

Vergleichende morphologische Untersuchung der Morgan-Linie mittels Röntgen, Computertomographie (CT) und Magnetresonanztomographie (MRT)

Nannette Isabelle Stein



Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Grades eines
Dr. med. vet.

beim Fachbereich Veterinärmedizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.

Die rechtliche Verantwortung für den gesamten Inhalt dieses Buches liegt ausschließlich bei den Autoren dieses Werkes.

Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung der Autoren oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

1. Auflage 2016

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without the prior written permission of the Authors or the Publisher.

1st Edition 2016

© 2016 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen
Printed in Germany



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

STAUFENBERGRING 15, D-35396 GIESSEN
Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890
email: redaktion@doktorverlag.de

www.doktorverlag.de

Aus dem
Klinikum Veterinärmedizin
Klinik für Kleintiere, Chirurgie
der Justus-Liebig-Universität Gießen
Betreuer: Prof. Dr. Dr. h.c. M. Kramer

**Vergleichende morphologische
Untersuchung der Morgan-Linie
mittels Röntgen,
Computertomographie (CT) und
Magnetresonanztomographie (MRT)**

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Grades eines
Dr. med. vet.
beim Fachbereich Veterinärmedizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

Nannette Isabelle Stein
Tierärztin aus Karlsruhe

Gießen 2016

Mit Genehmigung des Fachbereiches Veterinärmedizin
der Justus-Liebig-Universität in Gießen

Dekan: Prof. Dr. Dr. h.c. Martin Kramer

Gutachter/in: Prof. Dr. Dr. h.c. Martin Kramer
Prof. Dr. Monika Kressin

Prüfer: PD Dr. Rainer Hospes

Tag der Disputation: 19.05.2016

Meinem Mann gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht.....	3
2.1	Anatomie des kaninen Hüftgelenks	3
2.1.1	Hüftgelenk.....	3
2.1.1	Knöcherne Bestandteile	3
2.1.2	Kapsel und Bänder des Hüftgelenks	4
2.1.3	Muskulatur des Hüftgelenks	4
2.2	Hüftgelenksdysplasie (HD)	5
2.2.1	Definition	5
2.2.2	Genetischer Hintergrund der HD	6
2.2.3	Äthiopathogenese und Klinik der HD.....	6
2.2.4	Die Morgan-Linie.....	8
2.3	Grundlagen der Radiologie	9
2.3.1	Radiologische Untersuchungen zur Diagnose der HD	10
2.4	Computertomographie	19
2.4.1	CT als bildgebendes Verfahren für die Diagnostik der HD	22
2.5	Magnetresonanztomographie	24
2.5.1	MRT als bildgebendes Verfahren für die Diagnostik der HD	25
3	Material und Methoden.....	27
3.1	Voruntersuchung	27
3.1.1	Röntgen.....	27
3.1.2	Magnetresonanztomographie.....	27
3.2	Zweiter Teil der Studie	31
3.2.1	Anästhesie	31
3.2.2	Röntgen.....	31
3.2.3	Computertomographie.....	32
3.2.4	Magnetresonanztomographie.....	37
4	Statistische Auswertung	43

5	Ergebnisteil	44
5.1	Voruntersuchung	44
5.2	Zweiter Teil der Studie	44
5.2.1	Patientengut	44
5.2.2	Erster Fragenkomplex	45
5.2.3	Zweiter Fragenkomplex	51
5.2.4	Dritter Fragenkomplex	58
6	Diskussion	66
6.1	Ziel	66
6.2	Methodik	66
6.2.1	Voruntersuchung	66
6.2.2	Zweiter Teil der Studie	67
6.3	Schlussfolgerung und Ausblick	81
7	Zusammenfassung	83
8	Summary	85
9	Literaturverzeichnis	87
10	Tabellenverzeichnis	100
11	Abbildungsverzeichnis	102
12	Formelverzeichnis	105
13	Danksagung	106
14	Erklärung	107

Abkürzungsverzeichnis

μ	linearer Abschwächungskoeffizient
μm	Mikrometer
3-D	Dreidimensional
B_0	Magnetfeldstärke des externen Magnetfeldes
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CCO	caudolateral curvilinear osteophyte
CT	Computertomographie
d	Abstand der geometrischen Zentren von Femurkopf und Acetabulum
DGE	Degenerative Gelenkserkrankung
DI	Distraktions-Index
DLS	Dorsolaterale Subluxation
FCI	Fédération Cynologique International
FFE	Fast Field Echo, Gradientenecho
GRSK	Gesellschaft für Röntgendiagnostik genetisch bedingter Skeletterkrankungen beim Kleintier
HD	Hüftgelenksdysplasie
HE	Hounsfield-Einheiten
Hz	Hertz
kg	Kilogramm
KM	Körpermasse
kV	Kilovolt
L/NL	Labrador Retriever/ Nicht-Labrador Retriever
M./Mm.	Musculus/Musculi

Abkürzungsverzeichnis

mA	Milliampere
Max	Maximum
MD	Arithmetischer Mittelwert
mg	Milligramm
MHz	Mega-Hertz
Min	Minimum
ML	Morphologie-Gruppe der Morgan-Linie
ml	Milliliter
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
mmol	Millimol
MRT	Magnetresonanztomographie
ms	Millisekunden
n	Anzahl
NA	Anzahl der nicht erfassten Beobachtungen
NSA	Number of signals averaged; Anzahl der Wiederholungsmessungen in der MRT zur Bilderzeugung
PennHIP	Pennsylvania Hip Improvement Program
r	Radius des Femurkopfes
ROI	Region of Intrest
SD	Standardabweichung
SFI	synovial fluid index
SI	Subluxationsindex
SROI	Signal-Region of Intrest
T	Tesla
t	Zeit

Abkürzungsverzeichnis

T1	longitudinale oder Spin-Gitter-Relaxationszeit
T2	transversale oder Spin-Spin-Relaxationszeit
TE	Time of echo; Echozeit
TFE	Turbo Field Echo
TR	Time of repetition, Repitionszeit
WATS	Water selective Sequenz bei welcher Wasser spezifisch angeregt wird, basierend auf DIXON Technik
z	Längsachse des Magnetfeldes
z.B.	zum Beispiel
λ	Gyromagnetische Konstante
ω_0	Präzessionsfrequenz

1 Einleitung

In den letzten Jahrzehnten sind die Bemühungen zur Zuchtselektion hinsichtlich einer vorliegenden Hüftgelenksdysplasie (HD) bei mittelgroßen bis großen Hunderassen intensiviert worden. Trotz dieser Bemühungen ist die HD heute noch eine der bedeutendsten orthopädischen Erkrankungen beim Hund (Smith 1997). Es wurde schon früh versucht, zusätzlich zu den bekannten radiologischen Hinweisen wie einer Subluxationsstellung des Femurkopfes oder einer sekundär entstandenen degenerativen Gelenkerkrankung (DGE), auch andere Faktoren zur Bewertung der Hüftgelenke heranzuziehen (Löffler 1990).

Die Bedeutung der als Morgan-Linie bezeichneten Verdichtung des Knochens am Femurhals, auf einer im ventrodorsalen Strahlengang aufgenommenen Beckenaufnahme, wird in der Literatur unterschiedlich diskutiert (Morgan 1987, Klimt et al. 1992, Löffler 1997, Powers et al. 2004, Risler et al. 2009, Flückiger zitiert in Linnmann 2012). Wird ein Rassehund nach der Klassifizierung der Fédération Cynologique International (FCI) beurteilt, so wird das Vorhandensein einer Morgan-Linie aufgrund ihrer Entstehungstheorie als geringgradige arthrotische Veränderung gewertet (Morgan 1987). Dies hätte nach FCI-Richtlinien eine Einteilung in den HD-Grad C (leichte HD) zur Folge (Tellhelm und Brass 1989). Dies geschieht auch, wenn keine anderen Hinweise für eine HD (z.B. Subluxationsstellung des Femurkopfes, Inkongruenz des Gelenkspaltes, DGE) zu finden sind. Als Grundlage dieser Beurteilung gilt die Hypothese, dass aufgrund einer Lockerheit des Gelenkes entlang des Kapselansatzes Knochenneubildungen, Enthesiophyten angelagert werden und zur röntgenologischen Erscheinung der Morgan-Linie führen (Morgan 1987, Morgan et al. 2000). Zunehmend wird jedoch diskutiert, ob dies für jeden Fall einer röntgendichten Linie am Femurhals zutrifft oder ob es sich auch um eine Normvariante handeln kann (Protokoll der GRSK 2009; Löffler und Flückiger zitiert in Linnmann 2012). Sowohl MAYHEW und Mitarbeiter (2002) als auch RISLER und Mitarbeiter (2009) beschreiben eine röntgendichte Linie, die weniger ausgeprägt, gerader und oft kürzer als die Morgan-Linie ist. Je nach Autor kann diese Linie bis zum Alter von 6 bzw. 18 Monaten wieder verschwinden. Die Autoren glauben, dass es sich hierbei um eine nicht pathologische Veränderung handelt (Mayhew et al. 2002, Risler et al. 2009).

Die Morgan-Linie ist sowohl auf den im Rahmen der Zuchtuntersuchung angefertigten Röntgenaufnahmen im ventrodorsalen Strahlengang mit gestreckten Hintergliedmaßen (Position 1) wie auch auf den Aufnahmen mit gebeugten Hintergliedmaßen (Position 2) zu identifizieren. In Position 1 zeigt sie sich als Verschattungslinie kaudolateral am Femurhals, an der kranialen Kontur der Fossa trochanterica mit vertikalem, leicht bogenförmigen Verlauf (Morgan 1987). Bei einer Betrachtung der korrespondierenden Veränderung auf einer Aufnahme mit gebeugten Gliedmaßen (Position 2) stellt sich die Morgan-Linie als Auflagerung (Kante) an der kaudalen Kontur des Femurhalses dar (Flückiger zitiert in Linnmann 2012). Sie kann unterschiedlich stark ausgeprägt sein und ihr Erscheinungsbild variiert mit dem Schweregrad der vorliegenden HD-Erkrankung (Kishimoto et al. 2010).

Ziel dieser Arbeit ist es, die verschiedenen Erscheinungsformen der Morgan-Linie unter Verwendung von Computertomographie (CT) und Magnetresonanztomographie (MRT) näher zu klassifizieren, um eine Einteilung der Morgan-Linie als Normvariante oder als Hinweis auf eine HD zu ermöglichen. Im Weiteren soll die Wertigkeit von CT und MRT bei der Beurteilung der DGE ermittelt werden, um den Einsatz dieser Verfahren im Rahmen der Zuchtselektion zu prüfen.

Im Rahmen der Studie soll zur gezielten Untersuchung der Hüftgelenke mittels MRT ein Untersuchungsprotokoll ermittelt werden.

2 Literaturübersicht

2.1 Anatomie des kaninen Hüftgelenks

2.1.1 Hüftgelenk

Das Hüftgelenk (*Articulatio coxae*) gehört zu den Kugelgelenken. Da die Beckenpfanne (*Acetabulum*) den Femurkopf zu mehr als 50 % umfasst, gehört das Hüftgelenk zu der Untergruppe der Nussgelenke. Im Gegensatz zu anderen Tierarten besitzt das Hüftgelenk des Hundes eine größere Beweglichkeit, die vor allem die Abduktion der Gliedmaße ermöglicht (Nickel et al. 2004, Salomon et al. 2015).

2.1.1 Knöcherne Bestandteile

Acetabulum

Die Beckenpfanne des Hundes ist ein Zusammenschluss aus fünf verschiedenen Knochen des Beckens. Der Körper des *Os ilium* begrenzt den kranio-lateralen Abschnitt, der Körper des *Os pubis* ist die Grundlage des medialen Anteils und der Körper des *Os ischium* bildet den kaudolateralen Aspekt der Beckenpfanne. Der vierte Knochen, der Acetabularknochen (*Os acetabuli*), liegt zwischen den oben erwähnten Knochen und formt den Pfannenboden (Köppel 1991). Ein sogenannter Pfannendachkern wird von Köppel (1991) als *Os coxae quartum* beschrieben, welches an der Ausbildung des Pfannendaches beteiligt ist. Die genannten Knochen formen die halbmondförmige Gelenkfläche (*Facies lunata*). Diese artikuliert mit dem *Caput ossis femoris* und begrenzt die zentral gelegene raue Ansatzstelle des Femurkopfbandes (*Ligamentum capitis ossis femoris*), die *Fossa acetabuli* (Nickel et al. 2004, Salomon et al. 2015).

Femur

Der Oberschenkelknochen (*Os femoris* oder Femur) ist der kräftigste aller langen Röhrenknochen. Sein proximaler Anteil, der Gelenkkopf (*Caput ossis femoris*) bildet mit dem *Acetabulum* zusammen das Hüftgelenk. Er ragt mit seiner von Knorpel überzogenen Gelenkfläche nach medial. Die zentral gelegene *Fovea capitis ossis femoris*, die als Ansatzstelle des Femurkopfbandes dient, ist frei von Knorpel (König et al. 2014; Salomon et al. 2015).

2.1.2 Kapsel und Bänder des Hüftgelenks

Die Gelenkkapsel besteht aus zwei Schichten. Zum einen aus dem äußeren, aus straffem, kollagenfaserigem Bindegewebe zusammengefügtem Stratum fibrosum und zum anderen aus dem Stratum synoviale, welches sich am Rand des Gelenkknorpels anheftet und aus Synovialozyten besteht. Durch die Synovialozyten wird die Gelenksflüssigkeit, Synovia, gebildet. Die Kapsel setzt am Rand des Acetabulums und distal vom Gelenkrand des Caput ossis femoris an (Nickel et al. 2004, Salomon et al. 2015).

Beim Hund besteht der Bandapparat des Hüftgelenkes aus zwei Bändern. Das Femurkopfband (Ligamentum capitis ossis femoris) stülpt das Stratum synovialis ein und wird von diesem umschlossen. Es zieht von der Fossa acetabuli zur Fovea capitis ossis femoris am Femurkopf. Das Ergänzungsband (Ligamentum transversum acetabuli) überspannt die Incisura acetabuli und somit auch das Femurkopfband und hält dieses in Position (König et al. 2014).

2.1.3 Muskulatur des Hüftgelenks

Die Muskulatur des Hüftgelenkes lässt sich durch ihre Lage unterteilen in die äußere Hüft- und Kruppenmuskulatur, die Hinterbackenmuskulatur, die mediale Oberschenkelmuskulatur und die tiefe Hüftgelenksmuskulatur. Ihr fällt die Aufgabe der Schubübertragung auf den Rumpf bei der Vorwärtsbewegung zu (König et al. 2014, Nickel et al. 2004).

Die Gruppe der äußeren Hüft- und Kruppenmuskulatur setzt sich aus dem beim Fleischfresser selbständigen Musculus (M.) gluteus superficialis, dem M. gluteus medius, dem M. piriformis, dem M. gluteus profundus und dem M. tensor fasciae latae zusammen (König et al. 2014, Nickel et al. 2004, Salomon et al. 2015).

Die Hinterbackenmuskulatur schließt den starken M. biceps femoris, den M. semitendinosus und den M. semimembranosus ein. Zusammen bilden sie die kaudale Hälfte der Oberschenkelmuskulatur und bedienen als mehrgelenkige Muskeln nicht nur das Hüft-, sondern auch das Kniegelenk. Die ersten beiden Muskeln sind an der Bildung der Fersenbeinsehne beteiligt (König et al. 2014, Nickel et al. 2004, Salomon et al. 2015).

Zur medialen Oberschenkelmuskulatur gehören beim Hund vier Muskeln, die zusammen eine starke Muskelmasse bilden. Diese sind der M. sartorius, der M.

gracilis, der M. pectineus und der M. adductor longus. Die beiden letzten Muskeln sind beim Hund vollständig verbunden. Die Muskelgruppe inseriert ausschließlich am Becken und Femur, so dass nur das Hüftgelenk bewegt wird (König et al. 2014, Nickel et al. 2004, Salomon et al. 2015).

Die kleinen, schwächeren Muskeln der tiefen Hüftgelenksmuskulatur liegen alle in unmittelbarer Nähe zum Hüftgelenk. Sie werden von den oben beschriebenen Muskelgruppen bedeckt. Zu dieser Gruppe zählen der M. obturatorius internus und externus, die Mm. gemelli, der M. quadratus femoris und der M. articularis coxae (König et al. 2014; Nickel et al. 2004; Salomon et al. 2015).

2.2 Hüftgelenksdysplasie (HD)

2.2.1 Definition

Die HD ist in der Humanmedizin definiert als eine Mangelentwicklung (Abflachung) der Hüftgelenkspfanne mit der Gefahr eines Austritts des Hüftkopfes aus dem Acetabulum und wird als häufigste angeborene Skelettfehlentwicklung (4 %) angegeben. Mädchen sind sechs Mal häufiger betroffen als Jungen und die Deformation des Acetabulums tritt zu 40 % an beiden Hüftgelenken auf (Pschyrembel 2012). Außer beim Hund und Menschen ist die HD auch bei anderen Tieren nachgewiesen. Nach POLZIN (2003) sind 19,7 % der Europäisch-Kurzhaarkatzen, 12,5 % der Britisch-Kurzhaarkatzen, 20,9 % der Perser-Mixkatzen, 37,5 % der Perserkatzen und 73,1 % der Maine-Coon-Katzen an einer HD erkrankt.

Im Gegensatz zum Menschen ist die kanine HD nicht angeboren, jedoch genetisch determiniert und entwickelt sich im Laufe des Lebens nach der Geburt. Sie wurde bereits 1935 von SCHNELLE als bilaterale Subluxation des Hüftgelenkes beschrieben (Linnmann 2012). Seit 1966 ist sie in der Veterinärmedizin definiert als Lockerheit des Hüftgelenkes, die zu einer Subluxation des Femurkopfes führt. Zusammen mit einer Abflachung des Acetabulumrandes und einem abgeflachten Femurkopf führt die Erkrankung der kaninen HD unausweichlich zu einer DGE (Henricson et al. 1966). ANDERSON (2011) bezeichnet die HD als eine häufige Entwicklungsstörung des Hüftgelenkes, die durch eine Lockerheit des Gelenks und anschließende Entwicklung der Arthrose gekennzeichnet ist.

2.2.2 Genetischer Hintergrund der HD

Über den Erbgang der HD wird bis heute viel diskutiert. Die Theorie eines monogenetischen Erbganges wurde bereits in den 60ern von der Theorie eines polygenetischen Erbganges abgelöst, die sich heute durchgesetzt hat (Hein 1963, Henricson et al. 1965, 1966, 1972, Hutt 1967, Swenson et al. 1997, Morgan et al. 2000, Schimke et al. 2007, Doskarova et al. 2010, Keller et al. 2011, Linnmann 2012). Von allen Genen, die an der Ausprägung der HD beteiligt sind, werden bei einem polygenetischen Erbgang sogenannte Hauptgene („major genes“) und Nebengene unterschieden (Linnmann 2012). Die Existenz von Hauptgenen wird bereits durch LEIGHTON (1997) vermutet und bei vier finnischen Hunderassen von MÄKI und Mitarbeitern (2004) bestätigt. Nachdem der Nachweis beim Deutschen Schäferhund gelingt, besteht bei den Autoren die Hoffnung in Zukunft eine Zuchtselektion auf der Basis molekulargenetischer Analysen durchführen zu können (Janutta et al. 2006). DISTL und Mitarbeiter proklamieren bereits 2008, dass an der Ausprägung der HD viele Nebengene und wenige Hauptgene beteiligt sind. PFAHLER und DISTL (2012) führen aktuell genomweite Assoziationsstudien beim Berner Sennenhund durch und können durch Verwendung von Einzelnukleotid-Polymorphismen verschiedene Regionen auf zwei unterschiedlichen Genen identifizieren, die mit der Ausprägung der HD assoziiert sind. Auf dieser Grundlage führen die Autoren für diese Hunderasse eine genomische Zuchtwertschätzung für die HD durch.

2.2.3 Äthiopathogenese und Klinik der HD

Bei der Entstehung der kaninen HD werden primäre und sekundäre Veränderungen unterschieden. Als Primärveränderung, und somit als auslösender Faktor der HD, wird von vielen Autoren, über die letzten Jahrzehnte bis heute, die Instabilität bzw. die Lockerheit des Hüftgelenkes angesehen (Henricson et al. 1966, Brass 1989, Morgan et al. 2000, Anderson 2011). Nach BRASS (1989) wird die Stabilität des Gelenkes durch unterschiedliche Faktoren gewährleistet. Hierzu zählen sowohl eine straffe Gelenkkapsel, der Muskeltonus der umgebenden Muskulatur als auch das Ligamentum capitis ossis femoris. Des Weiteren trägt die Synovia durch einen Vakuumeffekt zur Stabilität bei. Liegt eine vermehrte Gelenkfüllung vor, geht dieser Effekt und damit ein Teil der Stabilität verloren (Lust et al. 1980). Durch den Verlust der Stabilität des Gelenkes kommt

es zu einer mehr oder weniger ausgeprägten Lageveränderung des Femurkopfes. Durch den fehlenden formativen Reiz des Oberschenkelkopfes auf das Acetabulum, kommt es im Folgenden in der Entwicklung zu einer Abflachung der Hüftpfanne und des kranialateralen Pfannenrandes (Löffler 1979). Hierdurch wird ein Heraustreten des Femurkopfes aus dem Acetabulum begünstigt und nach OLSSON (1980) entsteht ein sogenannter Circulus vitiosus, der im Weiteren ein Fortschreiten der Pfannenabflachung begünstigt.

Sekundäre Veränderungen treten in Form von Arthrosen auf. Am Hüftgelenk wird diese als Coxarthrose bezeichnet. In Folge einer Fehlbelastung des Gelenkknorpels und aufgrund der fehlenden Kongruenz der Gelenkflächen kommt es zunächst zu einer Verdickung der Knorpelmatrix und daraufhin zu einer Auffaserung mit Spaltenbildung. Als Endstadium liegen Erosionen der Knorpeloberfläche vor, so dass es zur Freilegung der subchondralen Knochenanteile kommt (Daubs et al. 2006).

Nach ZILCH (1989) wird als Reaktion auf die erhöhte Belastung des subchondralen Knochens neuer verdichteter und härterer Knochen in die Belastungszonen eingebaut. Dadurch kommt es zu einer verbreiterten subchondralen Sklerose, welche radiologisch sichtbar wird. CHALMERS und Mitarbeiter (2006) weisen bereits in frühen Stadien einer DGE eine Dichtezunahme der subchondralen Anteile des Femurkopfes nach. Durch osteophytäre Ausziehungen entlang der Gelenkflächen kommt es zum Versuch der Stabilisation des Gelenkes und zur Vergrößerung der lastaufnehmenden Flächen des Gelenkes (Morgan et al. 2000). Zusätzlich bilden sich in Folge der Lockerheit des Gelenkes entlang von Kapsel- und Bandansatz knöcherne Neubildungen in Form von Enthesiophyten (Morgan et al. 2000, Linnmann 2012). Die klinischen Kennzeichen einer HD sind geprägt durch die Arthrose bzw. DGE, welche sich in Gelenksschmerzen, eingeschränkter Beweglichkeit, einem Erguss und in lokalen Entzündungen der Gelenksanteile manifestieren (Todhunter und Lust 2003). Eine pathologische Untersuchung eines arthrotischen Gelenkes ergibt in unterschiedlichem Maße einen unregelmäßigen Verlust von Gelenkknorpel, eine Sklerosierung des subchondralen Knochens, Osteophyten, Enthesiophyten und eine Synovialitis (Todhunter und Lust 2003).

2.2.4 Die Morgan-Linie

MORGAN (1987) beschreibt zusätzlich zu den oben erwähnten sekundären Veränderungen eine knöchernen Linie im kaudalen Femurhalsbereich und deren diagnostischen Wert bezüglich des Vorliegens einer HD. Wie auch andere Autoren kommt er zu dem Schluss, dass das Vorliegen einer, nach ihrem Erstbeschreiber benannten, Morgan-Linie ohne andere röntgenologische Anzeichen hinweisend sein kann für das Vorliegen einer HD (Klimt et al. 1992, Powers et al. 2004). MORGAN (1987) bewertet diese Knochenneubildung als Enthesiophytenbildung entlang des Kapselansatzes, die als Folge eines vermehrten Zuges auf den Ansatz durch die Gelenklockerheit entsteht. SCHWALLER (2009) kann durch radiologische Untersuchungen von caninen Femurpräparaten darlegen, dass sich die beschriebene Knochenneubildung nicht entlang des Kapselansatzes wiederfindet, sondern geringgradig proximal desselben. Somit würde es sich per definitionem nicht um Enthesiophyten handeln.

Würde eine Bewertung der Morgan-Linie in Anlehnung an die Arbeit von MORGAN (1987) erfolgen, müsste beim Vorliegen der knöchernen Linie eine Graduierung des Hundes nach FCI in leichte HD (HD-C) erfolgen, da sie als arthrotische Veränderung infolge einer Lockerheit des Gelenkes betrachtet wird. Zu bedenken sei jedoch nach LÖFFLER und FLÜCKIGER (zitiert in Linnmann 2012), dass es sich bei bestimmten Formen der Morgan-Linie und beim Fehlen von anderen Hinweisen auf eine vorliegende HD bei der beschriebenen Knochenleiste vor allem bei großen Hunderassen, um eine Normvariante handeln kann. So hat die Gesellschaft für Röntgendiagnostik genetisch beeinflusster Skeletterkrankungen bei Kleintieren (GRSK) in ihrem Protokoll 2009 festgehalten: „Eine geringgradige Morgan-Linie bei ansonsten perfekten Hüften sollte nicht als Anzeichen einer beginnenden Osteoarthrose angesehen werden“. Auf der folgenden 3-D-Rekonstruktion eines Femurs in der Computertomographie ist zur Verdeutlichung die Morgan-Linie rot umrandet (Abbildung 1). Die Ansicht erfolgt von kaudomedial.



Abbildung 1: Computertomographische 3-D Rekonstruktion des Femurs eines Hundes; Ansicht von kaudomedial, die rote Umrandung kennzeichnet die Morgan-Linie.

2.3 Grundlagen der Radiologie

Die Röntgenstrahlung, welche 1895 von Wilhelm Conrad Roentgen entdeckt wurde, wird heute in der Medizin routinemäßig als bildgebendes Verfahren eingesetzt (Thrall und Widmer 2007). Ihre Entstehung basiert auf der Beschleunigung und Abbremsung von Elektronen. Durch eine angelegte Spannung zwischen Kathode und Anode werden Elektronen, abgegeben von einem von Strom durchflossenen Draht, zur positiven Anode hin beschleunigt. Ihre Geschwindigkeit ist dabei von der angelegten Spannung abhängig. Diese beträgt im medizinischen Gebrauch zwischen 20-150 Kilovolt (kV) (Thrall und Widmer 2007, Buzug 2008).

Der größte Anteil der Röntgenstrahlung besteht aus sogenannter Bremsstrahlung, die ein breites Energiespektrum aufweist. Nur ein kleiner Teil der Röntgenstrahlen wird durch einen charakteristischen Anteil gebildet, welcher der Bindungsenergie von Elektronen auf der K- und L-Schale um die Atomkerne des Anodenmaterials entspricht (Bushberg et al. 2002).

Betrachtet man die relative Menge an Röntgenstrahlen, die durch die Abbremsung der beschleunigten Elektronen entstehen, so wird lediglich ein kleiner Teil der Energie in Röntgenstrahlung umgesetzt. Mehr als 90 % (bis zu 99 %) geht als Wärme verloren und wird an die Umgebung der Anode abgegeben (Bushberg et al. 2002, Thrall und Widmer 2007, Buzug 2008). Zusätzlich ist nicht jeder Anteil des produzierten Spektrums zur Bilderzeugung verwendbar. Der niedrigerenergetische Anteil des Spektrums kann das zu durchstrahlende Objekt

nicht durchdringen. Durch Filtersysteme vor dem Austritt des Strahls aus der Röhre werden diese Anteile gefiltert, so dass die Strahlendosis für den Patienten reduziert wird (Bushberg et al. 2002).

Durchdringen Röntgenstrahlen das zu durchstrahlende Objekt und es erfolgt keine Streuung oder vollständige Absorption, tragen diese Strahlen zur Schwärzung/Signalbildung des sich anschließenden Röntgenfilms/-detektors bei. Als Wechselwirkung der Strahlen mit der Materie sind vier verschiedene Prozesse beschrieben. Hierbei spielen die Rayleigh-Streuung und die Paarbildung nur eine untergeordnete Rolle, da sie nur in den Randbereichen des Energiespektrums vorkommen. Die vorherrschenden Effekte, die maßgeblich zur Streuung und Absorption beitragen, sind der Compton-Effekt und der Photoelektrische Effekt (Bushberg et al. 2002, Thrall und Widmer 2007, Buzug 2008). Alle vier Effekte tragen zur Abschwächung des Röntgenstrahles bei. Zusätzlich ist der Grad der Abschwächung abhängig von Dicke und Beschaffenheit der zu durchdringenden Materie. Der lineare Abschwächungskoeffizient (μ) beschreibt die Anzahl an Photonen, die aus einem Röntgenstrahl pro Schichteinheit des durchdrungenen Materials entfernt werden (Bushberg et al. 2008).

2.3.1 Radiologische Untersuchungen zur Diagnose der HD

Technik und Lagerungen

Schon 1961 beschreibt OLSSON zwei Positionen zur sicheren Diagnose der HD durch eine radiologische Untersuchung. Auch in den folgenden Jahren und Jahrzehnten ist man sich in der Literatur darüber einig, dass Röntgenaufnahmen zur sicheren Diagnosestellung einer Hüftgelenkdysplasie unabdingbar sind (Linnmann 2012). Die technische Qualität der angefertigten und zu beurteilenden Röntgenaufnahmen in verschiedenen Positionen soll dabei nach TELLHELM und BRASS (1989) sowohl die Konturen der am Hüftgelenk beteiligten Knochen, als auch deren Spongiosastruktur darstellen.

Die eben genannten Autoren geben zusätzlich klare Vorgaben für die Anfertigung der Aufnahmen zur Beurteilung der HD. Dafür werden zwei Positionen des Beckens im ventrodorsalen Strahlengang als essentiell betrachtet. Für eine Aufnahme in Position 1 werden die Tiere in Rückenlage symmetrisch gelagert

und die Hinterbeine vollständig parallel nach hinten gestreckt. Die Patella soll zwischen den Rollkämmen des Femurs liegen und sich auf Höhe der beiden Sesambeine des M. gastrocnemius am Kniegelenk befinden. Um dies zu erreichen, müssen beide Hinterextremitäten zusätzlich leicht nach innen rotiert werden (nach FCI: Anforderungen an die Röntgenaufnahmen zur Diagnose der Hüftgelenkdysplasie). Die Symmetrie des Beckens und somit dessen korrekte Lagerung erkennt man an den gleich großen Foramina obturata und den beiden ebenfalls gleich großen Alae ossis ilei (Tellhelm und Brass 1989, Linnmann 2012). In Abbildung 2 ist eine optimale Lagerung in Position 1 gezeigt.



Abbildung 2: Röntgenbild des Beckens eines Hundes im ventrodorsalen Strahlengang in Position 1 nach FCI-Anforderungen

Bei einer Aufnahme in Position 2 (Abbildung 3) werden die Tiere ebenfalls symmetrisch in Rückenlage positioniert, jedoch die Hinterextremitäten gebeugt und abduziert, so dass beide Femura einen Winkel von knapp 90° zum Beckenring aufweisen. Des Weiteren ist es notwendig beide Hinterbeine vom Tisch abzuheben. Durch das Anheben ist eine differenziertere Beurteilung des freiprojizierten kaudalen Femurhalses und des Überganges von Femurkopf zu

Femurhals möglich (Tellhelm und Brass 1989, Löffler 1990, Flückiger 1993).



Abbildung 3: Röntgenbild des Beckens eines Hundes im ventrodorsalen Strahlengang mit gebeugten und angehobenen Hintergliedmaßen (Position 2)

Fehler bei der Lagerung der Tiere können sowohl durch Rotation in der Längs- als auch in der Querachse des Beckens stattfinden. Bei einer Verkantung rotiert das Becken um seine Längsachse und ist gekennzeichnet durch ungleich große Foramina obturata und Darmbeinflügel (Linnmann 2012). Dies kann zu einer Fehlbeurteilung der Gelenke in eine sowohl positive als auch negative Richtung führen. Einer der beiden Femurköpfe scheint dabei tiefer im Acetabulum zu liegen, diese Seite ist durch das größere Foramen obturatum gekennzeichnet. Die kontralaterale Seite wird durch ein kleineres Foramen und einen scheinbar schlecht überdachten Femurkopf charakterisiert (Tellhelm und Brass 1989, Henry 1992).

Bei der seltener vorkommenden Verkippung nach kaudal handelt es sich um eine Rotation des Beckens um die Querachse. Sie ist im Gegensatz zur oben beschriebenen Verkantung meist schwieriger zu erfassen und ist gekennzeichnet durch schlitzförmige Foramina obturata und eine verkürzte kaudale Beckenhälfte (Linnmann 2012).

Stressröntgentechniken

Es existiert eine Vielzahl an Stressröntgentechniken zur Diagnose der HD. Zu nennen sind hier zum Beispiel die sogenannte Wedge-Technik nach HENRY und PARKER (1972), die Keiltechnik nach KLIMT (1990), das DLS-Stressröntgen nach FARESE (1998), die sogenannte PennHIP-Technik (Pennsylvania Hip Improvement Program) nach SMITH und Mitarbeiter (1990) und die modifizierte

Stresstechnik nach FLÜCKIGER (Heunisch 1999). Diese Verfahren haben sich im deutschsprachigen Raum zur Zuchtselektion der verschiedenen Rassen nicht durchgesetzt, können aber weitere Hinweise bei der Untersuchung des Hüftgelenkes liefern (Linnmann 2012).

Im Rahmen des PennHIP-Verfahrens werden zwei Aufnahmen angefertigt. Die Hinterextremitäten werden für beide Aufnahmen nicht gestreckt, sondern in physiologischer Stellung zum Beckenring angewinkelt (ca. 90°). SMITH und Mitarbeiter (1990) postulieren, dass es bei der Untersuchung in Position 1 zu einer spiraligen Verdrehung der Kapsel und Anspannung der Bänder des Hüftgelenkes kommt und somit eine eventuelle Lockerheit des Gelenkes durch die entstehende Zugspannung kaschiert wird. Durch die angewinkelte Position der Oberschenkel während der Aufnahmen nach der PennHIP-Technik verbleibt die Kapsel in physiologischer Position und eine eventuelle Subluxation der Gelenke soll sichtbar werden (Smith et al. 1990). Dazu wird zwischen beiden angewinkelten Hinterextremitäten in Rückenlage ein Distraktor eingelegt und gegen diesen mit den beiden Femura Kraft ausgeübt, so dass die Oberschenkelköpfe aus dem Acetabulum nach lateral verlagert werden. FLÜCKIGER und Mitarbeiter (1999) entwickeln aufgrund derselben Annahme eine Stressröntgentechnik ohne Distraktor, aber mit ähnlichem Prinzip. Die Kraftübertragung auf die Femurköpfe erfolgt hier jedoch nicht nach lateral, sondern nach kraniodorsal. Diese Technik wird 1999 von HEUNISCH durch Einlegen einer trapezoiden Holzplatte modifiziert. In den beiden zuletzt genannten Studien wird zur Quantifizierung des Grades der Subluxation der Subluxationsindex (SI) berechnet, welcher dem Distraktionsindex (DI) nach SMITH und Mitarbeiter (1990) entspricht. Die Berechnung des SI bzw. DI ergibt sich aus dem Abstand der geometrischen Zentren von Femurkopf und Acetabulum (d) geteilt durch den Radius des Femurkopfes (r) (Smith et al. 1990, Flückiger et al. 1999). Danach ergibt sich folgende Formel: SI bzw. $DI = d/r$.

KLIMT zeigt bereits 1990 bei Anwendung der Keiltechnik, dass die dargestellte Lockerheit der Gelenke unabhängig von der angewandten Kraft ist. Dies wird 1997 von SMITH und Mitarbeiter für das PennHIP-Verfahren durch eine hohe Wiederholbarkeit der Werte bei unterschiedlichen Untersuchern bestätigt.

Die Werte von SI und DI liegen zwischen 0 und 1, wobei 0 den Wert für die perfekte Kongruenz des Gelenkes aufzeigt und 1 die vollständige Luxation des Gelenkes widerspiegelt (Gold et al. 2009).

Liegt der DI $\leq 0,3$ ist die Wahrscheinlichkeit sehr gering eine DGE zu entwickeln. Beträgt der Wert mehr als 0,3 steigt die Wahrscheinlichkeit einer Erkrankung des Hüftgelenkes (Smith et al. 1993). Diese Werte sind außer für den Deutschen Schäferhund in weiteren Studie auch für andere Hunderassen bestätigt worden, jedoch zeigt jede Rasse individuelle geringgradig abweichende Werte, die bei einer Beurteilung beachtet werden müssen (Smith et al. 2001, Kapatkin et al. 2004, Runge et al. 2010).

Beurteilung der Aufnahmen und HD-Graduierung nach FCI

Die Wissenschaftliche Kommission der FCI verständigte sich 1991 im Rahmen der vom Verband für Deutsches Hundewesen ausgerichteten Welthundeaustellung auf eine Neuerung der Graduierung der Hüftgelenksdysplasie (Linnmann 2012). Somit werden deutsche Rassehunde bei der offiziellen Zuchtuntersuchung der Hüfte nach dem folgenden Schema der FCI beurteilt und eingeteilt:

Tabelle 1: Einteilung der HD-Grade nach FCI nach Brass 1993; HD=Hüftgelenksdysplasie;

<p>Kein Hinweis auf HD / Normal (HD A)</p>	<p>Der Femurkopf und das Acetabulum sind kongruent. Die vordere Pfannenkontur ist scharf begrenzt mit schmaler, gleichmäßiger subchondraler Sklerose und rund auslaufendem kranio-lateralen Pfannenrand. Der Gelenkspalt ist gleichmäßig schmal. Der Norbergwinkel beträgt in etwa 105° (als Referenz). Bei hervorragenden Gelenken umfasst der kranio-laterale Pfannenrand den Femurkopf nach kaudolateral</p>
<p>Übergangsform / Fast normal (HD B)</p>	<p>Der Femurkopf und das Acetabulum sind gering inkongruent, der Norbergwinkel beträgt etwa 105°, oder der Femurkopf und das Acetabulum sind kongruent und das Femurkopfbereich liegt medial des dorsalen Pfannendaches</p>

Leichte HD (HD C)	Der Femurkopf und das Acetabulum sind inkongruent, der Norbergwinkel liegt etwa bei 100° und/oder es besteht eine geringe Abflachung des kranio-lateralen Pfannenrandes. Es können geringgradige arthrotische Veränderungen an Pfanne oder/und Femurkopf vorliegen.
Mittlere HD (HD D)	Es liegt eine deutliche Inkongruenz zwischen subluxiertem Femurkopf und Acetabulum vor. Der Norbergwinkel ist größer als 90° (nur als Referenz). Der kranio-laterale Pfannenrand ist abgeflacht und/oder es bestehen arthrotische Veränderungen.
Schwere HD (HD E)	Es liegen erhebliche dysplastische Veränderungen des Hüftgelenkes vor, wie Luxation oder erhebliche Subluxation. Der Norbergwinkel ist kleiner als 90°. Es besteht eine offensichtliche Abflachung des kranio-lateralen Pfannenrandes, eine Deformation des Femurkopfes (pilzförmig, abgeflacht) oder andere Zeichen einer Arthrose.

Bis 1993 war eine Unterteilung der HD-Grade in die Untergruppen 1 und 2 üblich (A1, A2, B1, B2 usw.), wobei die Indices eine Tendenz zum jeweils Besseren bzw. Schlechteren erkennen lassen sollen (Linnmann 2012). Dies wird aufgrund von fehlenden objektiven Entscheidungskriterien zwischen den Untergruppen im Jahr 1993 von der FCI verworfen (Linnmann 2012), jedoch von vielen Gutachtern zur besseren Differenzierung innerhalb der FCI-Grade inoffiziell beibehalten (Tellhelm et al. 2008).

Für die Graduierung nach dem Schema der FCI ist das Vorhandensein von sekundären Veränderungen im Sinne von Arthrosen ein wichtiges Kriterium. Liegen diese Veränderungen bereits in geringgradiger Ausführung vor, so muss nach obigen Kriterien eine Einstufung in den Grad C (leichte HD) erfolgen (Tellhelm und Brass 1989). Sowohl MORGAN (1987) als auch TELLHELM und BRASS (1989) sehen bei jungen Hunden auch geringgradig osteophytäre Veränderungen als Hinweis auf eine Lockerheit des Gelenkes.

Eine zusätzliche Entscheidungshilfe ist die Winkelmessung nach Norberg. Hierbei handelt es sich um ein standardisiertes Verfahren, welches jedoch in Verbindung mit anderen Kriterien zu werten ist (Köppel 1980).

Dabei werden, wie in Abbildung 4 gezeigt, beide Mittelpunkte der Femurköpfe verbunden, so dass eine Grundlinie entsteht. Der zweite Schenkel verbindet den Mittelpunkt des entsprechenden Femurkopfes mit dem kranio-lateralen Pfannenrand (Tellhelm zitiert in Linnmann 2012).

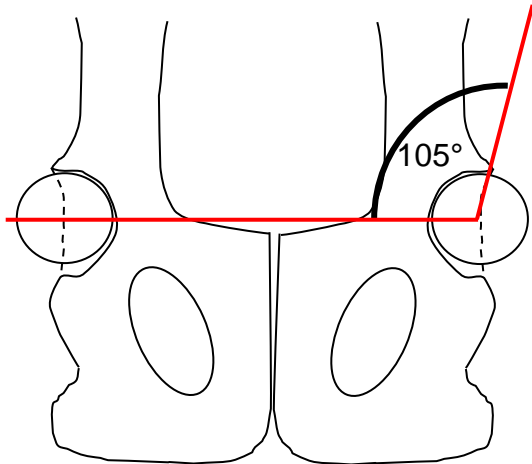


Abbildung 4: Schematische Darstellung des Beckens eines Hundes in ventrodorsaler Ansicht mit der Winkelmessung nach Norberg mit einem idealen Winkel von $\geq 105^\circ$

Darstellung der Morgan-Linie auf Röntgenbildern

Die Morgan-Linie stellt sich auf Aufnahmen in Position 1 als Verschattungslinie kaudolateral am Femurhals, an der kranialen Kontur der Fossa trochanterica mit vertikalem, leicht bogenförmigen Verlauf dar (Morgan 1987). Im englischsprachigen Raum hat sie aufgrund ihrer Darstellung und ihres Verlaufes als kaudolateraler bogenförmiger Osteophyt (caudolateral curvilinear osteophyte = CCO) in die Literatur Einzug gefunden (Mayhew et al. 2002). Sie kann unterschiedlich stark ausgeprägt sein. Die Sichtbarkeit der Morgan-Linie auf ventrodorsalen Röntgenbildern des Beckens hängt dabei sehr stark von ihrer Größe, der Dichte und dem Strahlengang ab. Demnach kann eine Morgan-Linie unter Umständen durch Röntgenaufnahmen nicht eindeutig nachgewiesen werden (Kishimoto et al. 2010). Des Weiteren kann ihr Vorhandensein auf Aufnahmen in Position 1 durch eine ungenügende Innenrotation der

Hinterextremitäten vollständig maskiert und damit auch übersehen werden (Flückiger 1993).

Auf Aufnahmen in Position 2 stellt sich die Morgan-Linie als Kante am freiprojizierten kaudalen Femurhals dar (Flückiger zitiert in Linnmann 2012). Auf den folgenden Bildern (Abbildung 5a und b) ist die Morgan-Linie in beiden Positionen vorhanden. Es finden sich keine weiteren Hinweise auf eine vorliegende HD.

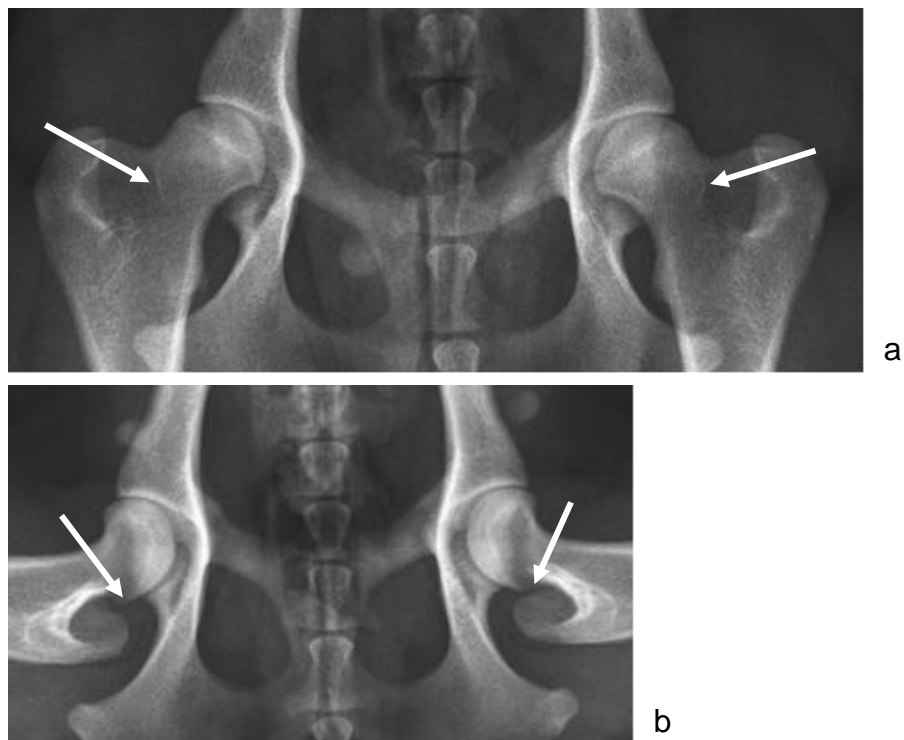


Abbildung 5: (a) Bildausschnitt eines Röntgenbildes des Becken eines Hundes in Position 1, HD-Grad A, Pfeile: feine Morgan-Linie; (b) Bildausschnitt eines Röntgenbildes des Becken eines Hundes in Position 2, HD A, Pfeile: Morgan-Linie als feine Kante zu erkennen

Auf den nächsten beiden Abbildungen (Abbildungen 6a und b) zeigt sich eine mittlere HD (HD-D) mit einer breiten unscharfen Linie in Position 1 und einer breiten unregelmäßigen Kante in Position 2.

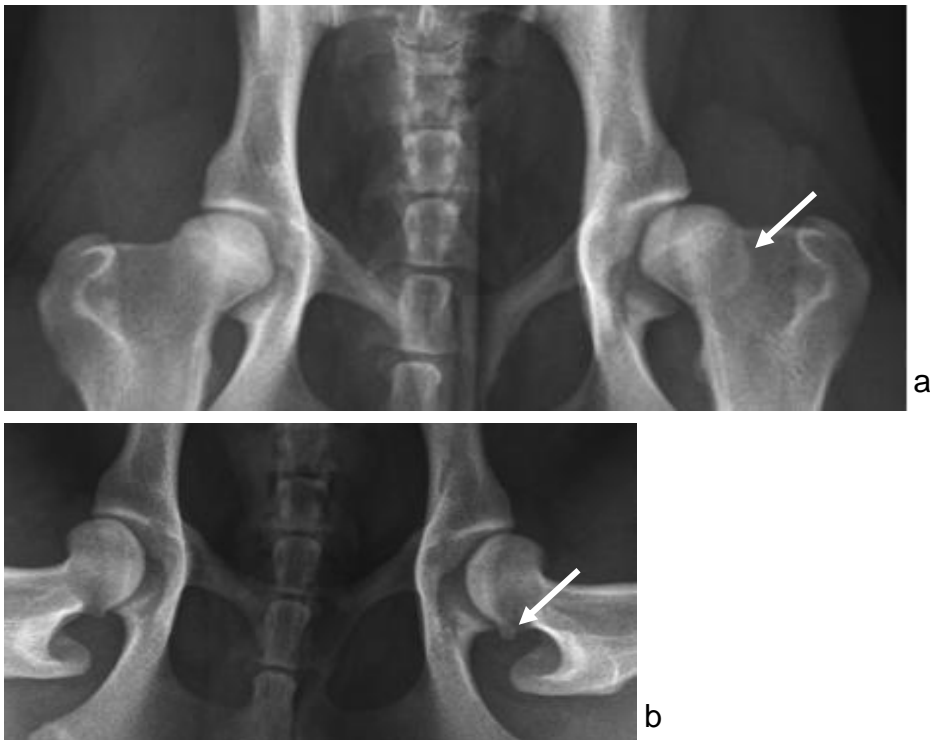


Abbildung 6: (a) Bildausschnitt eines Röntgenbildes des Beckens eines Hundes in Position 1, HD D, Pfeil: breite Morgan-Linie; (b) Bildausschnitt eines Röntgenbildes des Beckens eines Hundes in Position 2, HD D, Pfeil: Morgan-Linie als hochgradige Kante

MAYHEW und Mitarbeiter (2002) untersuchen die Bedeutung und das Auftreten der Morgan-Linie in Zusammenhang mit einer DGE. Die Autoren stellen fest, dass eine feine sklerotische Linie am Femurhals bei 16,2 % der Tiere auftritt, obwohl sich keine anderen degenerativen Veränderungen des Hüftgelenkes auf den vorliegenden Röntgenaufnahmen ergeben. Dabei stellt die Lockerheit des Gelenkes, gemessen durch den DI, das Hauptrisiko zur Entwicklung einer Morgan-Linie dar. Zusätzlich steigt mit größer werdendem DI die Wahrscheinlichkeit eine DGE zu entwickeln. Die Autoren sehen die Morgan-Linie folglich als Kontraindikation für den züchterischen Einsatz und glauben an die Verbesserung des Genpools durch Eradikation betroffener Tiere, auch wenn nur die Morgan-Linie als Hinweis auf eine Lockerheit vorliegt.

Eine differenzierte Betrachtung bedarf die sogenannte „puppy-line“, die in einer Studie von POWERS und Mitarbeitern (2004) als sehr feine, kürzere und diffuse Verschattungslinie beschrieben wird. In Abhängigkeit zur Fütterung tritt sie im

Alter von ca. 5 Monaten auf und kann bis zu einem Alter von 18 Monaten erfasst werden. Im Folgenden wird ein Verschwinden oder eine Umgestaltung in eine Morgan-Linie beobachtet, wobei das Risiko an einer Coxarthrose zu erkranken bei Tieren mit einer puppy-line nicht größer ist als bei Tieren, die keine puppy-line aufweisen (Powers et al. 2004). Im Gegensatz dazu legen RISLER und Mitarbeiter (2009) eine Altersgrenze für das Auftreten einer puppy-line mit sechs Monaten fest. Ist darüber hinaus eine entsprechende Verschattungslinie kaudolateral am Femurhals zu erfassen, wird diese von den Autoren als Morgan-Linie und damit als pathologisch bezeichnet.

2.4 Computertomographie

Der Begriff der Tomographie stammt aus dem Griechischen mit den Wortanteilen *tomo* = „Schnitt“ und *graphein* = „schreiben“ und wurde von dem Berliner Physiker Grossmann begründet. Sein Grossmann Tomograph konnte bereits 1934 eine einzige Schicht eines Körpers darstellen auf Basis der analogen Tomosynthese (Buzug 2008). Hierbei wird bei der Bildaufnahme die Röntgenröhre gerade in eine Richtung bewegt, während der Bilddetektor sich in die entgegengesetzte Richtung bewegt. Der schärfste Punkt des Bildes befindet sich im Rotationszentrum, nach außen entstehen nur unscharfe Bildpunkte, die zudem überlagert sind (Buzug 2008).

Die Grundlage des Computertomographen besteht jedoch in der Randontransformation, welche 1917 durch den österreichischen Mathematiker Johann Radon entwickelt wurde. Dieser Rechenweg liefert die Grundlage zur Berechnung räumlicher Aufnahmen eines Objektes und seiner von Röntgenstrahlen durchdringbaren Innenstruktur mit Hilfe der gefilterten Rückprojektion. Er zeigt in seiner Arbeit, dass mit einer unendlichen Zahl an linearen Integralen die zweidimensionale Verteilung von Objektcharakteristika eindeutig bestimmt werden kann (Kalender 2011).

Ohne Kenntnis dieser Berechnungen entwickelt Allan Cormack zwischen den Jahren 1957 bis 1963 ebenfalls eine Methode zur Berechnung der Verteilung von Strahlungsabsorption im menschlichen Körper. Sir Geoffrey Hounsfield konstruiert 1972 den ersten kommerziellen CT-Scanner und ermöglicht zunächst die Darstellung des Kopfes. Zusammen mit Allan Cormack erhält er 1979 den Nobelpreis in Medizin (Buzug 2008, Kalender 2011).

Schon während den 70er Jahren werden Scanner der ersten und zweiten Generation durch die dritte Generation der CT ersetzt. Diese bestehen inzwischen aus einem Fächerstrahl mit weitem Winkel (40° - 60°) und mit Detektorreihen aus 400-1000 Elementen. Da der Röntgenstrahl pro Schicht den betreffenden Abschnitt des Körpers komplett erfassen kann und durch die Einführung einer kabellosen Stromversorgung der Röntgenröhre und Detektoren, der sogenannten Schleifringtechnik, können bei dieser Generation der Scanner kontinuierlich Messungen erfolgen, ohne die Untersuchung zu unterbrechen. Dadurch ist eine deutliche Reduzierung der Untersuchungszeit zu verzeichnen (Buzug 2008, Saunders und Ohlert 2011).

Geräte der 4. Generation zeigen einen geschlossenen Detektorring mit einer rotierenden Röntgenröhre. Da die 3. Generation der Scanner jedoch im Vergleich zu Scannern der 4. Generation weniger Streustrahlung erzeugt und weniger Detektoren benötigt, haben sich diese in der Diagnostik durchgesetzt (Kalender 2011).

Durch den technischen Fortschritt sind fortlaufende 360° Rotationen möglich. Zusätzlich bewegt sich der Tisch fortlaufend durch die Gantry, so dass eine Spirale um das zu messende Objekt entlang der Längsachse (z) über eine bestimmte Zeit (t) entsteht (Kalender 2011).

Des Weiteren ist zur Verbesserung der Bildqualität und zur Reduktion von unbrauchbarer Streustrahlung der Einsatz von Kollimatoren nötig. Sie formen den Röntgenstrahl in den zum Schluss verwendeten Fächerstrahl. Durch sie lässt sich die Schichtdicke festlegen, die von Röntgenstrahlen durchdrungen werden soll (Saunders und Ohlert 2011). Der durch das zu messende Objekt abgeschwächte Röntgenstrahl wird durch Szintillationskristalle in den Detektoren in Licht umgewandelt. Die Menge des produzierten Lichtes hängt von der Anzahl an detektierten Photonen und der Energie der Röntgenstrahlen ab (Tidwell 2007).

Durch Photomultiplier wird das emittierte Licht in eine Spannung umgewandelt, diese anschließend vervielfacht und gemessen. So entstehen für jeden Winkel, den die Röntgenröhre im Bezug zur Ausgangsposition zum Objekt einnimmt, durch Umwandlung in ein digitales Zahlensystem die benötigten Rohdaten. Die sogenannte gefilterte Rückprojektion ist ein komplizierter mathematischer

Prozess, durch den ein Computer das endgültige Computerbild in Pixeln erstellt (Tidwell 2007).

Zu Ehren des CT-Erfinders Sir Geoffry Hounsfield wird die gemessene Abschwächung des Röntgenstrahls in Relation zu Wasser in Hounsfield Einheiten (HE) angegeben. Wie in der folgenden Tabelle 2 ersichtlich, kann jedem Gewebe somit ein fester Wert zugeteilt werden (Tidwell 2007, Saunders und Schwarz 2011).

Tabelle 2: Hounsfield Messungen für verschiedene Substanzen (aus: Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology; Hrsg. Thrall, D; 5. Auflage); HE= Hounsfield Einheiten

Substanz	Hounsfield Einheiten [HE]
Luft	-1000
Lunge	- 845 (im Durchschnitt)
Fett	-100 (circa)
Wasser	0
Gehirn	30 - 40
Niere	30
Leber, Milz, Muskulatur	50 - 70
Akute bis subakute Blutungen	60 - 100
Mineralien	Variabel; zum Beispiel 100-1000
Knochen	Variabel; zum Beispiel 100-1000
Metall	Variabel; zum Beispiel 100-3000

Bei medizinischen Geräten ist die Skala der Hounsfield Einheiten typischerweise auf -1024 HE bis 3071 HE begrenzt (Kalender 2011). Somit entstehen 4096 verschiedene Werte, die jedoch vom menschlichen Auge nicht unterschieden werden können. Der Mensch kann lediglich 60-80 verschiedene Graustufen in einem Bild differenzieren. Daher ist es notwendig einen bestimmten Abschnitt der Hounsfield-Skala festzulegen, in welchem das zu untersuchende Gewebe abgebildet wird. Werte oberhalb dieses festgelegten Abschnittes stellen sich weiß dar, unterhalb der abgebildeten Skala zeigen sie sich schwarz. (Prokop et al. 2013, Tidwell 2007). Diese „Fensterung“ der dargestellten Graustufen ist definiert durch seine Weite und Lage, wobei die Weite den Bildkontrast und die Lage die Helligkeit bestimmt (Prokop et al. 2013).

2.4.1 CT als bildgebendes Verfahren für die Diagnostik der HD

Das konventionelle Röntgen gilt als Standardverfahren, um eine HD zu diagnostizieren. Jedoch können aufgrund von Überlagerungen und einem begrenzten Darstellungsvermögen von feinen Strukturen, wie zum Beispiel von Knorpel und knöchernem Detail, Informationen verloren gehen (D'Amico et al. 2011). Zudem lassen sich frühe Veränderungen eines Gelenkes, die mit einer DGE einhergehen, nicht darstellen. WILTBERGER und Mitarbeiter (1975) sowie LUST und Mitarbeiter (1980) dokumentieren, dass zu diesen frühen Veränderungen unter anderem eine perifoveale Auffaserung des Knorpels als auch eine Synovitis und ein Gelenkserguss im Hüftgelenk gehören.

Der große Vorteil der CT als Schnittbildverfahren ist die überlagerungsfreie Darstellung des Hüftgelenkes. Dies ermöglicht das Messen und die Darstellung von verschiedenen Winkeln und die Bestimmung der Knochendichte an vorbestimmten Punkten. Ein weiterer Vorteil ist die Möglichkeit der Berechnung einer 3-D - Rekonstruktion und somit eine räumliche Darstellung der zu untersuchenden Region (Linnmann 2012).

FARESE und Mitarbeiter (1998) zeigen, dass die dorsolaterale Subluxation (DLS) des Femurkopfes aus dem Acetabulum in einer gewichtstragenden Position in der computertomographischen Untersuchung gut darstellbar und durch den sogenannten DLS-Wert sicher messbar ist. Liegt der DLS-Wert über 60 % besteht kein oder nur ein geringes Risiko eine DGE zu entwickeln. Bei einem Wert unter 40 % ist jedoch das Risiko einer Erkrankung sehr hoch. Dabei ist darauf zu achten, dass für eine gewichtstragende Position die Oberschenkel geringgradig adduziert werden. Dadurch erfolgt eine Kraftableitung über den dorsolateralen Pfannenrand des Acetabulums, was sich als sehr sensitive Position zum Nachweis der Lockerheit im Hüftgelenk erweist (Fujiki et al. 2004).

Des Weiteren können Dichtemessungen am Gelenk durchgeführt werden, da bei einem arthrotischen Gelenk davon auszugehen ist, dass sich der subchondrale Knochen verdichtet (Todhunter und Spencer 2003).

Die computertomographischen Untersuchungen von CHALMERS und Mitarbeitern (2006) zeigen, dass die subchondrale Knochendichte des Femurkopfes mit frühen Anzeichen einer DGE aufgrund einer HD größer ist als bei Hunden ohne Arthrose des Hüftgelenkes. Neben einem Dichteanstieg von bis zu 8 % in den subchondralen Bereichen der kraftableitenden Areale des

Femurkopfes, kann auch in den tiefer liegenden Bereichen ein Anstieg der Dichte von bis zu 10 % dokumentiert werden. Bei Hunden, die radiologisch keine Veränderungen einer DGE aufweisen, jedoch eine erhöhte Knochendichte in den CT-Untersuchungen, ist in der Sektion ein frühes Stadium der Arthrose im Hüftgelenk nachzuweisen (Chalmers et al. 2006). CHALMERS und Mitarbeiter (2006) zeigen somit, dass Veränderungen des subchondralen Knochens des Femurkopfes gleichzeitig mit pathologischen Veränderungen der Synovia und des Gelenkknorpels einhergehen, wenn das Hüftgelenk ein frühes Erkrankungsstadium aufweist.

Auch KÜCHENMEISTER (2007) kann mittels Osteodensitometrie am Hüftgelenk des Hundes zeigen, dass bei HD-erkrankten Hunden die durchschnittliche Mineralisierung im Acetabulum um ca. 5 % und am Femurkopf um ca. 2 % im Vergleich zu gesunden Hunden zunimmt. Dabei ist zu beachten, dass vor allem im kaudalen Horn des Acetabulums ein Dichtemaximum auftritt. Dieser Anteil wird bei konventionellen Röntgenbildern durch einen Teil des Femurkopfes überlagert und kann somit nicht beurteilt werden (Küchenmeister 2007).

Neben der Untersuchung des DLS-Wertes und der Dichte des subchondralen Knochens des Femurkopfes kann die Bestimmung der Größe der Morgan-Linie einen weiteren Hinweis auf eine Subluxationsstellung und somit auf das Vorliegen der Grunderkrankung der HD liefern (Kishimoto et al. 2010). Der von den Autoren bestimmte CCO-Index (caudolateral curvilinear osteophyte-Index) wird in 3-D rekonstruierten Bildern gemessen und beschreibt die Länge mal die Breite in mm². KISHIMOTO und Mitarbeiter (2010) gehen dabei davon aus, dass ein großer CCO-Index auf eine vermehrte Subluxationsstellung des Femurkopfes hinweist.

Da in der Humanmedizin die CT als Standardverfahren zur Beurteilung dysplastischer Hüftgelenke eingesetzt wird, versuchten LOPEZ und Mitarbeiter (2008) verschiedene Messungen auf das Tiermodell zu übertragen. Hierbei erweisen sich der Mitte-Rand-Winkel (engl.: centre-edge-angle), der dorsale Hüftgelenkspfannen Sektorwinkel (engl.: dorsal acetabular sector angle) und der "horizontal toit externe" Winkel als die besten Prädiktoren für degenerative Veränderungen der Knorpelfläche. Die Autoren kommen zu dem Schluss, dass die CT ein wertvolles bildgebendes Verfahren ist, um eine Prognose über frühe Schäden des Knorpels bzw. des Gelenkes geben zu können.

2.5 Magnetresonanztomographie

Für die Erkenntnisse bezüglich der MRT erhalten Paul Lauterbur und Peter Mansfield 2003 den Nobelpreis in Medizin (Möller 2006). Seit den ersten klinischen Prototypen in den 70er Jahren erlangt die MRT zunehmend als digitales Schnittbildverfahren in der Medizin an Bedeutung (Möller 2006). Physikalische Grundlage der MRT ist das Wasserstoffatom. Es besitzt ein relativ großes magnetisches Moment und ist in hoher Dichte im Körper vorhanden. Aus diesem Grund wird das Wasserstoffatom in der klinischen MRT als aktiver Atomkern verwendet (Westbrook et al. 2011). Sein magnetisches Moment ermöglicht dem Wasserstoffatom sich entlang eines externen Magnetfeldes (B_0) sowohl parallel als auch antiparallel auszurichten und sich um dieses in einer taumelnden Bewegung, der sogenannten Präzession, zu bewegen. In ihrer Gesamtheit produzieren alle Wasserstoffprotonen einen signifikanten longitudinalen magnetischen Vektor, der das relative Gleichgewicht zwischen parallel und antiparallel ausgerichteten Protonen widerspiegelt (Pooley 2005). Die Präzessionsfrequenz wird anhand der Lamor-Gleichung beschrieben:

$$\omega_0 = B_0 \times \lambda$$

Formel 1: Berechnung der Präzessionsfrequenz (ω_0) in Mega-Hertz (MHz); B_0 = Magnetfeldstärke des externen Magnetfeldes in Tesla (T); λ = Gyromagnetische Konstante in Mega-Hertz/Tesla (MHz/T);

Werden Wasserstoffprotonen durch einen Hochfrequenzimpuls mit einer Frequenz angeregt, welche der Lamor-Frequenz entspricht, kommt es zur Auslenkung des magnetischen Vektors um einen bestimmten Winkel. Man spricht vom Phänomen der Resonanz. Die Größe des Winkels hängt von der Dauer und der Amplitude des Hochfrequenzimpulses ab (Pooley 2005, Westbrook et al. 2011). Die Auslenkung entsteht durch eine Zunahme der antiparallel ausgerichteten Protonen, wodurch die longitudinale Magnetisierung sinkt. Gleichzeitig bewegen sich die Wasserstoffkerne in Phase und sind somit kohärent. Wird der Hochfrequenzimpuls ausgeschaltet, geben die Protonen die übertragene Energie wieder ab, so dass es zum einen zu einer Dephasierung und zum anderen zu einer Aufrichtung des longitudinalen magnetischen Vektors entlang von B_0 führt. Diesen Vorgang nennt man Relaxation. Die Zeitkonstante T_1 beschreibt den Zeitraum der benötigt wird bis 63 % des longitudinalen magnetischen Vektors wieder aufgebaut sind. Dahingegen beschreibt die

Zeitkonstante T2 die Zeit bis 63 % der transversalen Magnetisierung durch Dephasierung verloren gegangen sind (Westbrook et al. 2011). Die unterschiedlichen Kontraste eines MRT-Bildes beruhen auf den unterschiedlichen T1- und T2-Relaxationszeiten der unterschiedlichen Moleküle und der unterschiedlichen Protonendichte in einem Organismus. Die beiden Extreme werden durch Fett und Wasser repräsentiert. Die großen, eng gepackten Fettmoleküle, die eine Frequenz aufweisen ähnlich der Larmor-Frequenz, besitzen eine kurze T1- und kurze T2-Relaxation. Wohingegen Wassermoleküle durch ihren relativ großen intermolekularen Abstand und ihrer hohe Eigenfrequenz eine lange T1- und T2-Relaxation aufweisen (Pooley 2005). Die unterschiedlichen Kontraste eines MRT-Bildes beruhen zusätzlich auf Geräteparametern, welche die Abfolge mehrerer Hochfrequenzimpulse und das Auslesen des produzierten Signals mittels Spule steuern. Als Basisparameter sind hier zu nennen:

1. „Time of Repetition“ (TR): Zeit zwischen zwei Hochfrequenzimpulsen (Bushberg 2002).
2. „Time of Echo“ (TE): Zeit zwischen Hochfrequenzimpuls und maximalem Signalecho (Bushberg 2002).

Die Anwendung bestimmter Hochfrequenzimpulse zu bestimmten TRs und die Messung des Signals zu vorbestimmten TEs bewirken unterschiedlich gewichtete Sequenzen (Pooley 2005, Westbrook et al. 2011).

2.5.1 MRT als bildgebendes Verfahren für die Diagnostik der HD

Die Diagnose der humanen HD basiert in der Regel, wie auch in der Veterinärmedizin, auf der Auswertung von Röntgenbildern des Beckens (Beltran et al. 2013). Jedoch bietet die MRT gewisse Vorteile, wie zum Beispiel das Fehlen von ionisierender Strahlung und die Möglichkeit der Darstellung feiner Strukturen wie der Knorpeloberfläche von Femurkopf und Acetabulum (Beltran et al. 2013). Insgesamt ist die Verwendung der MRT in der Veterinärmedizin durch die, für die Untersuchung des Patientengutes notwendige, Anästhesie und einen relativ hohen Kostenaufwand immer noch eingeschränkt. Allerdings wird sie in der Orthopädie und Neurologie bei speziellen diagnostischen Fragestellungen zur Untersuchung der Wirbelsäule, des Beckens und der Gliedmaßen auch routinemäßig angewendet (Linnmann 2012).

FOLTIN untersucht 2002 in ihrer Dissertations-Studie 70 Hüftgelenke mittels MRT, wovon 40 als dysplastisch eingestuft werden. Diese dysplastischen Gelenke weisen zu 100 % Femurkopfdeformationen in unterschiedlichem Ausmaß auf. 45 % zeigen eine vermehrte subchondrale Sklerosierung, 12,5 % subchondrale Zysten und 82,5 % eine erhöhte Signalintensität im Labrum acetabulare, als Hinweis auf einen Einriss oder eine Ruptur. Bei allen Gelenken liegt ein Gelenkerguss vor und bei 77,5 % eine Erweiterung oder eine Ruptur der Gelenkkapsel. Insgesamt kommt die Autorin zu dem Schluss, dass die MRT auch in der Veterinärmedizin ein wichtiges diagnostisches Verfahren zur Früherkennung und Abschätzung des Ausmaßes der HD darstellt. Die Untersuchung kann wichtige Erkenntnisse liefern hinsichtlich des Zustandes der Gelenkkapsel und des Gelenkknorpels, des Labrum acetabulare und des Femurkopfbandes sowie Informationen über das Ausmaß eines Gelenkergusses und den Deformierungsgrad des Femurkopfes geben (Foltin 2002).

Wie in der Studie von FOLTIN (2002) als auch in einer von GINJA und Mitarbeitern durchgeführten Studie (2009) ergibt die Verwendung eines Niederfeldgerätes (0,2 Tesla) Einschränkungen bei der Beurteilung von Gelenkstrukturen wie zum Beispiel der Knorpeloberfläche. Bezüglich einer Frühdiagnose kann durch GINJA und Mitarbeiter (2009) nachgewiesen werden, dass eine in der MRT gemessene Gelenkfüllung, wiedergegeben durch den synovial fluid index (SFI), bei acht Wochen alten Welpen mit einer passiven Gelenklockerheit und einer HD bei erwachsenen Hundes assoziiert ist. In der Studie schwankt der SFI zwischen 0,19 und 1,23 und ist bei dysplastischen Gelenken signifikant größer. Zur Berechnung wird die Fläche der kranialen und kaudalen Gelenkstasche addiert und durch das Viertel der Femurkopffläche geteilt.

3 Material und Methoden

Es handelt sich um eine prospektive Studie, die vom Regierungspräsidium Gießen genehmigt wurde. Die Nummer der Anzeige lautet: GI 17/18 A 58/2011
Die Studie besteht aus zwei Teilen.

3.1 Voruntersuchung

In diesem Teil der Studie soll die Darstellbarkeit der Kapselstrukturen in der MRT überprüft und ein Untersuchungsprotokoll für den zweiten Teil der Studie festgelegt werden. Hierzu werden an drei Kadavern hüftgesunder Hunde, welche aufgrund anderer Erkrankungen euthanasiert wurden, sechs Gelenke magnetresonanztomographisch untersucht.

3.1.1 Röntgen

Zum Ausschluss einer DGE werden bei allen drei Kadavern Röntgenbilder in gestreckter Position der Hüfte angefertigt.

3.1.2 Magnetresonanztomographie

Auf beiden Seiten wird um die Hüftgelenke das Fell vollständig entfernt und auf der linken Seite in einem der Größe des Tieres angepassten Radius um den Trochanter major Fischölkapseln auf die Haut angebracht (Abbildungen 7 und 8). Die Ölkapseln dienen der Orientierung zur späteren Injektion von Kontrastmittel.



Abbildung 7: Linkes Hinterbein eines Hundes (Golden Retriever) mit vollständig entferntem Fell im Bereich des linken Hüftgelenkes und angebrachten Fischölkapseln



Abbildung 8: Linkes Hüftgelenk desselben Hundes mit angebrachten Fischölkapseln (3x5 Stück)

Die Hunde werden in Brust-Bauchlage mit leicht abduzierten Hinterbeinen fixiert. Bei dem für die Untersuchung verwendeten Gerät handelt es sich um den Magnetresonanztomographen Gyroscan 1.0 Tesla der Firma Philips.

Die Untersuchung erfolgt mit der Sense-Body-Spule (Philips, Typ: 4522 131 6850) (Abbildung 9).



Abbildung 9: Sense-Body-Spule; Philips, Typ: 4522 131 6850

Zur Etablierung eines Protokolls für die Untersuchung der Strukturen des Hüftgelenkes (Gelenksfüllung, Knorpel, Kapsel) erfolgt eine native Untersuchung aller 6 Gelenke mit den in Tabelle 3-1 aufgeführten Sequenzen:

Tabelle 3: MRT-Sequenzen zur Untersuchung des Hüftgelenkes; mm=Millimeter; ms=Millisekunden; NSA= Number of signals averaged; FFE=Fast Field echo; TFE=Turbo Field Echo; WATS= Water selective; T1= MRT Sequenz, welche auf der T1 –Relaxationszeit beruht; T2= MRT Sequenz, welche auf der T2-Relaxationszeit beruht;

Sequenz	Schnitt-ebene	Field of view	Schicht-dicke (mm)	Gap (mm)	Repetitions-zeit (ms)	Echozeit (ms)	NSA
T 2	Sagittal	200	3	0,3	6071	100	4
T 2	Dorsal	240	3	0,3	3000	120	2
T 1	Transversal	200	3	0,1	400	10	6
T 1	Dorsal	390	3,5	0,3	15	256	6
T 1 TFE	Dorsal	180	4	-2	14	6,9	8
T 2 FFE	Transversal	200	3	0,1	460	10	2
3-D WATS	Transversal	150	1,7	-0,9	25	13	2

Nach der nativen Untersuchung wird zur Identifikation der Gelenkkapsel an das linke Gelenk ein Kontrastmittel-Tinten-Gemisch (2:1, dem Gewicht des Tieres angepasste Menge) injiziert. Als Kontrastmittel wird Dortarem® (Gadotersäure, 0,5mmol/ml, Injektionslösung, Firma Guebert) verwendet. Die Orientierung zur Punktion des Gelenkes erfolgt mit Hilfe der angebrachten Fischölkapseln.

Im Anschluss wird die MRT-Untersuchung mit den in Tabelle 4 aufgeführten Sequenzen wiederholt.

Tabelle 4: MRT-Sequenzen nach Kontrastmittelapplikation; mm=Millimeter; ms=Millisekunden; NSA= Number of signals averaged; FFE=Fast Field echo; TFE=Turbo Field Echo; WATS= Water selective; T1= MRT Sequenz, welche auf der T1 –Relaxationszeit beruht; T2= MRT Sequenz, welche auf der T2-Relaxationszeit beruht;

Sequenz	Schnitt-ebene	Field of view	Schicht-dicke (mm)	Gap (mm)	Repetitions-zeit (ms)	Echozeit (ms)	NSA
T 1 TFE	Dorsal	180	4	-2	14	6,9	8
T 2 FFE	Transversal	200	3	0,1	460	10	2
3-D WATS	Transversal	150	1,7	-0,9	25	13	2

Die Bilder der einzelnen MRT-Sequenzen werden auf die Sichtbarkeit der folgenden Strukturen hin beurteilt:

1. Die sichtbare normale Knorpelschicht des Femurkopfes, um im zweiten Teil der Studie hinsichtlich der Dicke und eventuell vorliegenden Läsionen eine Bewertung vornehmen zu können.
2. Die Darstellung der normalen Gelenksfüllung, vor allem der kranialen und kaudalen Gelenkaussackung, so dass eine Berechnung des synovial fluid index (SFI) nach Ginja et al. (2009) erfolgen kann.
3. Die Abgrenzung der normalen Kapselstrukturen, zur Beurteilung der Morphologie, insbesondere einer vorliegenden Verdickung der Kapsel und des Kapselansatzes.

Nach der MRT-Untersuchung werden die Hüftgelenke der einzelnen Hunde, an denen eine Kontrastmittel-Tinten-Gemisch-Injektion stattfand, freipräpariert. Es wird überprüft ob, das Injektionsgemisch an der Gelenkkapsel positioniert wurde und die Kapselstruktur auf den MRT-Bildern korrekt identifiziert worden ist (Abbildung 10).

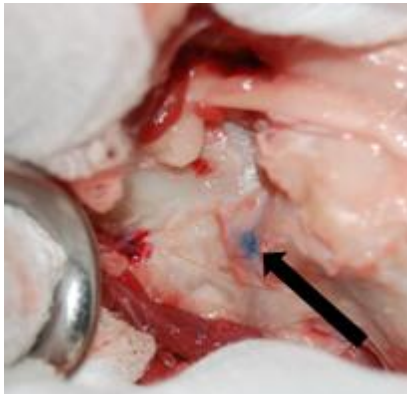


Abbildung 10: Präparationsbild des rechten Hüftgelenkes eines Labrador Retrievers. Das Tintengemisch (blaues Areal) befindet sich an der Gelenkkapsel (Pfeil).

Zur Sequenzoptimierung erfolgt innerhalb der Studie eine Anpassung der in Tabelle 3 aufgeführten Sequenzparameter.

Für den darauffolgenden Teil der Studie werden anhand der zur Verfügung stehenden Untersuchungszeit für die MRT (ca. 20 Minuten) und der Sichtbarkeit der einzelnen Gelenkstrukturen Sequenzen ausgewählt.

3.2 Zweiter Teil der Studie

Die verwendete Patientengruppe umfasst Hunde, die zur Zuchtuntersuchung der Hüfte in der Klinik für Kleintiere, Chirurgie der Justus Liebig Universität Giessen vorgestellt werden.

Es gibt keine Einschränkungen bezüglich des Alters, des Gewichts oder des Geschlechts.

Eingeschlossen werden 50 Hunde bzw. 100 Gelenke, die röntgenologisch keine Hinweise auf eine HD (HD A) oder eine Übergangsform (HD B) und eine Morgan-Linie aufweisen. Die Morgan-Linie wird in verschiedene morphologische Gruppen (MG) eingeteilt. Diese Tiere erhalten im Anschluss an die Röntgenuntersuchung sowohl eine CT- wie auch eine MRT-Untersuchung der Hüftgelenke.

3.2.1 Anästhesie

Die Hunde erhalten im Rahmen der Zuchtuntersuchung über einen in die Vena cephalica antebrachii gelegten Venenverweilkatheter (20G, VasoVet der Firma Braun) als Prämedikation Atropin (Atropinsulfat B. Braun, 0,5mg/ml) in einer Dosierung von 0,05mg/kg Körpermasse (KM) und Diazepam (Diazepam-ratiopharm 10mg/2ml, Injektionslösung) in einer Dosierung von 1mg/kg KM. Zur Narkoseeinleitung werden Ketamin (Ketamin 10 % -als Hydrochlorid-, Injektionslösung für Hund und Katzen der Firma Medistar) in einer Dosierung von 5mg/kg KM und Xylazin (Xylazin 2 % Bernburg -als Hydrochlorid-Injektionslösung für Tiere, Fa. Medistar) in einer Dosierung von 1mg/kg KM verwendet. Im weiteren Verlauf werden die Hunde intubiert, so dass die Erhaltung der Narkose über eingeatmetes Isofluran (IsoFlo, Fa. Abbott) als 2 %ige Gasmischung auf der Basis von Sauerstoff als Inhalationsnarkose erfolgen kann. Die Tiere erhalten während der Narkose über den Venenverweilkatheter eine Infusion mit Vollelektrolytlösung.

3.2.2 Röntgen

Von den Hunden werden zur Darstellung der Hüftgelenke nach FCI Standard Aufnahmen in Position 1 und 2 angefertigt. Zusätzlich werden modifizierte Stressaufnahmen nach Flückiger (Heunisch 1999) angefertigt.

Die Aufnahmen der einzelnen Hüftgelenke werden von einem Gutachter der GRSK beurteilt und der HD-Grad (A1, A2, B1, B2) sowie der Norberg-Winkel

festgehalten. Des Weiteren erfolgt eine Einteilung der Morgan-Linie in Anlehnung an das Beurteilungsschema nach Flückiger, (aufgezeigt Seite 302 in Linnmann 2012) in folgende morphologische Gruppen:

Tabelle 5: Morphologische Gruppeneinteilung der Morgen-Linie; erste Zeile: Einteilung in Position 1; erste Spalte: Einteilung in Position 2; mm = Millimeter

	Linie mittig nicht bis zur proximalen Kontur	Linie bis proximale Kontur
nicht sichtbar bzw. flacher Buckel in Abduktion	0	/
kantiger Buckel in Abduktion; feiner Grat bis 1mm	1	2
deutlicher Grat von 1-2mm Breite	3	4
(unscharfer) Grat bis 3-4mm Breite	5	6
Leiste von mehr als 4mm Breite	7	8
Leiste überragt durch ausgedehnte Exostosen	9	10

Anhand der Stressaufnahme wird der Subluxationsindex (SI) errechnet und festgehalten.

3.2.3 Computertomographie

Das verwendete Gerät ist ein Brilliance 16-Zeilen Spiral-CT der Firma Philips. Für die Untersuchung mittels CT werden die Hunde standardisiert in Bauchlage in einer Lagerungshilfe aus Styropor nach FARESE et al. (1998) in einer gewichtstragenden Position gelagert (Abbildung 11 a und b).



Abbildung 11: Laterale Ansicht der gewichtstragenden Position mittels Lagerungshilfe nach Farese et al. (1998); (b) Kaudale Ansicht: beide Knie sind in adduzierter Haltung in der Aussparung der Lagerungshilfe fixiert, die Tarsalgelenke zeigen nach lateral, die Gewichtsaufnahme im Hüftgelenk findet nach dorsolateral statt.

Anhand beider Trochanter major wird die waagerechte Position des Beckens überprüft. Die Kniegelenke werden adduziert in der Aussparung der Lagerungshilfe fixiert. Der Patient wird mit den Hintergliedmaßen voran in die Gantry gefahren.

Es werden transversale Aufnahmen mit einem Pitch von 0,44 angefertigt. Die Spannung beträgt 120kV, der Röhrenstrom liegt bei 300mA. Da die Größe der Patienten variieren kann, wird das Field of View individuell festgelegt, wobei das Becken und die Knie vollständig abgebildet sein sollen, um die korrekte Lagerung zu überprüfen. Die Rekonstruktion erfolgt in einem Knochenfenster (C = 900 HE, W = 2200 HE) mit einer Schichtdicke von 2 mm und einem Inkrement von -1 mm. Die Messungen erfolgen mit dem Computerprogramm OsiriX® Version 5.0 für Mac Os X.

Anhand der original transversalen sowie sagittalen und dorsalen Bilder und der 3-D-Rekonstruktion wird die kaudolateral am Femurhals liegende Morgan-Linie ausgemessen (Abbildung 1). Das Produkt der maximalen Länge und der maximalen Breite ergibt den CCO-Index nach Kishimoto et al. (2010), welcher in mm² angegeben wird. Zusätzlich wird der DLS-Wert (%) nach FARESE und Mitarbeiter (1998) errechnet und festgehalten.

In Anlehnung an CHALMERS und Mitarbeiter (2006) werden Dichtemessungen des Femurkopfes in subchondralen als auch nicht-subchondralen Arealen durchgeführt. Dabei werden die Regions of Interest (ROIs) auf dem Transversalschnitt mit dem größten Femurkopfdurchmesser nach der folgenden Abbildung definiert, wobei die ROIs k1 und k2 als subchondral und die ROI k3 als nicht-subchondral gelten (Abbildung 12).

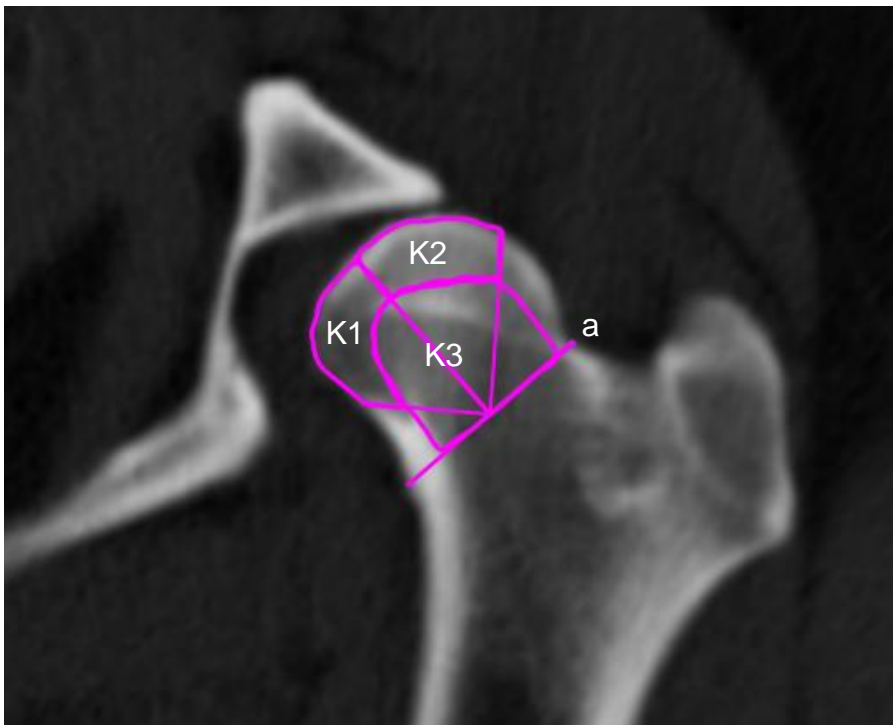


Abbildung 12: CT Bild des rechten Femurkopfes eines Labrador Retrievers im Knochenfenster. K1 und K2 kennzeichnen die beiden subchondralen ROIs. K3 beinhaltet die zentrale Fläche unterhalb von K1 und K2 bis zur senkrecht zur proximalen Kortikalis verlaufenden Linie a.

Zusätzlich wird die Dichte des Femurhalses in parallelen Schichten zur proximalen Kortex im Abstand von 2 mm gemessen. Die Planung der Messebene erfolgt in einem 3-D - Planmodus. Dazu wird zunächst ein dorsales Schnittbild des Beckens auf Höhe der Femurköpfe definiert. Zur Orientierung dienen das linke und rechte laterale Acetabulumdach, die dorsale Ebene wird so

ausgerichtet, dass sie beidseits dieses schneidet. Die einzelnen Schritte zur exakten Einstellung der Messebene finden sich in den Abbildungslegenden 13 bis 15 erläutert. Auf den nach Schritt 1 bis 3 erstellten dorsalen Bildern wird in zwei ROIs pro Schnittebene die Dichte des Femurhalses festgehalten. Die ROIs werden pro Schnittebene von der Epiphysenfuge bis zum medialen Rand der Fossa trochanterica definiert und in eine vordere (ROI hv + Nummer der Schichtebene) und eine hintere ROI (ROI hh + Nummer der Schichtebene) manuell unterteilt (Abbildung 13 bis 15).

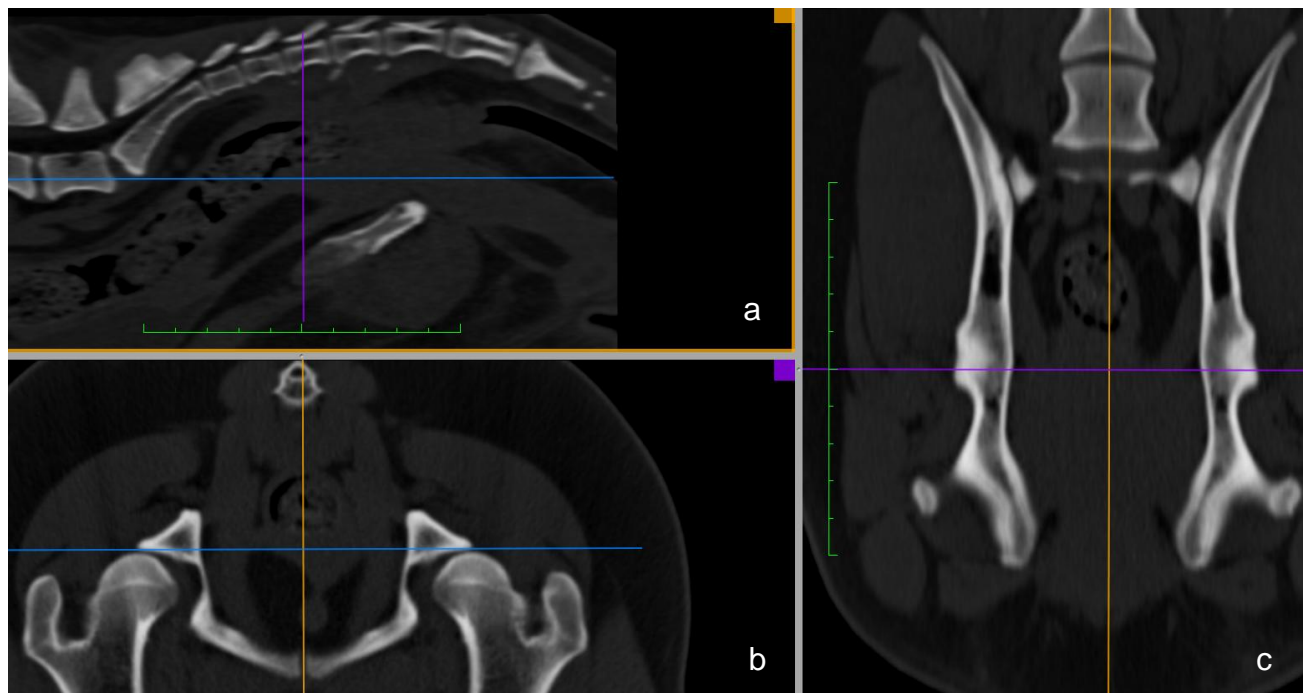


Abbildung 13: CT Bilder des Beckens eines Hundes in 3 Ebenen. Schritt 1 zur Einstellung der Messebene (a) sagittale Schnittebene durch das Becken; (b) transversale Schnittebene durch das Becken; (c) dorsale Schnittebene durch das Becken. Die dorsale Ebene (blaue Linie) wird so positioniert, dass sie den rechten und linken dorsolateralen Pfannenrand schneidet

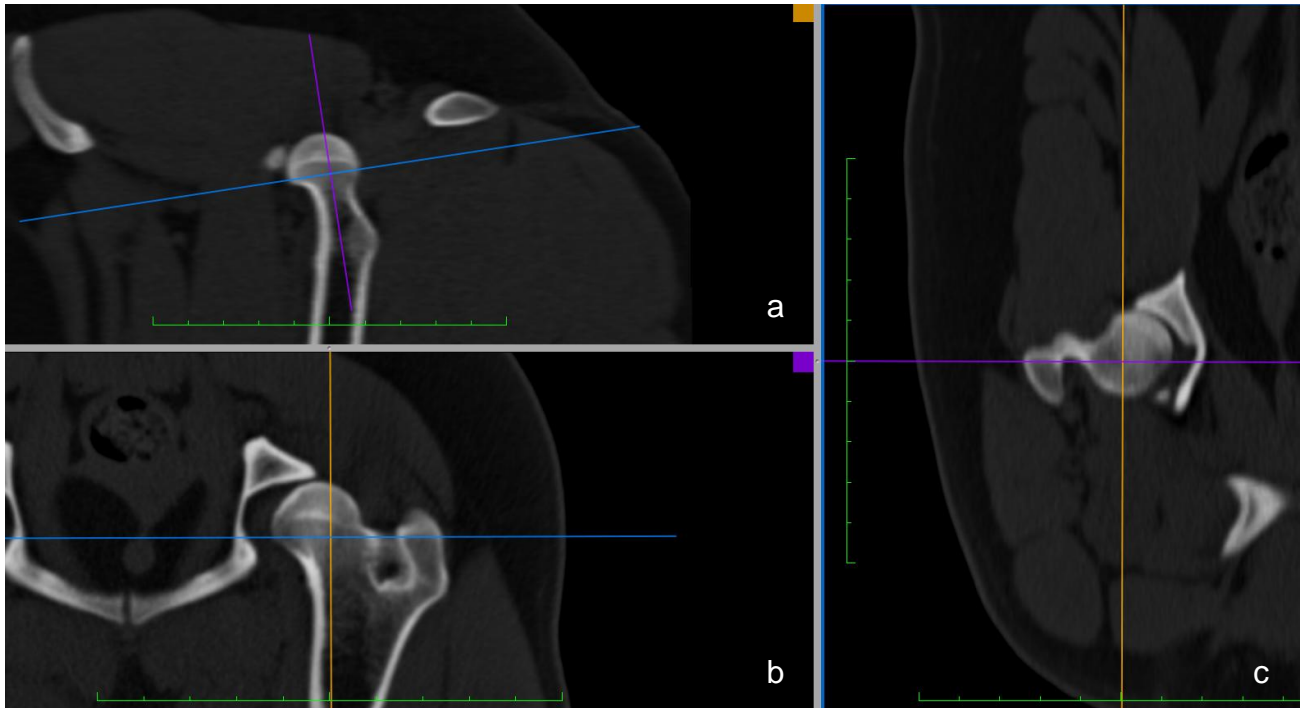


Abbildung 14: CT Bilder des Beckens eines Hundes in 3 Ebenen. (a) sagittaler Schnitt durch den rechten Femur; (b) transversaler Schnitt durch den rechten Femur; (c) dorsaler Schnitt durch den rechten Femurkopf. Zweiter Schritt zur Einstellung der Messebene. Die transversale Ebene (lila Linie) wird auf dem sagittalen Schnitt parallel zur kranialen Kortex des Femurhalses gelegt.

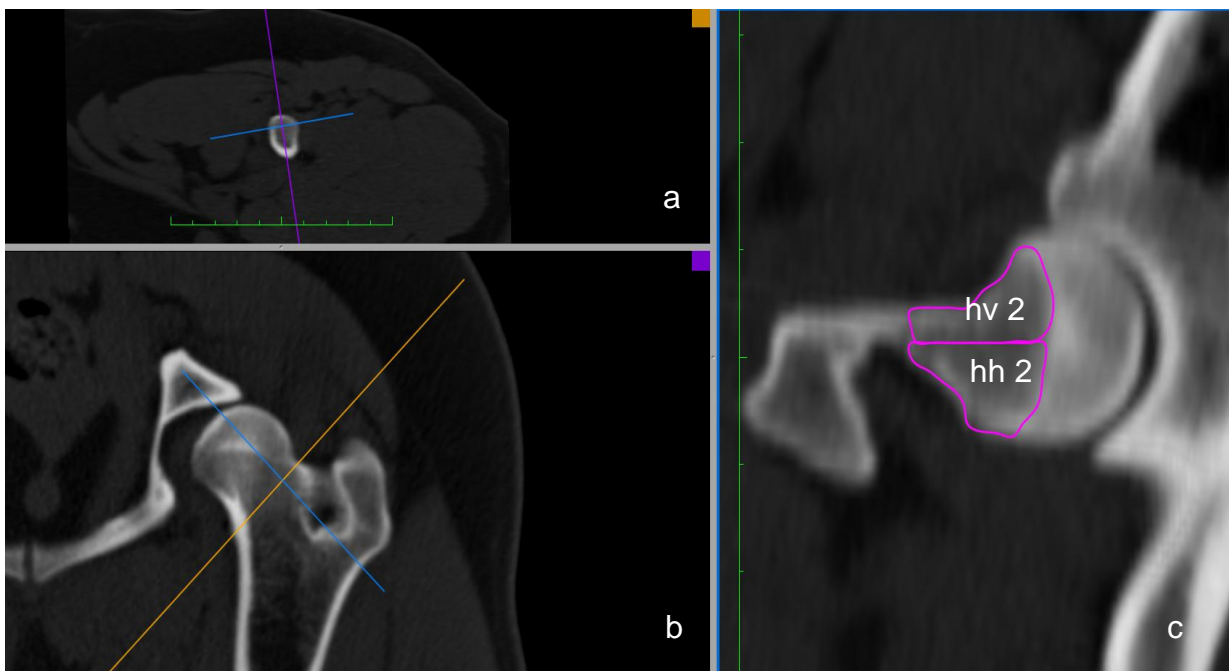


Abbildung 15: CT Bilder des Beckens eines Hundes in 3 Ebenen. (a) sagittale Schnittebene durch den Femurhals; (b) transversale Schnittebene durch den Femurhals; (c) dorsale Schnittebene durch den Femurhals. Dritter Schritt zur Einstellung der Messebene und Darstellung der Messung. Die dorsale Ebene (blaue Linie) wird parallel zur proximalen Femurhalskortikalis gelegt und die Messebenen entlang des Femurhalses von proximal nach distal in 2mm Abständen definiert; ROI hv 2: Dichtemessung entlang der kranialen Kontur des Femurhalses auf der 2. Messebene unterhalb der Kortikalis; ROI hh 2: Dichtemessung entlang der kaudalen Kontur des Femurhalses auf der 2. Messebene unterhalb der Kortikalis; hv = Hals-vorne; hh = Hals-hinten

Die Dichten werden bis auf eine Dezimale in HE festgehalten.

Es wird zusätzlich die Ausbildung osteophytäre Zubildungen an anderen Gelenksanteilen als Anzeichen einer DGE mit der Einteilung gering-, mittel-, und hochgradig bewertet.

3.2.4 Magnetresonanztomographie

Die Lagerung der Patienten erfolgt in Rückenlage mit leicht abduzierten Hintergliedmaßen. Beide Tarsalgelenke werden aneinander fixiert, so dass ein Auseinanderklappen der Hinterbeine verhindert wird. Die Oberschenkel kommen in den Aussparungen der Body-Sense-Spule zu liegen. Die Tiere werden mit den Hintergliedmaßen voran in die MRT hineingefahren, wie in Abbildung 16 dargestellt.

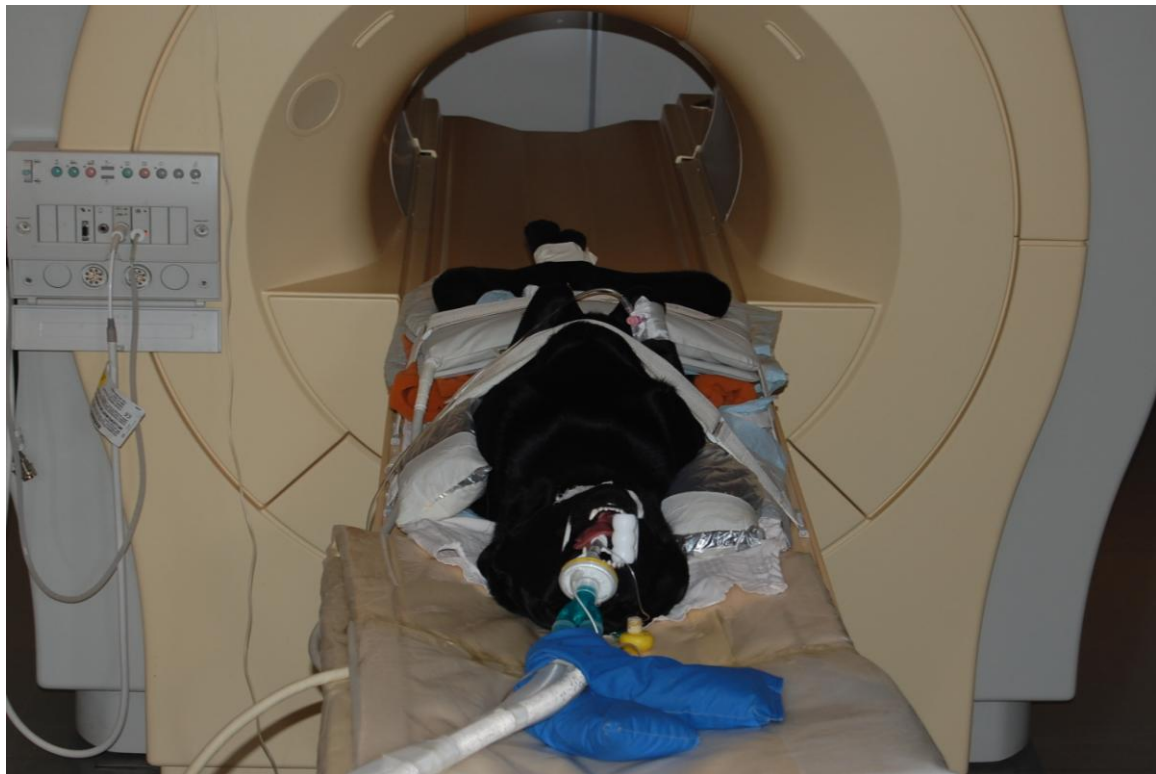


Abbildung 16: Labrador Retriever in Rückenlage in der MRT. Die Hinterextremitäten sind mit Klebeband an den Tarsalgelenken adaptiert, so dass die Tiere in der Röntgenposition 2 liegen. Der Patient wird mit dem Becken voran in der MRT positioniert.

Es finden die im ersten Teil der Studie ermittelten und optimierten Sequenzen Anwendung, welche in der folgenden Tabelle 6 aufgeführt sind.

Tabelle 6: Im zweiten Teil der Studie verwendete und optimierte MRT-Sequenzen zur Untersuchung der Hüftgelenke; mm=Millimeter; ms=Millisekunden; NSA= Number of signals averaged; WATS= Water selective; T1= MRT Sequenz, welche auf der T1 – Relaxationszeit beruht; T2= MRT Sequenz, welche auf der T2-Relaxationszeit beruht;

Sequenz	Schnitt-ebene	Field of view	Schicht-dicke (mm)	Gap (mm)	Repetitions-zeit (ms)	Echozeit (ms)	NSA
T2	Sagittal	210	3	0,3	6079	100	4
T1	Transversal	200	3	0,1	400	10	6
T2	Dorsal	260	3	0,3	3000	120	4
3-D WATS	Transversal	150	1,7	-0,9	25	13	2

Die Ausrichtung der einzelnen Sequenzen erfolgt anhand der erstellten Übersichtsaufnahmen und wird in den Abbildungen 17 bis 19 näher erläutert.

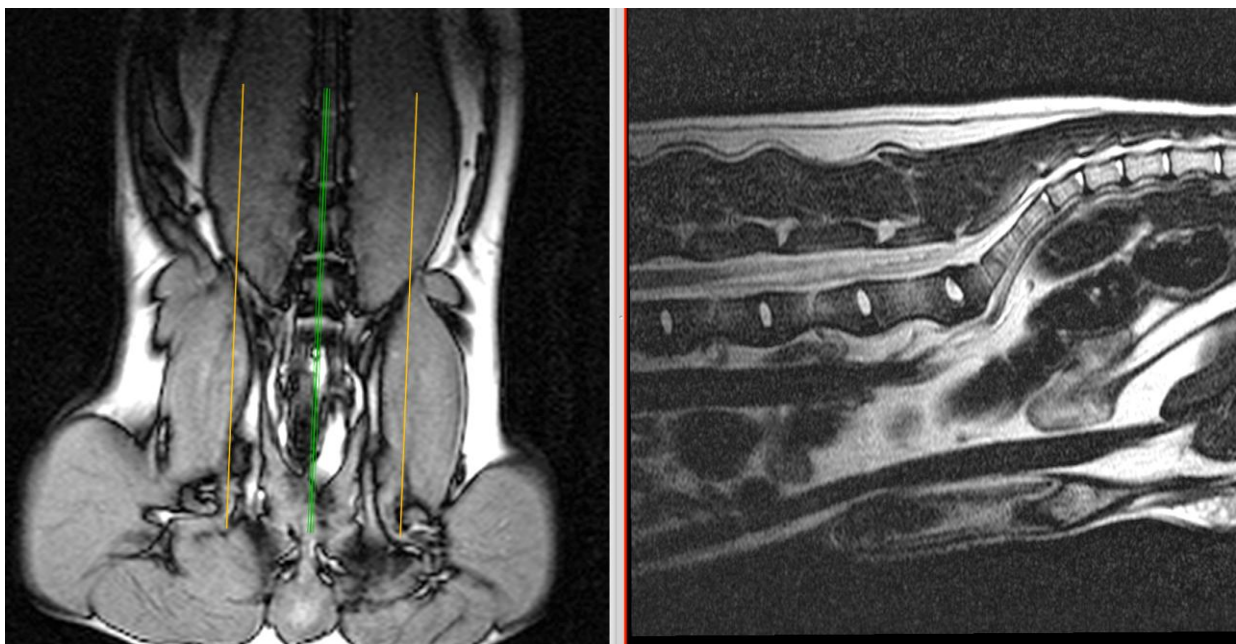


Abbildung 17: MRT-Aufnahme des Beckens eines Hundes; links: T1-gewichtetes Gradientenecho Bild des Surviews im Dorsalschnitt über die kaudale Lendenwirbelsäule und das Beckens eines Hundes. Grüne Linie: Schnittebene des rechts dargestellten T2-gewichteten Sagittalschnitts über die kaudale Lendenwirbelsäule.

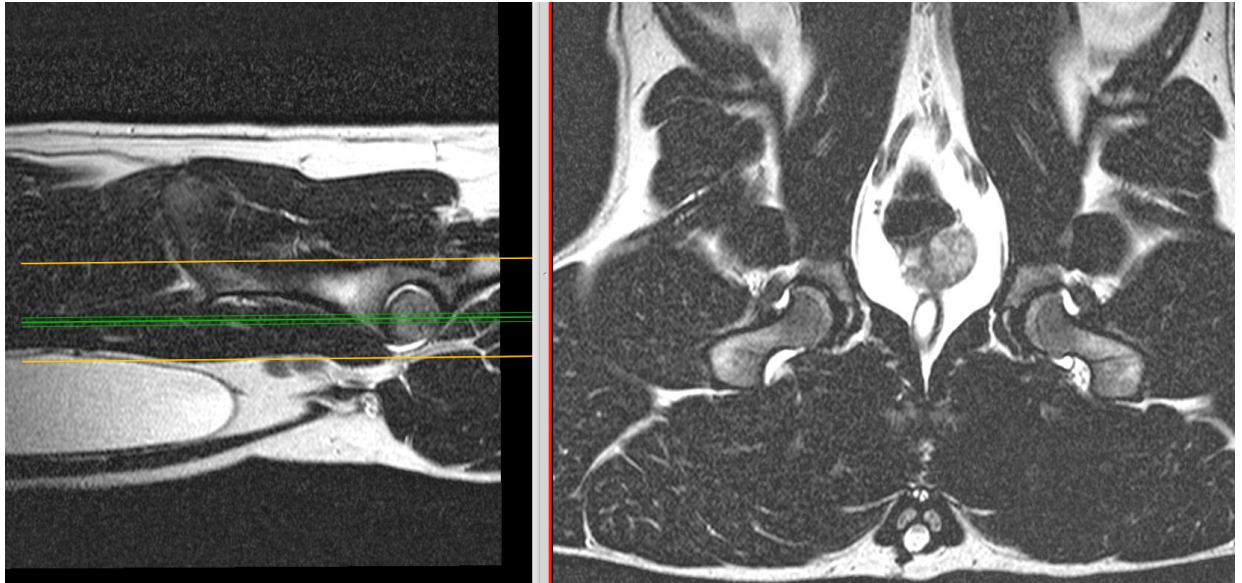


Abbildung 18: MRT-Aufnahme des Beckens eines Hundes, T2-Wichtungen in sagittaler (links) und dorsaler (rechts) Ausrichtung. Grüne Linie: Parallel zur Spina ischiadica; markiert die Orientierung der dorsalen Ebene (rechts) durch den Femurkopf an seiner breitesten Stelle.

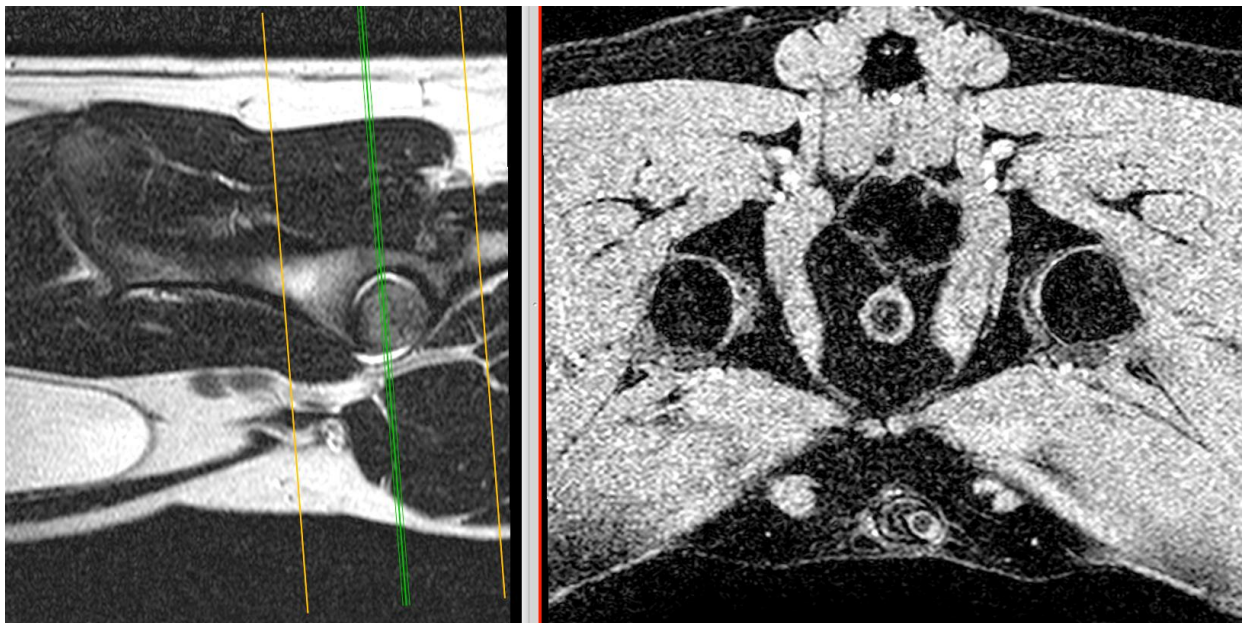


Abbildung 19: MRT-Aufnahme des Beckens eines Hundes, T2-Wichtung in sagittaler Ausrichtung (links) und 3-D-WATS in transversaler Ausrichtung (rechts). Grüne Linie: Orthogonale zur Spina ischiadica; markiert die Orientierung der transversalen Ebene (rechts) durch den Femurkopf an seiner breitesten Stelle. Die transversale T1-Wichtung wurde deckungsgleich zur 3-D-WATS ausgerichtet

Die Messungen erfolgen mit dem Computerprogramm OsiriX® Version 5.0 für Mac Os X.

Auf dem Schichtbild der 3-D WATS - Sequenz mit dem größten Femurkopfdurchmesser wird die Knorpeldicke an vier Punkten dorsal der Incisura

acetabuli gemessen und zusammen mit dem errechneten Mittelwert festgehalten (Abbildung 20).

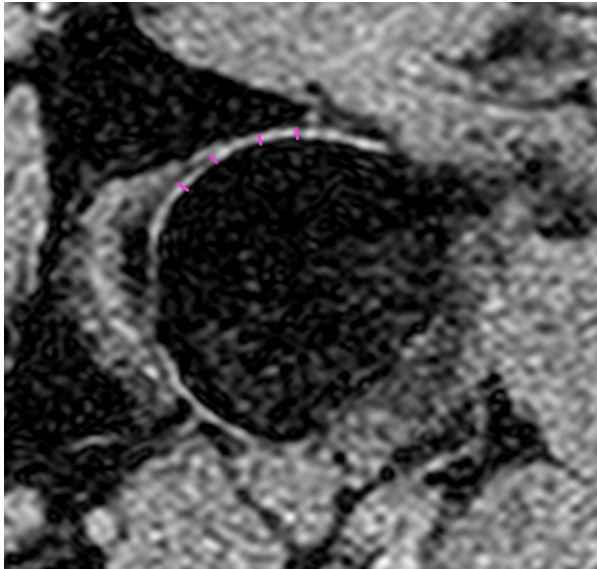


Abbildung 20: Vergrößerung einer MRT Aufnahme des rechten Femurkopfes eines Hundes, 3-D WATS Wichtung, transversale Ausrichtung. Die Knorpelschicht stellt sich als feiner hyperintenser Saum dar. Lila Linien = Messpunkte für die Knorpeldicke dorsal der Incisura acetabuli

Auf der dorsal orientierten, T2 gewichteten Sequenz wird nach Ginja et al. (2009) der Synovial Fluid Index (SFI) gemessen. Dieser berechnet sich aus der Fläche der kranialen und kaudalen Gelenksaussackung, dargestellt in Abbildung 21, geteilt durch ein Viertel der größten Femurkopffläche.

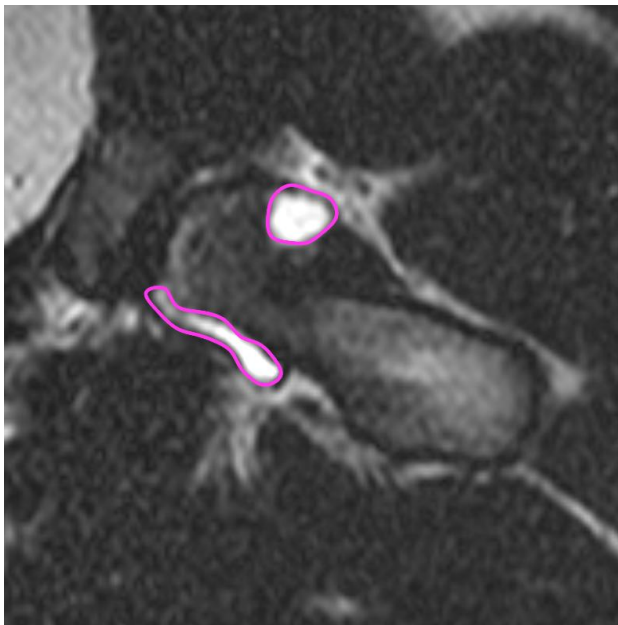


Abbildung 21: Vergrößerung einer MRT Aufnahme eines rechten Hüftgelenkes eines Hundes, T2-Wichtung, dorsale Ausrichtung. Die kraniale und kaudale Gelenksaussackung sind mit Freihand gezeichneten ROIs umfahren (lila Linien).

Korrespondierend zur vorher beschriebenen Dichtemessung des Femurhalses in der CT wird für jede Schicht die Signalintensität des Femurhalses in ebenfalls zwei ROIs (SROI v + Nummer der Schicht und SROI h + Nummer der Schicht) festgehalten. Die SROI v beschreibt die Fläche von der Epiphysenfugennarbe bis zur medialen Begrenzung der Fossa trochanterica an der kranialen Kontur des Femurhalses und die Bezeichnung SROI h die korrespondierende Fläche an der kaudalen Kontur für die jeweilige Schicht (Abbildung 22).

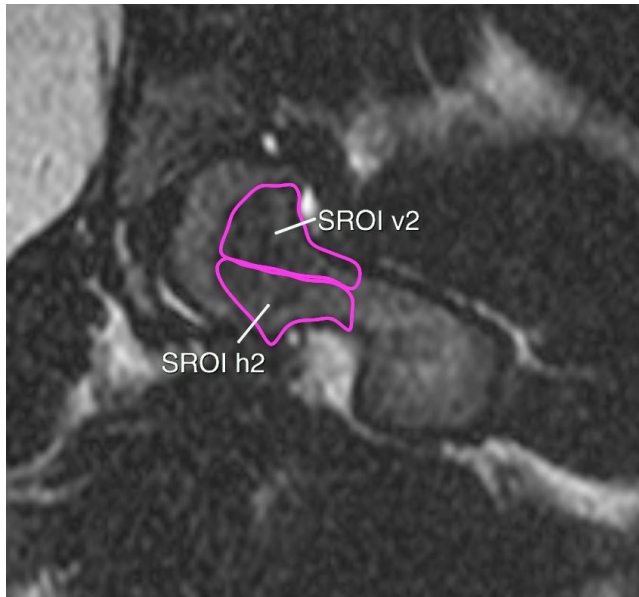


Abbildung 22: Vergrößerung einer MRT Aufnahme eines rechten Hüftgelenkes eines Hundes, T2 Wichtung, dorsale Ausrichtung. Darstellung der SROIs vorne und hinten in der zweiten Schichtebene.

Die Kapseldicke wird jeweils an einem gut abgrenzbaren Kapselabschnitt kranial und kaudal gemessen (Abbildung 23).

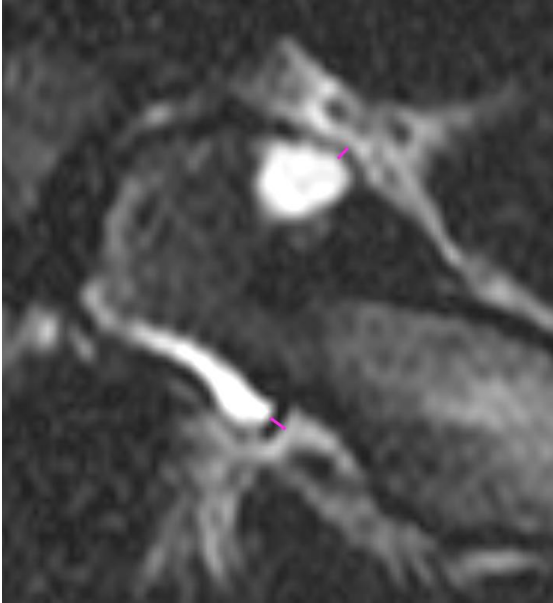


Abbildung 23: Vergrößerung einer MRT Aufnahme eines rechten Hüftgelenkes eines Hundes, T2 Wichtung, dorsale Ausrichtung. Lila Linien kranial und kaudal des Femurhalses = Messpunkte für Kapseldicke

Die Messungen für die folgenden Daten werden zweifach erhoben, so dass die ermittelten Mittelwerte zur statistischen Auswertung gelangen:

Subluxationsindex, CCO-Index, DLS, Vorhandensein von Arthrosen, Dichtewerte des Kopfes und des Halses sowie alle MRT Messungen.

4 Statistische Auswertung

Die statistische Analyse der erhobenen Daten wird in die drei folgenden Fragenkomplexe unterteilt:

1. Fragenkomplex:

Besteht ein Zusammenhang zwischen der röntgenologischen Morphologie der Morgan-Linie oder den erhobenen Daten aus der Röntgen-/ CT- und MRT-Untersuchung zum Habitus des Patientengutes?

2. Fragenkomplex:

Besteht eine Korrelation zwischen der röntgenologischen Morphologie der Morgan-Linie zu den übrigen Daten aus Röntgen-/ CT- und/ oder MRT-Untersuchung?

3. Fragenkomplex:

Besteht ein Zusammenhang zwischen dem HD-Grad, dem Norberg-Winkel oder dem Distaktionsindex und den Daten der CT- oder MRT-Untersuchung?

Für die drei Fragenkomplexe kommen die folgenden statistischen Werkzeuge für die Datenanalyse zur Anwendung mit einem Signifikanzniveau von $\alpha=0,05$:

- Chi-Quadrat-Test oder Fishers exakter Test auf Unabhängigkeit bzw. Homogenität
- Einfaktorielle Multivariate Varianzanalyse (MANOVA)
- Spearmans Rangkorrelationskoeffizient für die Quantifizierung und Analyse monotoner Zusammenhänge
- F-Test auf Varianzgleichheit
- Student oder Welchs t-Test auf Mittelwertgleichheit

Im Ergebnisteil wird bei jedem p-Wert das entsprechende Testverfahren angegeben.

Für die Testfamilie im zweiten Fragenkomplex wird eine p-Werte-Adjustierung nach Holm durchgeführt, um der α -Fehler-Inflation aufgrund multiplen Testens entgegenzuwirken.

Die statistische Auswertung erfolgt am Mathematischen Institut der Justus-Liebig-Universität Gießen durch Dr. G. Eichner unter Verwendung der „open-source“ Statistik-Software R der Version 3.2.2.

5 Ergebnisteil

5.1 Voruntersuchung

Im ersten Teil der Studie wurde an Kadavern getestet, welche MRT-Sequenzen zur Beurteilung von Gelenkknorpel, Gelenkfüllung und Kapseldicke des Hüftgelenkes am besten geeignet sind. Des Weiteren wurde durch Injektion eines Tinten-Gadolinium-Gemisches an die Gelenkkapsel überprüft, ob die auf dem MRT-Bild als Gelenkkapsel angesprochene Struktur tatsächlich dieser entspricht. Die Gelenkkapsel stellt sich in T1- und T2-gewichteten Sequenzen als ein hypointenser, feiner Streifen um die in den T2-Wichtungen hyperintense Synovia des Hüftgelenkes dar. Sie wurde korrekt angesprochen und in der Kadaverpräparation bestätigt (siehe Abbildung 10).

Die Untersuchung musste aufgrund der Injektion des Tinten-Gadolinium-Gemisches, abweichend zum zweiten Teil der Studie, in Brustbauchlage stattfinden. Folgende Sequenzen erwiesen sich zur Befundung der Strukturen als am besten geeignet.

T2 sagittal: zur Orientierung der dorsalen und transversalen Ebenen

T1 transversal: zur Orientierung der dorsalen Ebene

T2 dorsal: Messung der Signalintensität von Femurkopf und -hals, SFI, Kapseldicke

3-D WATS dorsal: Messung der Knorpeldicke des Femurkopfes

Die Knorpelschicht wird in der 3-D WATS als hyperintenser Rand um den Femurkopf dargestellt, welcher bis zum Ansatz des Ligamentum capitis ossis femoris reicht. Die 4 Messpunkte zur Bestimmung der Knorpeldicke werden kranial lateral davon gesetzt. Die Bilder weisen ein zum Teil starkes Rauschen auf.

5.2 Zweiter Teil der Studie

5.2.1 Patientengut

Das Patientengut umfasst 47 Hunde, davon sind 17 weiblich und 30 männlich. Die Population umfasst zu 74,5 % Hunde der Rasse Labrador Retriever und zu 25,5 % Hunde anderer Rassen (Deutscher Schäferhund, Golden Retriever, Nova Scotia Duck Tolling Retriever, Australian Shepherd). Das mittlere Alter der Labrador-Gruppe (L) beträgt $1,16 \pm 0,198$ Jahre und das mittlere Gewicht 30,2

$\pm 4,68$ kg KM. Da die Anzahl der Nicht-Labrador-Retriever (NL) zu gering ist für eine individuelle Gruppenbildung, werden diese zu einer Gruppe zusammengefasst. Das mittlere Alter dieser Gruppe beträgt $1,26 \pm 0,166$ Jahre und das mittlere Gewicht $29,8 \pm 6,12$ kg KM.

Es liegen keine signifikanten Unterschiede zwischen der L-Gruppe und der NL-Gruppe hinsichtlich der demographischen Charakteristika vor (Holm-adjustierte p-Werte; Alter, $p=1$, F-Test $p=0,6433$, t-Test; Gewicht, $p=0,9081$, F-Test, $p=1$, t-Test; Geschlecht $p=1$, Fisher-Test).

Im Weiteren wird für die durchgeführten statistischen Analysen jedes Gelenk mit Morgan-Linie als statistisch unabhängige Untersuchungseinheit aufgefasst.

Es werden 88 Gelenke (33 weiblich, 55 männlich) der 47 Hunde in die Studie mit einbezogen. Davon sind 68 Gelenke von Hunden der Rasse Labrador Retriever, 20 Gelenke von Hunden anderer Rassen (Deutscher Schäferhund, Golden Retriever, Nova Scotia Duck Tolling Retriever, Australian Shepherd). Da auch hier die Anzahl der Gelenke pro Nicht-Labrador Retriever Rasse zu gering ist für eine individuelle Gruppenbildung werden die 20 Gelenke als eine statistische Gruppe (NL) zusammengefasst.

5.2.2 Erster Fragenkomplex

Die gefundenen statistischen Korrelationen innerhalb des ersten Fragenkomplexes stehen nicht im Mittelpunkt der Fragestellung dieser Arbeit. Aus diesem Grund wird bei statistisch signifikanten Ergebnissen auf eine genauere Analyse der Daten verzichtet.

Die Beziehung der Morphologie-Gruppen der Morgan-Linie zum Habitus

Von den insgesamt 88 Gelenken sind 37 (28 L/9 NL) Gelenke der Morphologie-Gruppe 1, 28 (24L / 4NL) Gelenke der Gruppe 2, 6 (4L / 2NL) Gelenke der Gruppe 3, 14 (10L / 4NL) Gelenke der Gruppe 4 und 3 (2L / 1NL) Gelenke der Morphologie-Gruppe 5 zugeordnet.

Die Morphologie-Gruppe 1 teilt sich in 13 zu weiblichen und 24 zu männlichen Tieren gehörige Gelenke auf. Das mittlere Alter der Tiere in Gruppe 1 beträgt $1,17 \pm 0,19$ Jahre und die Tiere weisen ein mittleres Körpergewicht von $30,60 \pm$

5,03 kg KM auf. Von den 37 Beobachtungen sind 23 links- und 14 rechtsseitige Gelenke.

In der Morphologie-Gruppe 2 beträgt der Anteil der zu weiblichen Tiere gehörigen Beobachtungen 12 und 16 zu den männlichen Tieren. Das mittlere Alter beträgt $1,17 \pm 0,17$ Jahre. Das mittlere Gewicht beträgt $30,60 \pm 4,85$ kg KM. Die 28 Beobachtungen in Gruppe 2 verteilen sich mit 13 Gelenken auf die linke Seite und mit 15 Gelenken auf die rechte Seite.

Die Morphologie-Gruppe 3 enthält 3 Gelenke von weiblichen und 3 Gelenke von männlichen Tieren mit einem mittleren Alter von $1,19 \pm 0,27$ Jahren. Der arithmetische Mittelwert des Gewichtes beträgt $28,9 \pm 6,27$ kg KM. Rechtsseitig sind davon 5 und linksseitig 1 Beobachtung.

Die Gruppe 4 der Morgan-Linie enthält 5 Gelenke von weiblichen und 9 Gelenke von männlichen Tieren. Das mittlere Alter beträgt $1,21 \pm 0,22$ Jahre mit einem mittleren Gewicht von $28,50 \pm 5,11$ kg KM. Von den 14 Beobachtungen sind 7 rechts und 7 links zu lokalisieren.

Die 3 Beobachtungen in der 5. Morphologie-Gruppe gehören alle zu Gelenken von männlichen Tieren. Die Tiere weisen ein mittleres Alter von $1,23 \pm 0,14$ Jahren auf, mit einem mittleren Gewicht von $30,0 \pm 6,56$ kg KM. Zwei der drei sind rechts-, eine linksseitig.

Es ergeben sich für keine der Analyse der Morphologie-Gruppen der Morgan-Linie zu den demographischen Daten statistische Abhängigkeiten. Im Folgenden sind die einzelnen p-Werte, sowie die entsprechenden statistischen Tests zu dem zugehörigen demographischen Wert aufgeführt:

L/NL: $p=0,7652$, Chi-Quadrat-Test

Geschlecht: $p=0,6492$, Chi-Quadrat-Test

Alter: $p=0,4730$, Spearmans Rangkorrelation

Gewicht: $p=0,2658$, Spearmans Rangkorrelation

Gelenkseite: $p=0,2651$, Chi-Quadrat-Test;

CT-Untersuchungen zum Habitus

Aufgrund von technischen Problemen bei der Bilddatenspeicherung fehlen bei zwei Beobachtungen die im CT zu erhebenden Daten.

Femurkopf

Die beobachteten Mittelwerte und Standardabweichungen der Dichtewerte in der drei ROIs k1, k2 und k3 für die Gruppe Labrador Retriever und die Gruppe Nicht-Labrador Retriever sowie für das Geschlecht (weiblich/männlich) und die einzelnen Gelenkseiten (links/rechts) sind in Tabelle 7 wiedergegeben.

Tabelle 7: Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der Dichte des Femurkopfes (K1-K3) für die Labrador- und Nicht-Labrador-Gruppe, weibliche und männliche Tiere und die Gelenkseite mit Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD). Die Werte sind in Hounsfield Einheiten (HE) angegeben. ROI=Region of Interest

ROI	L-Gruppe (MW ± SD) [HE]	NL-Gruppe (MW ± SD) [HE]	Weiblich (MW ± SD) [HE]	Männlich (MW ± SD) [HE]	Links (MW ± SD) [HE]	Rechts (MW ± SD) [HE]
K1	813 ± 92,4	774 ± 128	819 ± 106	797 ± 99	786 ± 100	825 ± 100
K2	883 ± 82,4	869 ± 106	911 ± 76,7	862 ± 88,8	884 ± 86,8	875 ± 89,1
K3	801 ± 87,2	795 ± 97	796 ± 79,4	801 ± 94,3	796 ± 91,6	802 ± 86,7

Es besteht kein signifikanter Unterschied in den multivariaten Mittelwerten der Femurkopfdichte zwischen den beiden Gruppen Labrador Retriever versus Nicht-Labrador Retriever ($p=0,3051$, MANOVA), und der Gelenkseite ($p=0,0757$, MANOVA). Jedoch zeigt sich ein signifikanter Einfluss von Geschlecht ($p=0,0191$, MANOVA), Alter ($p=0,0249$, MANOVA) und Gewicht ($p=0,0189$, MANOVA) auf die multivariaten Mittelwerte der gemessenen Dichten.

Femurhals

Zum Ausschluss von physiologischen Dichteunterschieden entlang des Femurhalses werden im Folgenden die Dichtedifferenz vorne minus hinten (ROI h delta 1-7) betrachtet. Dadurch kommt es zum Ausschluss der ROI 1, da hier keine Unterteilung in vorne und hinten erfolgen kann. Im statistischen Vergleich der Dichtedifferenzen zwischen den Geschlechtern wird die ROI h delta 7 ausgeschlossen, da keine Beobachtung für weibliche Tiere für diese ROI vorliegt. Tabelle 8 enthält die arithmetischen Mittelwerte ± Standardabweichung der Dichtedifferenzen in HE der Labrador- und Nicht-Labrador-Gruppe sowie eine Geschlechts- und Körperseitenaufteilung.

Tabelle 8. Arithmetische Mittelwerte (MW) der Dichtedifferenzen in Hounsfield Einheiten (HE) der Labrador (L-Gruppe) und Nicht-Labrador-Gruppe (NL-Gruppe) sowie eine Geschlechts- und Körperseitenaufteilung; Weibl.= weiblich; männl.= männlich; ROI=Region of Interest; delta = Differenz vorne-hinten

	L-Gruppe (MW ± SD) [HE]	NL-Gruppe (MW ± SD) [HE]	Weibl. (MW ± SD) [HE]	Männl. (MW ± SD) [HE]	Links (MW ± SD) [HE]	Rechts (MW ± SD) [HE]
ROI h delta 2	15,3 ± 67,3	-3,82 ± 59,9	26 ± 62,6	2,98 ± 66,9	32,7 ± 66,6	-11,2 ± 57,9
ROI h delta 3	65 ± 68,9	35,1 ± 58,7	77,3 ± 65,8	48,3 ± 67,1	75,3 ± 70,3	41,4 ± 60,9
ROI h delta 4	119 ± 70,3	99 ± 61,7	135 ± 64,3	104 ± 69,4	127 ± 67,4	103 ± 68,8
ROI h delta 5	164 ± 67,5	137 ± 62,5	186 ± 6,4	144 ± 63,1	161 ± 63	156 ± 71,8
ROI h delta 6	179 ± 97,7	159 ± 59,3	205 ± 76,1	159 ± 94,8	171 ± 69,5	179 ± 110
ROI h delta 7	118 ± 39,1	114 ± 57,5	-	116 ± 49,5	112 ± 52,6	119 ± 50,1

Die Gruppe Labrador Retriever zeigt mit einem p-Wert von 0,0268 (MANOVA) einen signifikanten Unterschied in den multivariaten mittleren Femurhals-Dichtedifferenzen zu der Gruppe Nicht-Labrador-Retriever. Auch hier wurde aus denselben Gründen auf eine genauere Analyse verzichtet. Kein signifikanter Einfluss besteht für Geschlecht (p=0,1025, MANOVA), Alter (p=0,6979, MANOVA) und Gewicht (p=0,7765, MANOVA). Ebenso liegt kein signifikanter Einfluss der Seite auf die Dichtedifferenzen am Femurhals vor (p=0,0913, MANOVA).

Dorsolaterale Subluxation

Die Labrador-Gruppe weist einen mittleren DLS von $54,2 \pm 5,97$ auf. In der Nicht-Labrador-Gruppe beträgt der mittlere DLS-Wert $46,6 \pm 12,2$. Weibliche Tiere weisen ein arithmetisches Mittel des DLS von $53,9 \pm 5,05$ auf, das arithmetische Mittel in der männlichen Population liegt bei $51,7 \pm 9,64$. Die linken Hüftgelenke weisen einen mittleren DLS-Wert von $52,4 \pm 8,20$ und die rechten Gelenke von $52,6 \pm 8,55$ auf.

Die DLS-Werte der Labrador- und der Nicht-Labrador-Gruppe weisen signifikant verschiedene Varianzen (p<0,0001, F-Test) und signifikant verschiedene Mittelwerte (p=0,0284, Welchs t-Test) auf (Abbildung 24).

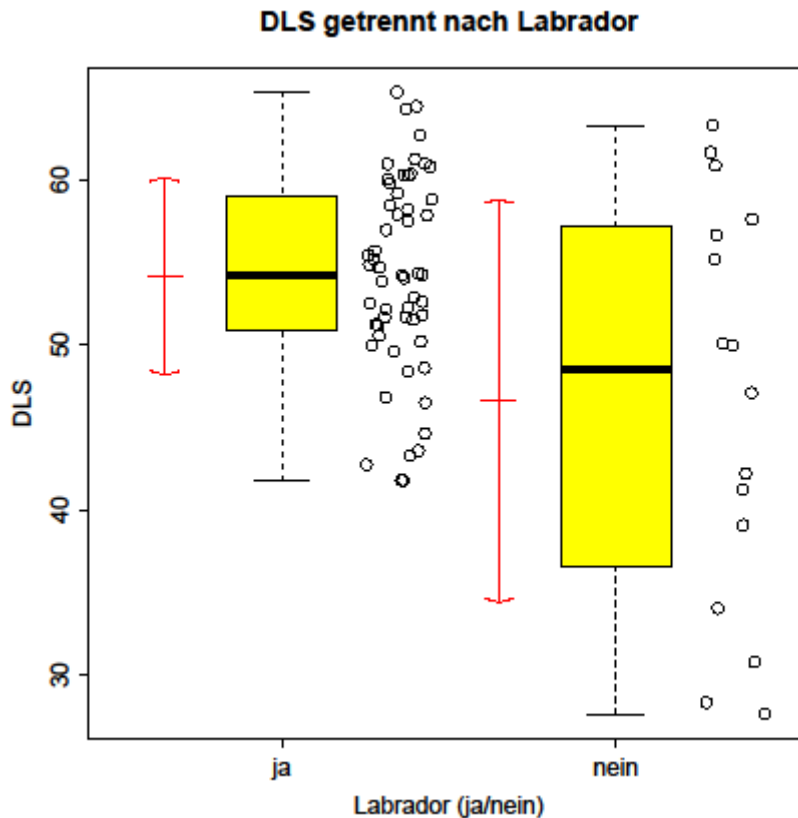


Abbildung 24: Boxplot samt Rohdaten (Punkte) für die Dorsolaterale Subluxation (DLS) angegeben in Prozent, getrennt nach Rasse (Labrador ja/nein).

Alter und DLS sind signifikant negativ korreliert (Spearman's Rangkorrelation, $\rho = -0,2858$, $p = 0,0163$). Der DLS-Wert weist keine signifikante Abhängigkeit von Gewicht ($p = 0,2118$, Spearman's Rangkorrelation) oder Gelenkseite ($p = 0,7981$, F-Test, $p = 0,0284$, Welch's t-Test) auf.

MRT-Untersuchungen zum Habitus

Bei zwei Beobachtungen fehlen aufgrund von technischen Problemen in der Bilddatenspeicherung die MRT-Daten.

Signal-Region-of-interest (SROI)

Wie in den CT-Untersuchungen wird zum Ausschluss physiologischer Dichteunterschiede die Differenz der Signalintensität vorne minus hinten (SROI delta 1-4) zu den zugehörigen SROIs berechnet. Insgesamt können maximal über vier Schichten Signalintensitäten erhoben werden.

In der folgenden Tabelle 9 werden die arithmetischen Mittelwerte der Signaldifferenzen sowie die Standardabweichung für die Gruppen Labrador

ja/nein ($p=0,5983$, MANOVA), weiblich/männlich ($p=0,05668$, MANOVA) und links/rechts ($p=0,6072$, MANOVA) angegeben. Es ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den jeweiligen Gruppen in ihren mittleren multivariaten Signaldifferenzen.

Tabelle 9: Die arithmetischen Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der Signaldifferenzen pro SROI für die Labrador-Gruppe (L-Gruppe) und Nicht-Labrador-Gruppe (NL-Gruppe), weiblich (weibl.) / männlich (männl.) und links/rechts. SROI = Signal-Region of Interests für MRT Untersuchung; delta = Differenz vorne- hinten

	L-Gruppe (MW ± SD)	NL-Gruppe (MW ± SD)	Weibl. (MW ± SD)	Männl. (MW ± SD)	Links (MW ± SD)	Rechts (MW ± SD)
SROI delta 1	-57,6 ± 38,1	-50,6 ± 32,2	-69 ± 32,5	-47,7 ± 37,2	-58,6 ± 35,9	-53,2 ± 37,9
SROI delta 2	-61,4 ± 40	-52 ± 37,3	-67 ± 32,1	-54,3 ± 42,8	-57,9 ± 36,9	-60,6 ± 42,1
SROI delta 3	-39,9 ± 53,5	-45,1 ± 42,8	-46,2 ± 40,5	-38,0 ± 56,8	-46,8 ± 49,3	-46,8 ± 52,8
SROI delta 4	-46,8 ± 76,5	-25,4 ± 41,8	-21,9 ± 27,9	-42,1 ± 70,7	-43,6 ± 76,9	-33,6 ± 52,3

Des Weiteren zeigt die Signalintensität keine signifikante Abhängigkeit vom Alter ($p=0,7258$, MANOVA).

Lediglich das Gewicht korreliert mit der gemessenen mittleren multivariaten Signalintensitätsdifferenz des Femurhalses ($p=0,03373$, MANOVA).

Gelenkfüllung

Die Labrador-Gruppe weist einen mittleren SFI von 1,05 ($\pm 0,346$) auf, die Nicht-Labrador-Gruppe von 0,981 ($\pm 0,278$) ($p=0,2821$, F-Test; $p=0,3889$ Welchs t-Test). Bei weiblichen Tieren beträgt der mittlere SFI 1,13 ($\pm 0,330$), bei den männlichen Tieren 0,983 ($\pm 0,323$) ($p=0,8773$, F-Test; $p=0,0519$, Welchs t-Test). Die Seiten der Hüftgelenke getrennt voneinander betrachtet ergibt für die linke Seite einen mittleren SFI von 1,03 ($\pm 0,365$) und rechts von 1,04 ($\pm 0,297$) ($p=0,1832$, F-Test; $p=0,9308$, Welchs t-Test). Es liegen keine statistisch signifikanten Unterschiede im SFI zwischen den betrachteten Gruppen und des Weiteren auch keine signifikante Korrelation zum Alter ($p=0,4831$, Spearmans Rangkorrelation) und Gewicht ($p=0,7656$, Spearmans Rangkorrelation) vor.

Kapseldicke

Bei 8 Beobachtungen kann aufgrund der schlechten Abgrenzbarkeit die Kapseldicke nicht gemessen werden. Die Kapseldicke zeigt keine signifikante Abhängigkeit von Alter ($p=0,077$, Spearmans Rangkorrelation), Geschlecht ($p=0,1721$, F-Test; $p=0,6763$, Welchs t-Test), Rasse ($p=0,8229$, F-Test; $p=0,8836$, Welchs t-Test) oder der Gelenkseite ($p=0,1583$, F-Test; $p=0,1645$, Welchs t-Test). Lediglich das Gewicht korreliert positiv und signifikant mit der Kapseldicke (Spearmans Rangkorrelation, $\rho=0,3144$, $p=0,0047$).

Knorpeldicke

Die angefertigten Bilder zur Messung der Knorpeldicke weisen teilweise ein sehr starkes Rauschen auf. Durch die damit verbundene schlechte Auflösung ist bei insgesamt 9 Gelenken keine Messung der Knorpeldicke möglich. Die Labradore weisen eine mittlere Knorpeldicke von $643 \mu\text{m}$ ($\pm 61,1 \mu\text{m}$) auf. In der Nicht-Labrador-Gruppe ergibt sich ein Mittelwert von $659 \mu\text{m}$ ($\pm 60,7 \mu\text{m}$). Bei weiblichen Tieren beträgt die Knorpeldicke im Mittel $631 \mu\text{m}$ ($\pm 69,6 \mu\text{m}$) und bei männlichen Tieren $656 \mu\text{m}$ ($\pm 53,6 \mu\text{m}$). Am linken Hüftgelenk zeigt sich im Mittel eine Knorpeldicke von $652 \mu\text{m}$ ($\pm 59 \mu\text{m}$) und am rechten Hüftgelenk $640 \mu\text{m}$ ($\pm 63,5 \mu\text{m}$). Es finden sich keine statistisch relevanten Signifikanzen (L/NL $p=0,9750$, F-Test, $p=0,3345$, Welchs t-Test; Geschlecht $p=0,1080$, F-Test, $p=0,0734$, Welchs t-Test; Alter $p=0,2218$, Spearmans Rangkorrelation; Gewicht $p=0,6094$, Spearmans Rangkorrelation; Gelenkseite $p=0,6384$, F-Test, $p=0,3684$, Welchs t-Test)

5.2.3 Zweiter Fragenkomplex

Vorwegnehmend ergeben sich für keine der im Folgenden dargestellten statistischen Analysen signifikante Ergebnisse. Die einzelnen p-Werte und Testverfahren werden am jeweiligen Absatzende angegeben, es erfolgte eine p-Werte-Adjustierung nach Holm.

Morphologie der Morgan-Linie und etablierte Untersuchungen im Röntgen

HD-Grad

Die Unterscheidung der HD-Grade erfolgt in A1, A2, B1 und B2. Der HD-Gruppe A1 werden 62 Gelenke zugeordnet, der A2-Gruppe 20 und den Gruppen B1 und B2 4 respektive 2 Beobachtungen. In der folgenden Tabelle werden die

Verteilungen (absolut und prozentual) der einzelnen Morphologie-Gruppen auf die HD-Grade dargestellt ($p=1,000$ Holm-adjustiert, Chi-Quadrat-Test).

Tabelle 10: Absolute und prozentuale (%) Verteilung der Morphologie Gruppen der Morgan-Linie (ML) 1-5 innerhalb der HD-Grade A1, A2, B1, B2

	A1	A2	B1	B2
ML 1	25 (40,3%)	9 (45%)	1 (25%)	2 (100%)
ML 2	22 (35,5%)	4 (20%)	2 (50%)	-
ML 3	5 (8,1%)	1 (5%)	-	-
ML 4	7 (11,3%)	6 (30%)	1 (25%)	-
ML 5	3 (4,8%)	-	-	-

Norberg-Winkel

Die ML-Gruppe 1 weist einen mittleren Norberg-Winkel von $107 \pm 3,29^\circ$ auf. In der ML-Gruppe 2 liegt der Mittelwert des Norberg-Winkels bei $106 \pm 2,77^\circ$ und in der ML-Gruppe 3 bei $108 \pm 1,83^\circ$. In den Gruppen 4 und 5 betragen die Mittelwerte jeweils 105° wobei die Standardabweichung in ML 4 $2,96^\circ$ und in ML 5 $1,53^\circ$ beträgt ($p = 1,000$ Holm-adjustiert, Spearmans Rangkorrelation).

Subluxationsindex

Die Mittelwerte des Subluxationsindex betragen in ML1 $0,428 \pm 0,168$, in ML 2 $0,398 \pm 0,13$, in ML 3 $0,366 \pm 0,0313$, in ML 4 $0,502 \pm 0,0992$, sowie in ML 5 $0,38 \pm 0,144$ ($p= 1,000$ Holm-adjustiert, Spearmans Rangkorrelation).

Morphologie der Morgan-Linie und CT-Untersuchungen

Aufgrund von technischen Problemen bei der Bilddatenspeicherung fehlen bei zwei Beobachtungen die im CT zu erhebenden Daten.

Dorsolaterale Subluxation

Zu den zwei aus technischen Gründen fehlenden Beobachtungen kommen 14 weitere fehlende DLS-Werte aufgrund falscher Lagerung. Die Mittelwerte des DLS betragen für die ML-Gruppen 1-5 in aufsteigender Reihenfolge: $51,9 \pm 9,39$; $52,2 \pm 8,72$; $57,5 \pm 6,8$; $52 \pm 4,0$, $55,3 \pm 7,45$ ($p= 1,000$ Holm-adjustiert, Spearmans Rangkorrelation).

Vorhandene Arthrose

Insgesamt wurde bei 8 Beobachtungen von 86 in der CT eine geringgradige Arthrose ermittelt. Von diesen 8 Beobachtungen waren 4 der ML 1 zuzuordnen, 2 der ML 2 und jeweils eine Beobachtung der Gruppen ML 3 und ML 4 ($p=1,000$ Holm-adjustiert, Chi-Quadrat-Test).

Femurkopf

In der folgenden Tabelle 11 sind die Mittelwerte der Femurkopfdichten inklusive Standardabweichung der ROIs k1, k2 und k3 für die ML-Gruppen 1-5 dargestellt ($p= 1,000$ Holm-adjustiert, MANOVA).

Tabelle 11: Femurkopfdichte für die einzelnen Morphologiegruppen (ML) 1-5 angegeben in Hounsfield-Einheiten (HE). Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der Femurkopfdichte in den Regions of Interest (ROI) k1, k2 und k3 .

	ML 1 (MW ± SD) [HE]	ML 2 (MW ± SD) [HE]	ML 3 (MW ± SD) [HE]	ML 4 (MW ± SD) [HE]	ML 5 (MW ± SD) [HE]
ROI k1	796 ± 119	809 ± 81,6	796 ± 103	823 ± 102	818 ± 47,7
ROI k2	882 ± 87,6	882 ± 78,2	863 ± 95,1	873 ± 118	886 ± 44,8
ROI k3	793 ± 86	803 ± 93,6	809 ± 92,5	803 ± 104	812 ± 22,7

Die Pearson-Korrelationen der ROI k1-3 sind in Tabelle 12 dargestellt.

Tabelle 12: Pearson-Korrelation für Region of Interest (ROI) k1-3

	ROI k1	ROI k2
ROI k2	0,41	
ROI k3	0,744	0,402

Femurhals

Wie bereits im Fragenkomplex 1 werden hier die Dichtedifferenzen der ROIs h 2-6 betrachtet und als ROI h delta 2-6 bezeichnet. Die ROI h delta 7 wird aufgrund von fehlenden Beobachtungen in der Morphologie-Gruppe 5 (ML 5) ausgeschlossen.

Die Tabelle 13 enthält die arithmetischen Mittelwerte der Dichtedifferenzen inklusive Standardabweichung für die ROIs h delta 2-6.

Tabelle 13: Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der Dichte des Femurhalses angegeben in Hounsfield Einheiten (HE) für die Differenzen der Regions of Interest (ROI) 2-7; ML =Morphologie-Gruppe der Morgan-Linie; delta= Differenz vorne-hinten

	ML 1 (MW ± SD) [HE]	ML 2 (MW ± SD) [HE]	ML 3 (MW ± SD) [HE]	ML 4 (MW ± SD) [HE]	ML 5 (MW ± SD) [HE]
ROI h delta 2	31,1 ± 71,8	2,2 ± 61,8	-19,1 ± 24,5	1,95 ± 57,4	-57,8 ± 34
ROI h delta 3	79,2 ± 72,3	45,8 ± 57,1	70,7 ± 58,1	34,7 ± 63,3	10,8 ± 90
ROI h delta 4	131 ± 67,1	102 ± 60,9	126 ± 103	102 ± 73,8	84,6 ± 78,6
ROI h delta 5	167 ± 74,9	147 ± 52,7	162 ± 88	156 ± 70,8	171 ± 62,4
ROI h delta 6	166 ± 91,9	172 ± 51,4	264 ± 274	165 ± 66,4	225 ± 18,8

Die folgende Abbildung 25 zeigt die Parallelplots für den Vergleich der multivariaten Verteilung der Femurhals-Dichtedifferenzen (vorne-hinten) gruppiert nach ML1-5. Der Verlauf der Mittelwerte in den 5 Morphologie-Gruppen zeigt keinen signifikant unterschiedlichen Verlauf ($p=1,000$ Holm- adjustiert, MANOVA).

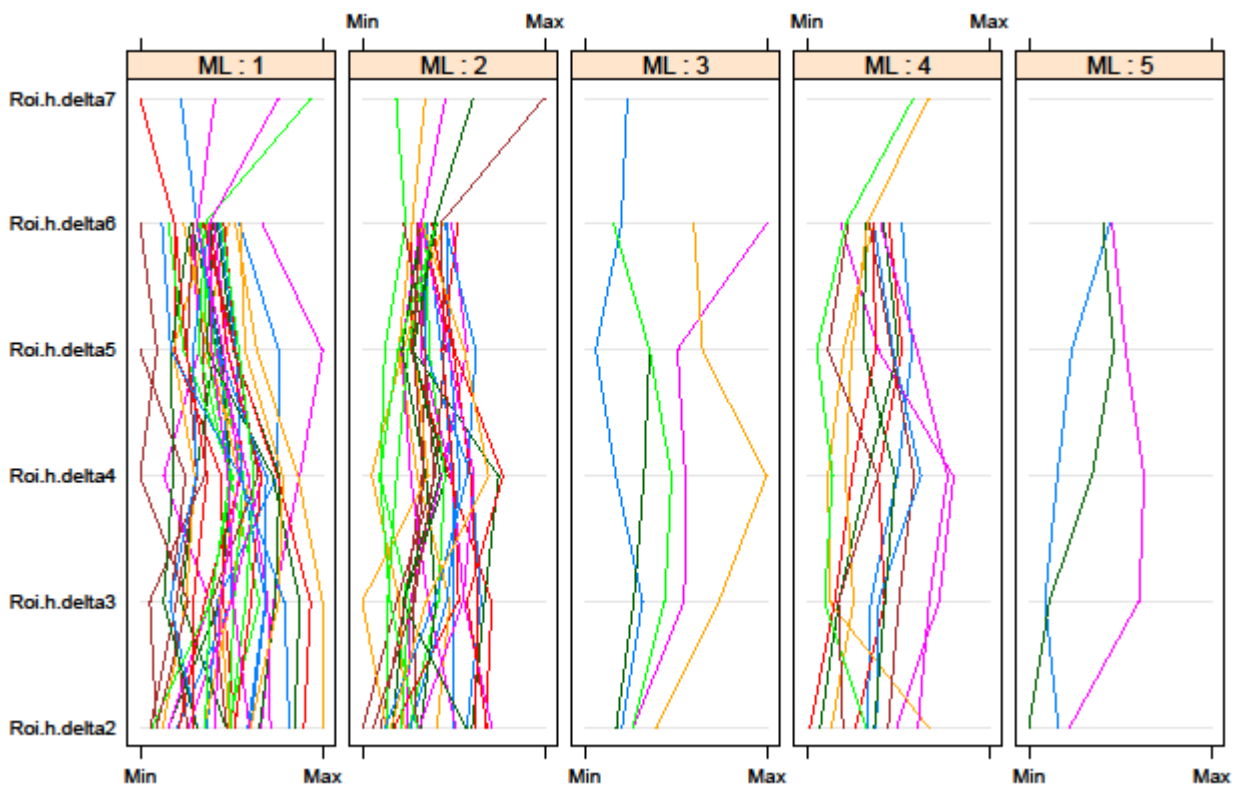


Abbildung 25: Parallelplots für den Vergleich der multivariaten Verteilung der Femurhals-Dichtedifferenzen (vorne-hinten) gruppiert nach Morphologie-Gruppe der Morgan-Linie (ML) 1-5. Die letzte Komponente Region of Interest (ROI) h delta 7 enthält in ML 5 keine einzige Beobachtung und wird daher aus der MANOVA ausgeschlossen. Die verschieden farbigen Linien repräsentieren in jeder Morphologie-Gruppe je eine Beobachtung und deren Dichteverlauf in den einzelnen ROIs. Min = Minimum; Max = Maximum;

In der Tabelle 14 sind die Pearson-Korrelationen der ROIs h delta 2-7 aufgeführt.

Tabelle 14: Pearson-Korrelationen der Regions of Interest (ROI) h delta 2-7

	ROI h delta 2	ROI h delta 3	ROI h delta 4	ROI h delta 5	ROI h delta 6
ROI h delta 3	0,516	-	-	-	-
ROI h delta 4	0,419	0,75	-	-	-
ROI h delta 5	0,118	0,524	0,854	-	-
ROI h delta 6	-0,109	0,017	0,464	0,747	-
ROI h delta 7	-0,455	-0,37	0,081	0,38	0,789

Morphologie der Morgan-Linie und MRT-Untersuchungen

Bei zwei Beobachtungen fehlen aufgrund von technischen Problemen in der Bilddatenspeicherung die MRT-Daten.

SROIs

Wie bereits im ersten Fragenkomplex erläutert werden zum Ausschluss physiologischer Dichteunterschiede die Differenz der Signalintensität vornehinten (SROI delta n) zu den Zugehörigen SROIs berechnet. Insgesamt können maximal über vier Schichten Signalintensitäten erhoben werden.

Tabelle 15 enthält die arithmetischen Mittelwerte sowie die Standardabweichungen der Signaldifferenzen der einzelnen ROIs des Femurhalses für die ML-Gruppen 1-5 in der MRT-Untersuchung. Die SROI delta 4 enthält keine einzige Beobachtung in der Gruppe ML 5 und wird daher aus der MANOVA ausgeschlossen.

Tabelle 15: Anzahl der Beobachtungen (n) mit arithmetischem Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) der multivariaten Signalintensitätsdifferenzen (SROI delta) der einzelnen Morphologie-Gruppen (ML) 1-5. SROI=Signal- Region of Interest; delta= Differenz vorne -hinten

	ML 1 n MW ± SD	ML 2 n MW ± SD	ML 3 n MW ± SD	ML 4 n MW ± SD	ML 5 n MW ± SD
SROI delta 1	37 -64,8 ± 37	27 -43,6 ± 30	5 -66,2 ± 65,5	14 -51,8 ± 28,2	3 -61,1 ± 58,1
SROI delta 2	37 -70,6 ± 30,9	27 -48 ± 37	5 -67,4 ± 80,8	14 -50 ± 30,2	3 -48,4 ± 82,3
SROI delta 3	37 -49,1 ± 57,3	27 -32,4 ± 47,9	5 -42,2 ± 86,8	14 -35,4 ± 21,1	3 -46,7 ± 36,1
SROI delta 4	18 -52 ± 76,1	8 -31,1 ± 45,3	1 65,8 ± NA	6 -28,4 ± 48	-

Wie in den CT-Untersuchungen zeigt die folgende Abbildung 26 in einem Parallelplot den Vergleich der multivariaten Verteilung der Femurhals-Signaldifferenzen (vorne-hinten) gruppiert nach ML 1-5.

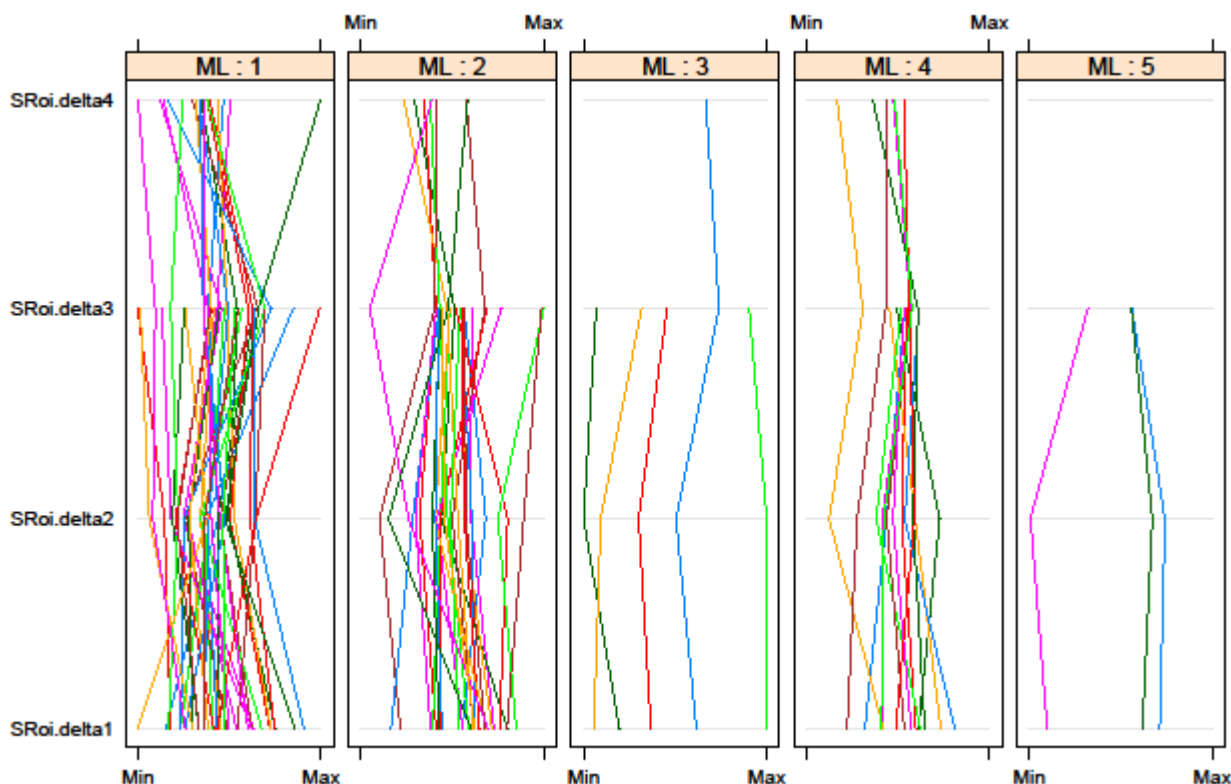


Abbildung 26: Parallelplots für den Vergleich der multivariaten Verteilung der Femurhals-Signaldifferenzen (vorne-hinten) (SROI delta 1-4) gruppiert nach Morphologie-Gruppen der Morgan-Linien (ML) 1-5. Die verschiedenen farbigen Linien repräsentieren in jeder Morphologie-Gruppe je eine Beobachtung und deren Dichteverlauf in den einzelnen ROIs. Min = Minimum; Max = Maximum;

Es ergeben sich für den Verlauf der arithmetischen Mittelwerte in den ML-Gruppen 1-5 keine signifikanten Unterschiede ($p=1,000$, Holm Adjustiert, MANOVA).

Die Pearson-Korrelationen der SROIs delta 1-4 sind in Tabelle 16 zusammengefasst.

Tabelle 16. Paarweise Pearsonsche Korrelationskoeffizienten der Signal-Region of Interest (SROI) delta 1-4

	SROI delta 1	SROI delta 2	SROI delta 3
SROI delta 2	0,508		
SROI delta 3	0,391	0,548	
SROI delta 4	0,331	0,363	0,439

Gelenkfüllung

In der ML-Gruppe 1 beträgt der mittlere SFI $1,16 \pm 0,388$ und in der ML-Gruppe 2 $0,916 \pm 0,235$. Die ML-Gruppe 3 weist einen Mittelwert von $0,881 \pm 0,391$, die ML 4 einen von $1,07 \pm 0,188$ und die ML 5 einen Mittelwert von $0,735 \pm 0,189$ auf ($p=0,5522$ Holm-adjustiert, Spearmans Rangkorrelation).

Kapseldicke

Die Analyse der Daten für die Kapseldicke ergibt folgende arithmetische Mittelwerte für die einzelnen Morphologie-Gruppen der Morgan-Linie: ML 1 = 1,09mm ($\pm 0,114$), ML 2 = 1,09mm ($\pm 0,178$), ML 3 = 1,39mm ($\pm 0,251$), ML 4 = 1,06mm ($\pm 0,105$), ML 5 = 0,983mm ($\pm 0,0683$).

($p=1,000$, Holm-adjustiert, Spearmans Rangkorrelation)

Knorpeldicke

Die arithmetischen Mittelwerte der Gelenkknorpeldicken in den einzelnen Morphologie-Gruppen der Morgan-Linie sind in der Tabelle 17 aufgeführt ($p=1,000$ Holm-adjustiert, Spearmans Rangkorrelation)

Tabelle 17: Arithmetische Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der Knorpeldicke für die einzelnen Morphologie-Gruppen der Morgan-Linie (ML 1-5). μm = Mikrometer.

	ML 1	ML2	ML 3	ML 4	ML 5
Knorpeldicke in μm (MW \pm SD)	$641 \pm 61,2$	$650 \pm 57,1$	$656 \pm 77,8$	$651 \pm 71,8$	$654 \pm 43,8$

5.2.4 Dritter Fragenkomplex

Etablierte Untersuchungen im Röntgen (HD-Grad) und CT-Untersuchungen

Dorsolaterale Subluxation

Die Zusammenfassung des DLS-Wertes für die HD-Grade A1, A2, B1 und B2 ergab folgende Aufteilung. Die Gruppe mit HD-Grad A1 weist eine mittlere DLS von $55,2 \pm 5,66$, wobei bei 11 Beobachtungen keine Erfassung des DLS-Wertes aufgrund asymmetrischer Lagerung im der CT oder durch Probleme in der Datenspeicherung möglich war. Die Beobachtungen der A2-Gruppe zeigen eine mittlere DLS von $47,8 \pm 10,1$. Aus denselben Gründen wie in der vorhergehenden Gruppe konnten hier bei 5 Beobachtungen die Werte der DLS nicht erfasst werden. Die mittlere DLS für die Gruppe mit HD-Grad B1 beträgt $38,9 \pm 10,1$ und für die B2-Gruppe $44,9 \pm 3,08$. Die DLS ist mit einem p-Wert von $p=0,0002$ signifikant vom HD-Grad abhängig ($\rho = -0,462$; Spearmans Rangkorrelation). Abbildung 27 zeigt die Boxplots samt Rohdaten und $\bar{x} \pm s$ für die DLS gruppiert gemäß HD-Grad.

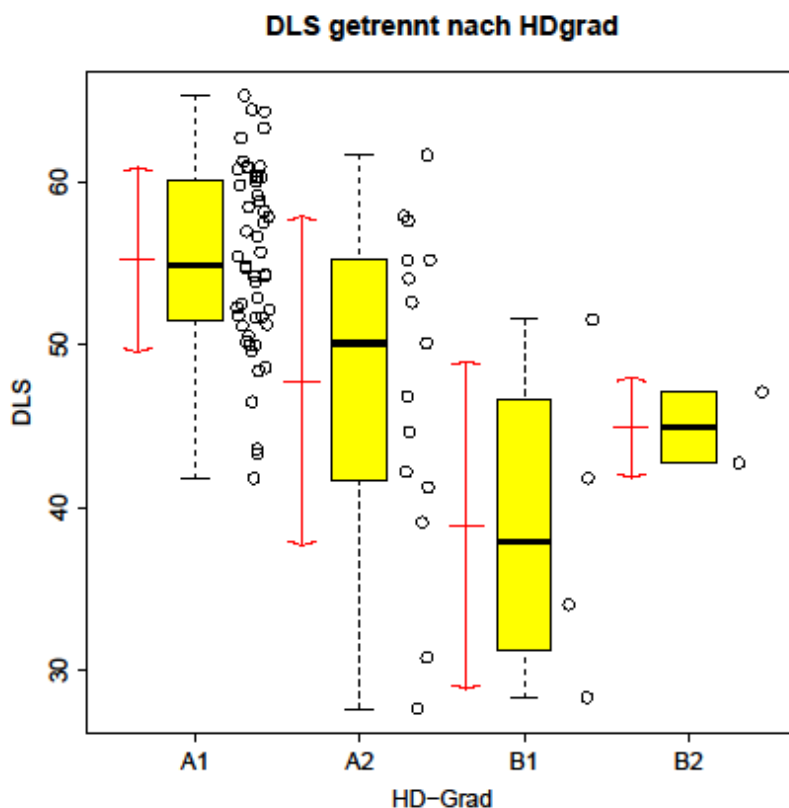


Abbildung 27: Dorsolaterale Subluxation (DLS) in Prozent, getrennt nach HD-Grad (A1, A2, B1, B2) inklusive der Rohdaten (Punkte).

Vorhandene Arthrosen

Insgesamt werden bei 8 Beobachtungen geringgradige Arthrosen in der CT-Untersuchung befundet, wobei 4 Beobachtungen unter den Hunden mit HD-Grad A1 und jeweils 2 Beobachtungen unter den HD-Graden A2 und B1 zu finden sind. Mit $p=0,0469$ (Chi-Quadrat-Test) sind die Arthrosen signifikant vom HD-Grad abhängig.

Femurkopf

Es ergibt sich keine signifikante Abhängigkeit der Femurkopfdichten in den ROIs k1-3 vom HD-Grad ($p=0,7587$ MANOVA). Tabelle 18 zeigt die für die einzelnen HD-Grade erfassten Mittelwerte der Femurkopfdichten ROI k1-3.

Tabelle 18: Arithmetische Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der Femurkopfdichten in den Region of Interest (ROI) k1-k3 in Bezug auf den HD-Grad A1, A2, B1, B2, angegeben in Hounsfield Einheiten (HE).

	ROI k1 (MW \pm SD) [HE]	ROI k2 (MW \pm SD) [HE]	ROI k3 (MW \pm SD) [HE]
HD-Grad A1	816 \pm 97,6	878 \pm 84,7	803 \pm 92,3
HD-Grad A2	789 \pm 115	890 \pm 103	802 \pm 71,8
HD-Grad B1	760 \pm 89,7	869 \pm 95,2	758 \pm 127
HD-Grad B2	712 \pm 62,9	856 \pm 0,318	745 \pm 62,2

Femurhals

Wie in den vorangegangenen statistischen Auswertungen werden zum Ausschluss physiologischer Dichteunterschiede die Differenzen der ROIs vornehinten (ROI h delta 2-7) verwendet. Die ROI h delta 7 enthält weder in der Gruppe ML 5 noch in der Gruppe ML 6 eine einzige Beobachtung und wird daher aus der MANOVA ausgeschlossen. Die Daten sind bei einem p-Wert von 0,3752 nicht signifikant voneinander abhängig. Die folgende Abbildung 28 zeigt die Acht-Zahlen-Zusammenfassung für ROI h delta 2-7 pro HD Grad A1, A2, B1 und B2.

	Roi.h.delta2				Roi.h.delta3			
	A1	A2	B1	B2	A1	A2	B1	B2
Minimum	-95.60	-94.60	-18.0	43.50	-72.00	-32.1	-2.85	48.8
1. Quartil	-44.20	-54.50	13.2	47.00	-0.85	31.2	46.90	53.8
Median	-7.25	-4.10	29.4	50.50	56.50	50.8	67.20	58.9
Mittelwert	14.20	-5.84	28.0	50.50	58.50	60.5	53.90	58.9
3. Quartil	72.10	32.50	44.2	54.00	115.00	89.8	74.20	63.9
Maximum	197.00	99.00	71.3	57.40	237.00	154.0	84.00	69.0
Standardabw.	69.90	58.70	36.8	9.86	73.70	56.9	38.80	14.3
n	61.00	19.00	4.0	2.00	61.00	19.0	4.00	2.0
NAs	1.00	1.00	.	.	1.00	1.0	.	.

	Roi.h.delta4				Roi.h.delta5			
	A1	A2	B1	B2	A1	A2	B1	B2
Minimum	-39.9	17.0	101.0	107.0	5.95	30.6	120	82.2
1. Quartil	62.3	107.0	127.0	123.0	107.00	152.0	172	116.0
Median	113.0	143.0	137.0	140.0	146.00	186.0	192	149.0
Mittelwert	107.0	136.0	133.0	140.0	148.00	189.0	175	149.0
3. Quartil	155.0	177.0	143.0	156.0	199.00	228.0	194	182.0
Maximum	289.0	248.0	154.0	173.0	267.00	409.0	198	216.0
Standardabw.	70.9	67.4	22.2	46.9	59.40	85.7	37	94.4
n	61.0	19.0	4.0	2.0	61.00	19.0	4	2.0
NAs	1.0	1.0	.	.	1.00	1.0	.	.

	Roi.h.delta6				Roi.h.delta7			
	A1	A2	B1	B2	A1	A2	B1	B2
Minimum	-77.4	53.6	141.0	54.8	64.9	71.1	102.0	34.5
1. Quartil	122.0	143.0	157.0	83.5	91.0	72.9	110.0	34.5
Median	163.0	179.0	179.0	112.0	131.0	109.0	118.0	34.5
Mittelwert	171.0	192.0	186.0	112.0	118.0	128.0	118.0	34.5
3. Quartil	206.0	240.0	208.0	141.0	144.0	189.0	126.0	34.5
Maximum	619.0	390.0	243.0	170.0	159.0	199.0	134.0	34.5
Standardabw.	96.4	83.0	44.4	81.4	39.1	61.8	23.1	NA
n	57.0	19.0	4.0	2.0	5.0	5.0	2.0	1.0
NAs	5.0	1.0	.	.	57.0	15.0	2.0	1.0

Abbildung 28: Acht-Zahlen-Zusammenfassung für Region of Interest (ROI) h delta 2-7 pro HD-Grad A1, A2, B1, B2; n= Anzahl der Beobachtungen; NA= Anzahl der nicht erfassten Beobachtungen;

Etablierte Untersuchungen im Röntgen (HD-Grad) und MRT-Untersuchungen

Bei zwei Beobachtungen fehlen aufgrund von technischen Problemen in der Bilddatenspeicherung die MRT-Daten.

SROIs

Für die sROIs 1-4 der MRT-Untersuchung werden wie in den CT-Untersuchungen Differenzen gebildet (vorne-hinten). Die folgende Abbildung 29 zeigt die Parallelplots für den Vergleich der multivariaten Verteilung der Signalintensität des Femurhalses (vorne-hinten) gruppiert nach HD-Grad.

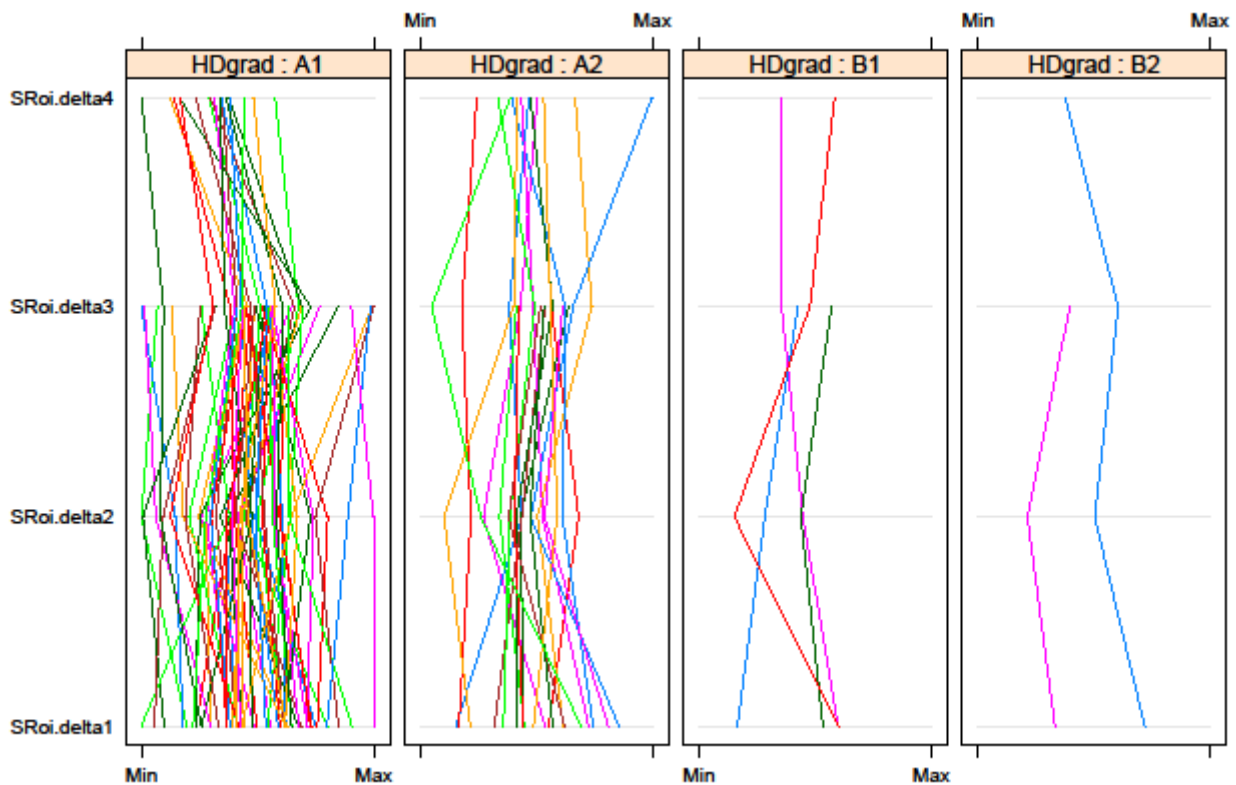


Abbildung 29: Parallelplots für den Vergleich der multivariaten Verteilung der Signalintensität des Femurhalses (vorne-hinten) gruppiert nach HD-Grad A1, A2, B1, B2 SROI=Signal-Region of Interest. Die verschieden farbigen Linien repräsentieren in jeder Morphologie-Gruppe je eine Beobachtung und den Verlauf der Signalintensität in den einzelnen ROIs. Min = Minimum; Max = Maximum;

Die Daten weisen bei einem p-Wert von 0,1591 (MANOVA) keinen signifikanten Einfluss der Variable HD-Grad auf den Populationsmittelwert der multivariaten Femurhals-Signalintensität-Differenz (vorne-hinten) auf.

Gelenkfüllung

Der SFI kann bei 2 Beobachtungen aufgrund von technischen Problemen bei der Datenspeicherung nicht bestimmt werden. In der HD-Gruppe A1 ergibt sich ein arithmetischer Mittelwert des SFI von $1,03 \pm 0,341$. Die HD-Gruppe A2 weist einen SFI-Mittelwert von $1,1 \pm 0,326$, die B1-Gruppe einen mittleren SFI von $0,927 \pm 0,243$ und die B2 Gruppe von $0,882 \pm 0,317$ auf.

Mit einem p-Wert von 0,9789 (Spearman's Rangkorrelation) ist der SFI nicht signifikant vom HD-Grad abhängig.

Kapseldicke

Die Kapseldicke ist nicht signifikant vom HD-Grad abhängig ($p=0,8024$, Spearman's Rangkorrelation).

Knorpeldicke

Für die einzelnen HD-Gruppen ergeben sich folgende mittlere Knorpeldicken des Femurkopfes: HD-Grad A1 $649 \pm 60 \mu\text{m}$, A2 $648 \pm 64,3 \mu\text{m}$, B1 $616 \pm 61 \mu\text{m}$ und B2 $576 \pm 17,7 \mu\text{m}$.

Mit einem p-Wert von 0,2257 (Spearman's Rangkorrelation) ergibt sich keine signifikante Abhängigkeit der ermittelten Daten.

Etablierte Untersuchungen im Röntgen (gemessener Norberg-Winkel) und CT-Untersuchungen

Dorsolaterale Subluxation

Die Analyse der (potentiell) monotonen Zusammenhangs zwischen Norberg-Winkel und des DLS-Wertes ergibt bei einem p-Wert von 0,3715 (Spearman's Rangkorrelation) keine statistische Signifikanz.

Vorhandene Arthrosen

Insgesamt wurde bei 86 Beobachtungen in der CT-Untersuchung der Arthrosetatus erhoben. Die Gruppe der Beobachtungen ohne Hinweise auf eine Arthrose (78) weist einen mittleren Norberg-Winkel von $106^\circ \pm 3,01^\circ$ auf und die Gruppe mit geringgradigen Arthrosen (8) einen mittleren Norberg-Winkel von $106^\circ \pm 3,55^\circ$ auf. Die Varianz der Daten beider Gruppen ($p=0,4438$ F-Test), sowie die beiden Populationsmittelwerte ($p=0,536$ Welchs t-Test) sind nicht signifikant vom Norberg-Winkel anhängig.

Femurkopf

Die Analyse der multivarianten Regression zwischen ROI k1, k2, k3 und dem gemessenen Norberg-Winkel ergibt mit einem p-Wert von $p= 0,6207$ (MANOVA) keinen Einfluss der Variable Norberg-Winkel auf den Populationsmittelwert der Femurkopfdichten.

Femurhals

Die ROI h delta 7 wird aus der MANOVA ausgeschlossen, da hier nur sehr wenige Beobachtungen (13) vorliegen. Weitere Beobachtungen (insgesamt 6) werden ausgeschlossen, da keine Werte für alle ROIs delta 2-6 vorliegen.

Die Ergebnisse der multivarianten Regression für die ROIs h delta 1-6 zum Norberg-Winkel ergeben einen p-Wert von 0,08251 keinen signifikanten Zusammenhang.

Etablierte Untersuchungen im Röntgen (gemessener Norberg-Winkel) und MRT-Untersuchungen

SROIs

Die SROI delta 4 wird aus der MANOVA ausgeschlossen, da hierfür nicht für alle Beobachtungen Daten vorliegen. Zwei weitere Beobachtungen fehlen aufgrund von Problemen bei der Bilddatenspeicherung der MRT-Untersuchung.

Die Ergebnisse der multivariaten Regression der Femurhals-Dichtedifferenzen (vorne-hinten) sprechen bei einem p-Wert von 0,8152 für keinen statistischen Zusammenhang.

Gelenkfüllung

Die Analyse des (potentiellen) linearen Zusammenhanges zwischen Norberg-Winkel und DLS ergibt keine signifikante Abhängigkeit voneinander ($p = 0,109$ Spearman's Rangkorrelation).

Kapseldicke

Der Norberg-Winkel zeigt keine signifikante Abhängigkeit zur gemessenen Kapseldicke der Gelenke ($p=0,2471$, Spearman's Rangkorrelation).

Knorpeldicke

Die Analyse des (potentiellen) monotonen Zusammenhangs zwischen Norberg-Winkel und mittlerer Knorpeldicke des Femurkopfes mit Hilfe des Spearman'schen Rangkorrelationskoeffizienten ($p = 0,4546$) bzw. alternativ des (potentiellen) linearen Zusammenhangs mit Hilfe des Pearson'schen Korrelationskoeffizienten ($p=0,764$) ergibt keine Signifikanz.

Etablierte Untersuchungen im Röntgen (Gemessener Subluxationsindex) und CT-Untersuchungen

Dorsolaterale Subluxation

Der SI und die DLS sind negativ korreliert (Spearman's Rangkorrelation, $\rho = -0,3301$; $p = 0,009$). Es besteht bei einem p-Wert von 0,0017 ein linearer Zusammenhang der Daten. Im Folgenden ist das Streudiagramm des Subluxationsindexes gegen den DLS-Wert dargestellt mit einfacher linearer Regressionsgeraden (Abbildung 30).

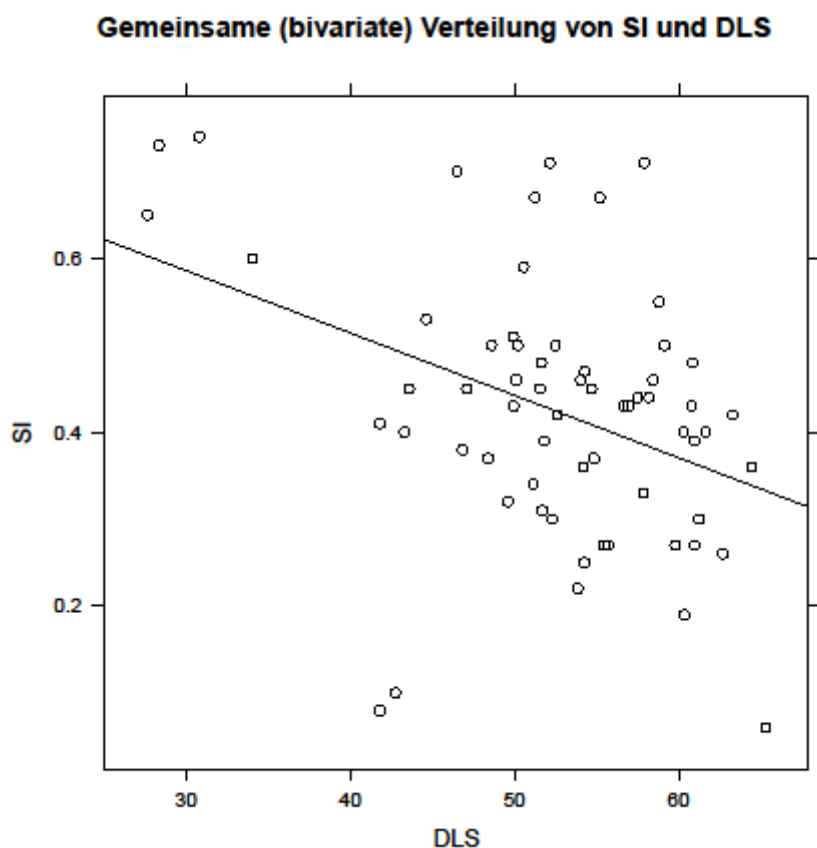


Abbildung 30: Gemeinsame Verteilung von SI (Subluxationsindex) und DLS (Dorsolaterale Subluxation) dargestellt mit einfacher linearer Regressionsgeraden. Jeder Punkt stellt eine Beobachtung dar.

Vorhandene Arthrosen

Bei den insgesamt 78 Beobachtungen ohne Arthrose konnte bei 11 aufgrund der Lagerung kein Subluxationsindex bestimmt werden. Es ergibt sich ein arithmetischer Mittelwert des Subluxationsindexes von $0,41 \pm 0,134$. Der

arithmetische Mittelwert der Gruppe mit geringgradiger Arthrose (8 Beobachtungen) ist $0,545 \pm 0,16$.

Die Varianz der Daten beider Gruppen (Arthrose nein/geringgradig) korreliert nicht mit dem SI ($p=0,4293$ F-Test). Die Populationsmittelwerte des SI sind für beide Gruppen signifikant verschieden ($p=0,01$, Welchs t-Test). Der Mittelwert der Gruppe ohne Arthrose beträgt $0,41 (\pm 0,134)$ und der Mittelwert der Gruppe mit Arthrose beträgt $0,55 (\pm 0,16)$.

Femurkopf

Der gemessene Subluxationsindex korreliert nicht mit der Dichte des Femurkopfes in den ROIs K1-3 ($p = 0,5045$ MOANOVA).

Femurhals

Die ROI h delta 7 wird aus der MANOVA ausgeschlossen, da hier nur sehr wenige Beobachtungen vorliegen.

Der gemessene Subluxationsindex korreliert nicht mit der Dichtedifferenz des Femurhalses in den ROIs h delta 1-6 ($p = 0,9268$ MANOVA).

Etablierte Untersuchungen im Röntgen (Gemessener Subluxationsindex) und MRT-Untersuchungen

SROIs

Die SROI delta 4 wird aus der MANOVA ausgeschlossen, da hierfür nicht für alle Beobachtungen Daten vorliegen.

Die Durchführung der multivariaten Regression für die SROIs 1-3 ergibt keine Signifikanz ($p=0,5336$, MANOVA) zum gemessenen Subluxationsindex.

Gelenkfüllung

Der SI korreliert nicht mit der Gelenkfüllung ($p=0,08916$ Spearmans Rangkorrelation).

Kapseldicke

Die Analyse der Daten des SI und der Kapseldicke ergibt keine statistisch signifikante Abhängigkeit ($p=0,0815$, Spearmans Rangkorrelation)

Knorpeldicke

Der SI korreliert nicht mit der Knorpeldicke ($p=0,5162$ Spearmans Rangkorrelation).

6 Diskussion

6.1 Ziel

Ziel der Studie ist es die verschiedenen Erscheinungsformen der Morgan-Linie mit Hilfe des Röntgens und der Schnittbildverfahren CT und MRT genauer einzuteilen.

Da das Vorliegen einer Morgan-Linie streng nach FCI-Regeln als arthrotische Veränderung gewertet werden müsste, soll die vorliegende Studie weitere Erkenntnisse über eventuelle begleitende Veränderungen liefern, welche es erlauben, die verschiedenen Formen der Morgan-Linie aufzuteilen in „Hinweisend auf HD“ oder „Normvariante“. Die Ergebnisse sollen eine Entscheidungshilfe zu den bereits vorliegenden Richtlinien im Rahmen der Zuchtselektion liefern.

Zusätzlich soll die Ermittlung der Wertigkeit von CT und MRT bei der Beurteilung einer degenerativen Gelenkerkrankung (DGE) erfolgen. Da es im Röntgen zu einer lediglich zweidimensionalen Darstellung der abgebildeten Strukturen kommt, können durch Überlagerungen Informationen verloren gehen. Die überlagerungsfreie Darstellung des Hüftgelenkes und die Möglichkeit weichteildichte Strukturen differenzieren zu können ist ein großer Vorteil von CT und MRT. Sie können Informationen über frühe, im Röntgen nicht detektierbare, Veränderungen liefern.

Im Rahmen der Studie soll zur gezielten Untersuchung der Hüftgelenke mittels MRT ein Untersuchungsprotokoll ermittelt werden.

6.2 Methodik

6.2.1 Voruntersuchung

Zur Erstellung eines Untersuchungsprotokolls in der MRT für die Hüftgelenke werden insgesamt 6 Hüftgelenke an 3 Kadavern verwendet. An 3 Gelenken wird eine Injektion eines Kontrastmittel-Tinten-Gemisches zur Identifikation der Gelenkkapsel durchgeführt. Die Untersuchung findet aus diesem Grund abweichend zum zweiten Teil der Studie in Brustbauchlage statt. Durch die Präparation der 3 Gelenke mit Kontrastmitteltintengemisch kann eine korrekte Identifikation der Gelenkkapsel auf den MRT Sequenzen bestätigt werden. Die in Tabelle 6 aufgeführten Sequenzen werden für den zweiten Teil der Studie zur

Erhebung der folgenden Messparameter ausgewählt: Messung der Signalintensität von Femurkopf und -hals, SFI, Kapsel- und Knorpeldicke.

Die Studien von FOLTIN (2002) und GINJA und Mitarbeitern (2009) ergeben aufgrund der Verwendung eines Niederfeldgerätes Einschränkungen in der Beurteilung der Gelenkstrukturen. Trotz der, im Vergleich zur Humanmedizin, nur sehr kleinen Gelenkstrukturen beim Hund sind im verwendeten Hochfeldgerät (1Tesla) die untersuchten Strukturen in den angefertigten Sequenzen mit Ausnahme des Gelenkknorpels gut sichtbar. Die in der Studie von FOLTIN (2002) verwendeten Sequenzen konnten aufgrund der unterschiedlichen MRT-Systeme und der zum Teil unterschiedlichen räumlichen Ausrichtungen der Sequenzen nicht übernommen werden.

Die vereinzelte reduzierte Abgrenzbarkeit des Gelenkknorpels ist bedingt durch ein starkes Bildrauschen, welches eine eindeutige Identifikation verhindert. Eine Verbesserung des Signal-zu-Rausch Verhältnisses hätte zu einer Verlängerung der Untersuchungszeit geführt. Gemäß dem genehmigten Tierversuchsantrag durfte die Untersuchungszeit für die MRT-Untersuchung jedoch maximal 20 Minuten betragen, wodurch eine Verbesserung der Sequenzen nur in einem engen Rahmen möglich war.

6.2.2 Zweiter Teil der Studie

Auswahl des Patientengutes

In die Studie werden 47 Hunde einbezogen, die zur Zuchtuntersuchung der Hüftgelenke an der Justus-Liebig-Universität Gießen vorgestellt werden. Von den insgesamt 94 dargestellten Gelenken werden 88 Gelenke untersucht. Die Differenz kommt durch im Röntgen nur einseitig vorhandene Morgan-Linien zustande. Von den untersuchten Gelenken sind 68 der Rasse Labrador Retriever zugehörig und 20 Gelenke anderen Rassen (Deutscher Schäferhund, Golden Retriever, Nova Scotia Duck Tolling Retriever, Australian Shepherd).

In dieser Studie liegt eine Überrepräsentation der Rasse Labrador Retriever vor. Die zweite Gruppe, welche die Hunde aller anderen Rassen zusammenfasst, ist inhomogen und zusätzlich deutlich kleiner. Der Vergleich der Labrador- und der Nicht-Labrador-Gruppe muss daher mit Vorsicht betrachtet werden.

Bei allen verwendeten Hunderassen ist eine Zuchtuntersuchung der Hüftgelenke ab dem 12. Lebensmonat möglich. Die meisten Tiere werden sehr zeitnah zu diesem Zeitpunkt vorgestellt, weshalb sich ein sehr homogenes Alter der beiden Populationsgruppen Labrador und Nicht-Labrador ergibt.

Für die durchgeführten statistischen Analysen wird jedes erfasste Gelenk, welches eine Morgan-Linie aufweist, als statistisch unabhängige Untersuchungseinheit aufgefasst. Für die Auswertung dieser Einheit, im Zusammenhang mit den demographischen Daten wie Alter, Rasse, Geschlecht und Gewicht, ist dies kritisch zu betrachten, da nicht bei jedem Tier beide Gelenkseiten verwendet werden. Eine Paarbildung in der statistischen Auswertung würde dieses Problem vermeiden, jedoch die Patientenpopulation deutlich vermindern.

Datenakquisition

Röntgen

Die erstellten Röntgenaufnahmen werden durch unterschiedliche, geschulte Mitarbeiter der Radiologieabteilung durchgeführt. Ein Problem stellt die Anfertigung der Stressaufnahmen dar, da zum Teil eine mittelgradige Verkipfung des Beckens um die Längsachse vorliegt. Nach FLÜCKIGER und Mitarbeiter (1999) wird der SI durch eine leichte Verkipfung und die Durchführung von verschiedenen Mitarbeitern nicht beeinflusst. Bei 13 Beobachtungen ist die Verkipfung jedoch so hochgradig, dass eine Ermittlung der SI-Werte nicht möglich ist. Zur Minimierung eines Messfehlers wird der SI zweimal gemessen und der errechnete Mittelwert gelangt zur statistischen Auswertung.

Die Auswertung des Norberg-Winkels und des HD-Grades erfolgt durch den von der GRSK zugelassenen Gutachter ohne Kenntnis der restlichen Daten. Die Beurteilung der HD-Grade erfolgt nach dem bis 1993 angewandten Schema der Einteilung mit Untergruppen. Für die vorliegende Studie sind dies die HD-Grade A1, A2, B1 und B2. Aufgrund der Möglichkeit eine Tendenz zum jeweils Besseren bzw. Schlechteren erkennen zu lassen, wird hier diese Einteilung gewählt, jedoch sei zu erwähnen, dass hierfür keine objektiven Unterteilungskriterien zur Verfügung stehen. Viele Gutachter haben jedoch inoffiziell zur besseren Abgrenzung innerhalb der FCI-Grade diese Beurteilung beibehalten (Tellhelm et al. 2008).

Computertomographie

Der im Literaturteil beschriebene CCO (caudolateral curvilinear osteophyte)-Index sollte anhand der 3-D-Rekonstruktion entsprechend der Studie von Kishimoto et al. (2010) bestimmt werden. Anhand der ersten Messungen stellt sich jedoch heraus, dass eine Messung anhand der 3-D-Rekonstruktion nicht möglich ist. Längenmessungen können nur zweidimensional durchgeführt werden und entsprechen nicht der räumlichen Tiefe des Bildes. Folglich würde eine Messung einer Länge und Breite wie durch KISHIMOTO und Mitarbeiter (2010) für den CCO-Index beschrieben nicht reale Messungen liefern. Daraufhin wird auf die Messung des CCO-Index in der eigenen Untersuchung verzichtet. Für die reale Messung der Länge und Breite der Morgan-Linie wäre in zukünftigen Studien eine multiplanare Rekonstruktion notwendig.

Die Messungen der DLS, der Dichtewerte für Femurkopf und -hals und die Untersuchung auf vorhandene Arthrosen werden zur Minimierung von Messfehlern zweimal durchgeführt. Die Auswahl der ROIs zur Messung der Dichte erfolgt am Femurkopf anhand der Arbeit und Ergebnisse von CHALMERS und Mitarbeitern (2006), wobei nur zwischen zwei subchondralen ROIs (K1 und K2) unterschieden wird und alle nicht-subchondralen ROIs zu einer einzigen (K3) zusammengefasst werden. Die exakte Einteilung der ROIs stellt sich als aufwendig heraus.

Die Morgan-Linie verläuft kaudolateral am Femurhals und wird als gebogene Linie beschrieben (Morgan et al. 1987, Mayhew et al. 2002, Powers et al. 2004, Kishimoto et al. 2010). Darum erfolgt eine Unterteilung der Dichte-ROIs am Femurhals in eine vordere und eine hintere. Zum Ausschluss physiologischer Dichtunterschiede wird die Differenz beider für eine statistische Auswertung herangezogen.

Magnetresonanztomographie

Korrespondierend zu den CT-Messungen werden die ROIs entlang des Femurhalses in eine vordere und eine hintere ROI unterteilt und die Signaldifferenz berechnet. Es liegen keine Studien zur Bestimmung der Signalintensität des Femurhalses vor. FOLTIN (2002) bestimmt das Signal-Rausch-Verhältnis lediglich für den Femurkopf bei Hüftgelenken, welche an einer DGE erkrankt sind. Für die vorliegende Arbeit stehen die Morgan-Linie und

eventuelle Veränderungen im Zuge oder infolge derselben im Vordergrund, weshalb der Femurhals als ROI ausgewählt wird. Im Gegensatz zu FOLTIN (2002) wird in der vorliegenden Arbeit auf eine Berechnung des Signal-Rausch-Verhältnisses entlang des Femurhalses verzichtet, da es nicht Ziel der Studie ist Referenzwerte zu definieren. Die Erfassung einer Änderung der Signalintensität für eine bestimmte Morphologie-Gruppe ist auch anhand der Messung der Grauwerte eines Bildes zu erwarten.

DAUBS und Mitarbeiter (2006) zeigen in einer histomorphologischen Studie die Knorpeldicke bei normalen und erkrankten Hüftgelenken auf. Hunde mit einer hochgradigen DGE weisen im medioproximalen Anteil des Femurkopfes einen dünneren Knorpel auf. Die Messung der Knorpelschicht in der vorliegenden Studie wird deshalb auf der mittleren Schicht der 3-D Wats Sequenz an vier Punkten im proximalen Anteil, dorsal der Incisura acetabuli und der Fovea capitatis ossis femoris durchgeführt.

Erster Fragenkomplex

Morphologie-Gruppen der Morgan-Linie

Insgesamt können 5 verschiedene Morgan-Linien-Gruppen eingeteilt werden. Die Gruppen 6-10 (siehe Tabelle 5) kommen nicht vor. ML 1 beinhaltet 37 Gelenke (28L/9NL), die ML 2 beinhaltet 28 (24L/4NL) und die ML 3 weitere 6 Gelenke (4L/2NL). In der ML 4 sind 14 Gelenke (10L/4NL) und in der ML 5 3 (2L/1NL) eingeschlossen.

Die Verteilung der Gelenke auf die Gruppen rührt aus der Auswahl der Gelenke, die nur solche der HD Grade A1 bis B2 einschließt. Hierdurch findet bereits eine Vorselektion bei der Auswahl der Patienten statt. Die MG 6-10 sind bereits als osteophytäre Zubildungen zu werten und somit mindestens dem HD Grad C zuzuteilen.

Als nachteilig stellen sich die ML 3-5 heraus, da diese Gruppen im Vergleich zu den ML 1 und 2 nur sehr wenige Beobachtungen enthalten.

Des Weiteren fehlt eine Vergleichsgruppe mit den HD-Graden C, D und E. Ob eine solche Gruppe mit nachgewiesener HD ein anderes Ergebnis liefert, muss offen bleiben und sollte in weiteren Studien geklärt werden.

Die in der Literatur angegebene Prävalenz der Morgan-Linie wird für einzelne Rassen unterschiedlich angegeben (Morgan et al. 1987, Mayhew et al. 2002). So

weist der Rottweiler eine relativ niedrigere Häufigkeit (14,9 %) im Vergleich zum Labrador Retriever (8-22,5 %) auf. Die Werte für die auch in dieser Studie verwendeten Rassen Golden Retriever und Deutscher Schäferhund werden mit 12-27,2% und 17-18,1 % angegeben. Ebenfalls untersucht wird in der Literatur der Bernhardiner (20 %) und der Pyrenäenberghund (29 %) (Morgan et al. 1987, Mayhew et al. 2002). In beiden Studien wird keine Aussage über die Art der Ausprägung der Morgan-Linie getroffen oder unterschieden. MAYHEW und Mitarbeiter (2002) äußern jedoch, dass es nicht möglich ist, die Bedeutung der Morgan-Linie für alle Rassen abzuschätzen. In der vorliegenden Arbeit kann kein Unterschied in der Ausprägung der Morgan-Linie unter den beiden Rasse-Gruppen Labrador und Nicht-Labrador beobachtet werden.

Hunde, welche nicht restriktiv gefüttert werden und eine Morgan-Linie aufweisen, haben ein 3,7-fach höheres Risiko eine DGE zu entwickeln (Powers et al. 2004). Das Gewicht hat in dieser Studie keine Auswirkung auf die Ausprägung der Morgan-Linie. Auch das Alter, Geschlecht und die Gelenkseite zeigen keine statistisch relevante Signifikanz auf die Morphologie der Morgan-Linie. Hier sei zu erwähnen, dass die Hüftgelenksdysplasie nach vielen Literaturstellen gleichermaßen weibliche als auch männliche Hunde betrifft (Mäki et al. 2002, Rettenmaier et al. 2002, Ledecký et al. 2004, Engler et al. 2008, Ginja et al. 2008). Es gibt keine Angaben einer Seitenbetonung der HD, jedoch liegen Daten vor, die ein unilaterales rasseabhängiges Auftreten der HD widerspiegeln (Keller und Corley 1989; Genevois et al. 2001)

CT- Untersuchungen

Die Labrador-Gruppe und die Nicht-Labrador-Gruppe weisen keinen signifikanten Unterschied in den Femurkopfdichten auf. Lediglich das Gewicht, Alter und Geschlecht zeigen einen signifikanten Einfluss auf die Dichte der subchondralen und nicht-subchondralen Areale. Hier sei zu erwähnen, dass bereits LIESER (2003) in einer Studie mittels computertomographischen Osteoabsorptiometrie bei jüngeren Hunden (2-4 Jahren) relativ geringere Mineralisierungswerte nachgewiesen hat. Die Bestimmung des Alters erfolgt jedoch anhand von Schätzungen des Zahnalters der Präparate. Männliche Tiere zeigen in ihrer Studie eine deutlich höhere Mineralisation des Femurkopfes. LIESER (2003) kann jedoch keine Abhängigkeit zum Körpergewicht nachweisen.

Da diese Studie leider keinen Raum zur Analyse der Art der signifikanten Abhängigkeiten von Gewicht, Alter und Geschlecht zu den subchondralen und nicht-subchondralen ROIs bietet, kann keine Aussage über die Übereinstimmung der Daten mit der eigenen Arbeit getroffen werden.

Im Gegensatz zum Femurkopf zeigt sich eine signifikante Abhängigkeit der gemessenen Femurhalsdichte zu den Rassen. Die Art der Abhängigkeit kann aus den bereits oben genannten Gründen nicht aufgezeigt werden. Jedoch ist zu erwähnen, dass der Vergleich mit der sehr inhomogenen Nicht-Labrador-Gruppe kritisch zu bewerten ist. Auch die Arbeiten von KÜCHENMEISTER (2007) und LIESER (2003) lassen einen Rassenvergleich aus demselben Grund nicht zu.

Die Nicht-Labrador-Gruppe weist einen signifikant niedrigeren Mittelwert der DLS als die Labrador-Gruppe auf. Auch die Verteilung der Daten unterscheidet sich signifikant in beiden Fällen. Die Labrador-Gruppe weist eine signifikant homogenere Varianz der Daten auf als die Nicht-Labrador-Gruppe. Nach FARESE und Mitarbeitern (1998) ermöglicht die Messung der DLS eine Aussage über die Wahrscheinlichkeit der Entwicklung einer DGE. Der Mittelwert der Nicht-Labrador-Gruppe ist auffallend niedrig (46,6 % \pm 12,2), wobei zu beachten ist, dass eine starke Heterogenität der Rassen und der Daten vorliegt sowie eine geringe Anzahl an Beobachtungen (20 Gelenke). Die mittlere DLS der Labrador-Gruppe ist höher als in der Nicht-Labrador-Gruppe, jedoch niedriger (54,2 % \pm 5,97) im Vergleich zu der in der Studie von FARESE und Mitarbeitern (1998) genannten DLS von 60 % für Hunde, für die eine Entwicklung einer DGE unwahrscheinlich ist. Werte oberhalb von 50 % werden jedoch als tolerabel anerkannt, da mehr als 50 % des Femurkopfes in einer gewichtstragenden Position überdacht sind und die Tendenz zur Subluxation minimal ist. Gegenüber der Studie von FARESE und Mitarbeiter (1998) zeichnet sich die Labrador-Gruppe in der vorliegenden Studie durch eine höhere Beobachtungsanzahl (68 Gelenke) und eine homogenere Gruppenzusammensetzung aus.

Die negative Korrelation des Alters in Zusammenhang mit der DLS zeigt in dieser Studie auf, dass bei älteren Tieren eine geringere Subluxation des Hüftgelenkes zu erwarten ist. Jedoch weist der Spearmansche Rangkorrelationskoeffizient $\rho = -0,29$ darauf hin, dass die Daten eine starke Heterogenität aufweisen. Die

Ergebnisse stimmen mit der Studie von LUST und Mitarbeiter (2001a) überein, in der ebenfalls eine Abnahme der DLS bei Welpen im Alter von 4 im Vergleich zu 8 Monaten stattfand.

MRT-Untersuchungen

Die SROIs des Femurhalses weisen im Gegensatz zu den CT-Untersuchungen keine signifikanten Abhängigkeiten zu Rasse, Geschlecht, Gelenkseite und Alter auf. Ein Vergleich der Daten mit der Studie von FOLTIN (2002) ist schwierig, da für ihre Arbeit ausschließlich Femurköpfe hüftkranker Hunde verwendet werden. Die Signalintensität des Femurhalses wird nicht beschrieben.

Das Gewicht zeigt im Gegensatz zu den CT-Untersuchungen eine signifikante Abhängigkeit zur Signalintensität des Femurhalses. Die Art der Abhängigkeit ist unbekannt. Weder GINJA und Mitarbeiter (2009) noch FOLTIN (2002) zeigen in ihren durchgeführten MRT-Studien eine Gewichtsabhängigkeit auf.

Die Werte des in dieser Studie bestimmten synovial fluid index (SFI) unterscheiden sich deutlich von denen in der Studie von GINJA und Mitarbeitern (2009). Den niedrigsten mittleren SFI weist die Gruppe der männlichen Tiere auf mit 0,983 ($\pm 0,323$). Die Entzündung eines Gelenkes infolge einer DGE zieht im Rahmen einer Synovialitis auch eine Vermehrung der Gelenkflüssigkeit mit sich sowie die Veränderung der Zusammensetzung derselben (Todhunter und Spencer, 2003). Die Gruppe der nicht an HD erkrankten Hunde weist in der Studie von GINJA und Mitarbeiter lediglich einen SFI von 0,63 ($\pm 0,18$) und die Gruppe der hüftkranken Hunde einen SFI von 0,74 ($\pm 0,21$) auf. Die in ihrer Arbeit verwendete Hunderasse (Cão da Serra da Estrela) weist eine sehr hohe Prävalenz für Hüftgelenkdysplasie auf und das Patientengut wird bereits in einem Alter von 7-9 Wochen in der MRT untersucht. Ein Vergleich zu einem SFI von ausgewachsenen Hunden fehlt. Jedoch ist eine solche Differenz der Werte nicht zu erwarten, da in dieser Studie von hüftgesunden Hunden ausgegangen wird. Mögliche Ursachen sind nicht erkennbar, jedoch können Messvarianzen nicht ausgeschlossen werden.

Die Detektion einer Synovialitis und der damit einhergehenden Zunahme der Synovia ist ausschließlich mittels einer kernspintomographischen Untersuchung beurteilbar (Foltin 2002). Hierfür ist die intravenöse Gabe von gadoliniumhaltigem

Kontrastmittel notwendig. In der vorliegenden Studie muss darauf verzichtet werden, da dies aufgrund von Nebenwirkungen ein nicht vertretbares Risiko dargestellt hätte.

Abgesehen von der Zunahme der Synovia eines an DGE erkrankten Gelenkes, kommt es zusätzlich zu einer Hypertrophie und -plasie der Synovialzellen sowie zu einer bindegewebigen Verdickung der Gelenkkapsel (Todhunter und Spencer 2003, Reinacher 2007). Die Daten der vorliegenden Studie weisen eine positive lineare Korrelation der Kapseldicke mit dem Gewicht der Tiere auf, wobei eine starke Streuung der Daten vorliegt. Ein Rückschluss auf eine Erkrankung der Tiere kann hier jedoch nicht gezogen werden. Des Weiteren kann kein Zusammenhang zu den anderen demographischen Daten wie Alter, Rasse, Geschlecht oder Gelenkseite der Population hergestellt werden.

Aufgrund des zum Teil starken Rauschens der 3-D Wats Sequenz war bei 9 Gelenken keine Messung der Knorpeldicke möglich. Eine weitere Optimierung der Sequenz hätte eine längere Untersuchungszeit zur Folge gehabt, was im Rahmen dieser Studie nicht möglich ist. Insgesamt müssen die erfassten Werte mit Vorsicht interpretiert werden, da es sich bei der Knorpelschicht des Hüftgelenkes um eine sehr feine Struktur handelt und eine Vergrößerung der Bilder im Rahmen des Messens eine Verpixelung des Bildes zur Folge hat. Dementsprechend ist die genaue Abgrenzung zum subchondralen Knochen sehr schwierig. DAUBS und Mitarbeiter (2006) geben in ihrer histopathologischen Studie die Dicke der Knorpelschicht eines gesunden Hüftgelenkes mit $0,67\text{mm} (\pm 0,01)$ an. Die Messungen der Knorpeldicke von Hüftgelenken mit mittelgradiger Coxarthrose ($1,17 \pm 0,03\text{mm}$) liegt dabei signifikant höher als die Werte von Hüftgelenken mit hochgradiger Coxarthrose ($0,91 \pm 0,04\text{mm}$). In der vorliegenden Studie ergibt sich keine signifikante Abhängigkeit der Knorpeldicke zu Rasse, Alter, Geschlecht, Gewicht oder Gelenkseite der untersuchten Hüftgelenke.

Zweiter Fragenkomplex

Morphologie der Morgan-Linie (ML) und etablierte Untersuchungen im Röntgen

Die Verteilung der ML-Gruppen auf die verschiedenen HD-Grade ist sehr ungleichmäßig. Es liegen lediglich 2 Beobachtungen der ML 1 für den HD-Grad B2 und insgesamt 4 Beobachtung (1 x ML 1, 2 x ML 2, 1x ML 5) für den HD-Grad

B1 vor. Ein statistischer Vergleich ist daher schwierig. Die Einteilung in die ML-Gruppen erfolgt zum Teil anhand von subjektiven Kriterien, so dass eine gewisse Variabilität der Ergebnisse vorliegen kann. Die Möglichkeit einer Einteilung der Morgan-Linie anhand des HD-Grades lässt sich somit nicht bestätigen.

Die meisten Autoren sind sich einig, dass bei einem gesunden Hüftgelenk der Norberg-Winkel wenigstens oder in der Regel 105° betragen sollte (Löffler 1990, Schimke et al. 2007). LINNMANN (2012) führt jedoch auf, dass ein Norberg-Winkel von 105° wegen rassespezifischen Abweichungen nicht als absoluter Referenzwert betrachtet werden kann.

Alle Mittelwerte des Norberg-Winkels der vorliegenden Arbeit für die ML-Gruppen 1-5 sind gleich oder liegen oberhalb von 105° . Keiner der Werte lässt in Position 1 auf eine Lockerheit der Gelenke einer bestimmten ML-Gruppe schließen. LINNMANN (2012) weist jedoch darauf hin, dass ein Gelenk mit einer zu flachen Pfanne, aber festem Gelenkschluss einen gleich großen Norberg-Winkel haben kann wie ein Gelenk mit einer normal ausgebildeten Pfanne, jedoch losem Gelenkschluss.

Der gemessene Subluxationsindex aller Morgan-Linien-Gruppen liegt oberhalb von 0,3 und reicht bis 0,5 (ML 4). In der Studie von FLÜCKIGER und Mitarbeiter (1999) weisen Hunde mit einem HD Grad A oder B lediglich zu 71 % einen SI von 0,3 oder weniger auf und 28 % der Hunde liegen zwischen 0,3 und 0,5. Sie schließen daraus, dass nicht alle Hunde eine DGE entwickeln, obwohl eine sichtbare Hüftlockerheit erkennbar ist. In der vorliegenden Arbeit besteht das Patientengut ausschließlich aus Hunden mit den HD-Graden A und B mit Morgan-Linie. Es heben sich vor allem die ML-Gruppen ML 1 und ML 4 hervor. Der SI der ML 1 beträgt im Mittel $0,428 \pm 0,168$ und der SI der ML 4 beträgt $0,502 \pm 0,0992$. Die Tiere, die in die ML 1 eingeteilt wurden, zeigen eine Morgan-Linie, welche nicht bis zur proximalen Kontur des Femurhalses verläuft und in Abduktion einen feinen Buckel und feinen Grat bis 1mm groß aufweisen. Die ML-Gruppe 4 beschreibt eine Morgan-Linie, welche durchgehend bis an die proximale Kontur des Femurkopfes reicht und einen deutlichen Grat von 1-2mm aufweist. Dabei ist zu beachten, dass die ML 1 mit 37 Gelenken die deutlich stärkste Gruppe darstellt und die ML 4 14 Beobachtungen enthält. Betrachtet

man ausschließlich die SI-Werte der beiden ML-Gruppen 1 und 4, so können die Werte auf ein erhöhtes Risiko zur Entwicklung einer DGE hinweisen. Insgesamt lässt sich jedoch kein signifikanter Unterschied zu den anderen ML-Gruppen (2, 3 und 5) nachweisen.

Morphologie der Morgan-Linie und CT-Untersuchungen

Alle Morgan-Linien-Gruppen weisen eine DLS größer als 50 % auf, liegen jedoch unter 60 %. Dieses Ergebnis gilt als tolerabel, da davon ausgegangen wird, dass bei Werten dieser Größenordnung mehr als 50 % des Femurkopfes in einer gewichtstragenden Position vom Acetabulum überdacht werden und die Tendenz zur Subluxation minimal ist (Farese et al. 1998). Keine der Morgan-Linien-Gruppen weist eine signifikant verschiedene DLS auf, so dass eine Unterscheidung anhand dieses Parameters nicht möglich ist.

Bei den beobachteten Arthrosen in der CT-Untersuchung handelt es sich bei allen um geringgradige Rauigkeiten entlang der Epiphysenfugennarbe bzw. entlang der direkt angrenzenden Metaphyse. Die Beobachtungen verteilen sich auf 4 Tiere, bei denen jeweils beide Gelenke betroffen sind. Keine der Morgan-Linien-Gruppen weist eine signifikant höhere Detektionsrate auf, ein Zusammenhang kann nicht nachgewiesen werden.

Das Stadium einer frühen Arthrose infolge einer HD verursacht Dichtewertänderungen des Femurkopfes sowohl in den subchondralen als auch in den nicht-subchondralen Bereichen (Lieser 2003, Chalmers et. al 2006, Küchenmeister 2007). In den hier durchgeführten statistischen Untersuchungen kann kein Zusammenhang zwischen den Morgan-Linien-Gruppen 1-5 und der gemessenen Femurkopfdichte in den ROIs k1-3 nachgewiesen werden.

Als auffällig erweist sich jedoch die Pearson-Korrelation der ROIs k1 und k3, welche im Vergleich zu den beiden anderen Werten mit 0,744 relativ hoch ist. Eine Veränderung der Dichte in der subchondralen ROI k1 bringt also folglich eine Veränderung der Dichtewerte in der tiefergelegenen nicht-subchondralen ROI k3 mit sich. Auch CHALMERS und Mitarbeiter (2006) zeigen, dass die Dichte der nicht-subchondralen ROIs im Zuge einer Erkrankung des Gelenkes um 10 % ansteigt. Sie unterstützen die Hypothese, nach welchem die Arthrose

eine umfassende Krankheit des Gelenkes ist, insofern als sie das gesamte synoviale Gelenk und angegliederte Strukturen betrifft. Aus den veränderten Dichtewerten schließen sie auf den Umbau des subchondralen Knochens als Antwort auf eine veränderte Belastung durch eine vorliegende Subluxation des Gelenkes (Chalmers et al. 2006). Dies kann durch die Bestimmung des Subluxationsindex und der DLS in dieser Studie für die einzelnen Morphologie-Gruppen nicht bestätigt werden. Auch die Morphologie-Gruppen mit geringgradig erhöhter DLS weisen keine signifikant unterschiedlichen Dichten des Femurkopfes auf.

In der Humanmedizin kann gezeigt werden, dass die Dichte des Femurhalses bei Patienten, welche an einer Coxarthrose erkrankt sind, unabhängig vom Geschlecht ansteigt (Joradan et al. 2003).

Die Dichtewerte des Femurhalses in der vorliegenden Arbeit verhalten sich ähnlich wie die des Femurkopfes. Auch hier kann kein statistischer Zusammenhang zwischen den unterschiedlichen Morphologie-Gruppen der Morgan-Linie und dem Dichteverlauf entlang des Femurhalses gefunden werden, jedoch hohe Werte der Pearson-Korrelation für benachbarte ROIs entlang des Femurhalses von proximal nach distal. Da in der ROI h delta 7 keine Beobachtung für die ML-Gruppe 5 vorliegt, wird diese ROI aus der MANOVA ausgeschlossen. Die ROI h delta 7 ist die tiefste ROI am Femurhals und kann nur bei den breiteren Femurhälsen gemessen werden. Es liegen nur für wenige Beobachtungen Werte für diese ROI vor.

Eine Aussage über den Unterschied der Dichtewerte von Femurkopf und -hals des verwendeten Patientengutes zu Hunden, die keine Morgan-Linie aufweisen, kann hier nicht getroffen werden und bleibt weiteren Studien vorbehalten.

Morphologie der Morgan-Linie und MRT-Untersuchungen

Die Messung der Signalintensität entlang des Femurhalses vom proximal nach distal in den vier SROIs ergibt keinen signifikant unterschiedlichen Verlauf für die verschiedenen Morphologie-Gruppen der Morgan-Linie. Auch ein Ausschluss der SROI delta 4 aufgrund von wenigen Beobachtungen ergibt keine neuen Erkenntnisse.

Bei der Beurteilung der MRT-Bilder von 40 an HD erkrankten Hunden kann FOLTIN (2002) bei 57,5 % der Patienten eine Reduktion des Knochenmarksignals des Femurkopfes feststellen. Eine Messung für den Femurhals wird dabei nicht durchgeführt, daher bleibt ein Vergleich der Daten schwierig.

Ebenso müssen weitere Studien überprüfen, ob sich die Signalwerte des Femurhalses zu Hunden der HD-Grade A und B ohne Morgan-Linie unterscheiden.

Wie bereits für den ersten Fragenkomplex aufgezeigt, liegen die errechneten Mittelwerte des SFI deutlich höher in Bezug auf die demographischen Daten der Studie als in der Studie von GINJA und Mitarbeiter (2009). Dies bestätigt sich auch für die Mittelwerte des SFI für die einzelnen Morphologie-Gruppen der Morgan-Linie. Den niedrigsten Wert weist die ML 5 auf mit 0,735 ($\pm 0,189$). Dieser Wert stimmt nahezu mit dem Wert 0,74 ($\pm 0,21$) von hüftkranken Tieren nach GINJA und Mitarbeitern (2009) überein. Ein Rückschluss auf die Bedeutung der Daten ist nicht möglich. Eine Überprüfung der Daten an erwachsenen hüftgesunden Hunden muss in anderen Studien durchgeführt werden. Eine Einteilung der Morphologie-Gruppen der Morgan-Linie kann anhand des SFI nicht erfolgen.

Bereits MORGAN und Mitarbeiter (1987) bewerten die Morgan-Linie als Enthesiophytenbildung entlang des Kapselansatzes am Femurhals, wohingegen SCHWALLER (2009) radiologisch nachweist, dass sich die Morgan-Linie innerhalb des Kapselansatzes befindet. Die Mittelwerte der Kapseldicke der verschiedenen Morgan-Linien-Gruppen 1-5 zeigen in der vorliegenden Arbeit keinen statistisch erfassbaren Unterschied. Liegt ein lockeres Gelenk vor, so ist davon auszugehen, dass es zu einer vermehrten Belastung der Gelenkkapsel kommt. Dazu ist im weiteren Verlauf einer DGE, wie bereits beschrieben, eine Synovialitis mit Hyperplasie und -trophie der Synovialzellen nachweisbar (Reinacher 2007). In der hier vorliegenden Studie kann dies für die verschiedenen Morgan-Linien-Gruppen in den MRT-Untersuchungen nicht nachgewiesen werden.

Alle ML-Gruppen weisen ähnliche Mittelwerte für die Knorpeldicke auf und zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede. Wie schon für den ersten Fragenkomplex für die Knorpeldicken diskutiert, entsprechen die Knorpeldicken denen von hüftgesunden Hunden aus der Studie von DAUBS und Mitarbeiter (2006). Keiner der Werte der ML 1-5 weist auf eine Degeneration des Knorpels hin, die zunächst mit einer Verdickung desselben einhergehen würde (Daubs et al. 2006). Eine Ausdünnung des Knorpels infolge einer schweren HD ist auszuschließen, da diese radiologisch zu evaluieren ist und zu einem Ausschluss der Patienten aus der Studie geführt hätte. Die für den ersten Fragenabschnitt aufgeführten Probleme mit den Messungen der Knorpeldicke Abschnitt bleiben hier ebenfalls gültig.

Dritter Fragenkomplex

HD-Grad, Norberg-Winkel und Subluxationsindex zu CT-Untersuchungen

Bei der Betrachtung der Daten der HD-Grade muss beachtet werden, dass die HD-Grade B1 und B2 jeweils sehr wenige Beobachtungen enthalten im Vergleich zu den HD-Graden A1 und A2. Auf einen Zusammenschluss der Daten der HD-Grade B1 und B2 wird aus den oben schon diskutierten Gründen verzichtet.

Durch fehlerhafte Lagerungen der Stressaufnahme im Röntgen kann bei insgesamt 13 Gelenken der Subluxationsindex nicht bestimmt werden.

Die untersuchten Daten ergeben, dass der HD-Grad signifikant vom errechneten DLS-Wert in der CT-Untersuchung abhängig ist. In der vorliegenden Studie weisen die schlechteren HD-Grade B1 und B2 niedrigere DLS Werte auf. Die Werte von $38,9 \% \pm 10,1$ für den HD-Grad B1 und $44,9 \% \pm 3,08$ für den HD-Grad B2 deuten auf eine schlechte Überdachung durch das Acetabulum hin (Farese et al. 1998).

Der Norberg-Winkel zeigt sich unabhängig von den DLS-Werten. Ursächlich sind vermutlich die durchweg hohen Werte aller Hunde für den Norberg-Winkel. In den HD-Gruppen A und B sollte dieser größer bzw. gleich 105° sein.

Dahingegen zeigt der Subluxationsindex eine deutlich negative lineare Korrelation zur DLS. Das heißt mit zunehmender DLS zeigen die Tiere einen abnehmenden SI. Der SI unterscheidet sich von dem bekannten DI nach SMITH und Mitarbeiter (1990) durch die kraniodorsale Kraftableitung (Flückiger et al. 1999). Die Formel des errechneten DI wird dabei von FLÜCKIGER und

Mitarbeitern (1999) übernommen. Studien zum Vergleich von Daten des SI zur DLS sind nicht bekannt. Jedoch muss beachtet werden, dass zur Erstellung von Referenzwerten der DLS der DI nach SMITH und Mitarbeitern (1990) herangezogen wird. Die Daten der negativen Korrelation zwischen SI und DLS der vorliegenden Studie entsprechen den Daten von vorausgegangen Studien zur Evaluation der DLS anhand des DI (Farese et al. 1998, Lust et al. 2001b, Todhunter et al. 2005). Jedoch zeigt sich mit dem vorliegenden Spearmanschen Rangkorrelationskoeffizient $\rho = -0,3301$ eine hohe Streuung der Daten.

Die insgesamt 8 Beobachtungen einer geringgradigen Arthrose sind eine sehr kleine Datenpopulation im Vergleich zum Gesamtkollektiv der Patientenpopulation. Die Daten ergeben zwar einen signifikanten Zusammenhang zum HD-Grad, jedoch muss dieser aus genannten Gründen sehr kritisch betrachtet werden. Zu diskutieren bleibt, ob es sich bei denen als Arthrose beurteilten Zubildungen um eine aktivierte Zone der Metaphyse bei den noch recht jungen Tieren handelt.

Keinen Einfluss auf die vorhandenen Arthrosen zeigt der Norberg-Winkel und die Verteilung der Daten des SI. Es besteht lediglich ein signifikanter Unterschied in den Mittelwerten des SI's von Gelenken die keine oder geringgradige Arthrosen aufweisen. Die Gelenke ohne Arthrose weisen einen signifikant niedrigeren SI auf ($0,41 \pm 0,134$) als Gelenke mit den erfassten geringgradigen osteophytären Zubildungen ($0,55 \pm 0,16$). Dies lässt die Vermutung zu, dass es bei Hunden mit einem höheren SI tatsächlich um frühe, röntgenologisch nicht sichtbare Arthrosen handelt und nicht um physiologische Veränderungen in Zusammenhang mit dem Wachstum. Des Weiteren korrelieren diese Befunde mit publizierten Ergebnissen, die bei Tieren mit einem SI oberhalb von 0,5 ein höheres Risiko an einer DGE infolge einer HD zu entwickeln postulieren (Flückiger et al. 1999).

Die in der CT bestimmten Dichten von Femurkopf und -hals zeigen keine Korrelation zu den im Röntgen erhobenen Daten HD-Grad, Norberg-Winkel und Subluxationsindex. LIESER (2003) und KÜCHENMEISTER (2007) haben bereits eine unterschiedliche Dichteverteilung innerhalb des Femurkopfes für die verschiedenen HD-Grade und Altersklassen aufgezeigt. Da in der Studie von KÜCHENMEISTER (2007) ein Zusammenschluss der HD-Grade A und B erfolgte

ist hier kein Vergleich der Ergebnisse zu den vorliegenden Daten der HD Grade A1 bis B2 möglich.

Auch die Unterscheidung der ROIs innerhalb des Kopfes in subchondrale und nicht-subchondrale ROIs nach CHALMERS und Mitarbeiter (2006) ergibt keinen Aufschluss für die HD-Grade, den Norberg-Winkel und den SI.

HD-Grad, Norberg-Winkel und Subluxationsindex zu MRT-Untersuchungen

Insgesamt lassen die in der MRT gemessenen Parameter der Signalintensität des Femurkopfes und -halses, Kapsel- und Knorpeldicke, sowie Gelenkfüllung keinen statistischen Zusammenhang zum HD-Grad, dem Norberg-Winkel und dem SI erkennen. Die MRT bietet jedoch hinsichtlich der Erkennung von Weichteilstrukturen wie Gelenkkapsel und -füllung deutliche Vorteile (Foltin 2002). Die Darstellung der Knorpeloberfläche bleibt, wie schon für Niederfeldgeräte beschrieben, aufgrund der sehr dünnen Struktur auch im Hochfeldgerät mit einer Feldstärke von 1 Tesla ein Problem. Die sehr deutlichen Ergebnisse in der Studie von FOLTIN (2002) lassen sich hier nicht bestätigen. Dies kann an der Patientenpopulation liegen, da es sich nicht um radiologisch an einer DGE erkrankte Hüftgelenke handelt. Es wurde vielmehr auf subtile Veränderungen untersucht, welche sich für die hier verwendeten HD-Grade A1 bis B2 in der MRT nicht aufzeigen lassen.

6.3 Schlussfolgerung und Ausblick

Die frühe Diagnose der Hüftgelenksdysplasie anhand von subtilen Veränderungen, wie z. B. der Morgan-Linie, wird auch in Zukunft eine Herausforderung bleiben.

Die Klassifizierung der Morgan-Linie als „Hinweisend auf HD“ oder „Normvariante“ innerhalb der HD-Grade A1 bis B2 mittels CT und MRT ist in der vorliegenden Arbeit nicht gelungen. Für die ML-Gruppen 1-5 kann keine Aussage über die Bedeutung für eine vorliegende HD bzw. DGE getroffen werden. Ein Vergleich der Daten mit Tieren der HD-Grade A und B ohne Morgan-Linie bzw. eine Reevaluation des verwendeten Patientengutes nach 1-2 Jahren wäre hierfür in weiteren Studien erstrebenswert. Des Weiteren steht ein Vergleich zu den Hunden aus, die bereits radiologisch offensichtlich an einer DGE infolge einer HD erkrankt sind.

Die flächendeckende Verfügbarkeit von leistungsstarken CT- und MRT-Scannern in der Veterinärmedizin ermöglicht die Messung von neuen und detaillierten Untersuchungsparametern.

Die Wertigkeit der CT in Zusammenhang für eine Zuchtselektion bezüglich der HD bleibt anhand der in dieser Studie gemessenen Parameter fraglich. Die Bestimmung der DLS ist bereits als hilfreicher Parameter zum Nachweis einer Lockerheit auch bei sehr jungen Tieren beschrieben (Farese et al. 1998, Lust et al. 2001b, Todhunter et al. 2005). Die Bestimmung der Dichte an Femurhals und Femurkopf kann hier keine weitere Erkenntnis über den Gelenkstatus erbringen. Die computertomographische Osteoabsorptiometrie des Femurkopfes von LIESER (2003) und KÜCHENMEISTER (2007) erbringt hier genauere Ergebnisse. Jedoch bleibt zu erwähnen, dass es sich bei der Studie von LIESER (2003) um eine Präparate-Studie handelt. Lediglich KÜCHENMEISTER (2007) wendet das Verfahren am lebenden Tier an.

Ähnlich ist die Wertigkeit des MRTs für die Zuchtselektion für die HD zu bewerten. Insbesondere benötigt die Darstellung der Knorpeloberfläche hohe Feldstärken und optimierte Sequenzen.

7 Zusammenfassung

Die hier vorgelegte Studie untersucht 88 Hüftgelenke mit Morgan-Linie von Hunden der HD-Grade A1, A2, B1 und B2 mittels Röntgen, CT und MRT. Die Morgan-Linien werden in 5 verschiedene Morphologie-Gruppen eingeteilt. Es werden verschiedene Parameter im Röntgen (HD-Grad, Subluxationsindex, Norberg-Winkel), in der CT (vorhandenen Arthrosen, Dorsolaterale Subluxation, Dichte des Femurkopf und-hals) und der MRT (Synovial Fluid Index, Kapsel- und Knorpeldicke, Signal des Femurhalses) bestimmt.

Ziel der Untersuchung ist es, die verschiedenen Erscheinungsformen der Morgan-Linie unter Verwendung der CT und MRT näher zu klassifizieren, um eine Einteilung der Morgan-Linie als Normvariante oder als Hinweis auf eine HD zu ermöglichen.

Im Weiteren soll die Wertigkeit von CT und MRT bei der Beurteilung der degenerativen Gelenkerkrankung ermittelt werden, um den Einsatz dieser Verfahren im Rahmen der Zuchtselektion zu prüfen.

Im Rahmen der Studie soll zur gezielten Untersuchung der Hüftgelenke mittels MRT ein Untersuchungsprotokoll ermittelt werden.

Die Morphologie-Gruppen der Morgan-Linie zeigen keine statistisch signifikante Abhängigkeit zu den in der Röntgen-, CT- und MRT-Untersuchung erhobenen Parametern. Auch die demographischen Daten wie Rasse, Alter, Geschlecht oder Gelenkseiten ergeben keinen statistisch darstellbaren Zusammenhang zu den verschiedenen Morphologie-Gruppen der Morgan-Linie. Eine Klassifizierung der Morgan-Linie in unterschiedliche Erscheinungsformen innerhalb der HD-Grade A1 bis B2 mittels CT und MRT ist anhand der vorliegenden Ergebnisse der Studie nicht möglich. Für die ML-Gruppen 1-5 kann keine Aussage über die Bedeutung einer vorliegenden HD bzw. DGE getroffen werden.

Die untersuchten Daten ergeben, dass der HD-Grad signifikant vom errechneten DLS-Wert in der CT-Untersuchung abhängig ist und die DLS negativ mit dem Subluxationsindex korreliert. Der Norberg-Winkel zeigt sich unabhängig von den DLS-Werten. Es liegen keine signifikanten Abhängigkeiten von HD-Grad,

Norberg-Winkel und SI zu den in der MRT bestimmten Parametern vor. Die Wertigkeit des CTs und MRTs in Zusammenhang für eine Zuchtselektion bezüglich der HD bleibt anhand der in dieser Studie gemessenen Parameter fraglich.

Die Nicht-Labrador-Gruppe weist einen signifikant niedrigeren Mittelwert der DLS auf als die Labrador-Gruppe. Auch die Verteilung der Daten unterscheidet sich signifikant in beiden Fällen. Die Erfassung der Dichte des Femurkopfes und –halses erbrachte keine neuen Erkenntnisse. Der SFI unterscheidet sich deutlich im Vergleich zu vorangegangenen Studien, weist jedoch keine statistisch relevanten Unterschiede in Bezug auf Rasse, Alter, Geschlecht oder Gelenkseite auf. Die erfasste Knorpeldicke der Gelenke stimmt mit Werten hüftgesunder Hunde überein.

Trotz der im Vergleich zur Humanmedizin nur sehr kleinen Gelenkstrukturen beim Hund sind im verwendeten Hochfeldgerät (1 Tesla) die untersuchten Strukturen in den angefertigten Sequenzen mit Ausnahme des Gelenkknorpels gut sichtbar und identifizierbar. Die vereinzelt reduzierte Abgrenzbarkeit des Gelenkknorpels ist bedingt durch ein starkes Bildrauschen. Eine Verbesserung der Bildqualität ist im Rahmen des genehmigten Tierversuchsantrages nicht möglich gewesen.

Ein Vergleich der Daten mit Tieren der HD-Grade A und B ohne Morgan-Linie bzw. eine Reevaluation des verwendeten Patientengutes nach 1-2 Jahren wäre in weiteren Studien erstrebenswert. Des Weiteren steht ein Vergleich zu den Hunden aus, die bereits radiologisch offensichtlich an einer DGE infolge einer HD erkrankt sind.

8 Summary

This study examines 88 hip joints of dogs with a hip dysplasia grading of A1, A2, B1 and B2 showing a Morgan Line. Joints are imaged using digital radiography, CT and MRI. The Morgan Line is divided in 5 different groups based on their radiographic morphology. Several parameters are evaluated. On radiographs the degree of hip dysplasia, the subluxation index and the Norberg angle are assessed. CT images were assessed for presence of arthritis, in addition the dorsolateral subluxation was calculated and the density of the femoral head and neck are measured. On MRI the synovial fluid index, the thickness of joint capsule and cartilage as well as the signal intensity of the femoral neck are recorded.

The aim of this study is to divide the various manifestations of the Morgan Line using CT and MRI into a normal variation or an indication of hip dysplasia.

Furthermore, the value of CT and MRI in the assessment of degenerative joint disease of the hip joint is assessed to determine the usefulness of these techniques for breeding selection.

For the purpose of this study a MRI protocol was developed to assess the various structures of the hip joint.

The morphology of the Morgan Line shows no statistically dependence to the upraised parameters in radiography, CT or MRI. No dependency on race, age, sex or joint side exists. It was not possible to divide the different manifestations of the Morgan Line into a normal variation or an indication of hip dysplasia.

The results of the current study prove that the hip dysplasia degree is significantly dependent on the DLS score calculated from the CT images and the DLS is negatively correlated with the radiographically calculated subluxation index. The Norberg angle is independent of the DLS score. There are no significant dependencies of the hip dysplasia degree, Norberg angle and subluxation index to the parameters evaluated on MRI. The value of CT and MRI for breeding selection for hip dysplasia is questionable based on the examined parameters.

The Non-Labrador group has a significantly lower average DLS score as the Labrador group. Also, the distribution of data is significantly different in both groups. The measurement of the density of the femoral head and neck reveals no new findings. The SFI differs from published values. However, no statistically significant difference in terms of race, age, sex or joint side is found. The detected cartilage thickness of the joints is in accordance with values published for dogs, which are not suffering from hip dysplasia. Despite the very small joint structures in the dog, the investigated structures, except for the articular cartilage, are clearly visible and identifiable using a 1Tesla magnet. The reduced delineation of the articular cartilage was due to strong image noise. An improvement of the image quality was not possible within the approved animal trial setting due to time restrictions.

A comparison of the data with animals of hip dysplasia degree A and B without a Morgan Line and a re-evaluation of the patients after 1-2 years would be desirable. Furthermore, studies examining dogs that show a degenerative joint disease due hip dysplasia are required.

9 Literaturverzeichnis

ANDERSON, A (2011):

Treatment of hip dysplasia. In: Journal of Small Animal Practice, 52, 182-189

BELTRAN, LS; Rosenberg, ZS; Mayo, JD; De Tuesta, MD; Martin, O; Neto, LP; Bencardino, JT (2013):

Imaging Evaluation of Developmental Hip Dysplasia in the Young Adult; In: American Journal of Roentgenology, 200: 1077-1088

BRASS, W (1989):

Hip dysplasia in dogs. In: Journal of Small Animal Practice, 30, 166-170

BUSHBERG, J T; Seibert, JA; Leidholdt Jr., EM; Boone, JM (2002):

The Essential Physics of Medical Imaging, 2. Auflage; Verlag: Lippincott Williams & Wilkins, S. 1-173

BUZUG, TM (2008):

Introduction; Fundamentals of X-ray Physics; In: Computed Tomography; Hrsg.: Buzug, TM; 1. Auflage. Verlag: Springer, S.1-60

CHALMERS, HJ; Dykes, NL; Lust, G; Farese, JP; Burton-Wurster, NI; Williams, AJ; Todhunter, RJ (2006):

Assessment of bone mineral density of the femoral head in dogs with early osteoarthritis. In: American Journal of Veterinary Research 67, 796–800

D´AMICO, LL; Xie, L; Abell, LK; Brown, KT; Lopez, MJ (2011):

Relationship of hip joint volume ratios with degrees of joint laxity and degenerative disease from youth to maturity in a canine population predisposed to hip joint osteoarthritis. In: American Journal of Veterinary Research, 72, 376-383

DAUBS, BM; Markel, MD; Manley, PA (2006):

Histomorphometric analysis of articular cartilage, zone of calcified cartilage, and subchondral bone plate in femoral heads from clinical normal dogs and dogs with moderate or severe osteoarthritis. American Journal of Veterinary Research, 67, 1719-1724

DISTL, O; Stock, KF; Marshall, Y (2008):

Molekulargenetische Aufklärung der Hüftgelenksdysplasie beim Deutschen Schäferhund. GKF-aktuell, Info 27

DOSKAROVA, B; Kyllar, M; Paral, V (2010):

Morphometric assessment of canine hip joint using the acetabular angle of retrotorsion. Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology 5/2010, 326-331.

ENGLER, J; Harrmann, H; Distl, O (2008):

Schätzung von populationsgenetischen Parametern für röntgenologische Befunde der Hüftgelenksdysplasie beim Labrador Retriever. In: Berliner und Münchner tierärztliche Wochenschrift, 121Heft 9/10, 359-364

FARESE, JP; Todhunter, DR J.; Lust, G; Williams, AJ; Dykes, NL (1998):

Dorsolateral Subluxation of Hip Joints in Dogs Measured in a Weight-Bearing Position With Radiography and Computed Tomography. In: Veterinary Surgery 27, 393–405

FLÜCKIGER, M (1993):

Die standardisierte Beurteilung von Röntgenbildern von Hunden auf Hüftgelenksdysplasie. In: Kleintierpraxis 38, 693-702

FLÜCKIGER, MA; Friedrich, GA; Binder, H (1999):

A radiographic stress technique for evaluation of coxofemoral joint laxity in dogs. In: Veterinary Surgery, 28, 1-9

FOLTIN, I (2002):

Kernspintomographische Kriterien für Hüftgelenksdysplasie, Koxarthrose und Morbus-Legg-Calve-Perthesbeim Hund; Diss. med. vet., München

FUJIKI M; Misumi, K; Sakamoto, H (2004):

Laxity of Canine Hip Joint in Two Positions with Computed Tomography. In: Journal of Veterinary Medical Science 66 (8), 1003–1006

GENEVOIS, JP; Fau, D; Chanoit, G; Brunon, G; Remy, D (2001):

Epidemiological considerations about hip dysplasia in 11 breeds of dogs in France, based on official x-ray screening. In: Referatlangfassung 7. FECAVA & 47. Jahreskongress der FK-DVG: 25-28 Oktober 2001 in Berlin, 194-197

GINJA, MM; Sivestre, AM; Colaço, J; Gonzalo-Orden, JM; Melo-Pinto, P; Orden, MA; Llorens-Pena, MP; Ferreira, AJ (2008):

Hip dysplasia in Estrela Mountain dogs: Prevalence and genetic trends 1991-2005. In: Veterinary Journal 2008; Aug. 20

GINJA, MMD; Ferreira, AJ; Jesus, SS; Melo-Pinto, P; Bulas-Cruz, J; Orden, MA; San-Roman, F; Llorens-Pena, MP; Gonzalo-Orden, JM (2009):

Comparison of clinical radiographic, computed tomographic, and magnetic resonance imaging methods for early prediction of canine hip dysplasia. In: Veterinary Radiology & Ultrasound 50 (2), 135–143

GOLD, RM; Gregor, TP; Huck, JL; McKelvie, PJ; Smith, GK (2009):

Effects of osteoarthritis on radiographic measures of laxity and congruence in hip joints of Labrador Retrievers. In: Journal of the American Veterinary Medical Association, 235, 1549-1554

HEIN, HE (1963):

Abnormalities and defects in pedigree dogs. In: Journal of Small Animal Practice 4, 457-462

HENRICSON, B; Norberg, J; Olsson, S-E (1965): Hüftgelenksdysplasie beim Hund. In: Nord Veterinærmed 17, 118-131

HENRICSON, B; Norberg, J; Olsson, S-E (1966):
On the Etiology and Pathogenesis of Hip Dysplasia: a Comparative Review.
In: Journal of Small Animal Practice 7 (11), 673–688

HENRICSON, B; Ljunggren, G; Olsson, S-E (1972):
Canine hip dysplasia in Sweden. In: Acta radiologica Supplement 319, 175-180

HENRY, GA (1992):
Radiographic development of canine hip dysplasia. In: Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice, 22, 559-578

HENRY, JD; Parker, RD (1972):
Wedge technique for demonstration of coxofemoral joint laxity in the Canine. In: Proc. Canine Hip Dysplasia Symposium and Workshop, Orthopedic Foundation for Animals, 117-125

HEUNISCH, M (1999):
Vergleichende Studie über die verschiedenen Stressröntgentechniken zur Dokumentation der Hüftgelenkslockerheit beim Hund. Vet. Med Diss. Zürich

HUTT, FB (1967):
Genetic selection to reduce the incidence of hip dysplasia in dogs. Journal of the American Veterinary Medical Association, 151, 1041-1048

JANUTTA, V; Hamann, H; Distel, O (2006):
Complex segregation analysis of canine hip dysplasia in German Shepherd Dogs. In: Journal of Heredity 97 (I), 13-20

JORADAN, GR, Loveridge, N; Bell, KL; Power J; Dickson, GR; Vedi, S; Rushton, N; Clarke, MT; Reeve, J (2003):
Increased femoral neck cancellous bone and connectivity in coxarthrosis (hip osteoarthritis). In: Bone, 32, 86-95

KALENDER, WA (2011):

Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications, Hrsg.: Kalender, WA; 3. Auflage, Verlag: Publicis Publishing, S.13-36

KAPATKIN, AS; Gregor, TP; Hearon, K; Richardson, RW; McKelvie, PJ; Fordyce, HH; Smith GK (2004):

Comparison of two radiographic techniques for evaluation of hip joint laxity in 10 breed of dogs. In: Journal of the American Veterinary Medical Association, 224, 542-546

KELLER, G; Corley, EA (1989):

Canine hip dysplasia: investigation the sex predilection and the frequency of unilateral CHD. In: Veterinary Medicine., 84, 1162-1166

KELLER; GG; Dziuk, E; Bell, JS (2011):

How the Orthopedic Foundation for Animals (OFA) is tackling inherited disorders in the USA: Using hip and elbow dysplasia as examples. The Veterinary Journal 189, 197-202

KISHIMOTO, M; Pae, S-H; Muroya, N; Watarai, H; Anzai, H; Lee, K-J; Junichiro, S; Sasaki, M; Yamada, K (2010):

The relationship between the size of caudolateral curvilinear osteophyte of the canine femoral neck and the radiographic view. In: Journal of Veterinary Sciences 11 (1), 89

KLIMT, U (1990):

Zum Problem der "Lockerer Hüfte" beim Hund. Röntgenuntersuchungen zur lagerungsbedingten Verschieblichkeit des Femurkopfes bei der Diagnostik der Hüftgelenksdysplasie (HD). Vet. Med. Diss. Giessen

KLIMT, U; Tellhelm, B; Fritsch, R (1992):

Die Bedeutung der "Morgan-Linie" für die Untersuchung auf HD beim Hund. In: Kleintierpraxis 37 (4), 211–217

KÖNIG HE; Liebich H-G; Maierl J (2014):

Anatomie der Haussäugetiere, Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis; Hrsg.: König, HE; Liebich, H-G; 6. überarbeitete und erweiterte Auflage, F. K. Schattauer Verlag, S. 211-274

KÖPPEL, E (1980):

Längen- und Breitenmessungen am Becken des Hundes im Röntgenbild. Ein Beitrag zur Hüftgelenkdysplasie. Vet. Med. Diss. , Wien.

KÖPPEL, E (1991):

Zur Entwicklung der Articulatio coxae und radiologischen Frühdiagnostik der Hüftgelenkdysplasie des Hundes. Enke Verlag, Stuttgart

KÜCHENMEISTER, K (2007):

Die Hüftgelenkdysplasie des Hundes – eine vergleichende CT-osteabsorptiometrische Studie; Diss. med. vet. Ludwig-Maximilians-Universität München

LEDECKÝ, V; Ševčík, A; Puzder, M; Capik, L; Hluchý, M; Trbolová, A; Nečas, A (2004):

Occurrence of hip joint dysplasia in some hunting dog breeds. In: Veterinarski Arhiv 74 (6), 417-425

LEIGHTON, EA (1997):

Genetics of canine hip dysplasia. In: Journal of the American Veterinary Medical Association 210, 1474-1479

LINNMANN, SM (2012):

Die Hüftgelenkdysplasie des Hundes; 2. Auflage; Veterinärspiegel Verlag

LIESER, B (2003):

Morphologische und biomechanische Eigenschaften des Hüftgelenks (Articulatio coxae) des Hundes (Canis familiaris); Diss med. vet. Ludwig-Maximilians-Universität München

LÖFFLER, K (1979):

Hüftgelenkdysplasie beim Hund. Tierärztliche Praxis, 7, 229-238

LÖFFLER, K (1990):

Die Bedeutung der Lagerung bei der röntgenologischen HD-Beurteilung. Waltham Report 30, Effem Hamburg 41-48

LÖFFLER, K (1997):

Die Hüftgelenkdysplasie der Hunde und ihre Behandlung. Hunde Revue, 2/97, 22-25

LOPEZ, MJ; Lewis, BP; Swaab, ME; Markel, MD (2008):

Relationships among measurements obtained by use of computed tomography and radiography and scores of cartilage microdamage in hip joints with moderate to severe joint laxity of adult dogs. In: American Journal of Veterinary Research, 69, 362-370

LUST, G; Beilman, WT; Rendano, VT (1980):

A relationship between degree of laxity and synovial fluid volume in coxofemoral joints of dogs predisposed for hip dysplasia. In: American Journal of Veterinary Research, 41, 55-60

LUST, G; Todhunter, RJ; Erb, HN; Dykes, NL; Williams, AJ; Burton-Wurster, NI; Farese, JP (2001a):

Repeatability of dorsolateral subluxation scores in dogs and correlation with macroscopic appearance of hip osteoarthritis. In: American Journal of Veterinary Research, Vol62, No. 11, 1711-1715

LUST, G; Todhunter, RJ; Erb, HN; Dykes, NL; Williams, AJ; Burton-Wurster, NI; Farese, JP (2001b):

Comparison of three radiographic methods for diagnosis of hip dysplasia in eight-month-old dogs. In: Journal of the American Veterinary Medical Association, 219, 1242-1246

MÄKI, K; Groen, AF; Liinamo, A-E; Ojala, M (2002):

Genetic variances, trends, and mode of inheritance for hip and elbow dysplasia in Finnish dog populations. In: Animal Science, 75, 197-207

MÄKI, K; Janss, LLG; Groen, AF; Liinamo, A-E; Ojala, M (2004):

An indication of major genes affecting hip dysplasia and elbow dysplasia in four finnish dog populations. In: Heredity 92, 402-408

MAYHEW, D; McKelvie, PJ; Biery, DN; Shofer, FS; Smith, GK (2002):

Evaluation of a radiographic caudolateral osteophyte on the femoral neck and its relationship to degenerative joint disease and distraction index in dogs. In: Journal of the American Veterinary Medical Association; 220, 472-476

MÖLLER, HE (2006):

Grundlagen der MRT; In: Ganzkörper-MR-Tomographie; Hrsg.: Rummeny, EJ; Reimer, P; Heindel, W; 2. Völlig überarbeitete und erweiterte Auflage; Georg Thieme Verlag; 2

MORGAN, JP (1987):

Canine hip dysplasia Significance of Early Bone Spurring. In: Veterinary Radiology 28 (1), 2-5

MORGAN, JP; Wind, A; Davidson, AP (2000):

Hereditary bone and joint diseases in the dog: osteochondroses, hip dysplasia, elbow dysplasia; Verlag: Schlütersche Hannover, 109-203

NICKEL, R, Schummerl, A und Seiferle, E (2004):

Bewegungsapparat. In: Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Band I; Hrsg.: Frewein, J; Wille, KH; Wilkens, H; 8. Unveränderte Auflage; Paray-Verlag; S.97-128, 429-544

OLSSON, S-E (1961):

Roentgen examination of the hip joints of German Shepherd Dogs. Journal of Small Animal Practice 3, 117-220

OLSSON, S-E (1980):

Gelenkleiden bei Hunden als Folge von Entwicklungsstörungen. In: 26. Jahrestagung der Dtsch. Vet. Med. Ges., Fachgruppe Kleintierkrankheiten, Karlsruhe 13.-15.11.1980. Gießen: Dtsch. Vet. Med. Ges. 111-130.

PFAHLER, KJ; Distl, O (2012):

Identification of quantitative trait loci (QTL) for canine hip dysplasia and canine elbow dysplasia in Bernese Mountain Dogs. Plos One 7 (11)

POOLEY, RA (2005):

Fundamental Physics of MR Imaging; In: RadioGraphics; 25, 1087-1099

POWERS, MY; Biery, DN; Lawler, DF; Evans, RH; Shofer, FS; Mayhew, P; Gregor, TP; Kealy, RD; Smith, GK (2004):

Use of the caudolateral curvilinear osteophyte as an early marker for future development of osteoarthritis associated with hip dysplasia in dogs. In: Journal of the American Veterinary Medical Association 225 (2), 233–237

POLZIN, IA (2003):

Untersuchungen zur Hüftgelenkdysplasie bei Katzen unter besonderer Berücksichtigung von Rasseunterschieden. Diss. Med. vet., Gießen

PROKOP, M (2013):

Grundlagen. In: Ganzkörper-Computertomographie, Spiral- und Multislice-CT, Hrsg.: Prokop, M; Galanski, M; Schaefer-Prokop, C; Van der Molen, AJ; 2. Vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage, Verlag: Thieme, 1-49

PSCHYREMBEL (2012):

Pschyrembel Klinisches Wörterbuch, Auflage 264, neu bearbeitete und erweiterte Auflage; Walter de Gruyter GmbH, Berlin; 922

REINACHER, M (2007):

Gelenke; In : Grundrisse der speziellen pathologischen Anatomie der Haustiere; Hrsg.: Dahme, W; Weiss, E; Verlag: Enke Verlag Stuttgart; 248-251

R CORE TEAM (2015):

R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. <https://R-project.org/>.

RETTENMAIER, JL; Kelle, GG; Lattimer, JC; Corley EA; Ellersieck, MR; (2002):

Prevalence of canine hip dysplasia in a veterinary teaching hospital population. In: Veterinary Radiology & Ultrasound, 43, No 4, 313-318

RISLER, A; Klauer, JM; Keuler, NS; Adams, WM (2009):

Puppy line, metaphyseal sclerosis, and caudolateral curvilinear and circumferential demoral head osteophytes in early detection of canine hip dysplasia. In: Veterinary Radiology & Ultrasound, 50, No 2, 157-166

RUNGE, JJ; Kelly, SP; Gregor, TP; Kotwal, S; Smith, GK (2010):

Distraction Index as a risk factor for osteoarthritis associated with hip dysplasia in four large dog breeds. In: Journal of Small Animal Practice, 51, 264-269

SALOMON F-V; Geyer H; Gille, U (2015):

Anatomie für Tiermediziner; 3. Aktualisierte und überarbeitete Auflage, Enke Verlag Stuttgart, S. 36-230

SCHIMKE, E; Spreng, D; Schawalder, P; van Ryssen, B; van Bree, H (2007):

Gelenkerkrankungen. In: Klinik der Hundekrankheiten; Hrsg: Grünbaum, E-G; Schimke, E; begründet von Christoph, H-J; 3. Völlig neu bearbeitete Auflage, Enke Verlag Stuttgart, S. 925-958

SCHNELLE, GB (1935):

Some new disease in dogs. Am. Kennel Gaz., 52, 25-26

SCHWALLER, P (2009):

Beitrag zur Ätiopathogenese der Osteophytose- unter spezieller Berücksichtigung der „Morgan-Linie“ beim Hund. Diss. Med. vet., Bern

SAUNDERS, J; Ohlert, S (2011):

CT Physics and instrumentation- mechanical design. In: Veterinary Computed Tomography; Hrsg: Schwarz, T; Saunders J; Verlag: Wiley-Blackwell, S. 1-8

SAUNDERS, J; Schwarz, T (2011):

Principles of CT image interpretation. In: Veterinary Computed Tomography; Hrsg: Schwarz, T; Saunders J; Verlag: Wiley-Blackwell, S. 29-33

SMITH, GK (1997):

Advances in diagnosing canine hip dysplasia. In: Journal of the American Veterinary Medical Association 210 (10), 1451–1457

SMITH, GK; Biery, DN; Gregor, TP (1990):

New concepts of coxofemoral joint stability and the development of a clinical stressradiographic method for quantitating hip joint laxity in the dog. In: Journal of the American Veterinary Association, 196, 59-70

SMITH, GK; Gregor, TP; Rhodes, TP; Biery, DN (1993):

Coxofemoral joint laxity from distraction radiography and its contemporaneous and prospective correlation with laxity, subjective score, and evidence of degenerative joint disease from conventional hip-extended radiography in dogs. In: American Journal of Veterinary Research 54, 1021-1042

SMITH, GK; La Fond, E; Gregor, TP; Lawler, DF; Nie, RC (1997):

Within and between-examiner repeatability of distraction indices of the hip joints in dogs. American Journal of Veterinary Research, 58, 1076-1077

SMITH, GK; Mayhew, PD; Kapatkin, AS; McKelvie, PJ; Shofer, FS; Gregor, TP (2001):

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

SWENSON, L; Audell, L; Hedhammar, A: (1997):

Prevalence and inheritance of and selection for hip dysplasia in seven breeds of dogs in Sweden and benefit: cost analysis of a screening and control program. In: Journal of the American Veterinary Association, 210, 207-214

TELLHELM, B; Brass, W (1989):

HD-Röntgenaufnahmen - Qualität und Beurteilung, In: Kleintierpraxis 34, 551-560

TELLHELM, B; Distl, O; Wigger, A (2008):

Hüftgelenksdysplasie (HD) – Entstehung, Erkennung, Bekämpfung. In: Kleintierpraxis 53, Heft 4, 246-260

THRALL, DE; Widmer, WR (2012):

Radiation protection and physics of diagnostic radiology; In: Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology, Hrsg.: Thrall, DE; 5. Auflage, Verlag: Elsevier Saunders, S. 2-24

TIDWELL, AS (2007):

Principles of Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging; In: Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology, Hrsg.: Thrall, DE ; 5. Auflage, Elsevier Saunders, S. 50-77

TODHUNTER, RJ; Lust, G (2003):

Hip Dysplasia: Pathogenesis. In: Textbook of Small Animal Surgery; Hrsg.: Slatter, D, 3. Auflage; Vol.2; Verlag: Elsevier Saunders, S. 2009-2017

TODHUNTER, RJ; Spencer, AJ (2003):

Osteoarthritis. In: Textbook of Small Animal Surgery; Hrsg.: Slatter, D; 3. Auflage; Vol.2; Verlag: Elsevier Saunders, S.2209-2237

TODHUNTER, RJ; Mateescu, R; Lust, G; Burton-Wurster, NI; Dykes, NL; Bliss, SP; Williams, AJ; Vernier-Singer, M; Corey, E; Harje, C; Quaas, RL; Zhang, Z; Gilber, RO; Volkman, D; Casella, G; Wu, R; Acland, GM (2005):

Quantitative trait loci for hip dysplasia in crossbred canine pedigree. In: Mammalian Genome, Vol. 16, 720-730

WILTBERGER, H; Lust, G (1975):

Ultrastructure of canine articular cartilage: Comparison of normal and degenerative (osteoarthritic) hip joints. In: American Journal of Veterinary Research, 36, 727-740

WESTBROOK, C; Kaut Roth, C; Talbot, J (2011)

MRI in Practice; Hrsg.: Westbrook, C; .4 Edition; Verlag: Wiley-Blackwell; S. 1-103

ZILCH, H; Hrsg.: Zilch, H; Weber U (1989):

In: Lehrbuch Orthopädie, S. 205-227

10 Tabellenverzeichnis

TABELLE 1: EINTEILUNG DER HD-GRADE NACH FCI NACH BRASS 1993; HD=HÜFTGELENKSDYSPLASIE	14
TABELLE 2: HOUNSFIELD MESSUNGEN FÜR VERSCHIEDENE SUBSTANZEN ...	21
TABELLE 3: MRT-SEQUENZEN ZUR UNTERSUCHUNG DES HÜFTGELENKES....	29
TABELLE 4: MRT-SEQUENZEN NACH KONTRASTMITTELAPPLIKATION.....	29
TABELLE 5: MORPHOLOGISCHE GRUPPENEINTEILUNG DER MORGEN-LINIE ..	32
TABELLE 6: IM ZWEITEN TEIL DER STUDIE VERWENDETE UND OPTIMIERTE MRT-SEQUENZEN ZUR UNTERSUCHUNG DER HÜFTGELENKE	38
TABELLE 7: MITTELWERTE (MW) UND STANDARDABWEICHUNGEN (SD) DER DICHTE DES FEMURKOPFES (K1-K3) FÜR DIE LABRADOR- UND NICHT-LABRADOR-GRUPPE, WEIBLICHE UND MÄNNLICHE TIERE UND DIE GELENKSEITE MIT MITTELWERT (MW) UND STANDARDABWEICHUNG (SD).....	47
TABELLE 8. ARITHMETISCHE MITTELWERTE (MW) DER DICHTEDIFFERENZEN IN HOUNSFIELD EINHEITEN (HE) DER LABRADOR (L-GRUPPE) UND NICHT-LABRADOR-GRUPPE (NL-GRUPPE), SOWIE EINE GESCHLECHTS- UND KÖRPERSEITENAUFTEILUNG.....	48
TABELLE 9: DIE ARITHMETISCHEN MITTELWERTE (MW) UND STANDARDABWEICHUNGEN (SD) DER SIGNALDIFFERENZEN PRO SROI FÜR DIE LABRADOR-GRUPPE (L-GRUPPE) UND NICHT- LABRADOR-GRUPPE (NL-GRUPPE), WEIBLICH (WEIBL.) / MÄNNLICH (MÄNNL.) UND LINKS/RECHTS.....	50
TABELLE 10: ABSOLUTE UND PROZENTUALE (%) VERTEILUNG DER MORPHOLOGIE GRUPPEN DER MORGAN-LINIE (ML) 1-5 INNERHALB DER HD-GRADE A1, A2, B1, B2	52
TABELLE 11: FEMURKOPFDICHTE FÜR DIE EINZELNEN MORPHOLOGIEGRUPPEN (ML) 1-5 ANGEGEBEN IN HOUNSFIELD- EINHEITEN (HE). MITTELWERTE (MW) UND STANDARDABWEICHUNG (SD) DER FEMURKOPFDICHTE IN DEN REGIONS OF INTREST (ROI) K1, K2 UND K3	53
TABELLE 12: PEARSON-KORRELATION FÜR REGION OF INTEREST (ROI) K1-3.	53
TABELLE 13: MITTELWERTE (MW) UND STANDARDABWEICHUNG (SD) DER DICHTE DES FEMURHALSES ANGEGEBEN IN HOUNSFIELD EINHEITEN (HE) FÜR DIE DIFFERENZEN DER REGIONS OF INTREST (ROI) 2-7;	54

TABELLE 14: PEARSON-KORRELATIONEN DER REGIONS OF INTEREST (ROI) H DELTA 2-7.....	55
TABELLE 15: ANZAHL DER BEOBACHTUNGEN (N) MIT ARITHMETISCHEM MITTELWERT (MW) UND STANDARDABWEICHUNG (SD) DER MULTIVARIATEN SIGNALINTENSITÄTSDIFFERENZEN (SROI DELTA) DER EINZELNEN MORPHOLOGIE-GRUPPEN (ML) 1-5	56
TABELLE 16. PAARWEISE PEARSONSCHE KORRELATIONENKOEFFIZIENTEN DER SIGNAL-REGION OF INTREST (SROI) DELTA 1-4	57
TABELLE 17: ARITHMETISCHE MITTELWERTE (MW) UND STANDARDABWEICHUNG (SD) DER KNORPELDICKE FÜR DIE EINZELNEN MORPHOLOGIE-GRUPPEN DER MORGAN-LINIE (ML 1-5).....	57
TABELLE 18: ARITHMETISCHE MITTELWERTE (MW) UND STANDARDABWEICHUNG (SD) DER FEMURKOPFDICHTEN IN DEN REGION OF INTEREST (ROI) K1-K3 IN BEZUG AUF DEN HD-GRAD A1, A2, B1, B2, ANGEGEBEN IN HOUNSFIELD EINHEITEN (HE).	59

11 Abbildungsverzeichnis

ABBILDUNG 1: COMPUTERTOMOGRAPHISCHE 3-D REKONSTRUKTION DES FEMURS EINES HUNDES; ANSICHT VON KAUDOMEDIAL.	9
ABBILDUNG 2: RÖNTGENBILD DES BECKENS EINES HUNDES IM VENTRODORSALEN STRAHLENGANG IN POSITION 1 NACH FCI-ANFORDERUNGEN.....	11
ABBILDUNG 3: RÖNTGENBILD DES BECKENS EINES HUNDES IM VENTRODORSALEN STRAHLENGANG MIT GEBEUGTEN UND ANGEHOBENEN HINTERGLIEDMAßEN (POSITION 2).....	12
ABBILDUNG 4: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DES BECKEN EINES HUNDES IN VENTRODORSALER ANSICHT MIT DER WINKELMESSUNG NACH NORBERG MIT EINEM IDEALEN WINKEL VON $\geq 105^\circ$	16
ABBILDUNG 5: (A) BILDAUSSCHNITT EINES RÖNTGENBILDES DES BECKEN EINES HUNDES IN POSITION 1, HD-GRAD A (B) BILDAUSSCHNITT EINES RÖNTGENBILDES DES BECKEN EINES HUNDES IN POSITION 2, HD A	17
ABBILDUNG 6: (A) BILDAUSSCHNITT EINES RÖNTGENBILDES DES BECKENS EINES HUNDES IN POSITION 1, HD D (B) BILDAUSSCHNITT EINES RÖNTGENBILDES DES BECKENS EINES HUNDES IN POSITION 2, HD D.....	18
ABBILDUNG 7: LINKES HINTERBEIN EINES HUNDES (GOLDEN RETRIEVER) MIT VOLLSTÄNDIG ENTFERNTEM FELL IM BEREICH DES LINKEN HÜFTGELENKES UND ANGEBRACHTEN FISCHÖLKAPELLEN	27
ABBILDUNG 8: LINKES HÜFTGELENK DESSELBEN HUNDES MIT ANGEBRACHTEN FISCHÖLKAPELLEN	28
ABBILDUNG 9: SENSE-BODY-SPULE; PHILIPS, TYP: 4522 131 6850.....	28
ABBILDUNG 10: PRÄPARATIONSBILD DES RECHTEN HÜFTGELENKES EINES LABRADOR RETRIEVERS	30
ABBILDUNG 11: LATERALE ANSICHT DER GEWICHTSTRAGENDEN POSITION MITTELS LAGERUNGSHILFE NACH FARESE ET AL. (1998); (B) KAUDALE ANSICHT	33
ABBILDUNG 12: CT BILD DES RECHTEN FEMURKOPFES EINES LABRADOR RETRIEVERS IM KNOCHENFENSTER.....	34
ABBILDUNG 13: CT BILDER DES BECKENS EINES HUNDES IN 3 EBENEN. SCHRITT 1 ZUR EINSTELLUNG DER MESSEBENE (A) SAGITTALE SCHNITTEBENE DURCH DAS BECKEN; (B) TRANSVERSALE	

	SCHNITTEBENE DURCH DAS BECKEN; (C) DORSALE SCHNITTEBENE DURCH DAS BECKEN.....	35
ABBILDUNG 14:	CT BILDER DES BECKENS EINE HUNDES IN 3 EBENEN. (A) SAGITTALER SCHNITT DURCH DEN RECHTEN FEMUR; (B) TRANSVERSALER SCHNITT DURCH DEN RECHTEN FEMUR; (C) DORSALER SCHNITT DURCH DEN RECHTEN FEMURKOPF. ZWEITER SCHRITT ZUR EINSTELLUNG DER MESSEBENE	36
ABBILDUNG 15:	CT BILDER DES BECKENS EINES HUNDES IN 3 EBENEN. (A) SAGITTALE SCHNITTEBENE DURCH DEN FEMURHALS; (B) TRANSVERSALE SCHNITTEBENE DURCH DEN FEMURHALS; (C) DORSALE SCHNITTEBENE DURCH DEN FEMURHALS. DRITTER SCHRITT ZUR EINSTELLUNG DER MESSEBENE UND DARSTELLUNG DER MESSUNG	36
ABBILDUNG 16:	LABRADOR RETRIEVER IN RÜCKENLAGE IN DER MRT.....	37
ABBILDUNG 17:	MRT-AUFNAHME DES BECKENS EINES HUNDES; LINKS: T1- GEWICHTETES GRADIENTENECHO BILD DES SURVIEWS IM DORSALSCHNITT ÜBER DIE KAUDALE LENDENWIRBELSÄULE UND DAS BECKENS EINES HUNDES; RECHTS:T2 GEWICHTETER SAGITTALSCHNITT ÜBER DIE KAUDALE LENDENWIRBELSÄULE	38
ABBILDUNG 18:	MRT-AUFNAHME DES BECKENS EINES HUNDES, T2- WICHTUNGEN IN SAGITTALER (LINKS) UND DORSALER (RECHTS) AUSRICHTUNG.....	39
ABBILDUNG 19:	MRT-AUFNAHME DES BECKENS EINES HUNDES, T2-WICHTUNG IN SAGITTALER AUSRICHTUNG (LINKS) UND 3-D-WATS IN TRANSVERSALER AUSRICHTUNG (RECHTS).....	39
ABBILDUNG 20:	VERGRÖßERUNG EINER MRT AUFNAHME DES RECHTEN FEMURKOPFES EINES HUNDES, 3-D WATS WICHTUNG, TRANSVERSALE AUSRICHTUNG	40
ABBILDUNG 21:	VERGRÖßERUNG EINER MRT AUFNAHME EINES RECHTEN HÜFTGELENKES EINES HUNDES, T2-WICHTUNG, DORSALE AUSRICHTUNG.....	40
ABBILDUNG 22:	VERGRÖßERUNG EINER MRT AUFNAHME EINES RECHTEN HÜFTGELENKES EINES HUNDES, T2 WICHTUNG, DORSALE AUSRICHTUNG.....	41

ABBILDUNG 23: VERGRÖßERUNG EINER MRT AUFNAHME EINES RECHTEN HÜFTGELENKES EINES HUNDES, T2 WICHTUNG, DORSALE AUSRICHTUNG	42
ABBILDUNG 24: BOXPLOT SAMT ROHDATEN (PUNKTE) FÜR DIE DORSOLATERALE SUBLUXATION (DLS) ANGEGEBEN IN PROZENT, GETRENNT NACH RASSE (LABRADOR JA/NEIN).....	49
ABBILDUNG 25: PARALLELLOTS FÜR DEN VERGLEICH DER MULTIVARIATEN VERTEILUNG DER FEMURHALS-DICHTEDIFFERENZEN (VORNE-HINTEN) GRUPPIERT NACH MORPHOLOGIE-GRUPPE DER MORGAN-LINIE (ML) 1-5. DIE LETZTE KOMPONENTE R.....	54
ABBILDUNG 26: PARALLELLOTS FÜR DEN VERGLEICH DER MULTIVARIATEN VERTEILUNG DER FEMURHALS-SIGNALDIFFERENZEN (VORNE-HINTEN) (SROI DELTA 1-4) GRUPPIERT NACH MORPHOLOGIE-GRUPPEN DER MORGAN-LINIEN (ML) 1-5.....	56
ABBILDUNG 27: DORSOLATERALE SUBLUXATION (DLS) IN PROZENT, GETRENNT NACH HD-GRAD (A1, A2, B1, B2) INKLUSIVE DER ROHDATEN....	58
ABBILDUNG 28: ACHT-ZAHLEN-ZUSAMMENFASSUNG FÜR REGION OF INTEREST (ROI) H DELTA 2-7 PRO HD-GRAD A1, A2, B1, B2.....	60
ABBILDUNG 29: PARALLELLOTS FÜR DEN VERGLEICH DER MULTIVARIATEN VERTEILUNG DER SIGNALINTENSITÄT DES FEMURHALSES (VORNE-HINTEN) GRUPPIERT NACH HD-GRAD A1, A2, B1, B2 SROI=SIGNAL-REGION OF INTREST.....	61
ABBILDUNG 30: GEMEINSAME VERTEILUNG VON SI (SUBLUXATIONSINDEX) UND DLS (DORSOLATERLAE SUBLUXATION) DARGESTELLT MIT EINFACHER LINEARER REGRESSIONSGERADEN	64

12 Formelverzeichnis

FORMEL 1: BERECHNUNG DER PRÄZSSIONSFREQUENZ IN MEGA-HERTZ 24

13 Danksagung

Nach intensiver und langjähriger Arbeit liegt sie nun vor Ihnen: meine Dissertation. Damit ist es an der Zeit, mich bei denjenigen zu bedanken, die mich in dieser herausfordernden Zeit begleitet haben.

An erster Stelle möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Dr. Martin Kramer für die Überlassung des interessanten Dissertationsthemas, die hilfreichen Hinweise während der Anfertigung sowie die stets zügigen Durchsichten meiner angefertigten Dissertationsabschnitte aufrichtig bedanken.

Ein ganz besonderer Dank gebührt meiner Betreuerin Frau Dr. Antje Hartmann, die trotz der zuletzt bestehenden räumlichen Entfernung Ihre Unterstützung und Motivation nicht eingestellt hat. Ihre unerschütterliche Geduld und stetigen Hilfestellungen bei fachlichen Problemen haben maßgeblich zur Fertigstellung der Dissertation beigetragen.

Des Weiteren gilt ein herzlicher Dank Herrn Dr. Gerrit Eichner, der sich mit einer unermüdlichen Geduld der statistischen Auswertung der Daten und den von mir hierzu gestellten Fragen gewidmet hat.

Ich möchte mich außerdem bei allen Kolleginnen und Kollegen der radiologischen Abteilung der Klinik für Kleintiere, Chirurgie in Gießen bedanken. Insbesondere gilt mein Dank Frau Dr. Nele Ondreka, die als GRSK-Gutachterin die Auswertung der Gelenke übernommen hat, meiner Kollegin und sehr guten Freundin Frau Dr. Clea von Klopmann für ihr stets offenes Ohr, Herrn Dr. Sebastian Schaub für die Hilfe bei Fragen über Formatierung und Bildbearbeitung sowie Frau Ella Wenz für ihre andauernde Hilfsbereitschaft.

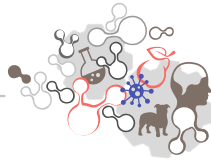
Ein besonderer Dank gilt ebenfalls meinen Eltern und Schwestern, die mich über all die Jahre unterstützt und motiviert haben. Danke für den Rückhalt, die Ermöglichung des Studiums und der darauffolgenden Ausbildungsjahre an der Universität.

Abschließend möchte ich mich bei meinem Ehemann Matthias bedanken, der nie aufgehört hat, an mich zu glauben, mich immer motiviert und in allen Lebenslagen unterstützt hat.

14 Erklärung

"Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der "Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis" niedergelegt sind, eingehalten."

Nannette Isabelle Stein



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

VVB LAUFERSWEILER VERLAG
STAUFENBERGRING 15
D-35396 GIESSEN

Tel: 0641-5599888 Fax: -5599890
redaktion@doktorverlag.de
www.doktorverlag.de

ISBN: 978-3-8359-6454-9



9 783835 196454 9