueller Vergleich des ROM (Kniegelenk) Gruppe 2 (OP, CoxA).

Vertikale Spitzenkraft PVF (% KGW)	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 2 (CoxA)
MW	40,5	30,1
\pm	7,0	32,8
p-Wert	0,274	

Tabelle 49: ROM des Tarsalgelenks der 3 Gruppen im Vergleich.

ROM Tarsalgelenk (Grad)	Gruppe 1	Gruppe2 (OP)	Gruppe 3
MW	38,7	38,0	37,7
\pm	8,9	6,6	6,8
Min	25,8	27,3	24,7
Max	55,3	50,0	54,3

Tabelle 50: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz des ROM (Tarsalgelenk) zwischen den Gruppen.

	Gruppe 1–3	Gruppe 2–3	Gruppe 1–2
p-Wert	1,000	1,000	1,000

Tabelle 51: Intraindividueller Vergleich des ROM (Tarsalgelenk) Gruppe 2 (OP, CoxA).

Vertikale Spitzenkraft PVF (% KGW)	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 2 (CoxA)
MW	38,3	35,9
\pm	6,8	6,2
p-Wert	0,349	

Auch zwischen den Gruppen 1 und 2 fanden sich keinerlei signifikante Unterschiede im Bewegungsumfang der 3 großen Gelenke ($p = 1,000$). Auch der Vergleich der Gliedmaße (Coxarthrose) mit Gliedmaße (TEP) im intraindividuellen Vergleich der Gruppe 2 ergab keine signifikanten Unterschiede.

4.3.5. Time of occurrence (TOO)

4.3.5.1. Time of occurrence des Hüftgelenks

Der erste maximale Hüftgelenkwinkel trat bei allen Gruppen etwas bei 10 % des Schrittzklus auf (Tab. 52). Zwischen den Studiengruppen und der Kontrollgruppe konnte kein signifikanter Unterschied ermittelt werden. Auch im Vergleich der Gruppen 1 und 2 erwies sich die Differenz als nicht signifikant ($p = 0,141$). Dabei fand sich auch eine ähnliche Verteilung der Werte (Standardabweichung, Maximum und Minimum).

Tabelle 52: TOO des ersten Maximums des Hüftgelenkwinkels der 3 Gruppen im Vergleich.

TOO-Maximum1 Hüftgelenk (% Schritt)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
MW	12,6	10,3	10,8
±	3,3	2,1	3,1
Min	7,5	6,5	6,5
Max	19,0	15,0	18,5

Tabelle 53: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der TOO (erstes Maximum des Hüftgelenkwinkels).

	Gruppe 1–3	Gruppe 2–3	Gruppe 1–2
p-Wert	0,096	0,854	0,141

Der zweite maximale Hüftgelenkwinkel trat bei allen Gruppen etwa bei 60 % des Schrittzklus auf (Tab. 54). Zwischen den Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied ermittelt werden. Auch im Vergleich der Gruppen 1 und 2 erwies sich die Differenz als nicht signifikant ($p = 1,000$). Dabei fand sich auch eine ähnliche Verteilung der Werte (Standardabweichung, Maximum und Minimum).

Tabelle 54: TOO des zweiten Maximums des Hüftgelenkwinkels der 3 Gruppen im Vergleich.

TOO-Maximum2 Hüftgelenk (% Schritt)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
MW	60,6	61,7	62,0
±	3,4	4,7	4,2
Min	55,0	57,0	54,0
Max	68,0	73,5	74,0

Tabelle 55: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der TOO (zweites Maximum des Hüftgelenkwinkels).

	Gruppe 1–3	Gruppe 2–3	Gruppe 1–2
p-Wert	0,786	1,000	1,000

Der minimale Hüftgelenkwinkel trat bei allen Gruppen etwas bei 20 % des Schrittzklus auf (Tab. 56). Zwischen den Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied ermittelt werden. Auch im Vergleich der Gruppen 1 und 2 erwies sich die Differenz als nicht signifikant ($p = 1,000$). Dabei fand sich auch eine ähnliche Verteilung der Werte (Standardabweichung, Maximum und Minimum).

Tabelle 56: TOO des Minimums des Hüftgelenkwinkels der 3 Gruppen im Vergleich.

TOO Minimum Hüftgelenk (% Schritt)	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
MW	23,0	20,8	19,4
\pm	5,9	5,6	6,3
Min	13,0	13,0	10,5
Max	35,5	32,0	32,5

Tabelle 57: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der TOO (Minimum des Hüftgelenkwinkels).

	Gruppe 1–3	Gruppe 2–3	Gruppe 1–2
p-Wert	1,000	1,000	1,000

4.3.5.2. Time of occurrence des Kniegelenks

Der minimale Kniegelenkwinkel trat bei allen Gruppen etwas bei 80 % des Schrittzklus auf (Tab. 58). Zwischen den Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied ermittelt werden. Auch im Vergleich der Gruppen 1 und 2 erwies sich die Differenz als nicht signifikant ($p = 1,000$). Dabei fand sich auch eine ähnliche Verteilung der Werte (Standardabweichung, Maximum und Minimum).

Tabelle 58: TOO des Minimums des Kniegelenkwinkels der 3 Gruppen im Vergleich.

TOO Minimum Kniegelenk (% Schritt)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
MW	80,1	80,2	79,9
\pm	2,6	4,0	3,1
Min	75,0	74,0	73,5
Max	85,0	87,0	86,0

Tabelle 59: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der TOO (Minimum des Kniegelenkwinkels).

	Gruppe 1–3	Gruppe 2–3	Gruppe 1–2
p-Wert	1,000	1,000	1,000

4.3.5.3. Time of occurrence des Tarsalgelenks

Der maximale Tarsalgelenkwinkel trat bei allen Gruppen etwas bei 65 % des Schrittzyklus auf (Tab. 44). Zwischen den Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied ermittelt werden. Auch im Vergleich der Gruppen 1 und 2 erwies sich die Differenz als nicht signifikant ($p = 1,000$). Dabei fand sich auch eine ähnliche Verteilung der Werte (Standardabweichung, Maximum und Minimum).

Tabelle 60: TOO des Maximums des Tarsalgelenkwinkels der 3 Gruppen im Vergleich.

TOO Maximum Tarsalgelenk (% Schritt)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
MW	64,6	63,3	65,0
\pm	3,4	4,6	4,2
Min	57,0	53,5	55,0
Max	72,0	71,0	74,0

Tabelle 61: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der TOO (Maximum des Tarsalgelenkwinkels).

	Gruppe 1–3	Gruppe 2–3	Gruppe 1–2
p-Wert	1,000	0,552	1,000

Der erste minimale Tarsalgelenkwinkel trat bei allen Gruppen etwa bei 13 % des Schrittzyklus auf (Tab. 62). Zwischen den Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied ermittelt werden. Dabei zeigte Gruppe 2 eine höhere Standardabweichung als die beiden anderen Gruppen.

Tabelle 62: TOO des ersten Minimums des Tarsalgelenkwinkels der 3 Gruppen im Vergleich.

TOO Minimum1 Tarsalgelenk (% Schritt)	Gruppe 1	Gruppe 2 (OP)	Gruppe 3
MW	13,0	14,6	12,8
±	4,0	7,5	4,1
Min	7,5	6,0	7,0
Max	26,0	29,5	23,0

Tabelle 63: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der TOO (erstes Minimum des Tarsalgelenkwinkels).

	Gruppe 1–3	Gruppe 2–3	Gruppe 1–2
p-Wert	0,988	0,417	1,000

Der zweite minimale Tarsalgelenkwinkel trat bei allen Gruppen etwas bei 85 % des Schrittzyklus auf (Tab. 64). Zwischen den Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied ermittelt werden. Auch im Vergleich der Gruppen 1 und 2 erwies sich die Differenz als nicht signifikant ($p = 1,000$). Dabei zeigte Gruppe 2 eine höhere Standardabweichung als die beiden anderen Gruppen.

Tabelle 64: TOO des zweiten Minimums des Tarsalgelenkwinkels der 3 Gruppen im Vergleich.

TOO Minimum 2 Tarsalgelenk (% Schritt)	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
MW	84,1	83,4	84,5
\pm	2,4	4,0	2,8
Min	80,0	80,0	80,0
Max	89,5	90,5	89,5

Tabelle 65: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der TOO (zweites Minimum des Tarsalgelenkwinkels).

	Gruppe 1–3	Gruppe 2–3	Gruppe 1–2
p-Wert	0,846	0,376	1,000

4.4. Auswertung Fragebogen

Insgesamt konnten 56 Fragebögen ausgewertet werden. Am Anfang des Fragebogens sollten die Besitzer das Gemüt ihres Hundes einschätzen. Die Mehrheit (57,1 %) gab an, dass ihr Hund ein ruhiges und ausgeglichenes Wesen habe, 35,7 % schätzten den Charakter als lebhaft ein. Die restlichen 7,2 % wurden als ungestüm eingestuft. Laut Besitzerfragebogen betrug die Zeitspanne zwischen dem Auftreten der Lahmheit und der Operation in 53,6 % der Fälle weniger als 6 Monate. Bei 37,5 % der Fälle vergingen 6–12 Monate bis zur Operation. Die restlichen 8,9 % wurden länger als 2 Jahre nach Beginn der Lahmheit zur Operation vorgestellt. Bei 67,9 % der Hunde erfolgte prä operationem ein konservativer Behandlungsversuch mittels NSAIDs, Ruhighaltung und ggf. Gewichtsreduktion. 2 Hunde wurden mit Akupunktur bzw. Physiotherapie vorbehandelt. In 26,8 % der Fälle erfolgte die Operation ohne konservative/medikamentelle Vorbehandlung.

Gut 1/3 der Hunde (n=20) konnten nach der Operation 1–3 Wochen ruhig gehalten werden, über die Hälfte (n=31) wurden jedoch 4–6 Wochen ruhig gehalten (optimal nach Entlassungsprotokoll der Klinik). 3 Besitzer gaben an, dass die postoperative Ruhighaltung kaum möglich war.

Post operationem traten bei 2 Hunden Wundheilungsstörungen und bei einem Hund eine Venenentzündung auf. Ein Hund erlitt nach der Operation ein Trauma, welches zu einer Fissur im Femurschaft führte. Diese heilte konservativ aus. 58,9 % der Hundebesitzer (n=33) gaben an, dass ihr Hund bereits wenige Tage postop lahmheitsfrei laufen konnte. In 33,9 % der Fälle (n=19) dauerte es 4–6 Wochen bis zu einem lahmheitsfreien Gangbild. 2 Besitzer gaben an, nach längerem Toben oder langen Spaziergängen eine ggr. Lahmheit der operierten Gliedmaße zu bemerken. Ein Besitzer gab an, eine fortwährende Lahmheit der operierten Gliedmaße zu sehen, was sich auch mit der subjektiven Ganganalyse durch den Untersucher und der instrumentierten/computergestützten Ganganalyse deckte. Bei ca. der Hälfte aller Hunde trat nach der Operation eines Hüftgelenks eine Lahmheitsumkehr auf. Diese wurde in den meisten Fällen ebenfalls durch eine weitere Totalendoprothese behandelt.

Die oben genannte kuhhessige Stellung wurde auch von 2/3 der Besitzer als solche erkannt. Eine Besitzerin gab an, dass ihr Hund eine leichte Innenrotation des Kniegelenks zeigt. Dieser Hund wurde jedoch nicht in der Klinik vorgestellt und konnte somit nicht beurteilt werden.

98,2 % der Besitzer waren zufrieden mit dem Operationsverlauf. Auf die Frage, ob die Operation die Lebensqualität des Hundes verbessert hat, antworteten 53 Patientenbesitzer mit „ja“. Die restlichen 3 machten keine Angaben, da sie den Hund erst post operationem übernommen haben. Auch die abschließende Frage, ob der Besitzer die Operation in gleicher Weise erneut durchführen lassen würde, beantworteten 89,3 % mit „ja“. Gründe die gegen eine erneute Operation sprechen waren zum einen die Kosten und zum anderen die postoperativen Strapazen während der Rekonvaleszenz.

5. Diskussion

Ziel diese Arbeit war es, den Langzeiterfolg von Totalendoprothesen des caninen Hüftgelenks zu überprüfen. Besonderes Augenmerk wurde dabei auf die Beurteilung des Gangbildes mittels instrumentierter computergestützter Ganganalyse gelegt. Die kinetischen und kinematischen Daten wurden für jeden einzelnen Hund erfasst und ausgewertet. Anschließend wurden die 3 Gruppen untereinander vergleichend beurteilt. Dabei wurden jeweils die beidseits operierten Tiere (Gruppe 1) und die einseitig operierten Tiere (Gruppe 2) mit der Kontrollgruppe verglichen. Es sollte beurteilt werden, ob es signifikante Unterschiede in der Kinetik und/oder Kinematik zwischen Gliedmaßen mit Hüftendoprothese und gesunden Gliedmaßen besteht. Außerdem wurden die Studiengruppen untereinander verglichen. Es konnte also auch beurteilt werden, ob es einen signifikanten Unterschied im Gangbild macht, wenn die Endoprothese ein- oder beidseits vorhanden ist. Darüber hinaus wurde bei einigen kinetischen und kinematischen Parametern ein intraindividueller Vergleich innerhalb der Gruppe 2 gemacht ($n=14$). Die Hintergliedmaßen der Hunde, die einseitig eine TEP und auf der kontralateralen eine hochgradige HD mit entsprechender Coxarthrose zeigten, wurden getrennt ausgewertet und dann gegenübergestellt. Von den 4 Hunden, die einseitig eine TEP und auf der kontralateralen Seite eine gesunde Hüfte trugen, waren 2 aufgrund der Fellbeschaffenheit nicht kinematisch auswertbar. Aufgrund der geringen Fallzahl wurde daher auf eine gesonderte intraindividuelle Auswertung dieser Tiere verzichtet. Ein Vergleich innerhalb eines Tieres zwischen zwei Gliedmaßen mit unterschiedlichen Fragestellungen birgt viele Abhängigkeiten und sollte evtl. durch weitere Studien mit unanhängigen Referenzgruppen (z.B. Tiere mit beidseitiger Coxarthrose) ergänzt werden.

Patientengut

Die Studiengruppen waren von der Rasseverteilung sehr heterogen. Aufgrund dessen wurde auch die Kontrollgruppe heterogen gewählt. Colborne et al. (2005) zeigten in ihrer Studie, dass es kinematische Unterschiede zwischen gesunden Greyhounds und Labrador Retrievern gibt. Dies ergibt sich vor allem dadurch, dass der Körperschwerpunkt bei diesen Rassen wegen des grundverschiedenen Körperbaus unterschiedlich liegt (Larche, 1962). Deshalb wurde darauf geachtet, in Größe, Statur und Gewicht möglichst gleichwertige Tiere für die Kontrollgruppe zu wählen. Die kinetischen Daten werden auf das Körpergewicht normiert (Off und Matis, 1997a, McLaughlin, 2001), so dass die Gruppen trotz verbleibender

Gewichtsunterschiede vergleichbar waren. Die Studiengruppen bewiesen mit einem mittleren Gewicht von 31,7 kg jedoch, dass die Hüftgelenksdysplasie und damit auch die Notwendigkeit einer Hüftgelenksendoprothese vor allem bei größeren Hunderassen vorkommt. Allerdings wird bei kleineren Rassen mit schwerwiegenden Pathologien des Hüftgelenks öfter die Femurkopfhalsresektion als operative Therapiemethode gewählt. Bei den kleineren Hunderassen ist außerdem die aseptische Femurkopfnekrose die weitaus häufigere OP-Indikation im Vergleich zur HD (Off und Matis, 1997a, Bokemeyer et al., 2011, Gutbrod et al., 2011). Das geringere Durchschnittsalter der Kontrollgruppe lässt sich dadurch begründen, dass diese aus früheren Studien ausgewählt wurden und dort die Altersgrenze der Tiere auf 7 bis 9 Jahre festgesetzt war. In den Studiengruppen wurden Tiere mit einer möglichst langen Implantationsdauer der Endoprothese(n) ausgewählt (die durchschnittliche Implantationsdauer aller Implantatlag bei 3,6 Jahren). Dies bedingte ein höheres Durchschnittsalter der Studiengruppen. Mehrere Studien besagen, dass das Geschlecht keinen Einfluss auf die Entstehung der HD hat (Priester und Mulvihill, 1972, Linnmann, 1998 Smith et al., 2001). Es ist also eher als Zufall zu werten, dass die weiblichen Tiere in Gruppe 2 deutlich überwogen. Bei Kimeli et al. (2015) überwogen jedoch auch die weiblichen Tiere deutlich, was den Unterschied bestätigen würde. Da die Studiengruppe (Gruppe 2 n=18) jedoch ziemlich klein war und die Geschlechtsverteilung der anderen Gruppen weitgehend homogen war, ist wohl doch von einer zufälligen Verteilung auszugehen.

Aufgrund der Tatsache, dass die Studienpatienten 52 zementierte Totalendoprothesen und 4 unzementierte Endoprothesen trugen, machte eine getrennte Untersuchung der beiden Implantationsmodelle keinen Sinn. Da an der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der LMU München unzementierte Endoprothesen erst in den vergangenen 5 Jahren vermehrt eingesetzt wurden und vorher vor allem zementierte Modelle zum Einsatz kamen, wären beide Gruppen auch in der Implantationsdauer nicht vergleichbar. Dies bleibt nachfolgenden Studien überlassen.

Die mittlere Implantationsdauer lag bei allen Studienpatienten bei durchschnittlich 3,6 Jahren. Der älteste Hund trug sein Implantat seit 8,9 Jahren. Die durchschnittliche Lebenserwartung des Haushundes liegt bei 10 Jahren, wobei die Lebenserwartung größerer Hunderassen niedriger als die kleinerer Rassen ist (Eichelberg and Seine, 1996). Da die Hunde zum Zeitpunkt der Operation ausgewachsen sein mussten, um das Implantat passgenau einsetzen zu können (zementierte Modelle) (Olmstead, 1987, Matis, 1995), sind die meisten Hunde also zum Zeitpunkt der Operation mindestens 1 Jahr alt gewesen. Bei modernen

zementfreien Modellen ist eine Implantation bereits ab 8 Monaten möglich (Fitzpatrick et al., 2014). Viele Hunde, die als Studienpatienten mit langer Implantationsdauer infrage gekommen wären, waren somit bereits verstorben oder geriatrisch multimorbide und konnten somit nicht zu Untersuchung in die Klinik kommen. Dies limitiert die durchschnittliche Implantationsdauer der Studie deutlich. Trotzdem waren insgesamt 15/56 Endoprothesen bereits 5 Jahre oder länger in vivo implantiert.

In der klinischen Untersuchung fiel auf, dass die Beweglichkeit des Hüftgelenks bei allen operierten Gliedmaßen in Gruppe 1 innerhalb der ROM, die während des Ganges genutzt wird, uneingeschränkt möglich ist. Lediglich maximale Extension und Rotation ging bei ca. $\frac{1}{4}$ der Patienten mit einer erhöhten Muskelabwehrspannung einher. In Gruppe 2 war auffällig, dass die nicht operierten Gliedmaßen deutlich häufiger klinisch auffällig waren als die operierten. Dies liegt vor allem daran, dass 77,8 % der Hunde aus Gruppe 2 auf der unoperierten Gliedmaße schwerwiegende dysplastische und arthrotische Veränderungen im Röntgenbild zeigten. Es kann also davon ausgegangen werden, dass der Ersatz des veränderten Gelenks durch ein Implantat zu einer deutlichen Verbesserung der Beweglichkeit führt. Es ist jedoch interessant, dass diese Bewegungseinschränkung/Schmerzhaftigkeit bei Manipulation bei manchen Hunden kaum Auswirkungen auf das Gangbild des Hundes haben. In der instrumentierten, computergestützten Ganganalyse konnten zwar 5 Tiere aus Gruppe 2 auf der Coxarthroseseite als ggr. lahm dedektiert werden, in der Lahmheituntersuchung durch das menschliche Auge fiel nur einer der 5 Hunde als deutlich ggr. lahm auf.

Auffällig war, dass einige Hunde an der operierten Gliedmaße eine Exorotation des Kniegelenks, sowie eine kompensatorische Endorotation des Tarsalgelenks zeigten. In vorliegender Arbeit soll nur auf diese Tatsache hingewiesen werden. Es konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen Stellung der Gliedmaße und einer daraus resultierenden Lahmheit hergestellt werden. Es scheint also lediglich eine Veränderung der Gliedmaßenstellung ohne pathologischen Hintergrund darzustellen. Es ist jedoch weiteren Studien vorbehalten, mögliche resultierende biomechanische Veränderungen zu untersuchen.

Kinetik

Als auswertbarer Schritt wurde ein Schritt bezeichnet, bei dem die Gliedmaße korrekt nur auf einer Kraftmessplatte auf Fußte. Je nach Hund lag die Anzahl der auswertbaren Schritte zwischen 4 und 72 Schritten. Im Mittel konnten je nach Gruppe 21–25 Schritte ausgewertet werden. Raith (2010) wertete im Mittel 50

Schritte aus, Layer (2012) geht von 10 auswertbaren Schritten aus. Es gibt jedoch auch Studien mit weitaus weniger auswertbaren Schritten (Unkel-Mohrmann, 1999, Bockstahler et al., 2007).

Die Studie bestätigt die Aussage von De Camp (1997), Off und Matis (1997a) Evans et al. (2005), Voss et al. (2007). Diese besagten, dass die instrumentelle computergestützte Ganganalyse dem menschlichen Auge weit überlegen ist. Kleine Gangbildveränderungen werden daher oft als fälschlicherweise lahmheitsfrei beurteilt. In vorliegender Studie wurden ebenfalls in der Untersuchung durch das menschliche Auge 4 Tiere als lahmheitsfrei beurteilt, welche in der Ganganalyse als lahm eingestuft wurden. Dies könnte die Frage aufwerfen, ob dieser Unterschied nicht durch einen erfahreneren Untersucher hätte ausgeglichen werden können. Waxmann et al. (2008) bewiesen jedoch, dass die Beurteilung v.a. bei geringen Lahmheitsgraden und subklinischen Lahmheiten selbst bei geübten Untersuchern sehr heterogen ausfällt. Daher ist anzunehmen, dass dieser Fehler weitgehend unabhängig vom einzelnen Untersucher ist. Dies zeigt aber auch, wie wagen die Aussage durch die alleinige Untersuchung durch das menschliche Auge in Bezug auf ggr. Lahmheiten ist. Genau deshalb stellt die instrumentelle computergestützte Ganganalyse eine enorme Bereicherung in der Lahmheitsdiagnostik, aber auch besonders in der Kontrolle von Therapieverfahren dar.

Als Gangart wurde der Schritt ausgewählt. Auf den Trab wurde verzichtet, da es sich meist um ältere Patienten handelte. Die Geschwindigkeit wurde subjektiv gewählt und variierte je nach Größe und Rasse des Hundes zwischen 0,58 m/s und 1,2 m/s. Entscheidend für die Auswertung war ein gleichmäßiges und rhythmisches Gangbild (Brebner et al., 2006). Layer (2012) und Senckenberg (2016) ermittelten für die Rasse Labrador Retriever eine optimale Geschwindigkeit von 1,1 m/s, dies wurde bei Probanden dieser Rasse berücksichtigt.

In der Standphasendauer gab es keinen Unterschied zwischen den operierten und den gesunden Tieren. Dieses Ergebnis deckt sich mit vorhergegangenen Studien (Budsberg et al., 1996a, Kosfeld, 1996, Holz, 2002, Lascelles et al., 2010). Auch in der Vertikalen Spitzenkraft und im Vertikalen Impuls unterschieden sich die operierten Gliedmaßen nicht signifikant von den gesunden Gliedmaßen. Auch ein- und beidseitig operierte Tiere unterschieden sich nicht signifikant. In Gruppe 2 wurde die Vertikale Spitzenkraft und der Vertikale Impuls an den an Coxarthrose erkrankten Gliedmaßen und den operierten Gliedmaßen gesondert ausgewertet und verglichen. Auch hier zeigte

sich kein signifikanter Unterschied. VI war jedoch im intraindividuellen Vergleich von Gruppe 2 (CoxA, OP) nur knapp nicht signifikant. Die operierte Gliedmaße scheint also tendenziell länger, aber nicht stärker (kein Unterschied bei PVF) belastet zu werden, als die kontralaterale arthrotisch veränderte Gliedmaße. Insgesamt ist zu sagen, dass die kinetischen Parameter weitestgehend denen gesunder Gliedmaßen entsprechen. Dabei ist es völlig irrelevant, ob das ein- oder beidseitig eine Hüftgelenksendoprothese implantiert wurde. Sogar Hunde mit hgr. Coxarthrose und kontralateraler TEP können auf dem nicht operierten Bein (CoxA) die gleich kinematischen Werte erreichen wie gesunde Hunde. In der Studie von Budsberg et al. (1996) wurden Hunde mit beidseitiger schwerer HD einseitig operiert und post operationem auf dem Laufband untersucht. Nach 6 Monaten erreichten die Hunde signifikant höhere Vertikale Spitzenkräfte auf der operierten Gliedmaße. In Gruppe 2 zeigten ebenfalls die meisten Hunde (n=14) eine schwere HD auf der unoperierten Seite. Es ist aber davon auszugehen, dass solche Hunde, die nach der Operation der einen Gliedmaße eine starke Lahmheitsumkehr zeigten auch auf der kontralateralen Seite operiert wurden und somit in vorliegender Studie in Gruppe 1 fallen. Wie oben gezeigt gibt es jedoch, Hunde, die trotz einseitiger schwerer HD und Prothese auf der kontralateralen Seite auf dem erkrankten Bein eine ebenso gute Belastung wie gesunde/operierte Gliedmaßen aufweisen können. Wieso eine einseitige Operation bei manchen Hunden zu einer jahrelangen Lahmheitsfreiheit trotz massiver HD auf der kontralateralen Seite führen kann und andere bereits nach wenigen Monaten eine Lahmheitsumkehr zeigen und dort ebenfalls versorgt werden müssen, kann in dieser Studie nicht geklärt werden.

Die Lastverteilung auf Vorder- und Hintergliedmaßen unterschied sich zwischen den Gruppen auch nicht signifikant. Studien an gesunden Hunden großer Rassen zeigten, dass die Hintergliedmaßen je 20 % und die Vordergliedmaßen je 30 % der Gesamtlast tragen (Evans et al., 2005, Bockstahler et al., 2007, Voss et al., 2007, Raith, 2010). Dies deckt sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie. Die Kräfteverteilung und damit die Lage des Schwerpunktes werden also durch den operativen Eingriff nicht verändert.

Kinematik

Bei den absoluten Gelenkwinkeln der Hüfte fiel auf, dass der minimale Hüftgelenkwinkel an den operierten Gliedmaßen beider Gruppen im Vergleich zur Kontrollgruppe signifikant größer war. Der maximale Gelenkwinkel unterschied sich nicht signifikant, obwohl auch dort eine gewisse Tendenz zu sehen war, dass dieser in den beiden Studiengruppen im Mittel etwas größer war. Dies

würde bedeuten, dass sich der Bewegungsumfang nicht entscheidend ändert, die Gliedmaße mit Endoprothese jedoch weniger gebeugt und mehr gestreckt wird. Kosfeld (1996) bestätigte dies. Er zeigte in seiner Langzeitstudie an Canine-Richards-II-Prothesen, dass die operierte Hüfte signifikant mehr gestreckt und weniger gebeugt wurde. Drüen (2012) bestätigte den größeren minimalen Gelenkwinkel in ihrer Studie an Hunden mit zementierter (BFX) und unzementierter Endoprothese (CFX). Der maximale Hüftgelenkwinkel ist in dieser Studie im Vergleich zu gesunden Hunden nicht verändert. Allerdings wurden die Hunde auch maximal 4 Monate post operationem ganganalytisch untersucht. Es könnte also sein, dass die vermehrte Streckung erst später post operationem möglich ist, die verminderte Beugung jedoch schon früher auffällt. Dabei ist es egal ob ein- oder beidseits ein Implantat eingesetzt wurde. Die absoluten Hüftgelenkwinkel unterschieden sich intraindividuell (Gruppe 2 CoxA, OP) nicht signifikant. Das arthrotische Gelenk entspricht also im Gelenkverlauf dem operierten. Da sich die Hüften mit Endoprothese aus Gruppe 2 wiederum im Gelenkverlauf nicht von der Kontrollgruppe, also gesunden Hüftgelenken unterschieden, kann man folglich sagen, dass die erkrankten Gelenke aus Gruppe 2 ähnlich gesunder Gelenke bewegt werden können.

Die Kniegelenkwinkel unterschieden sich zwischen keiner der Gruppen, die Endoprothese scheint also das Kniegelenk in keiner Weise zu beeinflussen. Auch frühere Studien fanden hier keinerlei Unterschiede (Kosfeld, 1996, Holz, 2002, Drüen et al., 2012). Auch zwischen ein- und beidseitig operierten Tieren bestand kein Unterschied, ebenso wie im intraindividuellen Vergleich in Gruppe 2 (CoxA, OP). Die Kniegelenkwinkel entsprachen dabei den Winkeln vorangegangener Studien an gesunden Tieren (Hottinger et al., 1996, Unkel-Mohrmann, 1999, Kim et al., 2008, Raith, 2010)

Bei den Messungen der absoluten Gelenkwinkel am Tarsalgelenk fiel auf, dass die beidseitig operierten Tiere (Gruppe 1) einen signifikant größeren maximalen Tarsalgelenkwinkel aufwiesen als die Kontrollgruppe. Zwischen Gruppe 2 (einseitig operiert) und der Kontrollgruppe bestand jedoch kein signifikanter Unterschied. Zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 (OP) gab es keinen signifikanten Unterschied. Im minimalen Tarsalgelenkwinkel unterschieden sich die Gruppen 1, Gruppe 2 (OP) und Gruppe 3 nicht signifikant, obwohl auch dort eine Tendenz zu sehen war, dass die Winkel in Gruppe 1 im Mittel etwas größer waren. Es scheint sich also das veränderte kinematische Muster der operierten Hüfte in der Kinematik der Tarsalgelenks widerzuspiegeln, jedoch nicht im Kniegelenk. In der intraindividuellen Untersuchung von Gruppe 2 (CoxA, OP) kam heraus, dass der

minimale Tarsalgelenkwinkel an den operierten Gliedmaßen signifikant kleiner ist als bei den Gliedmaßen mit Coxarthrose. Hüfte und Knie scheinen diese Hunde also trotz Coxarthrose nahezu uneingeschränkt bewegen zu können, den Tarsus beugen sie jedoch signifikant weniger.

Die Theorie, dass das die Totalendoprothese des Hüftgelenks nicht das direkt benachbarte Gelenk, welches das Knie darstellt, sondern erst das darauffolgende Tarsalgelenk kinematisch verändert, untermauern auch die Ergebnisse der neutralen Gelenkwinkelmessungen und der Winkelgeschwindigkeiten. Bei diesen Parametern fanden sich sogar ausschließlich im Tarsalgelenk signifikante Unterschiede. Außerdem wurde in dieser Arbeit untersucht, wann während eines Schrittzklus die maximalen und minimalen Gelenkwinkelverläufe erreicht werden. Dieses kinematische Ereignis wird als „Time of occurrence“ (TOO) bezeichnet. TOOmax (Erreichen der maximalen Gelenkwinkel) und TOOmin (Erreichen der minimalen Gelenkwinkel) wurden in den einzelnen Gruppen ermittelt und miteinander verglichen. Dabei ergaben sich keinerlei signifikante Unterschiede. Der zeitliche Ablauf der Gelenkbewegung bzw. die Abfolge von Beugung und Streckung ist durch das Implantat also nicht verändert.

Auch der Bewegungsumfang unterschied sich in allen großen Gelenken zwischen den einzelnen Gruppen nicht signifikant. Die ROM entspricht dabei den Werten vorangehender Studien (Unkel-Mohrmann, 1999, Hottinger et al., 1996, Kim et al., 2008, Raith, 2010). Alle diese Studien wurden an gesunden Hunden durchgeführt. In der Studie von Drüen et al. (2012) an einseitig operierten Tieren zeigten sich ebenfalls keine Unterschiede im Bewegungsumfang der großen Gelenke im Vergleich zu gesunden Hunden. Tendenziell scheint in der vorliegenden Studie die ROM im Hüftgelenk der operierten Gliedmaßen in beiden Studiengruppen etwas kleiner zu sein als die der Kontrollgruppe. Im Kniegelenk zeigt sich eine umgekehrte Tendenz, dort scheint der Bewegungsumfang an den operierten Gliedmaßen etwas größer zu sein. Diese Tendenzen sind jedoch nicht signifikant. Ob dies zufällig so erscheint oder die Tendenz signifikant bestätigt werden kann, müssen eventuell weitere Studien mit größerer Probandenzahl zeigen. Die Hunde in Gruppe 2 mit Coxarthrose zeigen auf der erkrankten Gliedmaße den gleichen Bewegungsumfang wie auf der operierten. Auch hier kann man folgern, dass dies dem Bewegungsumfang gesunder Hunde entspricht, da es zwischen Gruppe 2 (OP) und den gesunden Kontrolltieren ja ebenfalls keine signifikanten Differenzen im ROM gab.

Auswertung Fragebogen

Der Fragebogen sollte dazu dienen, eine subjektive Einschätzung des Besitzers über den Krankheitsverlauf, die Vorbehandlungen, das Gangbild und den Heilungsverlauf des Hundes zu erlangen. Am Ende des Fragebogens wurde als Resümee die Zufriedenheit des Besitzers über den Therapieerfolg abgefragt. 56 Fragebogen und damit ca. die Hälfte aller verschickten Fragebogen wurden im Rahmen der Studie ausgefüllt zurückgesendet. Auch hier gelten die bei der Patientenauswahl schon diskutierten Limitationen einer Langzeitstudie. Um noch einen Anreiz zum Zurückschicken zu schaffen, wurde jedem Fragebogen ein frankierter Rückumschlag beigelegt. Jedoch ist auch hier davon auszugehen, dass die Bereitschaft zufriedener Besitzer höher ist, ein paar Minuten in die Beantwortung gestellter Fragen zu investieren als unzufriedene. Allerdings decken sich die Zufriedenheitswerte mit denen anderer großer Studien. Kosfeld (1996) und Holz (2002) ermittelten ebenfalls Zufriedenheitswerte in der Langzeitkontrolle von über 90 %. Eine Internetumfrage in den USA, in der Besitzer von 170 Hunden mit Hüftgelenkendoprothese befragt wurden, ergab eine Bewertung des OP-Erfolges mit „sehr gut“ in 82 % der Fälle (Forster et al., 2012). Allerdings sei an dieser Stelle darauf hingewiesen, dass in diesen Langzeitstudien wie in der vorliegenden Studie die Explantation und somit die Hunde mit sogenannten „major complications“ post operationem nicht inkludiert waren. Hunde mit weiteren bekannten schwerwiegenden internistischen oder orthopädischen Erkrankungen wurden ebenfalls ausgeschlossen.

Limitationen und Ausblick

Aufgrund der Tatsache, dass die Hunde nur einmalig vorgestellt wurden, wurde meist eine vertraute Person (Besitzer) gewählt, um den Hund in der ungewohnten Umgebung auf dem Laufband zu führen. Dadurch konnte die führende Person nicht standardisiert werden, die Art und Weise des Führens, nämlich frontal zum Hund mit beiden Händen am Halsband greifend, war bei allen Hunden gleich. Jevens et al. (1993) fanden jedoch heraus, dass unterschiedliche Führer nur einen sehr geringen Einfluss auf die kinetischen Ergebnisse haben. Dadurch, dass die Hunde wie bereits erwähnt nur einmalig vorgestellt wurden und nur eine kurze Eingewöhnung auf dem Laufband hatten, kann nicht ausgeschlossen werden, dass die Hunde nach mehreren Trainingsläufen nicht entspannter und natürlicher gelaufen wären. Die Aufnahmen wurden jedoch erst gestartet, wenn sich der Hund im Schritt eingelaufen hatte und entspannt vorwärts zu gehen schien. Gustås et al. (2013) trainierten Labrador Retriever, die zuvor noch nie auf einem Laufband waren und

fanden heraus, dass erst nach 3 Einheiten reproduzierbare Ergebnisse erzielt werden. Allerdings kannten fast 2/3 der Probanden dieser Studie das Laufen auf dem Laufband bereits durch die postoperative Physiotherapie. Fanchon und Grandjean (2009) zeigten, dass bereits ab der ersten Trainingseinheit reproduzierbare Ergebnisse auf dem Laufband erzielt werden können. Bei Clements et al. (2005) variierten die Ergebnisse jedoch auch nach mehreren Läufen deutlich. In dieser Studie wurden die Aufnahmen jedoch gleichzeitig mit dem Laufband gestartet und nicht erst wenn der Hund im gleichmäßigen und rhythmischen Gangmuster lief. Dies wurde bei vorliegender Studie aber streng berücksichtigt.

Die Marker wurden auf der Haut über den darunterliegenden Knochenpunkten angebracht. Durch die Verschieblichkeit der Haut, die von distal nach proximal zunimmt (DeCamp et al., 1993), ergibt sich eine gewisse Ungenauigkeit. Die Bewegung des Messpunktes entspricht also nicht ganz der Bewegung des Knochenpunktes. Kim et al. (2011) und Taylor et al. (2005) bestätigen diese Ungenauigkeit in ihren Studien. Jedoch treten diese Abweichungen so gleichförmig auf, dass trotzdem reproduzierbare und aussagekräftige Ergebnisse mit dieser nicht-invasiven Methode erzielt werden können. Da diese Methode schnell und schmerzfrei durchzuführen ist, hat sie sich in klinischen Studien bewährt und wurde somit auch in vorliegender Studie angewendet.

Obwohl geringgradige Lahmheiten im Trab leichter zu detektieren sind als im Schritt (Voss et al., 2007), wurden alle Patienten in der Gangart Schritt untersucht. Viele Studienpatienten waren bereits im fortgeschrittenen Alter, sodass ihnen ein längeres Traben auf dem Laufband nicht zugemutet werden konnte.

Bockstahler et al. (2007) zeigten außerdem, dass sie das Gangbild auf dem Laufband etwas von dem auf dem Boden unterscheidet. Die Laufbandoberfläche scheint laut Kapatkin et al. (2007) keine besondere Rolle zu spielen. Es ist jedoch darauf zu achten, dass es Abweichungen in den Ergebnissen geben kann, wenn diese in verschieden aufgebauten Ganganalyselaboren mit unterschiedlichen Systemen ermittelt werden (Hottinger et al., 1996, Mussmann, 2009).

Alle 37 Hunde kamen von zufriedenen Hundebesitzern, die durchweg mit der Therapie zufrieden waren. Es ist aber wohl davon auszugehen, dass bei den Besitzern, die nicht bereit waren an der Studie teilzunehmen eventuell auch unzufriedene Besitzer dabei waren. Für die Erfolgskontrolle einer therapeutischen Maßnahme wäre es natürlich wichtig auch unzufriedene Besitzer mit einzuschließen, um eine Verfälschung der Ergebnisse in Richtung guter Erfolge

zu vermeiden. Da dies jedoch ein generelles Problem klinischer Studien ist, die auf freiwilliger Teilnahme basieren, ist auch hier eine gewisse Verfälschung in Richtung guter Ergebnisse nicht auszuschließen.

Die Aussage dieser Studie ist, dass Hunde, die ihr Hüftgelenksimplantat länger als 6 Monate tragen keine kinetischen Unterschiede der Hintergliedmaße im Vergleich zu gesunden Hunden zeigen. Dabei ist es irrelevant, ob die Prothese einseitig oder beidseitig implantiert ist. Dabei ist zu beachten, dass die Studienpatienten wesentlich älter und teils auch schwerer als die gesunde Vergleichsgruppe waren. Die älteren schwereren Hunde mit Implantat belasteten also die Gliedmaße genauso stark wie jüngere leichtere Hunde mit gesundem Gelenk. Dies untermauert die gute Belastbarkeit der Implantate. Die Lastverteilung und damit der Körperschwerpunkt des Tieres ändern sich durch das Implantat, egal ob ein- oder beidseitig, nicht.

Kinematisch gibt es geringe Unterschiede im Hüftgelenkwinkel. Die Gelenke mit Endoprothese werden weniger stark gebeugt. Beidseitig operierte Tiere zeigten eine Hyperextension des Tarsalgelenks, welche bei einseitig operierten Tieren nicht feststellbar war. Darüberhinaus konnte gezeigt werden, dass Hunde mit einseitiger TEP und einer hochgradigen Coxarthrose auf der kontralateralen Seite nahezu ohne kinetische und kinematische Unterschiede laufen. Die Gliedmaße mit dem erkrankten Gelenk erreichte die gleichen kinetischen Werte als die operierte Gliedmaße. In der Kinematik wurde der Tarsus am erkrankten Gelenk weniger gebeugt, alle anderen Parameter unterschieden sich ebenfalls nicht signifikant. Als Fazit lässt sich sagen, dass das Langzeitergebnis von Hüftgelenkendoprothesen sehr zufriedenstellend ist. Lediglich bei 2 Hunden gab es nach langer Implantationsdauer röntgenologisch einen Hinweis auf eine Implantatlockerung. Klinisch war jedoch einer dieser Hunde beschwerdefrei und der zweite zeigte lediglich eine geringgradige Lahmheit. Es ist also davon auszugehen, dass die Endoprothese, wenn sie über 6 Monate implantiert ist, in über 90 % der Fälle zu einem schmerz- und lahmfreien Gangbild mit geringgradig kinematischen Veränderungen führen kann. Das Implantat scheint auch wenn es in jungen Jahren eingesetzt wird, ein durchschnittliches Hundeleben lang zu halten. All diese Ergebnisse gepaart mit der hohen Besitzerzufriedenheit bestätigen die These der Hüftgelenkendoprothese als geeignete Operationsmaßnahme mit guter Langzeitprognose bei hochgradiger Hüftgelenkdysplasie.

6. Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es, Hunde mit einseitiger und beidseitiger Totalendoprothese (TEP) der Hüftgelenke ganganalytisch zu untersuchen und computergestützt instrumentiert kinetisch und kinematisch auszuwerten. Dabei wurde besonders darauf geachtet, dass die Implantationsdauer möglichst lange war. Es handelt sich um eine retrospektive klinische Studie. Als Studienpatienten kamen alle Hunde infrage, die von 2004–2013 an der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der LMU München einseitig oder beidseitig mittels TEP operativ versorgt wurden. Die OP musste mindestens 6 Monate zurückliegen und Tiere, bei welchen eine Explantation oder weitere schwerwiegende orthopädische oder internistische Erkrankungen bekannt waren, wurden exkludiert. Rasse, Geschlecht und Gewicht waren dabei beliebig. Es wurden sowohl Hunde mit zementierten als auch Hunde mit unzementierten Prothesenmodellen ausgewählt. Die Patientenbesitzer der infrage kommenden Tiere wurden kontaktiert und letztendlich wurden 37 Hunde zur Kontrolluntersuchung vorgestellt. Alle wurden gleichermaßen klinisch, orthopädisch, röntgenologisch und ganganalytisch untersucht. Für die Auswertung wurden 2 Gruppen gebildet, Gruppe 1 (n = 19) bildeten die beidseitig operierten Tiere, Gruppe 2 (n = 18) die einseitig operierten Tiere. Gruppe 2 wurde für eine intraindividuelle Auswertung nochmals unterteilt. Hunde mit einseitiger Coxarthrose und kontralateraler Endoprothese (n=14) wurden so ausgewählt, dass beide Hintergliedmaßen gesondert ausgewertet und dann miteinander verglichen wurden. Als Vergleichsgruppe aller Studiengruppen dienten 38 klinisch, orthopädisch gesunde Hunde, die in vorhergehenden Studien validiert wurden. Diese bildeten Gruppe 3. Die Studiengruppen wurden jeweils mit der Kontrollgruppe und untereinander verglichen. Die kinetischen und kinematischen Daten eines jeden Hundes wurden im klinikeigenen Ganganalyselabor erhoben. Alle Hunde wurden in der Gangart Schritt ausgewertet. Die Geschwindigkeit wurde subjektiv gewählt und variierte je nach Größe und Rasse des Hundes zwischen 0,58 m/s und 1,2 m/s.

Die mittlere Implantationsdauer lag bei allen Studienpatienten bei durchschnittlich 3,6 Jahren. Kinetisch waren sowohl in der vertikalen Spitzenkraft als auch im vertikalen Impuls keine signifikanten klinisch relevanten Unterschiede zwischen den 3 Gruppen feststellbar. Auch zwischen den osteoarthrotisch veränderten Gliedmaßen und den operierten Gliedmaßen aus Gruppe 2 gab es keine signifikanten Unterschiede. In der Standphasendauer gab es keinen Unterschied

zwischen den operierten, den osteoarthrotischen und den Tieren mit gesunden Hüftgelenken. Die Lastverteilung auf Vorder- und Hintergliedmaßen unterschied sich zwischen den Gruppen auch nicht signifikant. Die instrumentierte computergestützte Ganganalyse war in der Lahmheitsbeurteilung dem menschlichen Auge überlegen. Laut Symmetrieindex wurden 7 Hunde als lahm eingestuft, wohingegen in der Lahmheitsbeurteilung durch den Untersucher nur 3 Tiere als lahm eingeschätzt wurden. Alle lahmen Tiere waren aus Gruppe 2. 5 der 7 lahmen Tiere zeigten eine Lahmheit auf der nicht operierten Gliedmaße, nur einer davon wurde auch in der Lahmheitsbeurteilung als lahm eingestuft. Die anderen beiden Hunde lahmten auf der operierten Seite. Dies deckte sich mit dem Ergebnis des Untersuchers.

Bei den absoluten Gelenkwinkeln fiel auf, dass der minimale Hüftgelenkwinkel an den operierten Gliedmaßen beider Gruppen im Vergleich zur Kontrollgruppe signifikant größer war. Der maximale Gelenkwinkel unterschied sich nicht signifikant. Im Kniegelenk fanden sich keinerlei Unterschiede zwischen den Gruppen. Am Tarsalgelenk fiel auf, dass der maximale Gelenkwinkel in Gruppe 1 signifikant größer war als in Gruppe 3. Die Gliedmaßen mit Coxarthrose zeigten im Vergleich zu den operierten Gliedmaßen einen signifikant kleineren minimalen Tarsalgelenkwinkel. Bei den neutralen Gelenkwinkelverläufen unterschieden sich die Gruppen im Hüft- und Kniegelenk nicht signifikant. Im Tarsalgelenk unterschieden sich die beiden Studiengruppen signifikant von der Kontrollgruppe. Der maximale Gelenkwinkel und das 2. Minimum waren in Gruppe 1 und 2 signifikant kleiner als in Gruppe 3, das 1. Minimum war signifikant größer. Auch bei den Winkelgeschwindigkeiten ergab sich nur ein signifikanter Unterschied im Tarsalgelenk. Die Winkelgeschwindigkeit des 1. Minimums war bei Gruppe 2 signifikant kleiner als bei Gruppe 3. Weder für das Hüft- noch für Knie- oder Tarsalgelenk konnte im Vergleich der Gruppen zueinander ein signifikanter Unterschied bzgl. des ROM und der TOO ermittelt werden.

Die Besitzerumfrage mittels Fragebogen ergab eine Zufriedenheitsrate von 98,2 %. 89,3 % der Befragten würden die Operation erneut an Ihrem Hund durchführen lassen.

Die Aussage dieser Studie ist, dass Hunde, die ihr Hüftgelenksimplantat länger als 6 Monate tragen keine kinetischen Unterschiede der Hintergliedmaße im Vergleich zu gesunden Hunden zeigen. Kinematisch gibt es nur geringe Unterschiede an Hüft und Tarsalgelenk. Dabei ist es irrelevant, ob die Prothese einseitig oder beidseitig implantiert war. An Hunde mit einseitiger Hüftendoprothese und kontralateraler Coxarthrose konnte gezeigt werden, dass

diese in der Lage waren ohne kinetische und mit nur geringen kinematischen Unterschieden im Tarsalgelenk zu laufen.

7. Summary

The aim of this study was to examine dogs with one-sided and both-sided total hip replacement by means of gait analysis and to evaluate them using computer-assisted kinetic and kinematic gait analysis. Special attention was paid to ensuring that the implantation period was as long as possible. It is a retrospective clinical study. All dogs which received a hip joint endoprosthesis on one or both sides at the Chirurgische und Gynäkologische Kleintierklinik of the LMU Munich between 2004 and 2013 were considered as study patients. The operation had to be at least 6 months back, and animals known to have an explantation or other serious orthopaedic or internal diseases were excluded. Breed, gender and weight were arbitrary. Both dogs with cemented and uncemented prosthesis models were selected. Owners of the animals in question were contacted, and ultimately 37 dogs were presented for a check-up examination. All of them were examined clinically, orthopaedically and radiographically as well as by gait analysis. For the evaluation two groups were formed. Group 1 (n = 19) consisted of animals operated on both sides, Group 2 (n = 18) of animals operated on one side. Group 2 was subdivided again for an intraindividual evaluation. Dogs with one-sided coxarthrosis and contralateral endoprosthesis (n=14) were selected in such a way that both hind limbs were evaluated separately and then compared with each other. The comparison group (Group 3) was made up of 38 clinically and orthopaedically healthy dogs that were validated in previous studies. The study groups were compared with the control group and with each other. Kinetic and kinematic data of each dog was collected in the clinic's own gait analysis laboratory. All dogs were evaluated walking. The speed was chosen subjectively and varied between 0.58 m/s and 1.2 m/s depending on size and breed of the dog.

The average implantation time across all study patients was 3.6 years. Kinetically, neither the vertical peak force nor the vertical impulse showed any significant clinically relevant differences between the three groups. There were also no significant differences between the arthrotically altered limbs and the operated limbs from group 2. Regarding standing period duration there was no difference between operated, arthritic and healthy animals. Load distribution between front and rear limbs also did not differ significantly between this groups. The computer-assisted gait analysis was superior to the human eye in the assessment of lameness. According to the Symmetry Index, 7 dogs were

classified as lame, whereas in the lameness assessment by the examiner, only 3 animals were considered lame.

Regarding absolute joint angles, it was noticeable that the minimal hip joint angle on the operated limbs of both groups was significantly larger than in the control group. The maximum joint angle did not differ significantly. At the knee joint there were no differences between the groups. At the tarsal joint, it was noticeable that the maximum joint angle in Group 1 was significantly larger than in Group 3. The limbs with coxarthrosis showed a significantly smaller minimal tarsal joint angle compared to the operated limbs. Regarding neutral joint angle gradients of the hip and knee joint there was no significant difference between the groups.

In the tarsal joint, the two study groups differed significantly from the control group. The maximum joint angle and the 2nd minimum were significantly smaller in Groups 1 and 2 than in Group 3, the 1st minimum was significantly larger. The angular speeds also showed a significant difference only in the tarsal joint. Angular velocity of the 1st minimum was significantly lower in Group 2 than in Group 3. Neither for the hip joint nor for the knee or tarsal joint could a significant difference in ROM and TOO be determined between the groups.

The owner survey by means of a questionnaire showed a satisfaction rate of 98.2%. 89.3% of respondents would have the operation performed again on their dog.

Conclusion of this study is that dogs wearing their hip joint implants for more than six months show no kinetic differences in their hind limbs compared to healthy dogs. Kinematically, there are only minor differences in hip and tarsal joints. It is irrelevant whether the prosthesis is implanted on one side or both sides. In dogs with unilateral hip endoprosthesis and contralateral coxarthrosis it could be shown that they are able to run without kinetic and with only minor kinematic differences in the tarsal joint.

8. Anhang

8.1. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Formen des Acetabulum, Lateralansicht des linken Acetabulum; die gestrichelte Linie gibt die Kontur der Facies lunata des Schäferhundes wieder (aus Richter, 1977).....	3
Abbildung 2: Kaudalansicht linkes Os femoris; die Form der Gelenkfläche variiert rasseabhängig durch eine unterschiedliche Lage des medialen und dorsalen Gelenkrandes (aus Richter, 1977).	3
Abbildung 3: Hebelarme des Hüftgelenks, die Prieur (1980) zur Berechnung der Belastung im Hüftgelenk herangezogen hat.....	9
Abbildung 4: Abhängigkeit der Lage des Körperschwerpunkts vom Körperbau (Larche, 1962).	12
Abbildung 5: Gliedmaße des Hundes auf einer Kraftmessplatte, Pfeile beschreiben die Richtung der positiven Bodenreaktionskräfte: +z = vertikal, +y =kaudal, +x = medial; „forward progression“ = Vorwärtsbewegung (Budsberg et al., 1987).	15
Abbildung 6: Vertikale Belastung (Fz) beider Hintergliedmaßen während der Standphase eines Schrittzklus.	15
Abbildung 7: Belastungsphase (Loading) und Entlastungsphase (Unloading) anhand einer Vorder- und einer Hintergliedmaße (Budsberg et al., 1993).	16
Abbildung 8: Gelenkwinkelverläufe von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk beginnend mit der Standphase (rot: rechte Gliedmaße; grün: linke Gliedmaße) (Raith, 2010).	18
Abbildung 9: Röntgenbild einer caninen Hüfte mit beidseitiger höchstgradiger HD (Brunnberg, 1999) (Position 1).....	22
Abbildung 10: Messung des Norbergwinkels (Matzen, 2013).....	24
Abbildung 11: Aesculap-Festkopfprothese (www-bbraun-vetcare.de).	30
Abbildung 12: Schaft einer Porte.Vet Prothese (Porte.Vet, 2010).	31
Abbildung 13: Biomedtrix CFX (Biomedtrix, 2015).	33
Abbildung 14: Kyon Prothesenmodell (Kyon, 2017).	35
Abbildung 15: Biomedtrix BFX (Biomedtrix, 2015).	36
Abbildung 16: HELICA-Hüftendoprothese (Innoplant, 2015).	37
Abbildung 17: Porte.Vet zementfreies Modell (Porte.Vet, 2010).....	37
Abbildung 18: Ganganalyselabor der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München.	45

Abbildung 19: Wirbelsäulenmarker über palpierbaren Knochenpunkten dargestellt anhand eines Schemas des Hundeskeletts (Skelett aus Seiferle und Frewein, 2004).....	47
Abbildung 20: Gliedmaßenmarker der Hintergliedmaße über palpierbaren Knochenpunkten dargestellt anhand eines Schemas des Hundeskeletts (Skelett aus Seiferle und Frewein, 2004).	48
Abbildung 21: Hund mit aufgeklebten Markern.	49
Abbildung 22: Strichfigur eines Hundes mit oben genanntem Markermodell.....	50
Abbildung 23: Gelenkwinkelverlauf des Hüftgelenks mit Kennzeichnung der beiden Maxima und Minima.	53
Abbildung 24: Gelenkwinkelverlauf des Kniegelenks mit Kennzeichnung des Maximums und des Minimums.....	53
Abbildung 25: Gelenkwinkelverlauf des Tarsalgelenks mit Kennzeichnung des Maximums und der beiden Minima.	54
Abbildung 26: Mittlerer Hüftgelenkwinkel aller Hunde aus Gruppe 1 (Mittelwert aus linker und rechter Gliedmaße).	73
Abbildung 27: Mittlerer Hüftgelenkwinkel der operierten Gliedmaße aller Hunde aus Gruppe 2.....	73
Abbildung 28: Mittlerer Kniegelenkwinkel aller Hunde aus Gruppe 1 (Mittelwert aus linker und rechter Gliedmaße).	75
Abbildung 29: Mittlerer Kniegelenkwinkel der operierten Gliedmaße aller Hunde aus Gruppe 2.....	75
Abbildung 30: Mittlerer Tarsalgelenkwinkel aller Hunde aus Gruppe 1 (Mittelwert aus linker und rechter Gliedmaße).	77
Abbildung 31: Mittlerer Tarsalgelenkwinkel der operierten Gliedmaße aller Hunde aus Gruppe 2.	77
Abbildung 32: Mittlerer neutraler Gelenkwinkelverlauf des Hüftgelenks der 3 Gruppen.	79
Abbildung 33: Mittlerer neutraler Gelenkwinkelverlauf des Kniegelenks der 3 Gruppen.	80
Abbildung 34: Mittlerer neutraler Gelenkwinkelverlauf des Tarsalgelenks der 3 Gruppen.	81
Abbildung 35: Mittlerer Winkelgeschwindigkeit des Hüftgelenks der 3 Gruppen.	83
Abbildung 36: Mittlerer Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenks der 3 Gruppen.	84
Abbildung 37: Mittlerer Winkelgeschwindigkeit des Tarsalgelenks der 3 Gruppen.	85

8.2. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Muskeln des Hüftgelenks, nach Funktion geordnet.	6
Tabelle 2: Bewegungsumfänge am Hüftgelenk beim Hund nach Newton (1985) und Vollmerhaus et al. (1994b).	7
Tabelle 3: Hüftgelenkwinkel und Bewegungsumfang nach Literaturangaben.	7
Tabelle 4: Anforderungen an Röntgenaufnahmen zur HD Auswertung nach FCI (Amort et al., 2014).	23
Tabelle 5: Einteilung der Gruppen.	56
Tabelle 6: Aufstellung der untersuchten Rassen (Studiengruppe).	57
Tabelle 7: Aufstellung der untersuchten Rassen (Kontrollgruppe).	58
Tabelle 8: Körpergewicht (kg) der einzelnen Gruppen.	58
Tabelle 9: Alter zum Zeitpunkt der Kontrolluntersuchung in Jahren.	59
Tabelle 10: Implantattypen der einzelnen Gruppen.	60
Tabelle 11: Mittlere Implantationsdauer der Endoprothesen zum Zeitpunkt der Untersuchung.	60
Tabelle 12: Schmerzhaftigkeit bei Manipulation des operierten Hüftgelenks aufgeteilt nach Gruppen (Gruppe 1 TEP=38, Gruppe 2 TEP=18).	62
Tabelle 13: Untersuchungsergebnisse des nicht operierten Hüftgelenks aus Gruppe 2.	63
Tabelle 14: Vorkommen der Endorotation des Tarsalgelenks in den einzelnen Gruppen.	64
Tabelle 15: Radiologische Beurteilung der implantierten Prothesen unterteilt in Schaft- und Pfannenimplantat.	65
Tabelle 16: Vertikale Spitzenkraft der operierten Gliedmaßen aus Gruppe 1 und 2 sowie Gruppe 3.	66
Tabelle 17: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der Vertikalen Spitzenkraft zwischen den Gruppen.	67
Tabelle 18: PVF intraindividueller Vergleich Gruppe 2 (OP, CoxA).	67
Tabelle 19: Vertikaler Impuls der operierten Gliedmaßen aus Gruppe 1 und 2 sowie Gruppe 3.	67
Tabelle 20: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz des Vertikalen Impulses zwischen den Gruppen.	68
Tabelle 21: VI intraindividueller Vergleich Gruppe 2 (OP, CoxA).	68
Tabelle 22: Kräfteverteilung der einzelnen Gruppen.	69
Tabelle 23: Mittlere Standphasendauer der einzelnen Gruppen.	70
Tabelle 24: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der Standphasendauer zwischen den Gruppen.	70

Tabelle 25: Maximaler und minimaler Hüftgelenkwinkel der 3 Gruppen (Mittelwert und Standardabweichung).....	71
Tabelle 26: Intraindividueller Vergleich der Hüftgelenkwinkel in Gruppe 2 (OP, CoxA).	72
Tabelle 27: Maximale und minimale Kniegelenkwinkel der 3 Gruppen (Mittelwert und Standardabweichung).....	74
Tabelle 28: Intraindividueller Vergleich der Kniegelenkwinkel in Gruppe 2 (OP, CoxA).	74
Tabelle 29: Maximale und minimale Tarsalgelenkwinkel.....	76
Tabelle 30: Intraindividueller Vergleich der Tarsalgelenkwinkel in Gruppe 2 (OP, CoxA).	76
Tabelle 31: Neutraler Hüftgelenkwinkel der 3 Gruppen (Mittelwert und Standardabweichung).....	78
Tabelle 32: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der neutralen Hüftgelenkwinkel zwischen den 3 Gruppen.....	78
Tabelle 33: Neutraler Kniegelenkwinkel der 3 Gruppen (Mittelwert und Standardabweichung).....	79
Tabelle 34: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der neutralen Kniegelenkwinkel zwischen den 3 Gruppen.....	80
Tabelle 35: Neutraler Tarsalgelenkwinkel der 3 Gruppen (Mittelwert und Standardabweichung).....	81
Tabelle 36: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der neutralen Tarsalgelenkwinkel zwischen den 3 Gruppen.	81
Tabelle 37: Winkelgeschwindigkeit des Hüftgelenks der 3 Gruppen (Mittelwert und Standardabweichung).....	82
Tabelle 38: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der Winkelgeschwindigkeit des Hüftgelenks zwischen den 3 Gruppen.	82
Tabelle 39: Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenks der 3 Gruppen (Mittelwert und Standardabweichung).....	83
Tabelle 40: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenks zwischen den 3 Gruppen.....	84
Tabelle 41: Winkelgeschwindigkeit des Tarsalgelenks der 3 Gruppen (Mittelwert und Standardabweichung).....	85
Tabelle 42: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der Winkelgeschwindigkeit des Tarsalgelenks zwischen den 3 Gruppen.	85
Tabelle 43: ROM des Hüftgelenks der 3 Gruppen im Vergleich.	86
Tabelle 44: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der ROM (Hüftgelenk) zwischen den Gruppen.	86

Tabelle 45: Intraindividueller Vergleich des ROM (Hüftgelenk) Gruppe 2 (OP, CoxA).	86
Tabelle 46: ROM des Kniegelenks der 3 Gruppen im Vergleich.....	87
Tabelle 47: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz des ROM (Kniegelenk) zwischen den Gruppen.	87
Tabelle 48: Intraindividueller Vergleich des ROM (Kniegelenk) Gruppe 2 (OP, CoxA).	87
Tabelle 49: ROM des Tarsalgelenks der 3 Gruppen im Vergleich.	87
Tabelle 50: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz des ROM (Tarsalgelenk) zwischen den Gruppen.	88
Tabelle 51: Intraindividueller Vergleich des ROM (Tarsalgelenk) Gruppe 2 (OP, CoxA).	88
Tabelle 52: TOO des ersten Maximums des Hüftgelenkwinkels der 3 Gruppen im Vergleich.	89
Tabelle 53: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der TOO (erstes Maximum des Hüftgelenkwinkels).....	89
Tabelle 54: TOO des zweiten Maximums des Hüftgelenkwinkels der 3 Gruppen im Vergleich.....	89
Tabelle 55: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der TOO (zweites Maximum des Hüftgelenkwinkels).....	90
Tabelle 56: TOO des Minimums des Hüftgelenkwinkels der 3 Gruppen im Vergleich.	90
Tabelle 57: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der TOO (Minimum des Hüftgelenkwinkels).....	90
Tabelle 58: TOO des Minimums des Kniegelenkwinkels der 3 Gruppen im Vergleich.	91
Tabelle 59: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der TOO (Minimum des Kniegelenkwinkels).	91
Tabelle 60: TOO des Maximums des Tarsalgelenkwinkels der 3 Gruppen im Vergleich.	91
Tabelle 61: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der TOO (Maximum des Tarsalgelenkwinkels).	92
Tabelle 62: TOO des ersten Minimums des Tarsalgelenkwinkels der 3 Gruppen im Vergleich.....	92
Tabelle 63: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der TOO (erstes Minimum des Tarsalgelenkwinkels).....	92
Tabelle 64: TOO des zweiten Minimums des Tarsalgelenkwinkels der 3 Gruppen im Vergleich.....	93

Tabelle 65: Ergebnis der Untersuchung auf Signifikanz der TOO (zweites Minimum des Tarsalgelenkwinkels).	93
--	----

Untersuchungsprotokoll:**Nr.****Patient/Vetera Nr.:****Besitzer:**

- Vortraben im Gang:
- Allgemeine Untersuchung:
 - BCS.....SH/KFZ..... Lnn.....Herz/Puls..... Lunge..... sonstiges.....
 - Umfang Oberschenkelmuskulatur rechts.....cm links.....cm
- Orthopädische/Neurologische Untersuchung:
 - Palpation der Glmß/Gelenke im Stand:.....
 - Propriozeption:.....
 - ...
 - Wirbelsäule:
HWS.....BWS.....LWS.....Caudaprobe.....
 - Vordergliedmaße rechts:
Pfote.....Carpus.....Ellenbogen (+Coronoidprobe).....
Schulter.....
Flexor.....Extensor carpi radialis.....
 - Vordergliedmaße links:
Pfote.....Carpus.....Ellenbogen (+Coronoidprobe)....
Schulter.....
Flexor.....Extensor carpi radialis.....
 - Hintergliedmaße rechts:
Pfote.....Tarsus.....Knie(+Schubblade, TKT).....
Hüfte: Streckung.....Beugung.....Rotation.....
Flexor.....Tibialis cranialis..... Patellarsehnenreflex.....
 - Hintergliedmaße links:
Pfote.....Tarsus.....Knie (+Schubblade, TKT).....
Hüfte: Streckung.....Beugung.....Rotation.....
Flexor.....Tibialis cranialis.....Patellarsehnenreflex.....
- Laufbanduntersuchung: **VOR LAUFBAND WIEGEN!!!!!! Gewicht:.....kg**
Laufbandgeschwindigkeit:m/s
- Radiologische Untersuchung:
 - Becken v/d mit Knie:.....
 - Spreiz (bei Patienten von Prof.Matis):.....
 - Femur lat:.....
- Fragebogen ausfüllen: O

o leicht

o mittel

o schwer

B) Falls Ihr Hund zeitweise lahmt, lahmt er dann...

o ohne besonderen Grund

o nur nach längeren Ruhephasen

o nach geringer Belastung

o nach stärkerer Belastung

o nach Ruhe und Belastung

o sonstiges,.....

7. Traten nach der OP Komplikationen auf, die z.B. bei Ihrem Haustierarzt nachbehandelt werden mussten? o ja o nein

Wenn ja,

Welche?.....

Wie behandelt?.....

8. Trat nach der Operation der einen Seite eine Lahmheit auf der anderen Hintergliedmaße auf (Hüftgelenk)?

o nein

o ja

A) Wenn ja, wann trat die Lahmheit auf der anderen Seite auf?

o nach mehreren Wochen

o nach mehreren Monaten

o nach Jahren

B) Wie wurde die zweite Seite behandelt?

o ebenfalls mit Totalendoprothese

o konservativ, mit Schmerzmitteln

o anderer operativer Eingriff (z.B. Goldakupunktur, Denervation)

o sonstiges

9. Wie wird die behandelte Gliedmaße/die behandelten Gliedmaßen gehalten?

o normale Achse o Knie leicht nach außen gedreht

o Knie leicht nach innen gedreht

10. Sind bei Ihrem Hund noch weitere (orthopädische) Erkrankungen (z.B. Arthrose) an einer der Hintergliedmaßen bekannt?

o nein

o ja, welche/welche Hintergliedmaße.....

11. Wurden bei Ihrem Hund noch andere orthopädische Operationen an einer der Hintergliedmaßen durchgeführt (z.B. Fraktur, Kreuzbandriss)?

☐ nein ☐ ja, welche?.....

12. Waren Sie mit dem Erfolg der hier durchgeführten Therapie zufrieden?

☐ ja ☐ nein

13. Würden Sie die Operation erneut bei Ihrem Hund durchführen lassen?

☐ ja ☐ nein, weil.....

14. Hat sich durch die OP die Lebensqualität Ihres Hundes verbessert?

☐ ja ☐ nein ☐ eigene Bemerkungen
.....

Vielen Dank für Ihre Mühe!

Bitte schicken Sie uns den ausgefüllten Fragebogen im beiliegenden frankierten Rückumschlag zurück.

9. Literaturverzeichnis

ABDULKARIM, A., ELLANTI, P., MOTTERLINI, N., FAHEY, T. (2013).

Cemented versus uncemented fixation in total hip replacement: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Orthopedic reviews*, 5(1).

ADAMS, W.M., DUELAND, R.T., DANIELS, R., FIALKOWSKI, J.P.,
NORDHEIM, E.V. (2000).

Comparison of two palpation, four radiographic and three ultrasound methods for early detection of mild to moderate canine hip dysplasia. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 41, 484-490.

ADRIAN, M., ROY, W., KARPOVICH, P. (1966).

Normal gait of the dog: an electrogoniometric study. *American journal of veterinary research*, 27, 90-95.

AGNELLO, K.A., CIMINO BROWN, D., AOKI, K., FRANKLIN, S.;

HAYASHI, K. (2015). Risk factors for loosening of cementless threaded femoral implants in canine total hip arthroplasty. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 28, 48-53.

AMAN, A.M., WENDELBURG, K.L., (2013).

Assessment of acetabular cup positioning from a lateral radiographic projection after total hip replacement. *Veterinary Surgery*, 42, 406-17.

AMORT, K., ONDREKA, N., TELLHELM, B. (2014).

Röntgendiagnostik der Hüftgelenksdysplasie – Anfertigung der
Röntgenaufnahmen, Befunde und Besonderheiten, *Der gesunde Rottweiler*, 1,
5-13.

ARNOCZKY, S., TORZILLI, P. (1981).

Biomechanical analysis of forces acting about the canine hip. *American Journal
of Veterinary Research*, 42, 1581-1585.

BALLAGAS, A.J., MONTGOMERY, R.D., HENDERSON, R.A.,

GILLETTE, R. (2004).

Pre-and postoperative force plate analysis of dogs with experimentally
transected cranial cruciate ligaments treated using tibial plateau leveling
osteotomy. *Veterinary Surgery*, 33, 187-190.

BARDET, J.F. (2004).

Cemented total hip replacement: Experience in france with the Porte Prosthesis.
Proceedings of the 12th European Society of Veterinary Orthopaedics and
Traumatology. *Pre-Congress-Total Hip Replacement Seminar*.

BARTOLOME, N., SEGARRA, S., ARTIEDA, M., FRANCINO, O.,

SANCHEZ, E., SZCZYPIORSKA, M., CASELLAS, J., TEJEDOR, D.,

CERDEIRA, J., MARTINEZ, A., VELASCO, A. & SANCHEZ, A. (2015).

A genetic predictive model for canine hip dysplasia: integration of Genome Wide
Association Study (GWAS) and candidate gene approaches. *Public Library of
Science*, 10 (4).

BENNETT, R. L., DECAMP, C.E., FLO, G.L., HAUPTMAN, J.G.,
STAJICH, M. (1996).

Kinematic gait analysis in dogs with hip dysplasia. *American Journal of Veterinary Research*, 57, 966-971.

BERGMANN, G., SIRAKY, J., ROHLMANN, A., KOELBEL, R. (1984).

A comparison of hip joint forces in sheep, dog and man. *Journal of biomechanics*, 17, 907-921.

BIOMEDTRIX. (2015).

CFX hip system [zitiert am 24.06.2016]. URL:

http://www.biomedtrix.com/u_hip.php.

BOCKSTAHLER, B., HENNINGER, W., MAYRHOFER, E. (2008).

Kinematische Ganganalyse der Vorderextremitäten bei Militärhunden mit klinisch inapparenten Tendopathien des Schultergelenks. *Wien Tierarztl Monat*, 95, 139-146.

BOCKSTAHLER, B.A., HENNINGER, W., MULLER, M., MAYRHOFER, E.,
PEHAM, C., PODBREGAR, I. (2007).

Influence of borderline hip dysplasia on joint kinematics of clinically sound Belgian Shepherd dogs. *American Journal of Veterinary Research*, 68, 271-276.

BÖDDEKER, J. (2010).

Evaluierung des Therapieerfolgs zweier chirurgischer Interventionen am rupturierten Ligamentum cruciatum craniale beim Hund anhand der vergleichenden Untersuchung ganganalytischer Parameter. *Hannover, Tierärztliche Hochschule, Dissertation*.

BOKEMEYER, J., PEPPLER, C., KRAMER, M. (2011).

Osteotomien in der Veterinärmedizin bei Hund und Katze. *OP-JOURNAL*, 27, 278-282.

BRADEN, T., OLIVIER, N., BLAISET, M., AVERILL, S., BOLLIGER, C., DECAMP, C. (2004).

Objective evaluation of total hip replacement in 127 dogs utilizing force plate analysis. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 17, 78.

BRASS, W., PAATSAMA, S. (1983).

Hüftgelenkdysplasie–Internationales Zertifikat und Beurteilung von Röntgenaufnahmen. *FCI, Helsinki*.

BREBNER, N.S., MOENS, N.M., RUNCIMAN, J.R. (2006).

Evaluation of a treadmill with integrated force plates for kinetic gait analysis of sound and lame dogs at a trot. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 19, 205-212.

BRUNNBERG, L. (1999).

Lahmheitsdiagnostik beim Hund. Stuttgart, Parey Verlag.

BUDRAS, K., FRICKE, W.; RICHTER, R; 2000. Atlas der Anatomie des Hundes: Lehrbuch für Tierärzte und Studierende (8 ed), Hannover, Schülersche.

BUDSBERG, S.C., CHAMBERS, J.N., LUE, S., FOUTZ, T.L., REECE, L. (1996).

Prospective evaluation of ground reaction forces in dogs undergoing unilateral total hip replacement. *American journal of veterinary research*, 57, 1781-1785.

BUDSBERG, S.C., JEVENS, . J., BROWN, J., FOUTZ, T.L., DECAMP, C.E., REECE, L. (1993).

Evaluation of limb symmetry indices, using ground reaction forces in healthy dogs. *American journal of veterinary research*, 54, 1569-1574.

BUDSBERG, S.C., STOKER, A.M., JOHNSTON, S.A., LISKA, W., RENO, L.R., COOK, J.L. 2(013).

In vitro effects of meloxicam on metabolism in articular chondrocytes from dogs with naturally occurring osteoarthritis. *Am J Vet Res*, 74, 1198-205.

BUDSBERG, S.C., VERSTRAETE, M.C., BROWN, J., REECE, L. (1995).

Vertical loading rates in clinically normal dogs at a trot. *American journal of veterinary research*, 56, 1275-1280.

BUDSBERG, S. C., VERSTRAETE, M. C., SOUTAS-LITTLE, R. W. (1987).

Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs. *American journal of veterinary research*, 48, 915-918.

BUTLER, J. R., GAMBINO, J. (2017).

Canine Hip Dysplasia: Diagnostic Imaging. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 47, 777-793.

CHARNLEY, J. (1961).

Arthroplasty of the hip: a new operation. *The Lancet*, 277, 1129-1132.

CLEMENTS, D., OWEN, M., CARMICHAEL, S., REID, S. (2005).

Kinematic analysis of the gait of 10 labrador retrievers during treadmill locomotion. *The Veterinary record*, 156, 478-481.

COLBORNE, G. R., INNES, J. F., COMERFORD, E. J., OWEN, M. R., FULLER, C. J. (2005).

Distribution of power across the hind limb joints in Labrador Retrievers and Greyhounds. *American journal of veterinary research*, 66, 1563-1571.

COLBORNE, G. R., WALKER, A. M., TATTERSALL, A. J., FULLER, C. J. (2006).

Effect of trotting velocity on work patterns of the hind limbs of Greyhounds. *American journal of veterinary research*, 67, 1293-1298.

CONZEMIUS, M. G., VANDERVOORT, J. (2005).

Total joint replacement in the dog. *The Veterinary clinics of North America. Small animal practice*, 35, 1213-31.

DALIN, G., DREVEMO, S., FREDRICSON, I., JONSSON, K., NILSSON, G. (1973).

Ergonomic aspects of locomotor asymmetry in standardbred horses trotting through turns. An investigation with special reference to the fetlock joint, using high-speed cinematography and thermography. *Acta Veterinaria Scandinavia Suppl*, 44, 111-39.

DECAMP, C. E. (1997).

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

The Veterinary clinics of North America. Small animal practice, 27, 825-840.

DECAMP, C. E., SOUTAS-LITTLE, R. W., HAUPTMAN, J., OLIVIER, B.,

BRADEN, T., WALTON, A. (1993).

Kinematic gait analysis of the trot in healthy greyhounds. *American journal of*

veterinary research, 54, 627-34.

DEYOUNG, D. J., SCHILLER, R. A., DEYOUNG, B. A. (1993).

Radiographic assessment of a canine uncemented porous-coated anatomic total

hip prosthesis. *Veterinary Surgery*, 22, 473-81.

DOGAN, S., MANLEY, P., VANDERBY, R., KOHLES, S., HARTMAN, L.,

MCBEATH, A. (1991).

Canine intersegmental hip joint forces and moments before and after cemented

total hip replacement. *Journal of biomechanics*, 24, 397-407.

DREVEMO, S., DALIN, G., FREDRICSON, I., HJERTEN, G. (1980).

Equine locomotion: The analysis of linear and temporal stride characteristics of

trotting Standardbreds. *Equine veterinary journal*, 12, 60-65.

DRÜEN, S., BÖDDEKER, J., MEYER-LINDENBERG, A., FEHR, M., NOLTE,

I., WEFSTAEDT, P. (2012).

Computer-based gait analysis of dogs: evaluation of kinetic and kinematic

parameters after cemented and cementless total hip replacement. *Veterinary and*

Comparative Orthopaedics and Traumatology, 25, 375-84.

DRÜEN, S., BÖDDEKER, J., NOLTE, I., WEFSTAEDT, P. (2010).

Bodenreaktionskräfte der caninen Hintergliedmaße: Gibt es Unterschiede beim Gang auf Laufband und Kraftmessplatte?. Ground reaction forces of the canine hindlimb: Are there differences between gait on treadmill and force plate?

Berliner und Münchner Tierärztliche Wochenschrift., 7, 339-345.

DYCE, K. M., SACK, W. O., WENSING C.J.G. (1991).

Anatomie der Haustiere, Stuttgart, Enke.

ENGLER, J., HAMANN, H., DISTL, O. (2008).

Schätzung von populationsgenetischen Parametern für röntgenologische

Befunde der Hüftgelenkdysplasie beim Labrador Retriever. *Berliner und*

Münchner Tierärztliche Wochenschrift, 121, 359-364.

ENGLER, J., STOCK, K., DISTL, O. (2009).

Genetische Trends der Hüftgelenkdysplasie in der Labrador Retriever Population.

Populationsgenetische Analysen zur Ellbogen-und Hüftgelenkdysplasie beim Labrador Retriever, 58.

EVANS, H. E. (1993).

Arthrology. In: Evans HE (Ed): Miller's Anatomy of the dog, 3rd ed.,

Philadelphia, Saunders.

EVANS, R., HORSTMAN, C., CONZEMIUS, M. (2005).

Accuracy and optimization of force platform gait analysis in Labradors with cranial

cruciate disease evaluated at a walking gait. *Veterinary Surgery*, 34, 445-9.

FANCHON, L., GRANDJEAN, D. (2007).

Accuracy of asymmetry indices of ground reaction forces for diagnosis of hind limb lameness in dogs. *American journal of veterinary research*, 68, 1089-1094.

FANCHON, L., GRANDJEAN, D. (2009).

Habituation of healthy dogs to treadmill trotting: Repeatability assessment of vertical ground reaction force. *Research in Veterinary Science*, 87, 135-139.

FCI (2006).

FCI-Regeln für offizielle Reihenuntersuchungen auf Hüftgelenkdysplasie.

In: FCI, ed., 2006 Copenhagen, DK.

FICUS, H. J., LÖFFLER, K., STUR, I. (1990).

Hüftgelenkdysplasie bei Hunden, Stuttgart, Enke Verlag.

FITZPATRICK, N., LAW, A. Y., BIELECKI, M., GIRLING, S. (2014).

Cementless total hip replacement in 20 juveniles using BFX arthroplasty. *Veterinary Surgery*, 43, 715-25.

FITZPATRICK, N., PRATOLA, L., YEADON, R., NIKOLAOU, C.,

HAMILTON, M., FARRELL, M. (2012).

Total hip replacement after failed femoral head and neck excision in two dogs and two cats. *Veterinary Surgery*, 41, 136-142.

FLÜCKIGER, M. (1993).

Die standardisierte Beurteilung von Röntgenbildern von Hunden auf Hüftgelenkdysplasie. *Kleintierpraxis*, 38, 693-702.

FLÜCKIGER, M. (2002).

Hüftgelenksdysplasie (HD) beim Hund. Zürich: Veterinärmedizinische Fakultät der Universität Zürich.

FORSTER, K. E., WILLS, A., TORRINGTON, A. M., MOORES, A. P., THOMSON, D., ARTHURS, G., BROWN, G., DENNY, H. R., SCOTT, H. W., MACQUEEN, I., DUNNE, J., ONYETT, J., WALKER, J. D., PRIOR, J., OWEN, M. R., BURTON, N., WHITELOCK, R., GIRLING, S., MORRISON, S., GILBERT, S., LANGLEY-HOBBS, S. J., GEMMILL, T. J., INNES, J. F. (2012).

Complications and owner assessment of canine total hip replacement: a multicenter internet based survey. *Veterinary Surgery*, 41, 545-50.

FORTRIE, R. R., VERHOEVEN, G., BROECKX, B., DUCHATEAU, L., JANSSENS, L., SAMOY, Y., SCHREURS, E., SAUNDERS, J., VAN BREE, H., VANDEKERCKHOVE, P., COOPMAN, F. (2015).

Intra- and interobserver agreement on radiographic phenotype in the diagnosis of canine hip dysplasia. *Veterinary Surgery*, 44, 467-73.

FOSSUM, T. (2009).

Chirurgie der Kleintiere, München, Elsevier Verlag.

FRIEDENBERG, S. G., ZHU, L., ZHANG, Z., VAN DEN BERG FOELS, W., SCHWEITZER, P. A., WANG, W., FISHER, P. J., DYKES, N. L., COREY, E., VERNIER-SINGER, M. (2011).

Evaluation of a fibrillin 2 gene haplotype associated with hip dysplasia and incipient osteoarthritis in dogs. *American journal of veterinary research*, 72, 530-540.

GEMMILL, T. J., PINK, J., RENWICK, A., OXLEY, B., DOWNES, C., ROCH, S., MCKEE, W. M. (2011).

Hybrid Cemented/Cementless Total Hip Replacement in Dogs: Seventy-Eight Consecutive Joint Replacements. *Veterinary Surgery*, 40, 621-630.

GENEVOIS, J. P., CACHON, T., FAU, D., CAROZZO, C., VIGUIER, E., COLLARD, F., REMY, D. (2007).

Canine hip dysplasia radiographic screening. Prevalence of rotation of the pelvis along its length axis in 7,012 conventional hip extended radiographs. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology (VCOT)*, 20, 296-298.

GILLETTE, R. L., ANGLE, T. C. (2008).

Recent developments in canine locomotor analysis: a review. *The Veterinary Journal*, 178, 165-176.

GUERRERO, T. G., MONTAVON, P. M. (2009).

Zurich cementless total hip replacement: retrospective evaluation of 2nd generation implants in 60 dogs. *Veterinary Surgery*, 38, 70-80.

GUSTÅS, P., PETTERSSON, K., HONKAVAARA, S., LAGERSTEDT, A., BYSTRÖM, A. (2013).

Kinematic and temporospatial assessment of habituation of Labrador retrievers to treadmill trotting. *The Veterinary Journal*, 198, 114-119.

GUTBROD, A. (2011).

„Entwicklungsstörungen und systemische Erkrankungen des Skelettsystems beim Hund“-eine interaktive Lernsoftware. Ludwig-Maximilians-Universität, München.

GUTBROD, F., FESTL, D. (1995).

Praktische Anwendung und klinische Ergebnisse der Hüftgelenk-Totalendoprothese für Hunde Modell Aesculap. *Kleintierpraxis*, 793-804.

HACH, V. (2009).

Die HELICA-Endoprothese—eine neue zementlose Hüft-Endoprothese beim Hund. *Tierärztliche Praxis Kleintiere*, 37, 69-74.

HANEY, D. R., PECK, J. N. (2009).

Influence of canal preparation depth on the incidence of femoral medullary infarction with Zurich Cementless Canine Total Hip arthroplasty. *Veterinary Surgery*, 38, 673-6.

HARPER, T. A. M. (2017).

Conservative Management of Hip Dysplasia. *The Veterinary clinics of North America. Small animal practice*, 47, 807-821.

HATZE, H. (1974).

Letter: The meaning of the term "biomechanics". *ournal of Biomechanics*, 7, 189-190.

HENSCHEL, E. (1983).

Das Hüftgelenk von Hund und Katze-eine Enarthrosis? *Tierärztliche Praxis*, 11, 345-348.

HERZOG, A. (2001).

Pareys Lexikon der Syndrome – Erb- und Zuchtkrankheiten der Haus- und Nutztiere, Berlin, Parey-Buchverlag.

HOFMANN, D. (2002).

Ganganalytisches Profil verschiedener Gelenkerkrankungen beim Hund:-
Kreuzbandruptur,-Hüftdysplasie,-Fragmentierter Processus coronoideus,-
Isolierter Processus anconaeus. Ludwig-Maximilians-Universität, München.

HOLZ, I. (2002).

Erfahrungen mit der Biomechanique-Prothese: klinische und radiologische
Untersuchungen in den Jahren 1991 bis 2001. Ludwig-Maximilians-Universität,
München

HOTTINGER, H. A., DECAMP, C. E., OLIVIER, N. B., HAUPTMAN, J. G.,
SOUTAS-LITTLE, R. W. (1996).

Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs.
American Journal of Veterinary Research, 57, 381-8.

HUMMEL, D. (2017).

Zurich Cementless Total Hip Replacement. *The Veterinary clinics of North America. Small animal practice*, 47, 917-934.

HUNGERFORD, D. S., JONES, L. C. (1988).

The rationale of cementless revision of cemented arthroplasty failures. *Clinical Orthopaedics an Related Research*, 12-24.

INNOPLANT. (2015).

Veterinary implants [zitiert 24.10.2016].

URL: <http://www.innoplant-vet.de/seite2.html>.

JANKOVITS, D. A., LISKA, W. D., KALIS, R. H. (2012).

Treatment of avascular necrosis of the femoral head in small dogs with micro total hip replacement. *Veterinary Surgery*, 41, 143-147.

JEVENS, D. J., HAUPTMAN, J. G., DECAMP, C. E., BUDSBERG, S. C.,

SOUTAS-LITTLE, R. W. (1993).

Contributions to variance in force-plate analysis of gait in dogs. *American Journal of Veterinary Research*, 54, 612-5.

KALIS, R. H., LISKA, W. D., JANKOVITS, D. A. (2012).

Total hip replacement as a treatment option for capital physeal fractures in dogs and cats. *Veterinary Surgery*, 41, 148-55.

KAPATKIN, A. S., ARBITTIER, G., KASS, P. H., GILLEY, R. S., SMITH, G.

K. (2007).

Kinetic gait analysis of healthy dogs on two different surfaces. *Veterinary Surgery*, 36, 605-8.

KARBE, G., PASTER, E., GREGOR, T. (2010).

Age-dependent prevalence of radiographic hip osteoarthritis of canine hip dysplasia in Golden Retrievers (abstr). *Proceedings. Vet Orthopedic Society*, 1, Q9.

KIM, J., RIETDYK, S., BREUR, G. J. (2008).

Comparison of two-dimensional and three-dimensional systems for kinematic analysis of the sagittal motion of canine hind limbs during walking. *Am J Vet Res*, 69, 1116-22.

KIMELI, P., MBUGUA, S. W., CAP, R. M., KIRUI, G., ABUOM, T. O.,

MWANGI, W. E., KIPYEGON, A. N., MANDE, J. D. (2015).

A retrospective study on findings of canine hip dysplasia screening in Kenya. *Vet World*, 8, 1326-30.

KIRCHHOFF, T. J. M. (2003).

Genetische Analyse der Hüft-und Ellbogengelenkdysplasie beim Deutschen Schäferhund. Tierärztliche Hochschule, Hannover.

KLIMT, U., TELLHELM, B., FRITSCH, R. (1992).

Die Bedeutung der, " Morgan-Linie" für die untersuchung auf HD beim Hund. *Kleintierpraxis*, 4.

KÖNIG, H. E. & LIEBICH, H.-G. (2001).

Anatomie der Haussäugetiere. Stuttgart, Schattauer

KÖPPEL, E. (1991).

Zur Entwicklung der Articulatio coxae und radiologischen Frühdiagnostik der

Hüftgelenkdysplasie des Hundes. Universität Wien.

KOSFELD, H. U. (1996).

Der totale Hüftgelenkersatz beim Hund. Klinische, röntgenologische und ganganalytische Erhebungen in den Jahren 1983 bis 1993. Ludwig-Maximilians-Universität, München

KYON. (2017).

[zitiert 12.09.2017]

URL <http://www.kyon.ch/current-products/zurich-cementless-thr>

LARCHE, W. D. (1962).

Der Einfluss mechanischer und funktioneller Faktoren auf das Angehen des Hundes. [s.n.].

LASCELLES, B. D. X., FREIRE, M., ROE, S. C., DEPUY, V., SMITH, E., MARCELLIN-LITTLE, D. J. (2010).

Evaluation of functional outcome after BFX® total hip replacement using a pressure sensitive walkway. *Veterinary Surgery*, 39, 71-77.

LAWSON, D. (1963).

The radiographic diagnosis of hip dysplasia in the dog. *Vet Rec*, 75, 445-456.

LAYER, A. F. (2012).

Ganganalytische Untersuchung der Rückenbewegung von gesunden Hunden der Rassen Dackel und Labrador Retriever. *Dissertation, LMU München: Tierärztliche Fakultät.*

LEACH, D., SUMNER-SMITH, G. & DAGG, A. (1977).

Diagnosis of lameness in dogs: a preliminary study. *The Canadian Veterinary Journal*, 18, 58.

LEIGHTON, R. (1979).

The Richard's II canine total hip prothesis. *Journal of the American Animal Hospital Association*, 73-76.

LIESER, B. (2003).

Morphologische und biomechanische Eigenschaften des Hüftgelenks (Articulatio coxae) des Hundes (Canis familiaris). *LMU München: Tierärztliche Fakultät*.

LINNEMANN, S. M. (1998).

Hüftgelenksdysplasie des Hundes. VeterinärSpiegel Verlag

LISKA, W. D. (2004).

Cemented total hip replacement: Experience in USA with the Biomedtrix prosthesis. Proceedings of the 12th European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology. Pre-Congress-Total Hip Replacement Seminar.

MALCHAU, H., HERBERTS, P., GARELLICK, G., SÖDERMAN, P., EISLER, T. (1995). Prognosis of total hip replacement. *International Journal of Risk and Safety in Medicine*, 8, 27-46.

MANLEY, P. A., VANDERBY, R., JR., DOGAN, S., KOHLES, S. S.,
MCBEATH, A. A. (1990).

Ground reaction force comparison of canine cemented and cementless total hip replacement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 5, 199-204.

MARCELLIN-LITTLE, D. J. (2004).

Aseptic loosening after canine total hip arthroplasty. Proceedings of the 12th European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology. Pre-Congress-Total Hip Replacement Seminar 6-8.

MARCELLIN-LITTLE, D. J., DEYOUNG, B. A., DOYENS, D. H., DEYOUNG, D. J. (1999).

Canine uncemented porous-coated anatomic total hip arthroplasty: results of a long-term prospective evaluation of 50 consecutive cases. *Vet Surg*, 28, 10-20.

MARSCHALL, Y., DISTL, O. (2007).

Mapping quantitative trait loci for canine hip dysplasia in German Shepherd dogs. *Mamm Genome*, 18, 861-70.

MARSOLAIS, G. S., PECK, J. N., BERRY, C., JOHNSON, A. (2009).

Femoral medullary infarction prevalence with the Zurich Cementless Canine Total

Hip arthroplasty. *Vet Surg*, 38, 677-80.

MATIS, U. (1995).

Operationsverfahren bei Hüftgelenksdysplasie. *Tierärztl Prax*, 23, 426-431.

MATIS, U., HOLZ, I. (2004).

Cemented total hip replacement: experience in Germany with the Biomechanique prosthesis. Proceedings of the 12th European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology. Pre-Congress-Total Hip Replacement Seminar. 16-17.

MATTSSON, E. BROSTRÖM L., LINNARSSON, D. (1990).

Walking Efficiency After Cemented and Noncemented Total Hip Arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*, 254, 170-179

MATZEN, F. (2013).

Radiologisch/klinische Befunde an Wirbelsäule und Hüfte bei Ankauf und Ausmusterung von Diensthunden der Bundeswehr. Ludwig-Maximilians Universität, München.

MCLAUGHLIN, R. M. (2001).

Kinetic and kinematic gait analysis in dogs. *The Veterinary clinics of North America. Small animal practice*, 31, 193-201.

MIQUELETO, N. S. M. L., RAHAL, S. C., AGOSTINHO, F. S., SIQUEIRA, E. G. M., ARAÚJO, F. A. P., EL-WARRAK, A. O. (2013).

Kinematic analysis in healthy and hip-dysplastic German Shepherd dogs. *The Veterinary Journal*, 195, 210-215.

MORGAN, J. P. (1987).

Canine hip dysplasia. *Veterinary Radiology*, 28, 2-5.

MÜLLER, L. F., SAAR, C. (1966).

Eine Anleitung zur Röntgen-Diagnose der Hüftgelenksdysplasie. *Kleintierpraxis*, 11, 33-42.

MUSSMANN, K. (2009).

Ellbogengelenkdysplasie des Hundes: Studie zur bildgebenden Diagnostik und postoperativen Erfolgskontrolle mittels computerisierter Ganganalyse. Ludwig Maximilians Universität, München.

NEWTON, C. (1985).

Normal joint range of motion in the dog and cat.

NICKEL, R. SCHUMMER, A., SEIFERLE, E. (2001).

Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Band I, Berlin, Paray.

OFF, W., MATIS, U. (1997a).

Ganganalyse beim Hund. Teil 1: Dynamometrische und kinemetrische Meßverfahren und ihre Anwendung beim Tetrapoden. *TIERARZTLICHE PRAXIS-MUNICH THEN STUTTGART*-, 25, 8-14.

OFF, W., MATIS, U. (1997b).

Resektionsarthroplastik des Hüftgelenkes bei Hunden und Katzen. *Tierärztl Prax*, 25, 379-387.

OLMSTEAD, M. (1995).

Canine cemented total hip replacements: state of the art. *Journal of Small Animal Practice*, 36, 395-399.

OLMSTEAD, M. L. (1987).

Total hip replacement. *The Veterinary clinics of North America. Small animal practice*, 17, 943-955.

OLMSTEAD, M. L., HOHN, R. B., TURNER, T. M. (1983).

A five-year study of 221 total hip replacements in the dog. *J Am Vet Med Assoc*, 183, 191-4.

OWEN, M. R., RICHARDS, J., CLEMENTS, D. N., DREW, S. T., BENNETT, D., CARMICHAEL, S. (2004).

Kinematics of the elbow and stifle joints in greyhounds during treadmill trotting
An investigation of familiarisation. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 17, 141.

PAGE, A. E., ALLAN, C., JASTY, M., HARRIGAN, T. P., BRAGDON, C. R., HARRIS, W. H. (1993).

Determination of loading parameters in the canine hip< i> in vivo</i>. *Journal of biomechanics*, 26, 571-579.

PAUWELS, F. (1973).

Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte: Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie, Springer Verlag.

PENNHIP. (2015).

[zitiert 22.04.2016] URL www.pennhip.de.

PEROT. (2014).

Prosthesis and ancillary instrumentation [zitiert 22.03.2017]. URL www.perot.eu.

PORTE.VET. (2010).

Implants et Instrumentation, Orthopédie Vétérinaire. [zitiert 02.02.2017]. URL <http://www.portevet.fr/>.

POSPULA, W., NOOR, T.A.; ROSHDY, T., MUKAIMI, A.A. (2008).

Cemented and cementless total hip replacement. *Medical Principles and Practice*, 17, 239-243

POY, N. S., DECAMP, C. E., BENNETT, R. L., HAUPTMAN, J. G. (2000).

Additional kinematic variables to describe differences in the trot between clinically normal dogs and dogs with hip dysplasia. *American journal of veterinary research*, 61, 974-978.

PRIEUR, W. (1980).

Coxarthrosis in the dog part I: Normal and abnormal biomechanics of the hip joint. *Veterinary Surgery*, 9, 145-149.

PUERTO, D., SMITH, G., GREGOR, T., LAFOND, E., CONZEMIUS, M., CABELL, L., MCKELVIE, P. (1999).

Relationships between results of the Ortolani method of hip joint palpation and distraction index, Norberg angle, and hip score in dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 214, 497-501.

RAGETLY, C. A., GRIFFON, D. J., MOSTAFA, A. A., THOMAS, J. E.,
HSIAO-WECKSLER, E. T. (2010).

Inverse dynamics analysis of the pelvic limbs in Labrador Retrievers with and without cranial cruciate ligament disease. *Veterinary Surgery*, 39, 513-522.

RAITH, A. K. (2010).

Das ganganalytische Profil des Deutschen Schäferhundes. Eine Reevaluierung. Ludwig-Maximilians-Universität, München.

RASHMIR-RAVEN, A. M., DEYOUNG, D. J., ABRAMS, C. F., ABERMAN, H. A., RICHARDSON, D. C. (1992).

Subsidence of an uncemented canine femoral stem. *Veterinary Surgery*, 21, 327-331.

RICHTER, V. (1977).

Untersuchungen am Becken des Hundes unter besonderer Berücksichtigung des Hüftgelenkes und rassespezifischer Merkmale.

RISER, W. H. (1973).

Growth and development of the normal canine pelvis, hip joints and femurs from birth to maturity: A radiographic study. *Journal of American Veterinary Radiology Society*, 14 (2), 24-34.

RITTER, M. A., CAMPBELL, E. D. (1986).

Direct comparison between bilaterally implanted cemented and uncemented total hip replacements in six patients. *Clin Orthop Relat Res*, 77-82.

ROBINSON, R., HERZOG, W., NIGG, B. (1987).

Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation

on gait symmetry. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 10, 172-176.

ROY, W. (1971).

Examination of the canine locomotor system. *The Veterinary Clinics of North America*, 1, 53.

SALLANDER, M. H., HEDHAMMAR, Å., TROGEN, M. E. (2006).

Diet, exercise, and weight as risk factors in hip dysplasia and elbow arthrosis in Labrador Retrievers. *The Journal of nutrition*, 136, 2050S-2052S.

SANCHEZ-MOLANO, E., PONG-WONG, R., CLEMENTS, D. N., BLOTT, S. C., WIENER, P., WOOLLIAMS, J. A. (2015).

Genomic prediction of traits related to canine hip dysplasia. *Front Genet*, 6, 97.

SCHARVOGEL, S. (2004).

Klinisch-orthopädischer Untersuchungsgang. . In: SCHLÜTERSCHKE (ed.)
Kramer M: Kompendium der Allgemeinen Veterinärchirurgie. . Hannover:
Schlütersche.

SCHILLER, T. D., DEYOUNG, D. J., SCHILLER, R. A., ABERMAN, H. A.,
HUNGERFORD, D. S. (1993).

Quantitative ingrowth analysis of a porous-coated acetabular component in a canine model. *Vet Surg*, 22, 276-80.

SCHNELLE, G. B. (1935).

Some new diseases in dogs. *American Kennel Gazette*, 52, 25-26.

SCHULTE, K. R., CALLAGHAN, J., KELLEY, S. T. S., JOHNSTON, R.

(1993).

The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty-year follow-up. The results of one surgeon. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 75, 961-975.

SEIFERLE, E., FREWEIN, J. (1992).

Aktiver Bewegungsapparat, Muskelsystem, Myologia. *Lehrbuch der Anatomie der*

Haustiere, Stuttgart, Parey.

SEIFERLE, E., FREWEIN, J. (2004).

Aktiver Bewegungsapparat, Muskelsystem. *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Bewegungsapparat*. Stuttgart, Parey.

SENCKENBERG, C. (2016).

Die Auswirkungen der subklinischen Ellbogendysplasie auf das Gangbild des Labrador Retrievers. *Dissertation, LMU München: Tierärztliche Fakultät*.

SHAHAR, R., BANKS-SILLS, L. (2002).

Biomechanical analysis of the canine hind limb: calculation of forces during three legged stance. *The Veterinary Journal*, 163, 240-250.

SHAHAR, R., BANKS-SILLS, L., ELIASY, R. (2003).

Mechanics of the canine femur with two types of hip replacement stems Finite element analysis. *VCOT Archive*, 16, 145.

SMITH, G. K., LAWLER, D. F., BIERY, D. N., POWERS, M. Y., SHOFER, F., GREGOR, T. P., KARBE, G. T., MCDONALD-LYNCH, M. B., EVANS, R. H., KEALY, R. D. (2012).

Chronology of hip dysplasia development in a cohort of 48 Labrador retrievers followed for life. *Vet Surg*, 41, 20-33.

SMITH, G. K., MAYHEW, P. D., KAPATKIN, A. S., MCKELVIE, P. J., SHOFER, F. S., GREGOR, T. P. (2001).

Evaluation of risk factors for degenerative joint disease associated with hip dysplasia in German Shepherd Dogs, Golden Retrievers, Labrador Retrievers, and Rottweilers. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 219, 1719-1724.

SMITH, G. K., PASTER, E. R., POWERS, M. Y., LAWLER, D. F., BIERY, D. N., SHOFER, F. S., MCKELVIE, P. J., KEALY, R. D. (2006).

Lifelong diet restriction and radiographic evidence of osteoarthritis of the hip joint in dogs. *J Am Vet Med Assoc*, 229, 690-3.

STASZYK, C., GASSE, H. (2002).

Zur innervation der gelenkkapseln beim hund. Teil 3: hüftgelenk. *Kleintierpraxis*, 47, 11-17.

SUTER, P., SCHWARZ, G. (2011).

Praktikum der Hundeklinik: Begründet von Hans G. Niemand, Stuttgart, Enke Verlag.

TANYOL, N. (2011).

Revisionsoperationen (Explantation) nach Hüftgelenksendoprothetik. LMU, München

TAYLOR, W. R., EHRIG, R. M., DUDA, G. N., SCHELL, H., SEEBECK, P., HELLER, M. O. (2005).

On the influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers. *J Orthop Res*, 23, 726-34.

TELLHELM, B., BRASS, W. (1989).

Röntgenaufnahmen-qualität und beurteilung. *Kleintierpraxis*, 34.

TELLHELM, B. D., OTTMAR; WIGGER, A.; (2008). Hüftgelenksdysplasie (HD) – Entstehung, Erkennung, Bekämpfung. . *Kleintierpraxis*, 53, 246-260.

TEPIC, S. M. (2004).

Concepts of cementless Zürich Prosthesis. Proceedings of the 12th European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology. Pre-Congress-Total Hip Replacement Seminar, 2004. 18-20.

TOLHUYSEN, I. (1997).

Der Einfluss unterschiedlicher Streckung der Hintergliedmaße auf den Grad der Hüftgelenksdysplasie (HD). *Kleintierpraxis*, 42, 123-136.

UNKEL-MOHRMANN, F. 1999. Das ganganalytische Profil des Deutschen Schäferhundes. LMU, München.

VAN WEEREN, P. R., VAN DEN BOGERT, A. J., BARNEVELD, A. (1992).
Correction models for skin displacement in equine kinematics gait analysis.
Journal of Equine Veterinary Science, 12, 178-192.

VDH-ZUCHTORDNUNG (2012).

VDH-Zuchtordnung. Dortmund: Verband für Deutsches Hundewesen.

VET CARE GMBH, Braun. (2015).

Hüftgelenksendoprothese für Hunde [zitiert 15.04.2015].URL:

<http://www.bbraun-vetcare.de>.

VEZZONI, L., MONTINARO, V., VEZZONI, A. (2013).

Use of a revision cup for treatment of Zurich cementless acetabular cup loosening.

Surgical technique and clinical application in 31 cases. *Vet Comp Orthop*

Traumatol, 26, 408-15.

VEZZONI, L., VEZZONI, A., BOUDRIEU, R. J. (2015).

Long-Term Outcome of Zurich Cementless Total Hip Arthroplasty in 439 Cases.

Vet Surg, 44, 921-9.

VOLLMERHAUS, B., WAIBL, H., ROOS, H. (1994).

Gelenke. *Anatomie von Hund und Katze*, 53-76.

VOLLMERHAUS, B. F., J.; ROOS, H.; KNOSPE, C.; (1994a).

Skelett. In: Frewein J., Vollmerhaus B. (Hrsg.): Anatomie von Hund und Katze,
Berlin, Blackwell-Wissenschafts-Verlag.

VOSS, K., IMHOF, J., KAESTNER, S., MONTAVON, P. (2007).

Force plate gait analysis at the walk and trot in dogs with low-grade hindlimb
lameness. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 20, 299.

WAXMAN, A. S., ROBINSON, D. A., EVANS, R. B., HULSE, D. A., INNES, J.
F., CONZEMIUS, M. G. (2008).

Relationship between objective and subjective assessment of limb function in
normal dogs with an experimentally induced lameness. *Veterinary Surgery*, 37,
241-246.

WEIGEL, J. P., WASSERMAN, J. F. (1992).

Biomechanics of the normal and abnormal hip joint. *The Veterinary clinics of*
North America. Small animal practice, 22, 513-528.

WESSINGHAGE, D. (1995).

Themistocles Gluck: Von der Organexstirpation zum Gelenkersatz. *Dtsch Arztebl*
International, 92, 2180-4.

WIESNER, M. (2015).

Spätergebnisse nach zementierter Totalendoprothetik des Hüftgelenks beim Hund.
LMU, München.

WILLERT, H. G. (1987).

Die Zerrüttung des Zementköchers. *In*: WILLERT, H. G. B., G.; (ed.)

Knochenzement – Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie. Bern,

Stuttgart, Toronto: Huber.

10. Danksagung

Besonderer Dank gilt an dieser Stelle meiner Doktormutter Frau Univ.-Prof. Dr. A. Meyer-Lindenberg für die Überlassung dieses spannenden Themas.

Des Weiteren möchte ich mich ganz besonders bei meiner Betreuerin Frau Dr. med. vet. Stephanie Steigmeier-Raith bedanken. Ohne ihre unermüdliche Geduld, ihre wissenschaftliche Anleitung und Unterstützung wäre die Anfertigung dieser Arbeit nicht möglich gewesen.

Vielen Dank auch an alle Mitarbeiter der radiologische Abteilung der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik, die mir stets geholfen haben meine Röntgenaufnahmen anzufertigen und zu beurteilen.

Für die Hilfe bei der statistischen Auswertung möchte ich mich bei Herrn Privatdozent Dr. Reese bedanken.

Ein ganz herzlicher Dank gilt auch allen Patientenbesitzern, die teilweise weite Anfahrtswege auf sich genommen haben, um ihre Hunde im Rahmen der Studie untersuchen zu lassen.

Zu guter Letzt möchte ich mich von Herzen bei meiner Familie und meinen Freunden bedanken, die mich während der gesamten Zeit motiviert haben. An dieser Stelle seien ganz besonders meine Eltern erwähnt, die mich auf dem ganzen Weg immer bedingungslos unterstützt haben.

Ohne all jene Menschen wäre diese Arbeit nicht entstanden.

