

**Aus der Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere  
des Fachbereichs Veterinärmedizin  
der Freien Universität Berlin**

**Die Geometrische Konfiguration der Knochen des Hüftgelenks bei Hunden  
kleinwüchsiger Rassen**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Grades eines  
Doktors der Veterinärmedizin  
an der  
Freien Universität Berlin**

**vorgelegt von  
Caroline Bäcker  
Tierärztin aus Ludwigsfelde**

**Berlin 2010**

**Journal-Nr.: 3395**

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Veterinärmedizin  
der Freien Universität Berlin

Dekan: Univ.-Prof. Dr. L. Brunnberg  
Erster Gutachter: Univ.-Prof. Dr. L. Brunnberg  
Zweiter Gutachter: Univ.-Prof. Dr. J. Plendl  
Dritter Gutachter: Univ.-Prof. Dr. C. Lischer

*Deskriptoren (nach CAB-Thesaurus):*

hips, joints animal, femur, pelvis, morphometrics, dogs, breeds, radiography,  
computed tomography, prostheses, prostheses design [MeSH]

Tag der Promotion: 09.07.2010

Bibliografische Information der *Deutschen Nationalbibliothek*  
Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen  
Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über  
<<http://dnb.ddb.de>> abrufbar.

ISBN: 978-3-86664-816-6

**Zugl.: Berlin, Freie Univ., Diss., 2010**

Dissertation, Freie Universität Berlin

**D 188**

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt.

Alle Rechte, auch die der Übersetzung, des Nachdruckes und der Vervielfältigung des Buches, oder  
Teilen daraus, vorbehalten. Kein Teil des Werkes darf ohne schriftliche Genehmigung des Verlages in  
irgendeiner Form reproduziert oder unter Verwendung elektronischer Systeme verarbeitet,  
vervielfältigt oder verbreitet werden.

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Warenbezeichnungen, usw. in diesem Werk berechtigt auch  
ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der  
Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von  
jedermann benutzt werden dürfen.

This document is protected by copyright law.

No part of this document may be reproduced in any form by any means without prior written  
authorization of the publisher.

Alle Rechte vorbehalten | all rights reserved

© Mensch und Buch Verlag 2010

Choriner Str. 85 - 10119 Berlin

[verlag@menschundbuch.de](mailto:verlag@menschundbuch.de) – [www.menschundbuch.de](http://www.menschundbuch.de)

**Meiner Familie**



# INHALT

<b>1.</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>1</b>
<b>2.</b>	<b>Literaturübersicht .....</b>	<b>2</b>
2.1.	Zur Anatomie der Ossa coxae und des proximalen Abschnitts des Os femoris bei Hunden kleinwüchsiger Rassen.....	2
2.2.	Hüftgelenkserkrankungen bei Hunden kleinwüchsiger Rassen .....	5
2.2.1.	Legg-Calvé-Perthes´ sche Krankheit .....	5
2.2.2.	Hüftgelenkdysplasie .....	7
2.2.3.	Traumatisch bedingte Hüftgelenkserkrankungen.....	15
2.2.3.1.	Luxatio ossis femoris.....	15
2.2.3.2.	Frakturen im Bereich des Hüftgelenks .....	17
2.3.	Hüftgelenk-Totalendoprothetik .....	19
2.3.1.	Geschichte der Hüftgelenk-Totalendoprothetik .....	19
2.3.2.	Hüftgelenkendoprothesendesign, -material und -oberflächenbeschichtung .....	20
<b>3.</b>	<b>Material und Methode .....</b>	<b>22</b>
3.1.	Untersuchungsgut.....	22
3.2.	Geometrie des Os femoris und des Acetabulums.....	26
3.2.1.	Computertomografische Daten des Os femoris und des Acetabulums .....	26
3.2.1.1.	Os femoris.....	26
3.2.1.2.	Acetabulum.....	33
3.2.2.	Röntgendaten des Os femoris.....	34
3.2.3.	Os femoris und Acetabulum Geometrie direkt mit einer Schublehre vermessen .....	35
3.2.3.1.	Os femoris.....	35
3.2.3.2.	Acetabulum.....	36
3.3.	Die Markhöhengeometrie.....	37
3.4.	Ausgusspräparate der Markhöhlen.....	38
3.5.	Methodenvergleich.....	40
3.5.1.	Methodenvergleich zur Bestimmung der Daten des Os femoris .....	40
3.5.2.	Methodenvergleich zur Bestimmung des Parameters Markhöhle: Länge Cavum medullare .....	41
3.5.3.	Methodenvergleich zur Bestimmung des Parameters Markhöhle: Knochenquerschnitte.....	41

3.5.4.	Methodenvergleich zur Bestimmung des Parameters Markhöhle: Kortikalisdicke c1 –c4.....	41
3.5.5.	Methodenvergleich zur Gewinnung der Daten des Acetabulums .....	41
3.5.6.	Diaphysen-Hals-Winkel.....	41
3.6.	Statistische Methoden.....	41
3.6.1.	Boxplot und Streudiagramm (nach Bland-Altman) .....	42
3.6.2.	t-Test.....	44
<b>4.</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>45</b>
4.1.	Patientendaten .....	45
4.2.	Methodenvergleich zur Bestimmung der Daten des Os femoris.....	45
4.2.1.	Boxplot und Streudiagramm (nach Bland-Altman) .....	45
4.2.2.	t-Test .....	50
4.3.	Methodenvergleich zur Bestimmung des Parameters Markhöhle: Länge Cavum medullare .....	50
4.3.1.	Boxplot und Streudiagramm (nach Bland-Altman) .....	50
4.3.2.	t-Test.....	52
4.4.	Methodenvergleich zur Bestimmung des Parameters Markhöhle: Knochenquerschnitte .....	52
4.4.1.	Boxplot und Streudiagramm (nach Bland-Altman) .....	52
4.4.2.	t-Test.....	55
4.5.	Methodenvergleich zur Bestimmung des Parameters Markhöhle: .....	
	Kortikalisdicke c1 –c4.....	55
4.5.1.	Boxplot und Streudiagramm (nach Bland-Altman) .....	55
4.5.2.	t-Test.....	57
4.6.	Methodenvergleich zur Gewinnung der Daten des Acetabulums .....	57
4.6.1.	Boxplot und Streudiagramm (nach Bland-Altman).....	57
4.7.	Diaphysen-Hals-Winkel .....	60
4.8.	Computertomografische Vermessung .....	61
4.8.1.	Durchmesser Caput ossis femoris (d1, d2), Medio-lateraler Ausgleich Caput ossis femoris (A), Länge des Collum ossis femoris (B), Basis des Collum ossis femoris (C), Proximale Weite des Collum ossis femoris (C'), Länge Os femoris (H) .....	61

4.8.2.	Extrakortikale Weite auf Höhe des proximalen Endes des Trochanter minor (D), des Scheitelpunktes des Trochanter minor (E), des distalen Endes des Trochanter minor (F) und des Isthmus ossis femoris (G) .....	63
4.8.3.	Intrakortikale Weite auf Höhe des proximalen Endes des Trochanter minor (D'), des Scheitelpunktes des Trochanter minor (E'), des distalen Endes des Trochanter minor (F') und des Isthmus ossis femoris (G').....	65
4.8.4.	Markhöhlenverhältnisse .....	66
4.8.4.1.	Länge Cavum medullare (H') .....	66
4.8.4.2.	Knochenquerschnitte Q1-Q6 .....	67
4.8.4.3.	Dicke der Kortikalis .....	69
4.8.5.	Beckenparameter .....	74
<b>5.</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>75</b>
5.1.	Untersuchungsgut.....	75
5.2.	Methodenvergleich CT-, Röntgenbild- und Direktmessung .....	76
5.2.1.	Allgemein .....	76
5.2.2.	Methodenvergleich CT- und Direktmessung .....	77
5.2.3.	Methodenvergleich CT- und Röntgenbildmessung .....	78
5.3.	Computertomografische Messungen.....	79
5.4.	Limitation der Studie.....	84
5.5.	Klinische Relevanz.....	84
<b>6.</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>85</b>
<b>7.</b>	<b>Summary .....</b>	<b>87</b>
<b>8.</b>	<b>Zitierte Literatur .....</b>	<b>89</b>
<b>9.</b>	<b>Anhang .....</b>	<b>104</b>
9.1.	Abkürzungsverzeichnis .....	104
9.2.	Danksagung.....	105
9.3.	Selbstständigkeitserklärung.....	106





## **1. EINLEITUNG**

Hunde kleinwüchsiger Rassen leiden nicht selten an einer aseptischen Femurkopfnekrose - Morbus Legg-Calvé-Perthes-Waldenström - und auch in zunehmendem Maße an der Hüftgelenkdysplasie. Sieht man einmal von medikamentell symptom- und / oder strukturmodifizierenden Maßnahmen ab, bleiben bisher bei chirurgischer Intervention nur die Denervation, die Femur-Kopf-Hals-Resektion (Arthroplasty) oder der Ersatz des Hüftgelenks durch eine so genannte Miniprothese (BRUNNBERG et al. 1998; LISKA 2008). Konservative Verfahren mit symptommodifizierenden und / oder strukturmodifizierenden Medikamenten haben meist nur einen kurzzeitigen Effekt.

Die Arthroplasty hinterlässt auch bei bester physiotherapeutischer Begleitung immer ein funktionelles Defizit (OFF 1992; MATIS 1995; OFF und MATIS 1997; BRUNNBERG et al. 1998; MATIS 1998). Die Miniendoprothese (BRUNNBERG et al. 1998) ist bisher nicht ausgereift und wurde nur vereinzelt implantiert.

Ziel der Studie ist es, die Größen- und Formdimensionen des Acetabulums und des proximalen Endstücks des Os femoris kleinwüchsiger Hunderassen zu bestimmen, um Grundlagen für die Entwicklung einer Hüftgelenksendoprothese zu schaffen. Die Prothese soll zementlos implantiert werden.

## **2. LITERATURÜBERSICHT**

### **2.1. Zur Anatomie der Ossa coxae und des proximalen Abschnitts des Os femoris bei Hunden kleinwüchsiger Rassen**

Bei Hunden verschiedener Rassen ist, insbesondere bei den kleinwüchsigen, eine große Varianz der Ossa coxae gegeben. RICHTER (1977) stellte bei 20 Kleinpudeln und 22 Teckeln fest, dass sich das Becken des Teckels in der Ventralansicht sehr deutlich von dem anderer Rassen (Deutscher Schäferhund, Boxer, Cocker Spaniel, Kleinpudel) unterscheidet. Es erscheint wesentlich kürzer und breiter, hat breite Alae und die Tubera ischiadica liegen deutlich weiter lateral als die Tubera coxae. Das Pudelbecken ist dagegen lang gestreckt mit schmalen Alae. Die Tubera ischiadica des Pudels ragen deutlich weiter lateral als die Tubera coxae. Das Foramen obturatum ist beim Teckel sehr groß und nahezu rund bis quadratisch, während es beim Kleinpudel eher eiförmig ist. Entsprechend ist das Ursprungsgebiet des M. rectus femoris (Area lateralis und medialis m. recti femoris) verschieden. Beim Teckel ist das Areal relativ einheitlich beulenartig verdickt und lateral über den kranialen Pfannenrand hinausragend, so dass das Acetabulum tiefer erscheint. Beim Kleinpudel ist das Gebiet flach und kaudolateral geschwungen. Nach RICHTER (1977) ist das Caput ossis femoris beim Teckel recht instabil im Acetabulum. So ließ sich nach Entfernung der das Hüftgelenk umgebenden Muskulatur der Femurkopf auf den Acetabulumrand ziehen. Die Gelenkkapsel ist sehr dünn und semitransparent.

Die Facies lunata ist bei den Hunden der Studien im kranialen und kaudalen Bereich breiter ausgebildet als dorsal. Der Pudel weist im Vergleich zum Schäferhund ein weiter dorsal reichendes Acetabulum mit kreisrunder Kontur auf, während beim Teckel der kaudale Bereich des Acetabulums weit ventral ausgezogen und deutlich längsoval geformt ist.

Am Os femoris bestehen anatomisch Rasseunterschiede (Abb. 2.1 und 2.2): Beim Pudel ist das kugelförmige Caput ossis femoris deutlich über den Oberschenkelhals vom Schaft abgesetzt. Beim Teckel ist der Oberschenkelkopf passend zum Acetabulum von „kappenförmiger“ (LOEFFLER 1990) querovaler Form und mit seiner Gelenkfläche über die dorsalen Abschnitte des Collum ossis femoris hinaus bis zur Fossa trochanterica ausgebildet. Für den Teckel typisch ist nach RICHTER (1977) der markante Trochanter major, der das Caput ossis femoris überragt und medial zum Oberschenkelkopf geneigt ist. Dadurch entsteht eine tiefe und schwer zugängliche Fossa trochanterica. Beim Pudel überragt der Trochanter major proximal nicht den Oberschenkelkopf, ist aber etwas medial gerichtet.

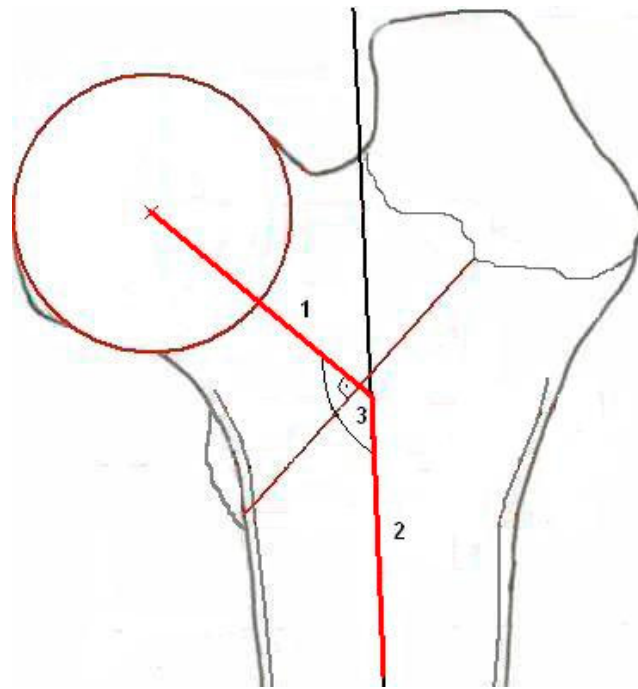


**Abb. 2.1:** Computertomografische 3-dimensionale Rekonstruktion des proximalen Abschnitts zweier Ossa femorum; links: proximales Endstück des rechten Os femoris, Toy-Pudel, männlich, 13 Jahre; rechts: proximales Endstück des rechten Os femoris, Teckel, weiblich, 14 Jahre.



**Abb. 2.2:** Röntgen-Abbildung des proximalen Endstücks des Os femoris bei kраниokaudalem Strahlengang; links: proximales Endstück des rechten Os femoris, Toy Pudel, männlich, 10 Jahre; rechts: proximales Endstück des rechten Os femoris, Teckel, weiblich, 1 Jahr.

Den Diaphysen-Hals-Winkel (Centrum-Collum-Diaphysenwinkel, Inclination Angle, Cervico-diaphyseal Angle) bilden die medulläre Achse des Os femoris und die Achse des Collum ossis femoris (MONTAVON et al. 1985) (Abb. 2.3). Die Achse des Collum ossis femoris ist als die Linie definiert, die im rechten Winkel von der Basis des Collum ossis femoris ausgeht und sie mit dem Mittelpunkt des Caput ossis femoris verbindet (PALIERNE et al. 2006).



**Abb. 2.3: Grafik zum Diaphysen-Hals-Winkel mit den dazugehörigen Achsen;  
1 Achse des Collum ossis femoris, 2 medulläre Achse des Os femoris, 3 Diaphysen-Hals-Winkel**

Zum Diaphysen-Hals-Winkel bei Hunden kleinwüchsiger Rassen konnten keine Daten gefunden werden. Sie wären aber wichtig, um eine Hüftgelenkendoprothese zu entwickeln. PALIERNE et al. (2006) ermittelten den Diaphysen-Hals-Winkel röntgenologisch an 41 Hundekadavern verschiedener Rassen, darunter 4 Pudel, 1 Yorkshire Terrier und 2 Fox-Terrier. Der Diaphysen-Hals-Winkel lag zwischen  $130^\circ$  und  $154^\circ$ . Studien an Hunden mittlerer und großwüchsiger Rassen ergaben durchschnittliche Diaphysen-Hals-Winkel zwischen  $139,8^\circ$  (BLOEBAUM et al. 1993) und  $147,4^\circ$  (SUMNER et al. 1990) (Tab. 2.1).

**Tab. 2.1: Ergebnisse verschiedener Studien zum Diaphysen-Hals-Winkel beim Hund**

Studie	Durchschnittlicher Diaphysen-Hals-Winkel ( $^\circ$ )
Palierne et al. (2006)	140,9
Bloebaum et al. (1993)	139,8
Sumner et al. (1990)	147,4
Montavon et al. (1985)	144,7
Schawalder und Sterchi (1981)	142,0

## **2.2. Hüftgelenkserkrankungen bei Hunden kleinwüchsiger Rassen**

Bei Hunden kleinwüchsiger Rassen können schmerzhafte Funktionsstörungen im Bereich des Hüftgelenks durch

- Morbus Legg-Calvé-Perthes,
  - die Hüftgelenkdysplasie,
  - die Luxatio ossis femoris,
  - Frakturen im Bereich des Acetabulums und / oder
  - vom Caput und / oder Collum ossis femoris
- verursacht sein.

### **2.2.1. Legg-Calvé-Perthes'sche Krankheit**

Die aseptische Femurkopf- / hals- Nekrose ist beim Hund eine nicht entzündliche, selbst limitierende Erkrankung, die durch Knochenveränderungen am Oberschenkelkopf, sowie sekundär zusätzlich am Oberschenkelhals und dem Acetabulum charakterisiert ist (LEE und FRY 1969). Erstmals beschrieben wurde die Erkrankung von WALDENSTRÖM (1909) beim Kind als „Der untere tuberculöse Collumherd“ und wurde als „Coxa plana“ bezeichnet. Etwa zeitgleich wird das Leiden von LEGG (1910), CALVÉ (1910) und PERTHES (1910) als eine nicht inflammatorische aseptische Nekrose des Oberschenkelkopfes beschrieben.

Beim Hund entsteht die Erkrankung im ersten Lebensjahr, gehäuft zwischen dem 5. und 10. Lebensmonat (GEHRING 1976). Eine Geschlechts- oder Seiten- Prädisposition besteht nicht. Nur selten sind beide Hüftgelenke betroffen (ROPERTO et al. 1992). Die Inzidenz der Erkrankung ist unbekannt. Vorrangig erkranken Hunde kleinwüchsiger Rassen, in der Reihenfolge der Häufigkeit West Highland White Terrier vor Cairn Terrier, Kleinpudel und Yorkshire Terrier (LEE und FRY 1969). Nach ROPERTO et al. (1992) ist der Yorkshire Terrier die häufigste daran leidende Rasse. Symptome können plötzlich entstehen. Nicht selten wird die erkrankte Gliedmaße anfangs sogar bevorzugt belastet. Erst später lahmen die Patienten intermittierend bis hochgradig über bis zu zwei Monate. Kalte, feuchte Witterung kann die Symptomatik mehr prägen. Gluteal- und Quadrizepsmuskulatur können atrophiert sein (LEE und FRY 1969). Klinisch ist die Abduktion der Gliedmaße im Hüftgelenk schmerzhaft und bei Streckung erscheint sie etwas kürzer (LEE und FRY 1969). Das kann von Krepitation begleitet sein (GEHRING 1976).

Zur Sicherung der Diagnose sind Röntgenaufnahmen des Beckens in HD-Position I, gegebenenfalls II und auch seitlich bei latero-lateralem Strahlengang anzufertigen (GEHRING 1976; ISOLA et al. 2005). Beweisend sind meist die Veränderungen des Oberschenkelkopfes und -halses, die auf der Aufnahme in HD-Position I erkennbar sind. Die Befunde variieren je nach Dauer der Erkrankung und reichen von einer Verbreiterung des Gelenkspaltes in frühen Stadien, Osteolysen und Aufhellungen im Bereich der Epiphysenfuge, einer Verbreiterung des Oberschenkelhalses bis zur Deformierung und Subluxation des Caput ossis femoris (BRUNNBERG 1998; ISOLA et al. 2005). Später sind verschiedene arthrotische Veränderungen am Caput und Collum ossis femoris sowie dem Acetabulum feststellbar (BRUNNBERG 1998).

Die Ätiologie der Erkrankung ist bisher nicht völlig geklärt. Abgesehen von genetischen Komponenten (PIDDUCK und WEBBON 1978; ROBINSON 1992) wurden verschiedene Störfaktoren wie hormonelle Dysregulation (LJUNGGREN 1967) oder eine mangelhafte Vaskularisierung der proximalen Epiphysis ossis femoris bzw. des Caput ossis femoris (SANCHIS et al. 1973; SINGLETON und JONES 1979; BATORY 1982; BRENIG et al. 1999; ALPASLAN et al. 2007) als Ursache diskutiert. Der in der Humanmedizin beschriebene Zusammenhang zwischen Mutationen des an der Hämostase beteiligten Protein C Gens oder einer Koagulopathie beim Morbus Legg-Calvé-Perthes konnte beim Hund nicht bestätigt werden (BRENIG et al. 1999; LEEB et al. 1999). Die ischämische Nekrose der Epiphyse des Oberschenkelkopfes und deren histologische und radiologische Veränderungen beim Perthes beschreibt LEE (1974). Sie ist von dezenten klinischen oder radiologischen Veränderungen begleitet. Da in dieser Phase tiefer liegende Schichten des Gelenkknorpels weiter wachsen, ohne dass das Ossifikationszentrum funktioniert, wird der Gelenkknorpel dicker. Röntgenologisch erscheint der Gelenkspalt erweitert. Belastungsbedingt fragmentieren und deformieren Knochen trabekel mit Höhlenbildung. Die Oberfläche des Oberschenkelkopfes erscheint radiologisch uneben und verformt. Diesem Stadium folgt die Phase der Revaskularisierung und Beseitigung von totem Gewebe durch sehr gut durchblutetes Granulationsgewebe. Einige der zerstörten Trabekel persistieren und werden von neu gebildetem Knochengewebe eingeschlossen. Etwa zu dieser Zeit schließt sich die Wachstumsfuge. Umbauvorgänge und subchondrale Höhlenbildung lassen die Kopfoberfläche röntgenologisch uneben und verformt erscheinen. Osteophyten entstehen am Oberschenkelhals und am Acetabulumrand. Als Folge der Destruktion des Caput und Collum ossis femoris verbleibt nicht selten ein knöcherner Sporn. Er verursacht Schmerzen und sekundär involviert ist durch die Destruktion auch das Acetabulum (GEHRING 1976).

Zum Ende des Knochenwachstums enden auch die lytischen und osteoneogenetischen Veränderungen. Es entsteht eine chronische Arthrosis deformans.

Die Femur-Kopf-Hals-Resektion ist das Behandlungsverfahren der Wahl bei einem Morbus Legg-Calvé-Perthes-Waldenström (LIPPINCOTT 1992; ROPERTO et al. 1992). Nur so kann dauerhaft ein funktionell befriedigendes bis gutes Ergebnis erzielt werden (GEHRING 1976). Die Funktion kann deutlich durch eine konsequente Physiotherapie optimiert werden. Nicht selten bleibt ein funktionelles Defizit als intermittierende gering- bis mittelgradige Lahmheit (LEE und FRY 1969). Dies kann durch Implantation einer Mini-Endoprothese bei Hunden kleinwüchsiger Rassen vermieden werden (BRUNNBERG et al. 1998).

### **2.2.2. Hüftgelenkdysplasie**

Die Hüftgelenkdysplasie (HD) ist eine hereditäre, multifaktoriell beeinflusste Fehlentwicklung des Hüftgelenks, bei der die merkmalttragenden Gene additiv wirken und so zu verschiedenen Ausprägungen der HD mit fließenden Übergängen führen (HUAMÁN et al. 1998). Sie führt im Laufe des Lebens zu einer Coxarthrose (FLÜCKIGER 1996).

Bei der Erkrankung passen Gelenkpfanne und Oberschenkelkopf anatomisch nicht zueinander. Nach KÖPPEL (1991) ist vorrangig das Acetabulum betroffen. Nach PRIEUR (1978) und KÁSA und KÁSA (1980) sind stets sowohl das Acetabulum als auch das Caput ossis femoris verändert, ohne dass die Veränderungen immer konform sind (PRIEUR 1978).

Die HD ist in vielen Rassen stark verbreitet (HUAMÁN et al. 1998). Nach PRIESTER und MULVIHILL (1972) liegt das HD-Risiko bei Riesenrassen 50mal höher und bei großen Rassen 20mal höher als bei mittelgroßen oder kleinen Hunderassen. Auch SCHMERAK (1992) stellte ein gehäuftes Auftreten der HD bei großen und schweren Hunderassen fest. In Deutschland erfolgt eine züchterische Selektion der HD nur für mittlere und große Rassen. Es wird aber angenommen, dass die Erkrankung bei Hunden kleinwüchsiger Rassen wegen fehlender klinischer Symptome und fehlender systematischer röntgenologischer Bewertung unentdeckt bleibt (MASON 1976; MORGAN und STEPHENS 1985). Eine hohe HD-Befallsrate auch bei kleinen Hundrassen belegen GEIßNER (1977) und ZAKEL (1993).

Die Ursache der Erkrankung ist bisher nicht eindeutig geklärt. Allgemein anerkannt ist, dass die HD polygen vererbt wird (LUST et al. 1978; BRASS 1989; FLÜCKIGER 1996; LEIGHTON 1997; LUST 1997) und ihre phänotypische Ausprägung von genetischen sowie umwelt- und futterbedingten Faktoren abhängt (LUST et al. 1978; LUST 1997; CORR 2007).

Der Pathogenese der HD liegt eine abnorme Instabilität bzw. Lockerheit des Hüftgelenks zugrunde (RISER 1985; BRASS 1989; MANLEY 1993; WALLACE und OLMSTEAD 1995). Entsprechend lassen sich nach KÖPPEL (1991) zwei Formen unterscheiden:

- 1.) Defektform des Hüftgelenks
- 2.) Subluxationsform des Hüftgelenks.

Bei der Defektform ist die Entwicklung des Os coxae quartum gestört. Seine Anlage und vollständige Verknöcherung ist Grundlage für eine korrekte Pfannentiefe. Ist die Ossifikation des Pfannendachkerns gestört oder fehlt diese, bleibt nach KÖPPEL (1991) das Acetabulum unvollständig geformt oder zu flach und der Oberschenkelkopf ist lose in der Pfanne. Bei der Subluxationsform ist das Ligamentum capitis ossis femoris unzureichend angelegt, ausgebildet oder von minderer Qualität. Es wird vermehrt Synovia gebildet, so dass das Hüftgelenk instabil wird und das Caput ossis femoris verdrängt. Sekundär kann dies ein flaches Acetabulum prägen, weil die Instabilität die Ossifikation des Pfannendachkerns stört.

Beide Formen können unabhängig voneinander, jede für sich, oder gemeinsam und gleichzeitig vorliegen (KÖPPEL 1991).

Auch klinisch ist die HD wie das Röntgenbild vielfältig und kann trotz hochgradiger Röntgenbefunde von einer ausgezeichneten Funktion oder bei geringen Befunden mit hochgradig gestörter Funktion reichen. Die klinischen Befunde korrelieren nicht zwingend mit den röntgenologischen (BRASS 1989).

Zur Beurteilung des Hüftgelenks ist nach der orthopädischen Untersuchung eine Röntgenaufnahme des Beckens in HD-Position I mit gestreckten und parallel zueinander und zum Tisch gelagerten Gliedmaßen anzufertigen (Abb. 2.4). Der Hund ist symmetrisch zu lagern, um die Tiefe der Hüftgelenke möglichst korrekt bemessen zu können (BRASS 1993). Eine weitere Aufnahme bei im Hüftgelenk gebeugten Gliedmaßen lässt das Collum ossis femoris und die Fossa trochanterica besser abbilden und gegebenenfalls Exostosen am Caput ossis femoris erkennen (LOEFFLER 1979). Für die Röntgenuntersuchung sollte das Tier tief sediert oder narkotisiert sein (KLIMT 1990; KÖPPEL und LORINSON 1994). Zur Auswertung der Röntgenaufnahmen wurden zahlreiche Schemata entwickelt. Derzeit sind in Deutschland und der Schweiz zwei Klassifizierungen zur Ermittlung des HD-Schweregrads üblich:

- 1.) HD-Klassifizierung entsprechend der Fédération Cynologique Internationale (F.C.I.) (BRASS 1993)
- 2.) HD-Klassifizierung nach Flückiger (FLÜCKIGER 1993).



Weiter hilfreich zur Diagnostik einer HD ist die Untersuchung auf ein positives Ortolani-Zeichen, Bestimmung des Reduktions- und Subluxationswinkels sowie des Distraktions-Index (VEZZONI 2007).



**Abb. 2.4: Röntgenaufnahme eines kaninen Beckens in HD Position I**

ZAKEL (1993) beschreibt die Hüftgelenkdysplasie bei Hunden kleinwüchsiger Rassen auf der Grundlage von 641 Röntgenaufnahmen. Die Tiere waren wegen Lahmheit vorgestellt worden. Je nach Altersklasse wiesen 66,8% (Hunde < 3 Jahre), 82,9% (Hunde zwischen 3-8 Jahren) bzw. 79,9% (Hunde > 8 Jahre) der Patienten eine Coxarthrose auf, die bei 77,4% der Tiere ein-, meist jedoch beidseitig bestand. Er nimmt an, dass die sekundäre Coxarthrose bei Hunden kleinwüchsiger Rassen wie bei den Großwüchsigen Folge einer HD ist und vergleichbar verläuft, aber quantitativ weniger extrem. ZAKEL (1993) fordert den „Beurteilungsschlüssel“ aufgrund morphologischer Kriterien ohne Einschränkung auch bei Hunden kleinwüchsiger Rassen zu nutzen und entsprechende Zuchthygienemaßnahmen einzuführen.

Von der Coxarthrose sind der Knorpel, der subchondrale Knochen und / oder auch alle anderen Gelenkkomponenten betroffen. Unabhängig von der Genese liegt letztlich ein

Missverhältnis von mechanischer Belastung und Belastbarkeit des Gelenkknorpels vor (HEES 1985), durch das der Gelenkknorpel verschlissen wird. Funktionelle und biomechanische Folgen der Coxarthrose sind Bewegungsunlust und Schmerzen im Bereich des Hüftgelenks. Die Beschwerden sind auffallend, variieren individuell stark und lassen sich meist weder durch Ruhighaltung (MATIS 1995), Gewichtsreduktion (MARSHALL et al. 2009) noch medikamentell beeinflussen (MATIS 1995). Die coxarthrotischen Veränderungen sind meist progredient. Eine Restitutio ad integrum ist nicht möglich (BRASS 1981; MATIS 1995). Primäre Behandlungsziele sind die Lebensqualität durch eine optimierte Gelenkfunktion zu verbessern, die Schmerzen zu lindern und möglichst die Sekundärarthrose mit konservativen und / oder chirurgischen Therapiemaßnahmen zu lindern. Konservative Maßnahmen beinhalten Reduktion des Körpergewichts durch restriktive Fütterung (BARR et al. 1987; WALLACE 1987; JOHNSTON 1992; SMITH 1992; DE HAAN et al. 1993; REMEDIOS und FRIES 1995; SMITH et al. 2006), Zufütterung ungesättigter Omega-3-Fettsäuren (JAMES und CLELAND 1997; CALDER 2002; CALDER 2006), natürlicher Glukosamine und Chondroitine (DE HAAN et al. 1994; REMEDIOS und FRIES 1995) und / oder Vitamin E und A, ein warmer und trockener Ruheplatz (WALLACE 1987; JOHNSTON 1992), strukturierte Bewegungseinschränkung (BARR et al. 1987; WALLACE 1987; SMITH 1992; DE HAAN et al. 1993), mäßige, aber regelmäßige Bewegung (WALLACE 1987; SMITH 1992) und physiotherapeutische Maßnahmen wie Wärme, Kühlung, Wasser (Schwimmen, Unterwasserlaufband) und Dehnübungen (WALLACE 1987; JOHNSTON 1992; REMEDIOS und FRIES 1995). Ergänzt werden sollte dies mit symptom- und / oder strukturmodifizierenden Medikamenten, wie Analgetika (WALLACE 1987), nicht steroidalen Antiphlogistika (WALLACE 1987; JOHNSTON 1992; DE HAAN et al. 1993; REMEDIOS und FRIES 1995; VASSEUR et al. 1995), Chondroprotektiva (JOHNSTON 1992; DE HAAN et al. 1994) und kurzfristig oder final auch mit Kortikosteroiden (JOHNSTON 1992; DE HAAN et al. 1993; REMEDIOS und FRIES 1995).

SMITH (1992) berichtet, dass konservativ behandelte junge Hunde mit einer schmerzhaften Hüftgelenksinstabilität mit Erreichen des 18. Lebensmonats zu 72% einen komfortablen und funktionsfähigen Zustand zurückerlangen. Auch BARR et al. (1987) berichten über eine Verbesserung der Symptome bei 76% der Fälle durch kontrollierte Bewegung und restriktive Fütterung bis zum 15. Lebensmonat. Die konservative Behandlung führt jedoch nicht zur Heilung der HD, die später zu Beschwerden führende Coxarthrose schreitet weiter fort (REMEDIOS und FRIES 1995).

Greifen konservative Maßnahmen nicht, wird in der Literatur übereinstimmend zur chirurgischen Intervention geraten. Als Maßnahmen werden

- die Symphysiodese
- die Beckendreifachosteotomie
- die Pektinektomie
- die Neurektomie
- die Femur-Kopf-Hals-Resektion
- die Goldakupunktur
- die intertrochantäre Varisationsosteotomie
- die Femurhals-Verlängerungsosteotomie und
- die Totalendoprothese

empfohlen.

**Die juvenile pubisch Symphysiodese** ist ein prophylaktischer gelenkerhaltender Eingriff für Welpen bis zu 4 Monaten alt mit gering- bis mittelgradiger HD. Bei knapp 70% der operierten Hunde entwickelte sich das Hüftgelenk dadurch HD frei (VEZZONI et al. 2008). PATRICELLI et al. (2002) erreichten mit der Symphysiodese, dass nur 25% der Tiere eine HD entwickelten, während sie dagegen bei 83% der nicht operierten Tiere der Kontrollgruppe entstand. Entsprechend wird empfohlen, die Symphysiodese möglichst frühzeitig vorzunehmen (DUELAND et al. 2001; PATRICELLI et al. 2002; VEZZONI et al. 2008).

**Die Beckendreifachosteotomie** (Triple Pelvic Osteotomy - TPO) ermöglicht eine Pfannendachschwenkung um 20° zur Wiederherstellung der dorsalen Überdachung des Femurkopfes (VEZZONI 2007). Sie ist indiziert bei Hunden, die jünger als ein Jahr sind, ein deutliches Ortolani-Zeichen aufweisen, einen kleineren Reduktionswinkel als 30° haben, arthroskopisch keine nachweisbaren arthrotischen Veränderungen aufweisen und ein flaches, steiles Acetabulum bei physiologischen Schenkelhalswinkel vorweisen (DE HAAN et al. 1993). Die Erfolgsquote im Hinblick auf HD-Freiheit und Lahmheitsfreiheit beträgt 86,2% (SLOCUM und DEVINE 1987) bis 92% (McLAUGHLIN Jr. et al. 1991). Die Progredienz arthrotischer Zubildungen ist minimiert. Nach MANLEY et al. (2007) lässt sich nach Langzeitbeobachtungen weder mit Symphysiodese noch Beckendreifachosteotomie die Instabilität im Hüftgelenk beseitigen oder die Progredienz der Arthrose verhindern.

**Die Myotomie bzw. Myektomie des M. pectineus** ist kein Verfahren die HD zu therapieren oder ihr vorzubeugen. Sie kann vorübergehend analgetisch wirken (BOWEN et al. 1972; CARDINET et al. 1974; SMITH 1992; WALLACE 1992; DE HAAN et al. 1993).

**Die Neurektomie bzw. dorsale Denervation der Hüftgelenkscapsel** ist dagegen ein sehr effektives analgetisches Verfahren bei HD und Coxarthrose (SCHMAEDECKE et al. 2008). Sie empfiehlt sich bei alten Hunden und Hunden unter einem Jahr, bei denen die Endoprothetik aufgrund mangelnder Knochenentwicklung noch nicht eingesetzt werden kann (KINZEL et al. 2009). Bei der dorsalen Denervation werden die Rami articularis des N. gluteus cranialis und die Rami articularis dorsalis des N. ischiadicus sowie die periostal laufenden Nerven der periartikulären Muskeln des craniolateralen Acetabulumbereiches durch Deperiostierung zerstört (KINZEL et al. 2009). Die Schmerzlinderung bis vollständige Analgesie und entsprechende Funktionsoptimierung wird mit 90-96% angegeben (KINZEL und KÜPPER 1997; KINZEL et al. 2002; KINZEL et al. 2002; BRAUN et al. 2003). In Ganganalysen von LISTER et al. (2009) betrug die Erfolgsrate nur 50%. Bei 20% der Patienten besserte sich die Funktion um mehr als 5%. BALLINARI et al. (1995) favorisieren eine ventrale Neurektomie (Durchtrennung von Anteilen des N. obturatorius und N. ischiadicus), ergänzt durch eine Pectineusmyektomie und Iliopsoastenotomie. Alle Patienten wiesen auch 1,5 bis 5 Jahre nach dem Eingriff eine bessere Funktion auf als zuvor. Untersuchungen zur alleinigen ventralen Denervation des Hüftgelenks fehlen bislang, so dass unklar bleibt, welcher dieser drei Eingriffe für den beschriebenen Operationserfolg verantwortlich ist. Der palliative Effekt der Denervation ist unbestritten.

**Die Arthroplasty** ist geeignet bei einer HD (ELKINS 1981; LIPPINCOTT 1992), bei Morbus Legg-Calvé-Perthes, Frakturen im Bereich des Caput oder Collum ossis femoris, hüftgelenknahen Beckenfrakturen, schwerer Coxarthrose und rezidivierender (Sub-) Luxation des Os femoris (BERZON et al. 1980; BONNEAU und BRETON 1981; ELKINS 1981; OFF und MATIS 1997) die Schmerzen zu reduzieren. Empfohlen wird sie bei Hunden unter 20kg Körpergewicht. Bei schweren Tieren sollte zusätzlich eine Muskelschlinge interponiert werden (LIPPINCOTT 1981; BJORLING und CHAMBERS 1986; LIPPINCOTT 1992). Die besten Ergebnisse werden bei schlanken, kleinwüchsigen jungen (<1 Jahr) Hunden erzielt (RAWSON et al. 2005). Funktionelle Erfolgsquoten werden mit 35,7% (GENDREAU und CAWLEY 1977) und 63,6% (OFF und MATIS 1997) angegeben (Tab. 2.2). Meist ist aber zumindest rezidivierend mit Funktionsbeeinträchtigung und Schmerzreaktion zu rechnen. Schon im ersten Jahr waren nach DUFF und CAMPBELL (1977) 20% der Patienten nach wie vor schmerzhaft. Nach ganganalytischen Studien von OFF und MATIS (1997) war die Gliedmaßenfunktion bei lediglich 38% gut, bei 20 % befriedigend und bei 42% schlecht. Ursachen dieser Ergebnisse sind die verkürzte Gliedmaße und die sensible witterungsabhängige Syndesmose (DUFF und CAMPBELL 1977; BJORLING und

CHAMBERS 1986). Zudem kann eine Patellainstabilität resultieren (DUFF und CAMPBELL 1977; BERZON et al. 1980). Bei zeitgleich durchgeführter bilateraler Arthroplasty können verkürzte Schritte der Hintergliedmaßen und gelegentliches „hoppeln“ auftreten (RAWSON et al. 2005). Entsprechend zurückhaltend wird die Arthroplasty als ein geeignetes Verfahren angesehen, eine schmerzhafte HD oder Perthe'sche Erkrankung bei Hunden kleinwüchsiger Rassen zu behandeln (DUFF und CAMPBELL 1977; BONNEAU und BRETON 1981; FOX 1991; TACKE et al. 1997; LINNMANN 1998).

**Tab. 2.2: Langzeitergebnisse nach Arthroplasty beim Hund**

<b>Autoren</b>	<b>Art der Studie</b>	<b>Anzahl der untersuchten Hunde</b>	<b>Gliedmaßenfunktion post op</b>
DUFF und CAMPBELL 1977	Fragebogen	228	Lahmheit 30,0% Schmerz 20,0% Muskelatrophie 50,0%
GENDRAU und CAWLEY 1977	Fragebogen	28	Beschwerdefrei 35,7%
BONNEAU und BRETON 1981	Fragebogen	44	Beschwerdefrei 61,4% Lahmheit 38,6%
BERZON et al. 1980	Fragebogen	94	Beschwerdefrei: 59,0%
TACKE et al. 1997	Fragebogen	122	Beschwerdefrei 51,7% Lahmheit 42,4% Schmerz 60,5% Muskelatrophie 52,6%
OFF und MATIS 1997	Fragebogen	66	Beschwerdefrei 63,6% Lahmheit 30,3%
	Nachuntersuchung	66	Lahmheit 56,0% Schmerz 33,3% Muskelatrophie 81,8%
	Ganganalyse	17	Verkürzte Bodenkontaktzeit im Vergleich zur kontralateralen Beckengliedmaße 100%

**Die Goldakupunktur** (Meridian-Therapie) wird für junge, ausgewachsene Hunde zwischen ein und drei Jahren empfohlen, um die schmerzhafte Coxarthrose schon im Anfangsstadium zu analgesieren. Beim älteren Hund lässt sich damit meist keine Schmerzfreiheit mehr erzielen (GROB 2005). Ganganalysen vor und drei bzw. sechs Monate nach der Meridian-Therapie zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen der Therapie-Gruppe und

Placebo-Gruppe (HIELM-BJORKMAN et al. 2001; BOLLIGER et al. 2002). Einen hohen Placebo-Effekt belegen auch Studien von JAEGER et al. (2005). 83% der mit Goldimplantaten behandelten Hunde und 60% der Placebogruppe wiesen nach 6 Monaten eine deutliche Verbesserung der klinischen Symptome auf (JAEGER et al. 2007).

**Die intertrochantäre Varisationsosteotomie** ist als gelenkerhaltende Maßnahme bei Hüftgelenkdysplastischen Hunden im Alter von 4-10 Monaten mit Coxa valga und / oder antetorta mit und ohne Subluxation des Os femoris, tiefem Acetabulum, nicht bereits verformten Oberschenkelkopf und arthroskopisch nachgewiesener Arthrosefreiheit indiziert (BRADEN und PRIEUR 1992).

Die funktionellen Erfolgsquoten zur Wiederherstellung einer guten Gliedmaßenfunktion sind mit 68%-84% (BRADEN et al. 1990) und 89,6% (WALKER und PRIEUR 1987) angegeben. Die Arthroseprogredienz ist signifikant (EVERS et al. 1997) und limitiert entsprechend die Zeitdauer des zunächst guten funktionellen Ergebnisses, so dass nach 3-7 Jahren doch eine Endoprothese indiziert ist (BRADEN und PRIEUR 1992).

**Die Femurhals-Verlängerungsosteotomie** ist bei jungen Hunden mit noch erheblichem Remodellierungspotential indiziert. Zudem sollten eine erhebliche Femurlaxizität infolge schwacher Glutealmuskulatur, ein kurzer Femurhals und ein tiefes, physiologisch ausgerichtetes Acetabulum ohne arthroskopisch nachweisbare coxarthrotische Veränderungen vorliegen. Die Arthroseprogredienz liegt bei bis zu 100% (SMITH 1992).

**Die Hüftgelenktotalendoprothese (TEP)** ist bei dauerhaft schmerzhafter HD und Coxarthrose (MATIS 1998), bei akuter oder veralteter nicht dauerhaft reponierbarer Luxation des Os femoris sowie dauerhaft schmerzhafter, aseptischer Coxitis indiziert. Sie gewährleistet eine schnelle kalkulierbare Schmerzlinderung sowie den Erhalt der bestmöglichen Gliedmaßenfunktion. Sie hat sich bei ausgewachsenen Hunden jeden Alters bewährt (MATIS 1995; BRUNNBERG 1998) und gilt als bestes Verfahren, das Hüftgelenk und seine Funktion zu erhalten (MONTGOMERY et al. 1992; SMITH 1992; DE HAAN et al. 1993). Über einen Beobachtungszeitraum von mindestens einem Jahr nach Implantation der TEP bei juvenilen und adulten Hunden kam es zu einer Komplikationsrate von 10,7%, wovon 93,3% der Komplikationen ohne Implantatentfernung behoben werden konnten (VEZZONI et al. 2006). Auch in Langzeitstudien über Jahre wird über eine funktionelle Heilung von 91,2% (OLMSTEAD et al. 1983) bis 95% (SMITH 1992) berichtet. 84,1% der Besitzer beurteilten bis zu 11 Jahre nach Implantation der TEP das Ergebnis bei ihrem Hund als sehr gut oder gut (SKURLA et al. 2000). In Ganganalysen besserte sich die Gliedmaßenfunktion um durchschnittlich 8-10,6% (BUDSBERG et al. 1996; BRADEN et al. 2004). Im Hinblick auf

das Körpergewicht sollten die Patienten mindestens 15kg wiegen (SMITH 1992; REMEDIOS und FRIES 1995). Bei leichteren Patienten wird die Arthroplasty empfohlen (PIERMATTEI 1965; BONNEAU und BRETON 1981), auch wenn dadurch immer ein funktionelles Defizit in Kauf genommen wird (OFF 1992; MATIS 1995; MATIS 1998). Demnach sollte auch bei Hunden unter 15kg ein künstlicher Hüftgelenkersatz erwogen werden (MATIS 1995; OFF und MATIS 1997). Die Grundlage dazu für Hunde kleinwüchsiger Rassen schufen 1998 BRUNNBERG et al. mit der Entwicklung der Mini TEP.

### **2.2.3. Traumatisch bedingte Hüftgelenkserkrankungen**

Traumatisch bedingte Hüftgelenkserkrankungen können infolge einer Progredienz sekundär arthrotischer Veränderungen zu schmerzbedingten Funktionsstörungen führen und Anlass werden, eine Endoprothese implantieren zu müssen. Sie sollen deswegen mitbedacht werden.

#### **2.2.3.1. Luxatio ossis femoris**

Die Luxatio ossis femoris ist beim Hund die häufigste Luxation (BRASS et al. 1985; TROSTEL et al. 2000) und macht etwa 90% aller Luxationen aus (FRY 1974). Sie wird, wenn man einmal von der HD absieht, ausnahmslos traumatisch verursacht (FOX 1991). Beim Unfall zerreißen die Gelenkkapsel und das Lig. capitis ossis femoris (BRASS et al. 1985).

Reißt nur eine dieser Strukturen, luxiert die Gliedmaße nicht (LORINSON 1997; JULIER-FRANZ et al. 2002). In 6,7% der Fälle ist zusätzlich der Acetabulumrand in Form eines Chips beschädigt und / oder im Acetabulum ein Ausrissfragment des Caput ossis femoris festzustellen (KÖHNLEIN 1986). Häufigste Luxationsrichtungen sind:

- Luxatio ossis femoris dorsalis cranialis : 98,3% (KÖHNLEIN 1986);  
97,6% (BRASS et al. 1985)
- Luxatio ossis femoris dorsalis caudalis : 1,8% (BRASS et al. 1985)
- Luxatio ossis femoris ventralis : 1,7% (KÖHNLEIN 1986)
- Luxatio ossis femoris centralis : 0,6% (BRASS et al. 1985).

Die Luxatio ossis femoris sollte so bald als möglich versorgt werden (TANGNER 1992). Die gedeckte Reposition in Narkose ist bei fragmentloser - Chip, Ausrissfragment - Luxation indiziert. Bleibt der Oberschenkelkopf auch bei passiver Manipulation in situ, wird konservativ fortgefahren. Die Reluxationsraten nach geschlossener Reposition liegen zwischen 14,7% (bei zusätzlicher Fixation mittels Ehmerschlinge) und 71% bei Reposition

ohne Ehmerschlinge (BEALE et al. 1991; FOX 1991). Liegt ein Fragment - Chip, Ausrissfragment - vor oder ist das Acetabulum gebrochen, muss operativ vorgegangen werden (TROSTEL et al. 2000). Besteht kontralateral eine Läsion des Beckens - Fraktur, Luxation im Ileosakralgelenk - oder eine Läsion - Fraktur, Bandruptur, Luxation - im Bereich der kontralateralen Seite, muss beidseits operativ vorgegangen werden (ALLEN und CHAMBERS 1986). Dazu werden zahlreiche Behandlungsmöglichkeiten wie der DeVita Pin (LEWIS et al. 1990; BEALE et al. 1991), die transtrochantere Nagelung (LORINSON 1997), die Versetzung des Trochanter major (HAMMER 1980; KLESTY et al. 1992), die Fixierung mit einem Fixateur externe (McLAUGHLIN Jr. und TILLSON 1994), die extraartikuläre Fixierung des Caput ossis femoris mit Hilfe von Nahtmaterial (LEIGHTON 1985; ALLEN und CHAMBERS 1986), der Fascia lata loop (KNOWLES et al. 1953; LUBBE und VERSTRAETE 1990), der Toggle Pin (LAWSON 1965; SERDY et al. 1999), die Dreifachbeckenosteotomie (SLOCUM und DEVINE 1986; SLOCUM und DEVINE 1987; MURPHY et al. 1997; HABURJAK et al. 2001) sowie die transartikuläre Nagelung (BENETT und DUFF 1980; HUNT und HENRY 1985) vorgeschlagen. Die Gelenkkapsel ist zu nähen, ggf. zu reinsizieren oder aber der Kopf in situ durch eine Slocum Nahtschlinge zu sichern (TANGNER 1992). Die Erfolgsquote der einzelnen Operationstechniken variiert, ohne dass nicht jeder auch Misserfolge anhaften (KNOWLES et al. 1953; MURPHY et al. 1997; TROSTEL et al. 2000). Als Komplikationen sind Implantatbiegungen, -bruch, -migration oder -perforation des Rektums, Verletzungen des N. ischiadicus, weitere Schädigung des Gelenks bei intraartikulären Eingriffen, Absprengung des Trochanter major und Reluxation genannt (FOX 1991; LORINSON 1997). Die Reluxationsrate nach offener Reposition liegt zwischen 0 und 28,5% bzw. 60% (Fixateur externe) (BONE et al. 1984; BEALE et al. 1991; FOX 1991). Bei 55% - 62% der Fälle ist sowohl nach geschlossener als auch offener Reposition mit einer Arthrose zu rechnen (BONE et al. 1984; EVERS et al. 1997). Sie ist signifikant stärker als kontralateral.

Führt auch eine erfolgreich behandelte Luxatio ossis femoris im Spätergebnis zur schmerzhaften Coxarthrose (EVERS et al. 1997), ist die Endoprothetik die beste Option zur Therapie. Dies gilt auch bei einer akuten Luxation, die von ausgeprägten Knorpel-/Knochenschäden oder HD begleitet ist (HOEFLE 1974; BONE et al. 1984; KLESTY et al. 1992; TANGNER 1992; POZZI et al. 2004). Die Ergebnisse der Endoprothetik nach Luxatio ossis femoris wurden ganganalytisch von POZZI et al. (2004) als ebenso gut wie kontralateral gefunden.



### **2.2.3.2. Frakturen im Bereich des Hüftgelenks**

Das Caput ossis femoris bildet zusammen mit dem Acetabulum den knöchernen Anteil des Hüftgelenks. Nicht rekonstruierbare Frakturen im proximalen Bereich des Os femoris und des Acetabulums können Ursache einer schmerzhaften funktionsbeeinträchtigenden Coxitis sein. Deswegen soll auf die zum Verständnis notwendigen Informationen eingegangen werden.

#### **Acetabulumfrakturen**

Eine Beckenfraktur entsteht durch heftige Gewalteinwirkung (VOGEL 1986). Acetabulumfrakturen machen zwischen 6,2% und 50% der Beckenskelettverletzungen aus. Betroffen sind mit 58,5% bzw. 78,3% vorwiegend Hunde kleinwüchsiger Rassen (DENNY 1978; NAKASALA-SITUMA 1979; VOGEL 1986). Die Fraktur des Acetabulums kann das kraniale, mittlere und kaudale Drittel betreffen, meist ist das Acetabulum gesplittert. Absprengfrakturen am Pfannendach oder eine Fraktur im Zentrum der Pfanne können eine Luxatio ossis femoris zur Folge haben. Das mittlere Pfannendrittel ist gefolgt vom kaudalen Acetabulumsegment am häufigsten betroffen (NAKASALA-SITUMA 1979; VOGEL 1986). Frakturen des gewichttragenden Acetabulums erfordern eine chirurgische Versorgung, es sei denn, es liegt eine nichtrekonstruierbare Trümmerfraktur (TOMLINSON 2003) oder eine Fraktur der Fossa acetabuli ohne Beteiligung der Facies articularis (VOGEL 1986) vor. Konservatives Vorgehen führt in nahezu allen Fällen zur schmerzhaften Coxarthrose (NAKASALA-SITUMA 1979; BOUDRIEU und KLEINE 1988) und in 49,4% der Fälle zu einer Lahmheit (NAKASALA-SITUMA 1979). Die Frakturversorgung erfolgt meist mittels Platte und Schrauben, ggf. werden zusätzlich Kirschner-Bohrdrähte, eine Drahtzuggurtung oder Polymethylmethacrylat zur Fixation genutzt (TOMLINSON 2003). Korrektes Vorgehen lässt in 65% der Fälle ein gutes Ergebnis erwarten (VOGEL 1986). Bei 13,6% konnten 5-11 Monate post operationem röntgenologisch keine arthrotischen Veränderungen festgestellt werden, 59,1% wiesen eine leichte, 18,2% eine deutliche und 9,1% eine schwere Coxarthrose auf (VOGEL 1986). Kann keine adäquate Rekonstruktion und Fixierung erreicht werden, sollte eine Femur-Kopf-Hals-Resektion in Betracht gezogen werden (DENNY 1978).

## **Frakturen im proximalen Bereich des Os femoris**

Frakturen im Bereich des proximalen Os femoris mit Gelenkbeteiligung werden in intra- und extrakapsulär differenziert (DALY 1978). Intrakapsulär sind es die verschiedenen Epiphysenlösungen (Salter-Harris Typ I, II und III) (TILLSON et al. 1996; BRINKER et al. 2006). Salter-Harris Typ I und II Frakturen sind mit 91% bzw. 96% am häufigsten (MARRETTA und SCHRADER 1983; DE CAMP et al. 1989). Die Oberschenkelhalsfraktur kann sowohl intrakapsulär als auch extrakapsulär lokalisiert sein.

Epiphysenlösungen und -frakturen treffen junge, noch wachsende Tiere. Eine Oberschenkelhalsfraktur kommt meist bei bis zu 1 Jahr alten Hunden vor und ist selten eine Epiphysenlösung oder -fraktur (DALY 1978).

Sie sind traumatisch bedingt (DE CAMP et al. 1989; TILLSON et al. 1996). Bei einer Epiphysenfraktur besteht auch eine Luxatio ossis femoris (VERNON und OLMSTEAD 1983; L'EPLATTENIER und MONTAVON 1997). Unabhängig von der Form der Oberschenkel-Kopf-Halsfraktur (Salter Harris I-V) ist die Läsion operativ zu behandeln, sei es über eine Femur-Kopf-Hals-Resektion mit den bekannten funktionellen Einbußen oder aber durch eine rekonstruktive Chirurgie mit Kirschner-Bohrdrähten, Steinmann-Pins und / oder Zugschraube (DE CAMP et al. 1989; KUZMA et al. 1989; BELKOFF et al. 1992; TILLSON et al. 1994; TILLSON et al. 1996). Die funktionellen Ergebnisse nach rekonstruktiver Osteosynthese sind nahezu ausnahmslos optimal. Allerdings kommt es in bis zu 60% der Fälle schon kurze Zeit nach dem Eingriff zu radiologisch sichtbaren Zeichen einer Coxarthrose (DE CAMP et al. 1989), die später nach GIBSON et al. (1991) immer entdeckt werden kann und besonders auffällt bei Hunden, die bei der Therapie jünger als 6 Monate waren. Dies kann zu einer schmerzhaften Coxarthrose führen. Zudem lässt sich nicht selten eine Femurhals-Verschmächting mit beobachten. Eine Lockerung der Implantate oder eine Infektion können weitere Ursachen etwaiger Funktionsstörungen sein (GIBSON et al. 1991; TILLSON et al. 1994; TILLSON et al. 1996).

Eine Oberschenkelhalsfraktur ist chirurgisch mit Kirschner-Bohrdrähten, Steinmann-Pins und / oder einer Zugschraube und Kirschner-Bohrdraht zu versorgen (NUNAMAKER 1973; LAMBRECHTS et al. 1993). Die Prognose im Hinblick auf die Gliedmaßenfunktion ist gut bis sehr gut.

Für Frakturen im proximalen Bereich des Os femoris gilt: gelingt die chirurgische Rekonstruktion nicht oder ist diese nicht möglich, ist eine Femur-Kopf-Hals-Resektion mit den bekannten Einbußen der Gliedmaßenfunktion durchzuführen oder eine Totalendoprothese zu implantieren (KUZMA et al. 1989; GIBSON et al. 1991; TILLSON et al. 1996).

## 2.3. Hüftgelenk-Totalendoprothetik

### 2.3.1. Geschichte der Hüftgelenk-Totalendoprothetik

Seit den 60er Jahren des 20ten Jahrhunderts hat die Endoprothetik am Hüftgelenk erstmals durch Charnley (1960/61) mit einer Prothese aus Polyäthylen und Vitallium (Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung) einen extremen Fortschritt für die Humanmedizin erbracht. Charnleys Prothese war biologisch sehr gut verträglich, wies eine sehr geringe Reibung auf, und weil sie innovativ mit Knochenzement verankert war, war sie sofort belastbar. Rasant wurde die Endoprothetik am Hüftgelenk unter allen Aspekten - Material, Design, Oberflächenbeschichtung, zement, zementlos - weiter entwickelt. In der Tiermedizin gelang es erstmals Mitte der siebziger Jahre des 20ten Jahrhunderts mit der Richard's Canine II Total Hip Prosthesis, einen passgerechten Ersatz des Hüftgelenks beim Hund zu implantieren, obwohl Hunde der Humanmedizin unter dem Aspekt Hüftgelenkersatz seit Jahrzehnten als Versuchstiere dienten (LINNMANN 1998). Auch in der Tiermedizin verlief die Fort- und Weiterentwicklung der Prothese unter allen Aspekten rasant (GUTBROD und FESTL 1995). 1990 wurde das derzeit in den USA am häufigsten verwendete modulare BioMedtrix Hüftprothesen-System (Fa. BioMedtrix, Allendale) eingeführt. Für Hunde der kleinwüchsigen Rassen entwickelte BRUNNBERG (1998) eine „Mini-TEP“, mit der in mehreren Fällen gute Ergebnisse erzielt wurden, obwohl das Model nicht ausgereift war (Abb. 2.5).



**Abb. 2.5: Mini TEP mit Kragen in zwei Ausführungen und Mini Polyäthylenpfanne (Brunnberg 1998)**

### **2.3.2. Hüftgelenkendoprothesendesign, -material und -oberflächenbeschichtung**

Im Vergleich zur Humanmedizin haben Chirurgen in der Veterinärmedizin meist nur ein Prothesensystem für all ihre Patienten zur Auswahl. Das erfordert ein mehr oder minder universelles Design für das große Spektrum der Patienten mit seinen anatomischen Besonderheiten (SCHULZ 2000). Das Primärziel aller Entwicklungen ist die schmerzfreie Funktion der Prothesenkomponenten und die dauerhafte Fixation im Knochen. Der Einsatz zementierter Hüftendoprothesen-Systeme ist vor allem bei Hunden großwüchsiger Rassen etabliert, während die Erfahrungen zementfreier Systeme beim Hund noch überschaubar sind (LINNMANN 1998). Als relevante Parameter für das Prothesendesign zementierter Endoprothesen wurden unter anderem die Form des Prothesenschaftquerschnitts, der Prothesendurchmesser und die Schaftlänge analysiert (CROWNINSHIELD et al. 1980). Die Untersuchungen ergaben, dass mit zunehmender Schaftlänge die im Prothesenschaft wirkende Zugbelastung steigt. Bei Variation des Prothesendurchmessers sanken mit zunehmendem Durchmesser die auf den Schaft wirkenden Zugkräfte. Nach MANN et al. (1997) sinkt die Belastung im proximalen Bereich des Knochenmantels mit steigender Prothesenlänge. Eine Reduzierung des Belastungslevels an der distalen Implantatspitze konnte durch eine Verjüngung am distalen Ende des Prothesenschafts um maximal 15% erreicht werden (ESTOK und HARRIS 2000). Ein flachseitiges Implantat verspricht mehr Torsionsstabilität und reduziert Scherkräfte im proximalen Bereich der Zement-Prothesen-Kontaktfläche (um 22% bis 73%) als ein rundes Implantat. Die Länge des Prothesenhalses hat im Vergleich zur Implantatgeometrie oder der Zementbindung nur minimale Effekte auf die Kräfteverteilung (CHANG et al. 1998). Kommerziell erhältliche TEPs für Hunde sind mit einem Halskragen versehen. Bei einem optimalen Kontakt zwischen Kragen und medialer Oberschenkelhalsregion kann eine Reduktion der in diesem Bereich wirkenden Kräfte und eine Minimierung von Implantatbewegungen erreicht werden.

Modularprothesen mit Kopf-Hals-Modulen erlauben eine bessere Anpassung der Implantate an individuelle Gegebenheiten und reduzieren das Risiko einer postoperativen Luxation. Die modularisierten Systeme weisen durch abnutzungsbedingte Partikel und Korrosion im Modulabschnitt ein Gefahrenpotential auf (SCHULZ 2000). In der Humanmedizin wurde aufgrund der aseptischen Endoprothesenlockerung eine Vielzahl zementierter und zementfreier, metaphysär und auch diaphysär verankernder Revisionsprothesen entwickelt. Dabei nahm die Entwicklung modularer Prothesen deutlich zu, da diese bei großen knöchernen Defekten und schwierigen anatomischen Ausgangssituationen dem Chirurgen die

Anpassung an die individuellen operativen Verhältnisse und eine annähernd optimale Gelenkrekonstruktion erlauben. Die Steck-Konus-Verbindungen modularer Hüftrevisionssysteme werden auch in der Humanmedizin als Prädilektionsstellen für Korrosion, Reibkorrosion, Lockerung und Versagen der Komponenten diskutiert, obwohl eine ausreichende Bauteilsicherheit der Modulverbindungen gefunden wurde (GRAVIUS et al. 2007).

Die Vorteile der zementfreien Hüftendoprothese in der Humanmedizin liegen im Vermeiden zementbedingter Probleme und in der Fixation durch ossäre Integration (MONTGOMERY et al. 1992). Eine 2006/2007 deutschlandweit an 184 orthopädischen und unfallchirurgischen Praxen durchgeführte Umfrage ergab, dass bereits 65% der Hüftprothesen in der Humanmedizin zementfrei implantiert werden (SENDTNER et al. 2007). Langzeitstudien zum zementfreien anatomischen Titanhüftschaft „Euroform“ ergaben, dass nach 10 und 12 Jahren keine Revision durchgeführt werden musste und somit gute Langzeitergebnisse erzielt werden können (SIMANK et al. 2007).

Für die Veterinärmedizin fanden CHEN et al. (1983), dass Titanfiber-Komposit als raue Beschichtung für die langfristige Fixierung von Hüftendoprothesen bei adäquater Chirurgie, entsprechendem Prothesendesign und engem Kontakt zwischen Prothese und Knochen zuverlässige Ergebnisse erzielt. ITAMI et al. (1982) empfehlen eine zementlose Endoprothese mit einer Pfannenkomponente, die mittels pagodenförmig angeordneten Spikes fest im Knochen verankert wird, und einer Prothesenkomponente mit schmalen Halsstück, einer Öffnung an der Prothesenbasis zur direkten Fixierung sowie Kerben im rechtwinkligen Schaft.

Wichtig bei zementfreier Prothetik ist die Elastizität des Prothesenmaterials. Feste Stahlandoprothesen verursachen eine erhöhte Knochenresorption und fördern damit ein etwaiges Implantatversagen (MAISTRELLI et al. 1991). Dies wird mit elastischeren, stahllosen Prothesen vermieden. Bei Positionierung des Implantates hat sich die neutrale Positionierung mit auch bei unter Maximalbelastung höheren Zug- und Hubkräften entlang der kranialen Kortex bewährt, während eine Varus-Orientierung erhöhte Zug- und Druckkräfte proximomedial an der Kortex provoziert, ohne dass das Risiko zur Frakturierung besteht. Eine optimale Stabilität des Implantats wird mit einer Prothese erreicht, die optimal in den Oberschenkel eingepasst ist und den Markkanal maximal ausfüllt (PERNELL et al. 1995). Vergleichend konnte nach 4 Monaten kein signifikanter Unterschied in der Knochenapposition an der Implantatoberfläche zwischen zementfreien und zementierten Hüftendoprothesen festgestellt werden (VANDERBY et al. 1992).

### **3. MATERIAL UND METHODE**

In dieser Arbeit werden die geometrischen Daten vom Acetabulum und proximalen Endstück des Os femoris bei Hunden kleinwüchsiger Rassen erstellt. Sie sind Grundlage, um für diese Tiere eine neuartige Endoprothese zu entwickeln. Die Daten werden computertomografisch, röntgenologisch sowie direkt am präparierten Knochen gewonnen und verglichen. Je ein Os femoris jedes Tieres wurde genutzt, um ein Ausgusspräparat aus Kunststoff herzustellen. Von den präparierten Acetabula wurden ebenfalls Ausgusspräparate erstellt. Weitere Ossa femorum und Acetabula wurden nur computertomografisch vermessen.

#### **3.1. Untersuchungsgut**

Studientiere waren Yorkshire Terrier (n=28), West Highland White Terrier (n=13), (Toy-) Pudel (n=13), Jack Russel Terrier (n=3) und Teckel (n=3). Acetabula und Ossa femorum von 17 toten Tieren dieser Rassen wurden computertomografisch, röntgenologisch und direkt am Präparat vermessen (Tab. 3.1). Die Knochen wurden von toten Hunden gewonnen, die aus verschiedenen medizinischen Gründen euthanasiert oder verstorben waren, ohne dass eine Stoffwechsel- oder Skeletterkrankung bestand. Jeweils wurden linkes und rechtes Os femoris sowie das Os pelvis entnommen, Bänder und Muskeln entfernt und die Knochen in mit NaCl getränkte Baumwolltupfer gewickelt und anschließend bei -20°C tiefgefroren.

Zusätzlich wurden die Daten von 43 Hunden derselben kleinwüchsigen Rassen gewonnen, die im Rahmen einer Studie zur Patellaluxation (BEHRENDT 2008) bereits bearbeitet worden waren (Tab. 3.2).

**Tab. 3.1: Rasse, Alter, Geschlecht und Körpergewicht der 17 computertomografisch, röntgenologisch und direkt vermessenen Hunde der Studie (Kadaver)**

<b>Nummer</b>	<b>Rasse</b>	<b>Gewicht in kg</b>	<b>Alter in Jahren</b>	<b>Geschlecht</b>
1	Pudel	4,2	15	m
2	Pudel	5	13	m
3	Pudel	4	10	m
4	Jack RusselTerrier	9,6	10	m
5	West Highland White Terrier	-	12	m
6	West Highland White Terrier	9	10	m
7	West Highland White Terrier	-	9	w
8	West Highland White Terrier	7,2	14	m
9	Yorkshire Terrier	9,7	3	w
10	Yorkshire Terrier	2,9	10	m
11	Yorkshire Terrier	2,4	10	m
12	Yorkshire Terrier	4,5	12	w
13	Yorkshire Terrier	3,4	4	m
14	Yorkshire Terrier	2,8	16	w
15	Teckel	7	1	w
16	Teckel	3,5	14	w
17	Teckel	12	-	m

**Tab. 3.2.: Rasse, Alter, Geschlecht und Körpergewicht der 43 ausschließlich computertomografisch vermessenen Hunde der Studie**

<b>Nummer</b>	<b>Rasse</b>	<b>Gewicht in kg</b>	<b>Alter in Jahren</b>	<b>Geschlecht</b>
1	Pudel	6,5	10	w
2	Pudel	4,8	8	m
3	Pudel	11,2	11	w
4	Pudel	6	9	m
5	Pudel	4,3	1	w
6	Pudel	3	8	w
7	Pudel	-	5	w
8	Pudel	4,8	12	w
9	Pudel	5,5	8	m
10	Pudel	5	15	w
11	Jack Russel Terrier	10	14	m
12	Jack Russel Terrier	6,2	1	m
13	West Highland White Terrier	9,3	9	m
14	West Highland White Terrier	7,5	1	m
15	West Highland White Terrier	12	11	m
16	West Highland White Terrier	9	12	w
17	West Highland White Terrier	9	9	m
18	West Highland White Terrier	9,5	8	w
19	West Highland White Terrier	9	9	w
20	West Highland White Terrier	8	3	w
21	West Highland White Terrier	7,2	11	w



<b>Nummer</b>	<b>Rasse</b>	<b>Gewicht in kg</b>	<b>Alter in Jahren</b>	<b>Geschlecht</b>
22	Yorkshire Terrier	6	-	m
23	Yorkshire Terrier	2,2	-	m
24	Yorkshire Terrier	1,7	2	w
25	Yorkshire Terrier	1,7	1	w
26	Yorkshire Terrier	2,5	6	w
27	Yorkshire Terrier	2,4	10	m
28	Yorkshire Terrier	5	9	w
29	Yorkshire Terrier	3	15	w
30	Yorkshire Terrier	3,2	7	w
31	Yorkshire Terrier	2,9	6	w
32	Yorkshire Terrier	-	2	m
33	Yorkshire Terrier	6,3	8	w
34	Yorkshire Terrier	5,5	4	m
35	Yorkshire Terrier	4,2	8	w
36	Yorkshire Terrier	3,8	12	m
37	Yorkshire Terrier	3,2	1	m
38	Yorkshire Terrier	1,9	6	w
39	Yorkshire Terrier	3,6	8	m
40	Yorkshire Terrier	-	2	m
41	Yorkshire Terrier	-	13	w
42	Yorkshire Terrier	5	13	w
43	Yorkshire Terrier	3,3	6	m

### **3.2. Geometrie des Os femoris und des Acetabulums**

Vor den Messungen und der weiteren Verarbeitung wurden die Präparate langsam bei Zimmertemperatur aufgetaut. Die Ossa femorum wurden direkt (n=34), an Röntgenbildern im Röntgengrundbildpaar (n=34) und im Computertomografen (n=120) vermessen. Von jeweils 17 Oberschenkeln wurden Ausgusspräparate angefertigt, Knochenquerschnitte hergestellt und vermessen. Die Acetabula wurden direkt (n=34) und im Computertomografen (n=120) vermessen und von ihnen Ausgusspräparate (n=34) erstellt. Jeder Parameter wurde zweimal an zwei verschiedenen Tagen gemessen, um möglichst genaue Ergebnisse zu erhalten.

#### **3.2.1. Computertomografische Daten des Os femoris und des Acetabulums**

##### **3.2.1.3. Os femoris**

Die computertomografischen Messungen wurden im Multislice-Spiral-Computertomograph (Mehrschicht-CT) „Lightspeed“ QXi der Firma General Electric (GE) Healthcare der Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere der FU Berlin vorgenommen. Es wurde ein Spiralscan mit axialen, sagittalen, obliquen sowie coronaren Schichten in einem Rekonstruktionsalgorithmus für Knochen verwandt. Die Schichtdicke betrug 1 mm. Die Bilder wurden an der Workstation Adw 4.2. auf einen zehntel Millimeter genau vermessen. Der Diaphysen-Hals-Winkel sowie die zur Bestimmung des Winkels erforderlichen Parameter wurden an reformatierten CT-Bildern ermittelt.

Die computertomografische Datenerhebung erfolgte in Anlehnung an PALIERNE et al. (2006) und RICHTER (1977) und OCAL et al. (2004). Zur Ermittlung der einzelnen Messpunkte und -strecken in der Transversalebene wurde zuvor die Achse des Os femoris festgelegt. Dazu wurde oberhalb und unterhalb des Trochanter minor ossis femoris sowie auf Höhe des Isthmus ossis femoris das Zentrum des Os femoris ermittelt. Diese drei zentralen Punkte, von proximal nach distal verbunden, ergeben die Achse des Os femoris.

Zur Bestimmung der Geometrie des proximalen Endstücks der Ossa femorum wurden gemessen:

- der Medio-laterale Ausgleich des Caput ossis femoris	A
- die Länge des Collum ossis femoris	B
- die Basis des Collum ossis femoris	C
- die proximale Weite des Collum ossis femoris	C'
- die extrakortikale Weite auf Höhe des proximalen Endes des Trochanter minor	D
- die intrakortikale Weite auf Höhe des proximalen Endes des Trochanter minor	D'
- die extrakortikale Weite auf Höhe des Scheitelpunktes des Trochanter minor	E
- die intrakortikale Weite auf Höhe des Scheitelpunktes des Trochanter minor	E'
- die extrakortikale Weite auf Höhe des distalen Endes des Trochanter minor	F
- die intrakortikale Weite auf Höhe des distalen Endes des Trochanter minor	F'
- die extrakortikale Weite auf Höhe des Isthmus ossis femoris	G
- die intrakortikale Weite auf Höhe des Isthmus ossis femoris	G'
- die Länge des Os femoris	H
- die Länge des Cavum medullare ossis femoris	H'
- der Diaphysen-Hals-Winkel	$\alpha$
- der Durchmesser des Caput ossis femoris in 2 Ebenen	d1, d2

Transversalebene: gemessene geometrische Daten des Os femoris (Abb. 3.1 bis 3.6):

**A Medio-lateraler Ausgleich des**

**Caput ossis femoris**

Segment zwischen dem Mittelpunkt des Caput ossis femoris und der medullären Achse des Os femoris

**B Länge des Collum ossis femoris**

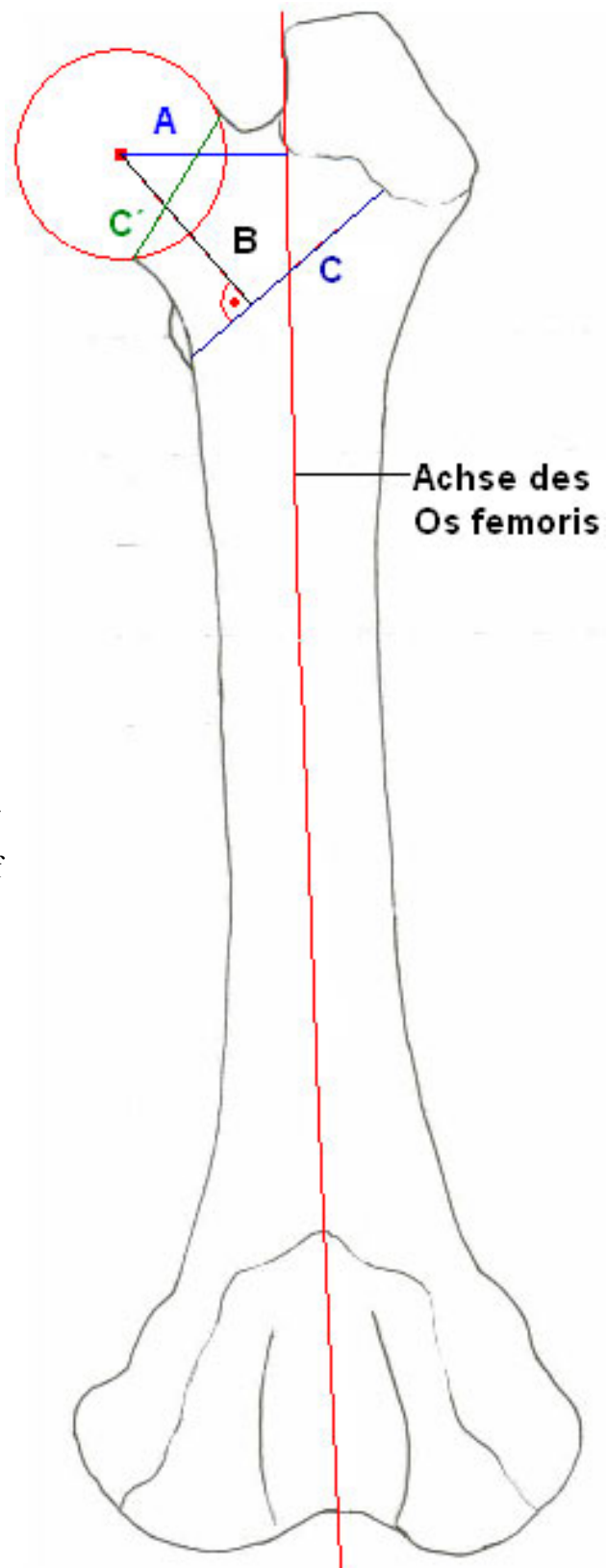
Im rechten Winkel zur Basis des Collum ossis femoris, zwischen dem Mittelpunkt des Caput ossis femoris und der Basis des Collum ossis femoris

**C Basis des Collum ossis femoris**

Im rechten Winkel zur Achse des Collum ossis femoris, zwischen dem distalen Ansatz des Trochanter major und der medialen Kortikalis des Os femoris auf Höhe des Trochanter minor

**C' Proximale Weite des Collum ossis femoris**

Ventrodorsale Verbindung der beiden Ansatzpunkte des Collum ossis femoris am Caput ossis femoris



**Abb. 3.1: Graphik zur Os femoris Geometrie mit den für die Computertomografie und für das Röntgen relevanten Messstrecken A, B, C und C'**

**D Extrakortikale Weite auf Höhe  
des proximalen Endes des  
Trochanter minor**

Senkrecht zur medullären Achse des Os femoris, zwischen den äußeren Grenzlinien der medialen und lateralen Kortikales des Os femoris auf Höhe der proximalen Begrenzung des Trochanter minor

**D' Intrakortikale Weite auf Höhe  
des proximalen Endes des  
Trochanter minor**

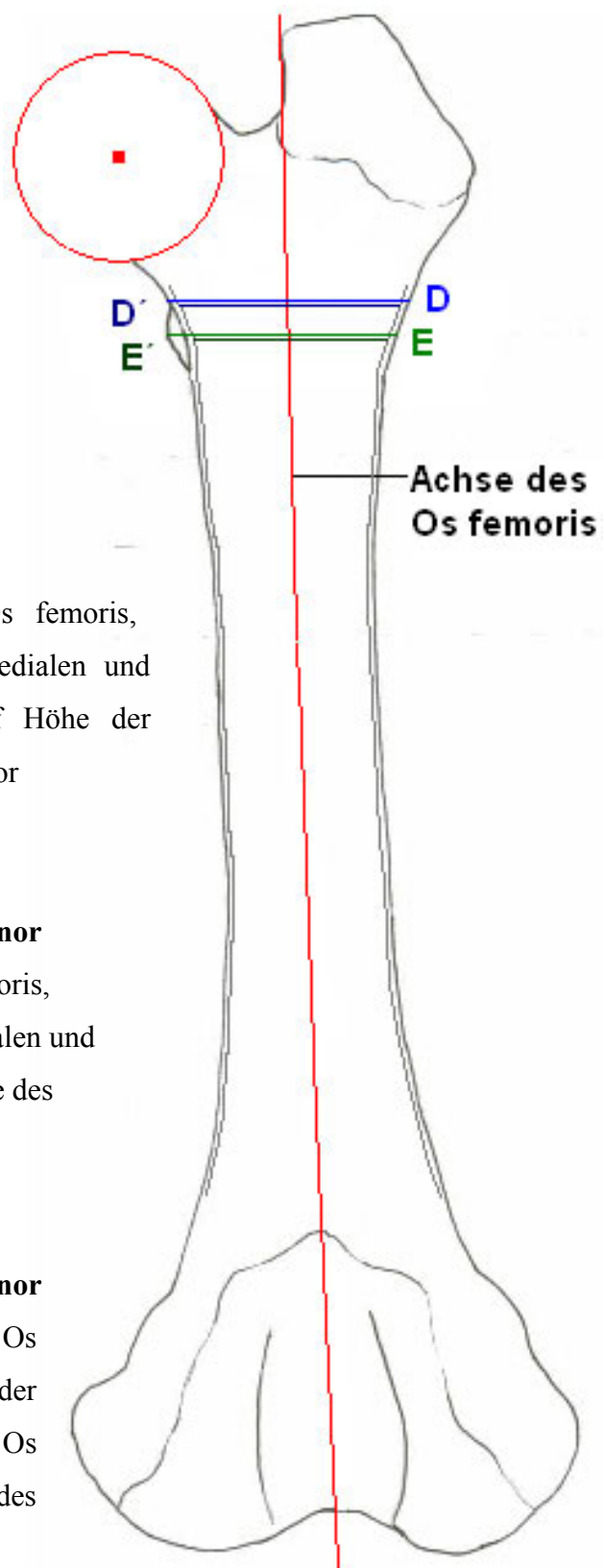
Senkrecht zur medullären Achse des Os femoris, zwischen den inneren Grenzlinien der medialen und lateralen Kortikales des Os femoris auf Höhe der proximalen Begrenzung des Trochanter minor

**E Extrakortikale Weite auf Höhe  
des Scheitelpunktes des Trochanter minor**

Senkrecht zur medullären Achse des Os femoris, zwischen den äußeren Grenzlinien der medialen und lateralen Kortikales des Os femoris auf Höhe des Scheitelpunktes des Trochanter minor

**E' Intrakortikale Weite auf Höhe  
des Scheitelpunktes des Trochanter minor**

Senkrecht zur medullären Achse des Os femoris, zwischen den inneren Grenzlinien der medialen und lateralen Kortikales des Os femoris auf Höhe des Scheitelpunktes des Trochanter minor



**Abb. 3.2: Graphik zur Os femoris Geometrie mit den für die Computertomografie und für das Röntgen relevanten Messstrecken D, D', E und E'**

**F Extrakortikale Weite auf Höhe  
des distalen Endes des  
Trochanter minor**

Senkrecht zur medullären Achse des Os femoris, zwischen den äußeren Grenzlinien der medialen und lateralen Kortikales des Os femoris auf Höhe der distalen Begrenzung des Trochanter minor

**F' Intrakortikale Weite auf Höhe  
des distalen Endes des Trochanter minor**

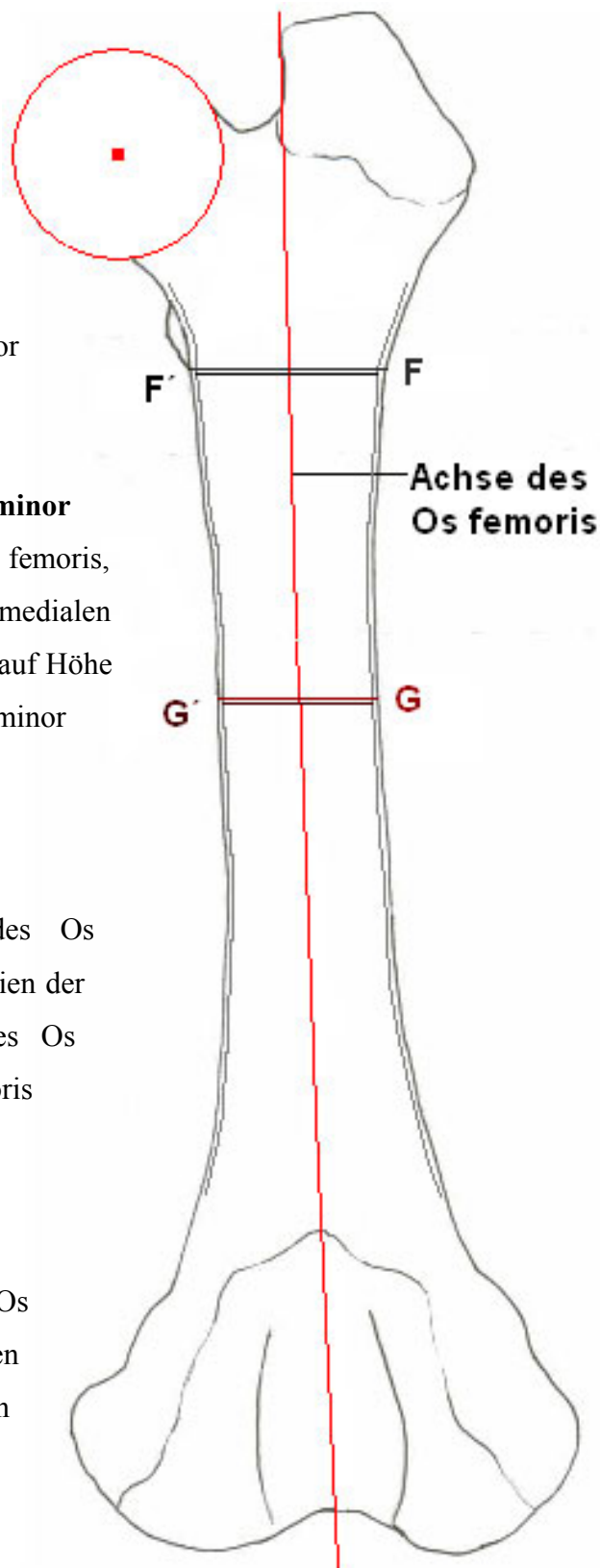
Senkrecht zur medullären Achse des Os femoris, zwischen den inneren Grenzlinien der medialen und lateralen Kortikales des Os femoris auf Höhe der distalen Begrenzung des Trochanter minor

**G Extrakortikale Weite auf Höhe  
des Isthmus ossis femoris**

Senkrecht zur medullären Achse des Os femoris, zwischen den äußeren Grenzlinien der medialen und lateralen Kortikales des Os femoris auf Höhe des Isthmus ossis femoris

**G' Intrakortikale Weite auf Höhe  
des Isthmus ossis femoris**

Senkrecht zur medullären Achse des Os femoris, zwischen den inneren Grenzlinien der medialen und lateralen Kortikales des Os femoris auf Höhe des Isthmus ossis femoris



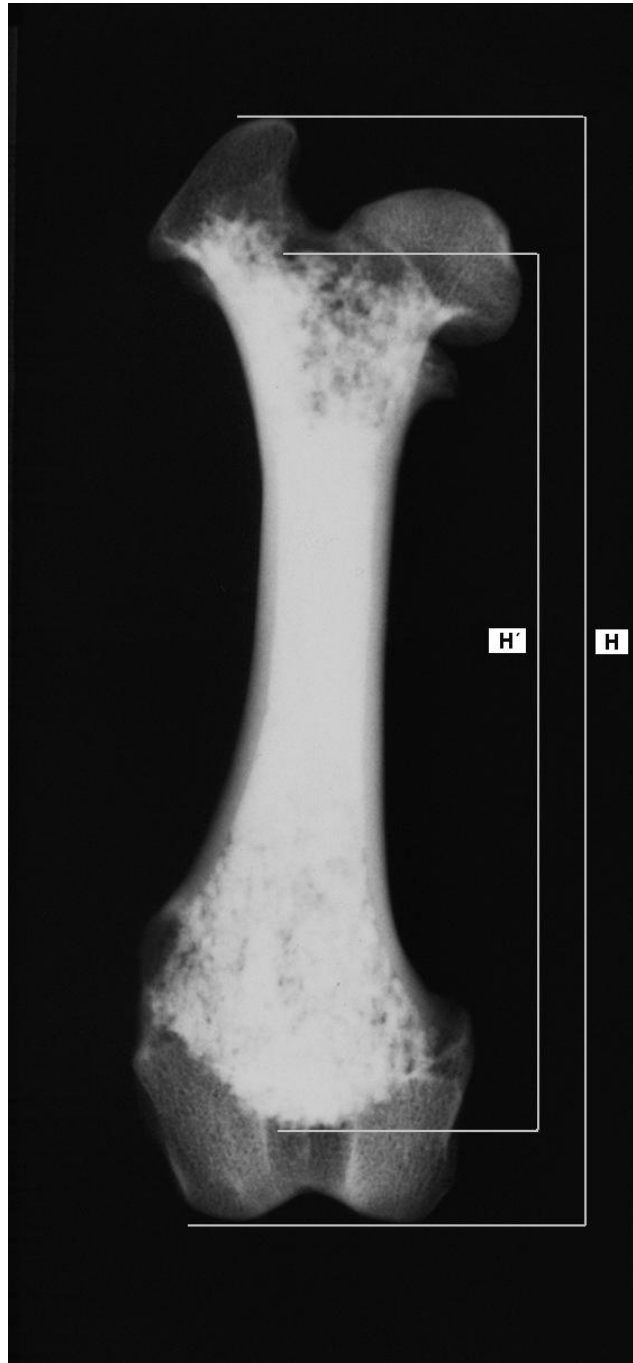
**Abb. 3.3: Graphik zur Os femoris Geometrie mit den für die Computertomografie und für das Röntgen relevanten Messstrecken F, F', G und G'**

### **H Länge des Os femoris**

Strecke von der Spitze des Trochanter major zu den Scheitelpunkten der Kondylen des Os femoris

### **H' Länge des Cavum medullare**

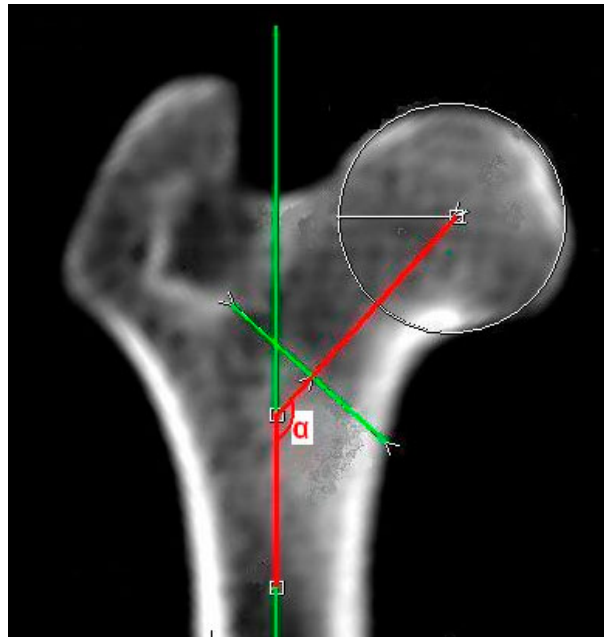
Strecke vom inneren Kompaktarand des distalsten Punktes der Fossa intertrochanterica bis zum inneren Kompaktarand des proximalsten Punktes der Fossa interkondylaris



**Abb. 3.4: Röntgenbild eines präparierten rechten Os femoris eines Teckels im kranio-kaudalen Strahlengang mit den für die Computertomografie und für das Röntgen relevanten Messstrecken H und H'**

### **$\alpha$ Diaphysen-Hals-Winkel**

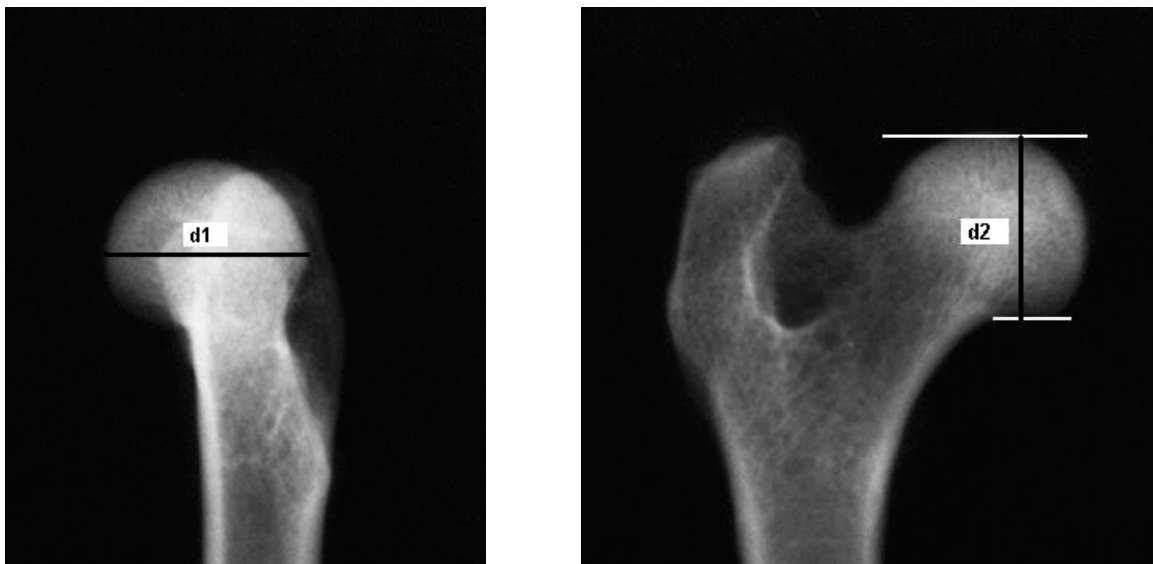
ist der Winkel zwischen der medullären Achse des Os femoris und der Achse des Collum ossis femoris. Die Achse des Collum ossis femoris ist als die Linie definiert, die im rechten Winkel an der Basis des Collum ossis femoris entspringt und diese mit dem Mittelpunkt des Caput ossis femoris verbindet



**Abb. 3.5: Reformatierte computertomografische Darstellung des proximalen Abschnitts des Os femoris (Transversalebene) eines Yorkshire Terriers mit ermitteltem Diaphysen-Hals-Winkel ( $\alpha$ )**

### **d Durchmesser des Caput ossis femoris**

Die Bestimmung des größten Durchmessers des Caput ossis femoris erfolgte am Computertomografen und an Röntgenbildern in zwei Ebenen (d1 = Sagittalebene; d2 = Transversalebene).



**Abb. 3.6: Röntgengrundbildpaar des proximalen Endstücks eines präparierten rechten Os femoris eines (Toy-) Pudels im medio-lateralen (links) und kranio-kaudalen (rechts) Strahlengang mit Angabe der Messstrecken zur Messung des Durchmessers (d1 und d2)**



### 3.2.1.4. Acetabulum

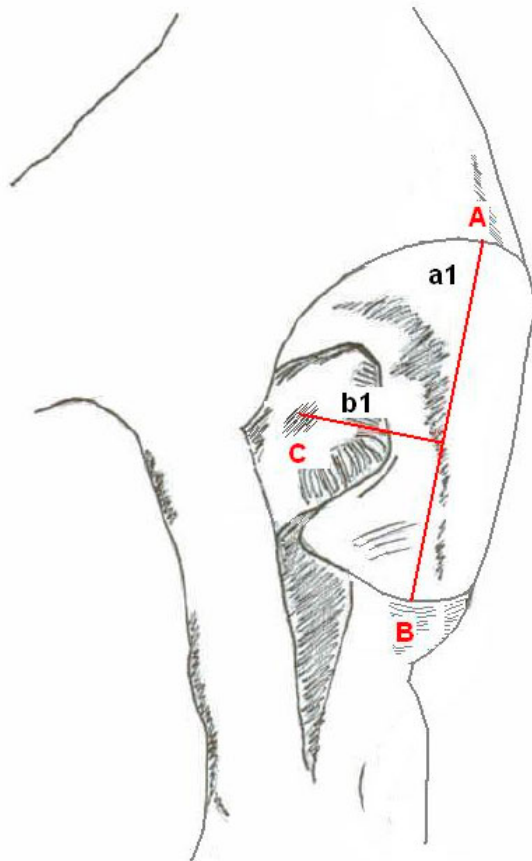
Geometrische Daten des Acetabulums - Ventralansicht (Abb. 3.7):

**a1 Durchmesser**

Strecke vom kranialsten zum kaudalsten Punkt des Acetabulumrandes

**b1 Tiefe**

Messstrecke von der Verbindungslinie des kranialsten zum kaudalsten Punkt des Acetabulumrandes (a1) zum tiefsten Punkt der Hüftgelenkspfanne, im rechten Winkel zu a1



**Abb. 3.7: Grafische Darstellung der Messpunkte und Messstrecken zur Untersuchung des Acetabulums in der Ventralansicht: A Kranialster Punkt des Acetabulumrandes, B Kaudalster Punkt des Acetabulumrandes, C Tiefster Punkt des Acetabulums; a1 Durchmesser des Acetabulums, b1 Tiefe des Acetabulums**

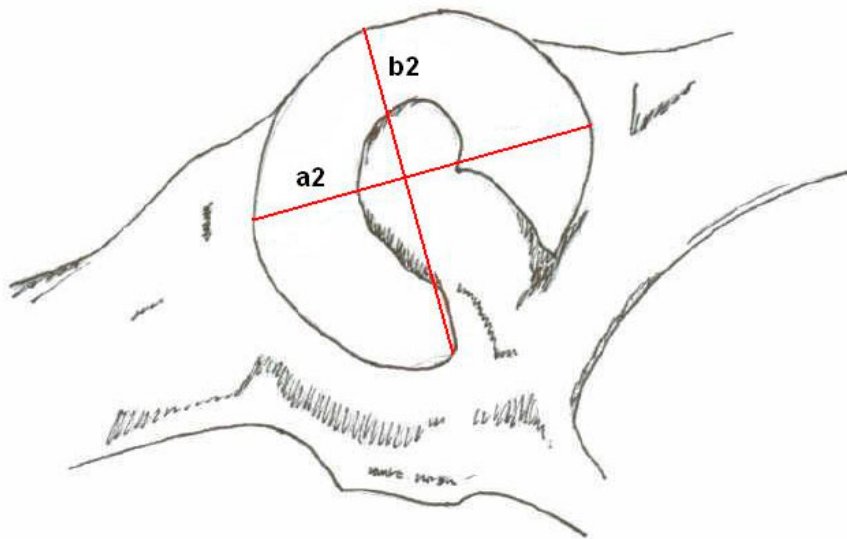
### Geometrische Daten des Acetabulums - Ventrolateralansicht (Abb. 3.8):

#### **a2 Längendurchmesser**

Strecke vom kranialsten Punkt des Acetabulumrandes kaudal der Area lateralis m. rectus femoris zum kaudalsten Punkt des Acetabulumrandes (im rechten Winkel zu b2)

#### **b2 Höhendurchmesser**

Entfernung vom ventralen Eckpunkt der Facies lunata am kranialen Rand der Incisura acetabuli zur dorsalen Tangente des Acetabulumdaches



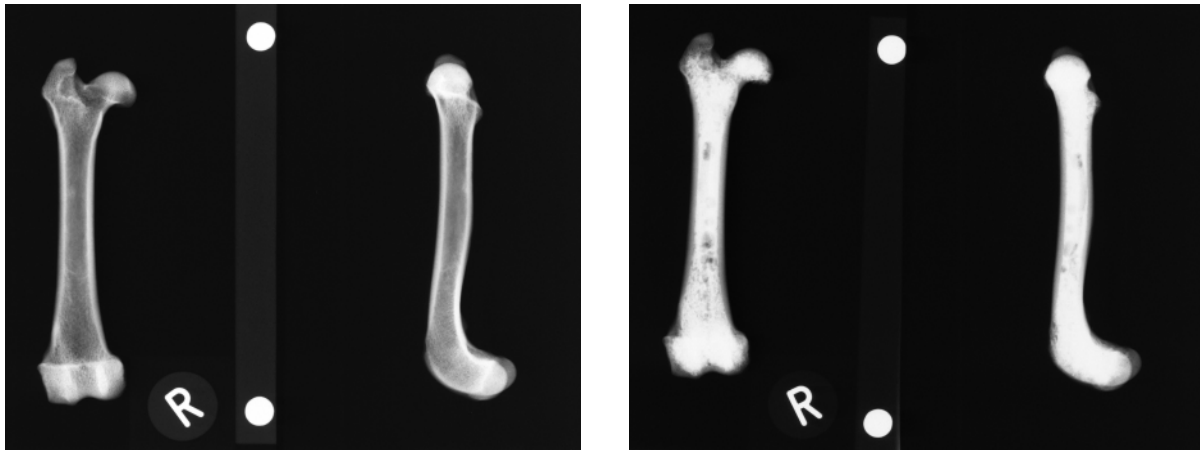
**Abb. 3.8: Grafische Darstellung der Messstrecken zur Untersuchung des Acetabulums in der Ventrolateralansicht:**

**a2 Längendurchmesser des Acetabulums, b2 Höhendurchmesser des Acetabulums**

#### **3.2.2. Röntgendaten des Os femoris**

Denudierte Ossa femorum wurden im Röntgengrundbildpaar bei kraniokaudalem und mediolateralem Strahlengang abgebildet. Die Knochen wurden direkt auf die Röntgenkassette gelegt, um Vergrößerungseffekte möglichst zu vermeiden. Ebenso wurde jeweils ein Maß auf der Kassette mitgeröntgt. Die Knochen wurden im proximalen Bereich so aufgebettet, dass sie der Röntgenkassette parallel gelagert waren. Die Cava medullaria wurden mit Bariumsulfat

gefüllt und erneut geröntgt (Abb. 3.9). Um Röntgen- und CT- Messungen vergleichen zu können, wurden dieselben Parameter mit beiden Verfahren bestimmt.



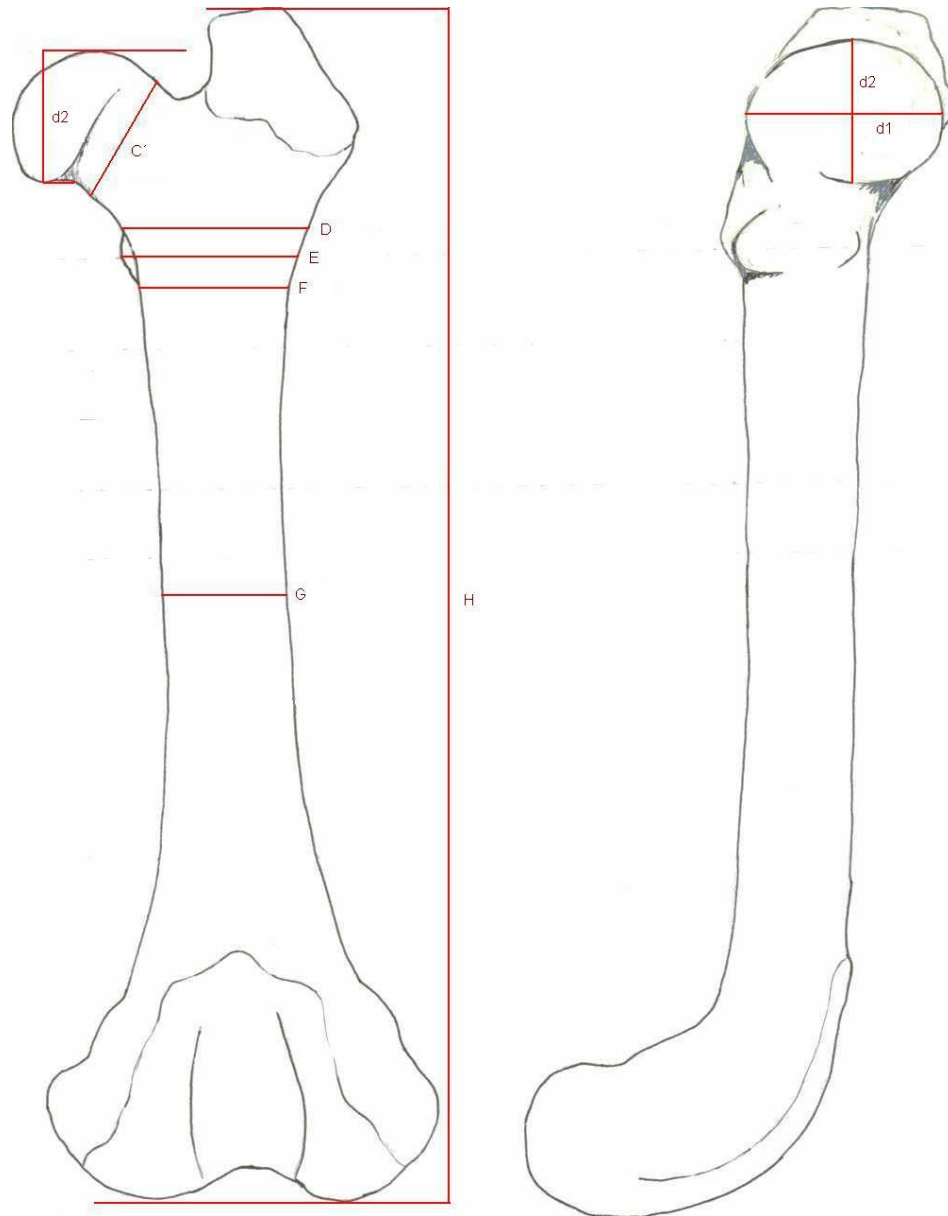
**Abb. 3.9: Röntgengrundbildpaar eines rechten Os femoris eines West Highland White Terriers (Links: Nativaufnahmen; Rechts: Cavum medullare kontrastmittelgefüllt)**

### 3.2.3. Os femoris und Acetabulum Geometrie direkt mit einer Schublehre vermessen

#### 3.2.3.1. Os femoris

Mit der Schublehre wurden direkt gemessen (Abb. 3.10):

- der Durchmesser des Caput ossis femoris in 2 Ebenen	d1, d2
- die proximale Breite des Collum ossis femoris	(C')
- die extrakortikale Breite auf Höhe des proximalen Endes des Trochanter minor	(D)
- die extrakortikale Breite auf Höhe des Scheitelpunktes des Trochanter minor	(E)
- die extrakortikale Breite auf Höhe des distalen Endes des Trochanter minor	(F)
- die extrakortikale Breite auf Höhe des Isthmus ossis femoris	(G)
- die Länge des Os femoris	(H)



**Abb. 3.10: Rechtes Os femoris im Grafikgrundbildpaar mit Angabe der Messpunkte und -strecken der direkten Vermessung: Durchmesser des Caput ossis femoris (d1 kranio-kaudal, d2 medio-lateral), C' proximale Breite des Collum ossis femoris, D Extrakortikale Breite auf Höhe des proximalen Endes des Trochanter minor, E am Scheitelpunkt des Trochanter minor, F am distalen Ende des Trochanter minor, G extrakortikale Breite auf Höhe des Isthmus ossis femoris, H Länge des Os femoris**

### 3.2.3.2. Acetabulum

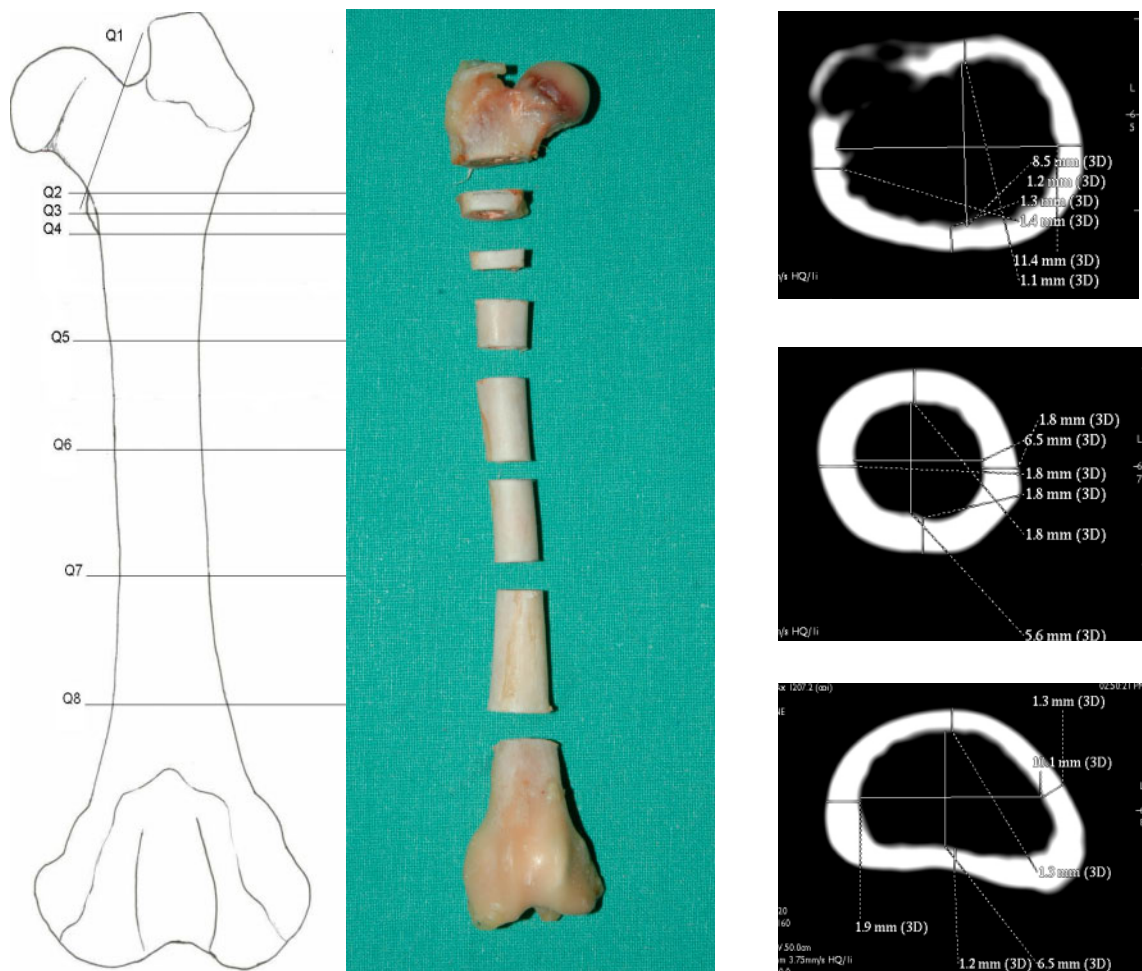
Die Acetabula wurden mit einer Schublehre in Anlehnung an die für die Computertomografie bestimmten Strecken und Punkte (a1, b1, a2, b2) vermessen.

### 3.3. Die Markhöhleengeometrie

Um die Geometrie der Markhöhle zu bestimmen, wurden von je einem Os femoris der Oberschenkelknochenpaare 8 Knochenquerschnitte angefertigt (Abb. 3.11).

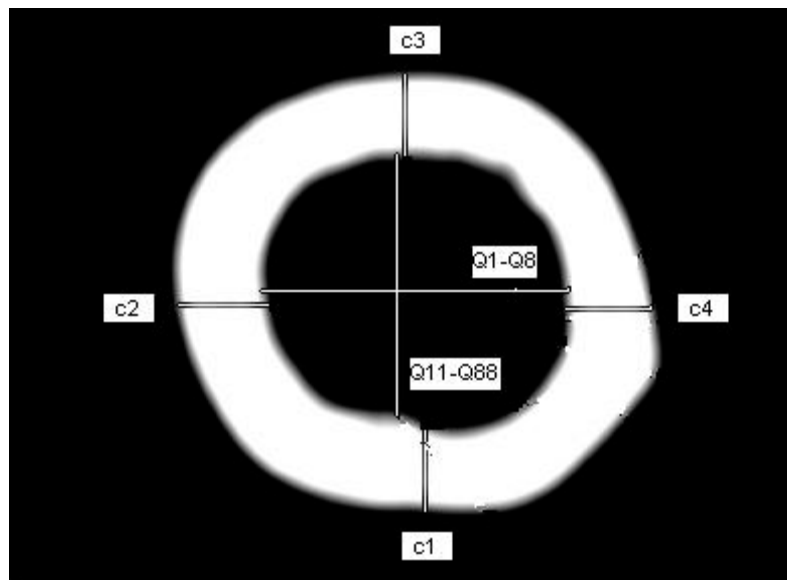
Der Schnitt Q1 verläuft durch die Halsbasis senkrecht zur Collumachse, unmittelbar medial des Trochanter major, disto-medial zum dorsalen Rand des Trochanter minor. Die Sägeschnitte Q2-Q8 wurden senkrecht zur Längsachse des Os femoris angelegt: Q2 auf Höhe des proximalen Randes des Trochanter minor, Q3 in seiner Mitte, Q4 auf Höhe seines distalen Endes, Q5 auf Höhe des proximalen Endes des Isthmus ossis femoris, Q6 in seiner Mitte, Q7 an seinem distalen Ende und Q8 am distalen Ende des Cavum medullare.

Danach wurden die Querschnitte in einen Styroporbehälter gebettet und zur computertomografischen Vermessung gescant.



**Abb. 3.11:** Links: Knochenquerschnitte (Q1 – Q8) schematisch; Mitte: am Knochenpräparat; Rechts: im axialen CT-Schnittbild : oben: Q3; mitte Q6; unten Q8

Im CT wurde der Querschnitt der Ossa femorum in der axialen Darstellung durch medio-laterale (Q1-Q8) und kranio-kaudale Messungen (Q11-Q88) bestimmt. Die Dicke der Kortikales wurde pro Querschnitt an vier Stellen (c1 = kaudal, c2 = medial, c3 = kranial, c4 = lateral) vermessen (Abb. 3.12).

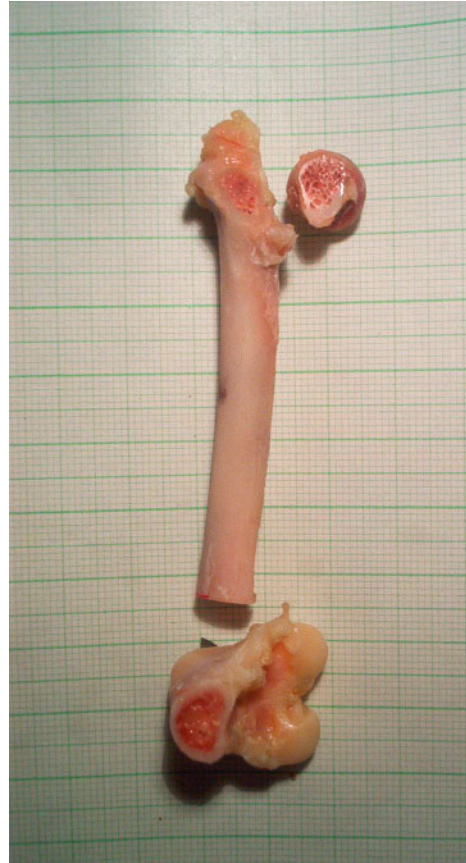
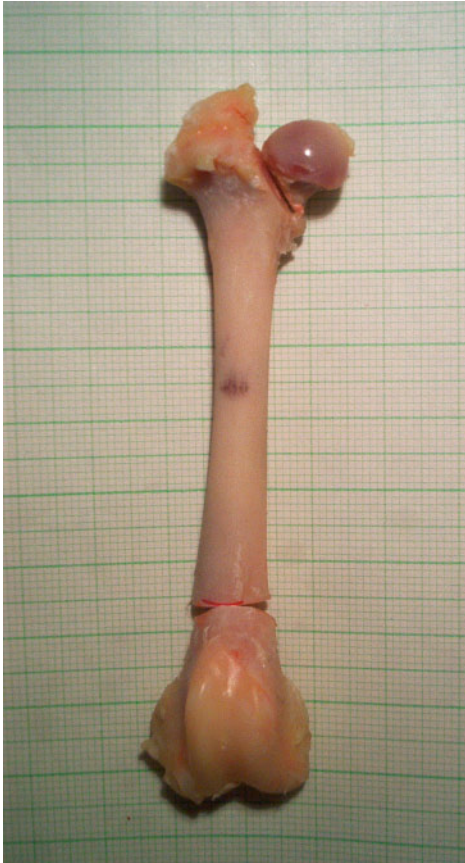


**Abb. 3.12: Reformatierte computertomografische Darstellung des Cavum medullare ossis femoris (Axialschnitt) mit Angabe der Messstellen und -strecken: Q1-Q8 medio-lateraler Durchmesser, Q11-Q88 kranio-kaudaler Durchmesser, c1-c4 Dicke der Kortikalis**

#### **3.4. Ausgusspräparate der Markhöhlen**

Das kontralaterale intakte Os femoris wurde zur Herstellung des Ausgusspräparates verwendet. Unter Aussparung des distalen spongiosagefüllten Abschnitts der Meta- und Epiphyse- und des Condylus ossis femoris wurden Ausgusspräparate mit Polymethylacrylat (Technovit®) angefertigt.

Dazu wurde das distale Ende der Knochen am Übergang zum spongiosahaltigen Bereich der Markhöhle abgesägt. Der Übergang wurde röntgenologisch bestimmt. Um die Markhöhle proximal zu öffnen, wurde das Collum ossis femoris an seiner Basis schräg auf das proximale Ende des Trochanter minor hin abgetrennt (Abb. 3.13).



**Abb. 3.13: Linkes Os femoris eines Yorkshire Terriers, weiblich, 12 Jahre; Links: Sägeschnittebenen proximal und distal; Rechts: Collum-, Caput- und Condylus ossis femoris abgetrennt**

Aus dem Cavum medullare wurde die Markspungiosa mit einer Kürette und dem Bohrer entfernt und der Markkanal mit kalthärtendem Polymethylacrylat (Technovit®) ausgegossen. Vom abgetrennten Oberschenkel-Kopf-Hals wurden Negative aus Gips geformt und die Form ebenso mit Technovit® ausgegossen. Das Aushärten der beiden Oberschenkelkomponenten aus Technovit wurde genutzt, um sie in korrekter Position zu verbinden.

Waren sie ausgehärtet und fusioniert, wurde der Gipsmantel von Kopf und Hals und der Knochen vom Technovit®-Ausguss Präparat der Markhöhle entfernt (Abb. 3.14).



**Abb. 3.14: Linkes Os femoris eines Jack Russel Terriers, männlich, 10 Jahre  
Links: Femur-Kopf-Hals aus Technovit® (gelb) in Negativform aus Gips nachgegossen,  
Gipsmantel entfernt; Rechts: Technovitmodell des proximalen Femurteiles nach Ablösen  
des Knochens**

Von den Acetabula wurden ebenfalls Negative aus Gips angefertigt und mit Polymethylacrylat (Technovit®) ausgegossen. Anschließend wurde der Gipsmantel entfernt.

### **3.5. Methodenvergleich**

#### **3.5.1. Methodenvergleich zur Bestimmung der Daten des Os femoris**

Bei 17 Hunden wurde methodisch die Geometrie der Knochen computertomografisch, an Röntgenbildern und direkt vermessen. Anschließend wurden die am Computertomogramm ermittelten Daten mit denen der Röntgenbild- und der Direktvermessung verglichen.



### **3.5.2. Methodenvergleich zur Bestimmung des Parameters Markhöhle: Länge Cavum medullare**

Bei 17 Hunden wurden die Daten der Länge des Cavum medullare im CT-Bild mit den Daten der Röntgenbildmessung verglichen.

### **3.5.3. Methodenvergleich zur Bestimmung des Parameters Markhöhle: Knochenquerschnitte**

Bei 17 Hunden wurden die Daten der Knochenquerschnitte im CT-Bild mit den Daten der Direktmessung am Knochenpräparat verglichen.

### **3.5.4. Methodenvergleich zur Bestimmung des Parameters Markhöhle: Kortikalisdicke c1 –c4**

Bei 17 Hunden wurden die Daten der Kortikalisdicke im CT-Bild mit den Daten der Direktmessung am Knochenpräparat verglichen.

### **3.5.5. Methodenvergleich zur Gewinnung der Daten des Acetabulums**

Bei 17 Hunden wurden die Daten des Acetabulums im CT-Bild mit den Daten der Direktmessung am Knochenpräparat verglichen.

### **3.5.6. Diaphysen-Hals-Winkel**

Der Diaphysen-Hals-Winkel ( $\alpha$ ) wurde vergleichend am CT und am Röntgenbild ermittelt.

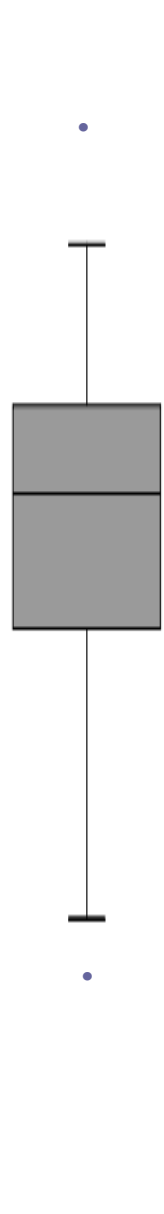
## **3.6. Statistische Methoden**

Statistisch ausgewertet wurden die Daten mit dem Statistikprogramm SPSS, Version 14.0 für Windows, SPSS Inc., USA. Für die Daten wurde eine Normalverteilung angenommen. Die Daten der zweifach vermessenen Parameter wurden gemittelt, und im Methodenvergleich - CT-, Direkt- und Röntgenbild - in Boxplots und Streudiagrammen nach Bland-Altman dargestellt. Nach dem Methodenvergleich wurden alle für das Prothesendesign relevanten computertomografisch berechneten Daten über die explorative Datenanalyse sowie in Form von Fehlerbalken mit 95%-Konfidenzintervallen ausgewertet.

### 3.6.1. Boxplot und Streudiagramm (nach Bland-Altman)

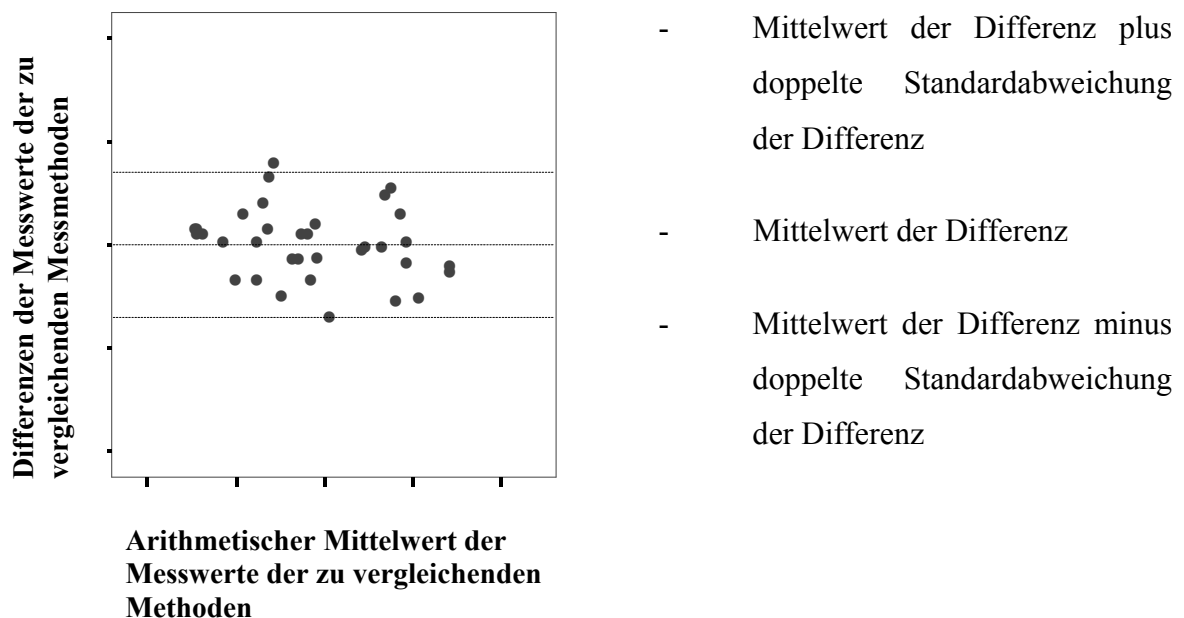
Ein Boxplot besteht aus einem Rechteck, genannt Box, die als innere Linie den Median und als äußere Linien das erste Quartil und das dritte Quartil umfasst. Sie dient der Darstellung der mittleren 50 % der Daten. Mit den vertikal nach oben und unten verlaufenden Linien wird der außerhalb dieser Quartile liegende niedrigste und höchste Wert markiert. Werte, die von den Messwerten innerhalb der Quartile abweichen, werden durch kleine runde Kreise markiert („Ausreißer“) (Tab. 3.3). Ist die Messwertdifferenz zweier Messmethoden gleich Null, liegt der Median des Boxplots auf der Nulllinie.

**Tab. 3.3: Aufbau eines Boxplots**

	<b>Kennwert</b>	<b>Beschreibung</b>	<b>Lage im Boxplot</b>
	Minimum	Kleinster Datenwert des Datensatzes	Ende der vertikal nach unten verlaufenden Linie oder entferntester Ausreißer
	Erstes Quartil	Die kleinsten 25% der Datenwerte sind kleiner oder gleich diesem Kennwert	Beginn der Box
	Median	Die kleinsten 50% der Datenwerte sind kleiner oder gleich diesem Kennwert	Senkrechter Strich innerhalb der Box
	Drittes Quartil	Die kleinsten 75% der Datenwerte sind kleiner oder gleich diesem Kennwert	Ende der Box
	Maximum	Größter Datenwert des Datensatzes	Ende der vertikal nach oben verlaufenden Linie oder entferntester Ausreißer
	Quartilabstand	Wertebereich, in dem sich die mittleren 50% der Daten befinden	Ausdehnung der Box

Am Streudiagramm werden Beziehungen zwischen zwei Variablen in Form einer Punktwolke beschrieben (Abb. 3.15). Beim Streudiagramm nach Bland-Altman werden die Differenzen der zu vergleichenden Messmethoden gegen den Mittelwert der beiden Methoden aufgetragen.

Auf der Y-Achse sind in der vorliegenden Arbeit die Differenzen der CT-Messwerte verglichen mit den Daten der Direkt- bzw. Röntgenbildvermessung registriert und mit dem arithmetischen Mittelwert der Auswertungen beider Methoden (X-Achse) in Beziehung gesetzt. Zur leichten Interpretation werden zusätzlich drei Linien dargestellt:



**Abb. 3.15 Aufbau eines Streudiagramms nach Bland-Altman**

Der Mittelwert der Differenz (Nulllinie) stellt Mittelwerte aller Daten im Methodenvergleich dar. Die obere und untere Bezugslinie zeigt diesen Mittelwert +/- der doppelten Standardabweichung der Messwerte. Streuen die Messwerte gleichmäßig um die Nulllinie, so sind die Daten beider Messmethoden annähernd gleich. Diese Form der Darstellung erlaubt eine optische Beurteilung darüber:

- wie hoch die Schwankungsbreite der Übereinstimmung ist,
- ob eine Messmethode prinzipiell höher oder tiefer misst als die andere (systematischer Messfehler),
- ob die Abweichung der Methoden oder die Streuung der Abweichungen von der Höhe der Werte abhängig ist.

### **3.6.2. t-Test**

Wichen Parameter im Boxplot und im Streudiagramm von der Nulllinie ab oder waren aufgrund enormer Streuung auffällig, wurden weitere Analysen in Form eines gepaarten t-Tests vorgenommen. Die Signifikanzschwelle wurde mit  $p < 0,05$  definiert.

## 4. ERGEBNISSE

### 4.1. Patientendaten

Ausgewertet wurden die Daten von 60 Hunden. Das Körpergewicht war von 54 der 60 Tiere bekannt und betrug 1,7 kg bis 12 kg (Median 5 kg). Die Hunde (n = 57) waren 1 bis 16 Jahre (Median 9 Jahre) alt. 31 Hunde waren männlich und 29 weiblich.

### 4.2. Methodenvergleich zur Bestimmung der Daten des Os femoris

#### 4.2.1. Boxplot und Streudiagramm (nach Bland-Altman)

Der Vergleich der Messmethoden (CT-/Direktmessung; CT-/Röntgenbildmessung) im Boxplot (Abb. 4.1) und Streudiagramm ergab:

Für die proximale Weite des Collum ossis femoris (C') liegen beide Boxen der Boxplots unter der Nulllinie. Demzufolge waren mehr als 50% der Messwerte der CT-Messung kleiner als die Messwerte der Direkt- und Röntgenbildmessung. Die Verteilung der Punktwolke im Streudiagramm (nach Bland-Altman) bestätigt systematische Unterschiede zwischen den Daten der CT-Messung und der Direkt- bzw. Röntgenbildmessung durch kleinere CT-Messwerte.

Die Boxen der Boxplots zur extrakortikalen Weite auf Höhe des proximalen Endes des Trochanter minor (D) umschließen mit dem 3. Quartil die Nulllinie. Die Box zum Vergleich der CT-/Direktmessung weist einen nahe der Nulllinie liegenden Median auf, so dass die Messwerte beider Methoden im gleichen Bereich liegen. Die Verteilung der Box zur CT-/Röntgenbildmessung weist einen größeren Quartilabstand und einen weiter von der Nulllinie entfernten Median auf. Demzufolge liegt hier keine ähnliche Verteilung der Messwerte vor. In beiden Boxen liegt der Median über der Nulllinie, d.h. die CT-Messung ergab in der Regel höhere Werte als die Direkt- und Röntgenbildmessung. Im Streudiagramm liegt die Punktwolke deutlich über der Nulllinie und bestätigt die systematisch höheren Messwerte der CT-Messung im Vergleich zu den Messwerten der Direkt- und Röntgenbildmessung.

Die Boxplots zur extrakortikalen Weite auf Höhe des Scheitelpunktes des Trochanter minor (E) weisen um die Nulllinie gelegene Boxen auf und lassen auf eine ähnliche Verteilung der Messwerte für die CT-/Direktmessung und die CT-/Röntgenbildmessung schließen. Dies wird im Streudiagramm durch die gleichmäßige Verteilung der Punktwolke um die Nulllinie bestätigt.

Bei der extrakortikalen Weite auf Höhe des distalen Endes des Trochanter minor (**F**) weisen die Boxen einen kleinen Quartilabstand und somit eine geringe Verteilung der Messwertdifferenzen auf. Der Median liegt bei beiden mit der CT-Messung verglichenen Methoden sehr nahe der Nulllinie, d.h. die CT-Messung und die Direktmessung bzw. Röntgenbildmessung ergaben Messwerte im gleichen Bereich. Im Streudiagramm spiegelt sich dies durch die gleichmäßige Verteilung der Differenzen der Messwerte um die Nulllinie wieder (Abb. 4.2 und 4.3), so dass systematische Unterschiede zwischen den Messmethoden ausgeschlossen werden können.

Obwohl die Boxen der Boxplots zur extrakortikalen Weite auf Höhe des Isthmus ossis femoris (**G**) einen noch kleineren Quartilabstand aufweisen, kann eine ähnliche Verteilung der Messwerte der zu vergleichenden Methoden nur für die CT-/Röntgenbildmessung angenommen werden. Die Box zur CT-/Direktmessung liegt bis zur äußeren Begrenzung des 1. Quartils unterhalb der Nulllinie. Demzufolge ergab die CT-Messung für die mittleren 50% der Messwerte kleinere Werte als die Direktmessung. Im Streudiagramm fällt auf, dass die Punktwolken beider Diagramme eng um die Nulllinie verteilt sind und kaum streuen.

Beim Vergleich der Messwerte zur Höhe des Os femoris (**H**) liegen die Boxplots beider mit der CT-Messung verglichenen Messmethoden mit der gesamten Box unterhalb der Nulllinie und weisen im Vergleich zu den anderen Parametern den größten Quartilabstand auf. Folglich ergab die CT-Messung für die mittleren 50% der Messwerte kleinere Werte als die Direktmessung und die Röntgenbildmessung. Zusätzlich wiesen die ermittelten Differenzen der mittleren 50% der Messwerte bei diesem Parameter die größte Streuung auf. Im Streudiagramm ist die Punktwolke großflächig und vorrangig unterhalb der Nulllinie verteilt, was die große Streuung der Messwerte und die kleineren Messwerte der CT-Messung bestätigt.

Auch die Boxplots zum kraniokaudalen Durchmesser des Caput ossis femoris (**d1**) lassen anhand der deutlich unterhalb der Nulllinie liegenden Boxen auf niedrigere Messwerte bei der CT-Messung schließen, was auch im Streudiagramm durch die vorrangig unterhalb der Nulllinie gelegene Punktwolke belegt wird.

Beim dorsoventralen Durchmesser des Caput ossis femoris (**d2**) liegt die Box zum Vergleich der CT-/Direktmessung ebenfalls deutlich unterhalb der Nulllinie. Die Box des Boxplots zum Vergleich der CT-/Röntgenbildmessung umfasst die Nulllinie mit dem 1. Quartil, weist jedoch ebenfalls einen deutlich unterhalb der Nulllinie gelegenen Median und zusätzlich einen großen Quartilabstand auf, so dass auch für diesen Parameter die Werte der CT-Messung in einem niedrigeren Bereich liegen als die Messwerte der Direkt- bzw. Röntgenbildmessung.

Im Streudiagramm nimmt die Streuung der Differenzen der Messwerte der CT-/Röntgenbildmessung bei höheren Messwerten zu.

Somit ergab der Methodenvergleich im Boxplot und im Streudiagramm (nach Bland-Altman) eine ähnliche Verteilung der Messwerte für die:

**Vergleich CT-/Direktmessung:**

- Extrakortikale Weite auf Höhe des proximalen Endes des Trochanter minor (D)
- Extrakortikale Weite auf Höhe des Scheitelpunktes des Trochanter minor (E)
- Extrakortikale Weite auf Höhe des distalen Endes des Trochanter minor (F)

**Vergleich CT-/Röntgenbildmessung:**

- Extrakortikale Weite auf Höhe des Scheitelpunktes des Trochanter minor (E)
- Extrakortikale Weite auf Höhe des distalen Endes des Trochanter minor (F)
- Extrakortikale Weite auf Höhe des Isthmus ossis femoris (G)

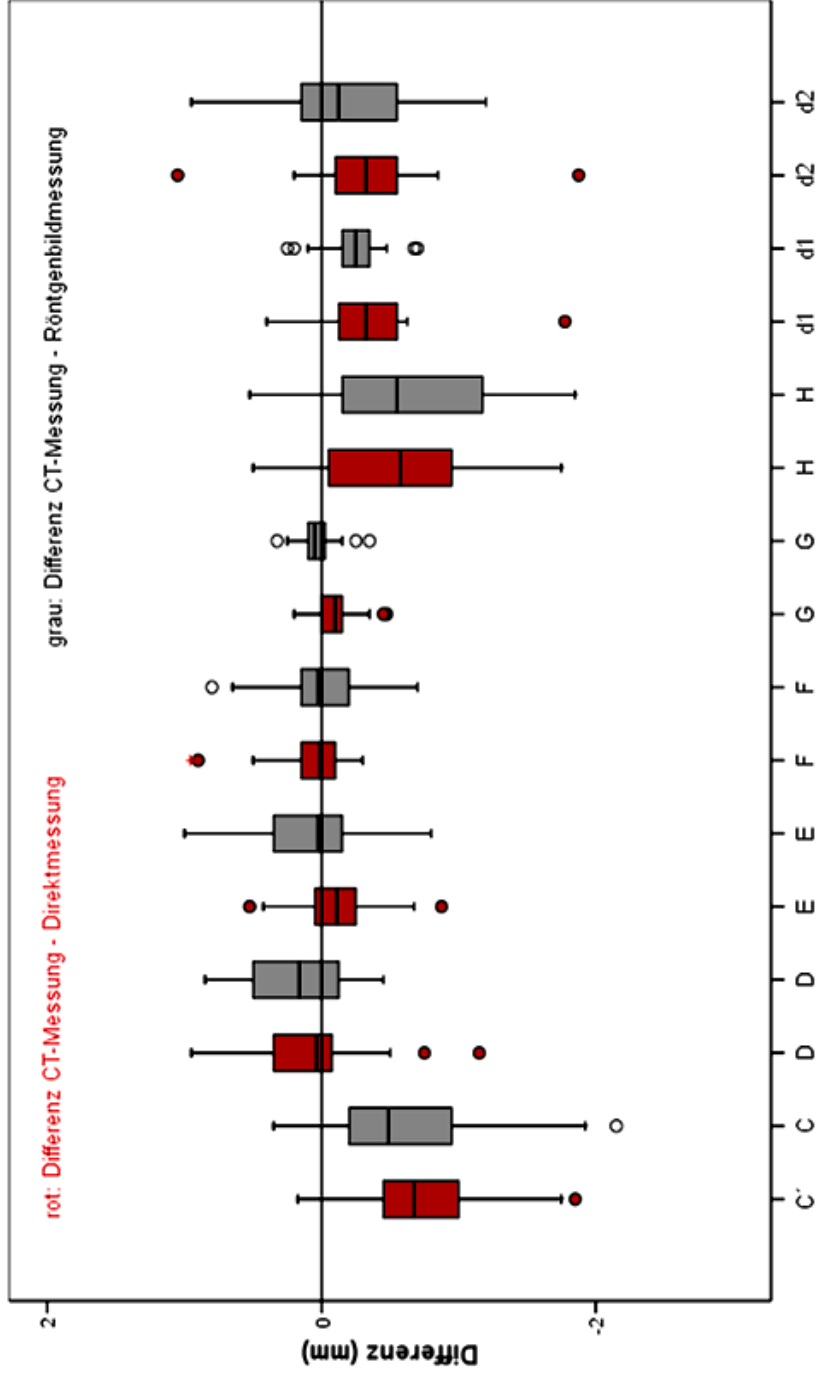
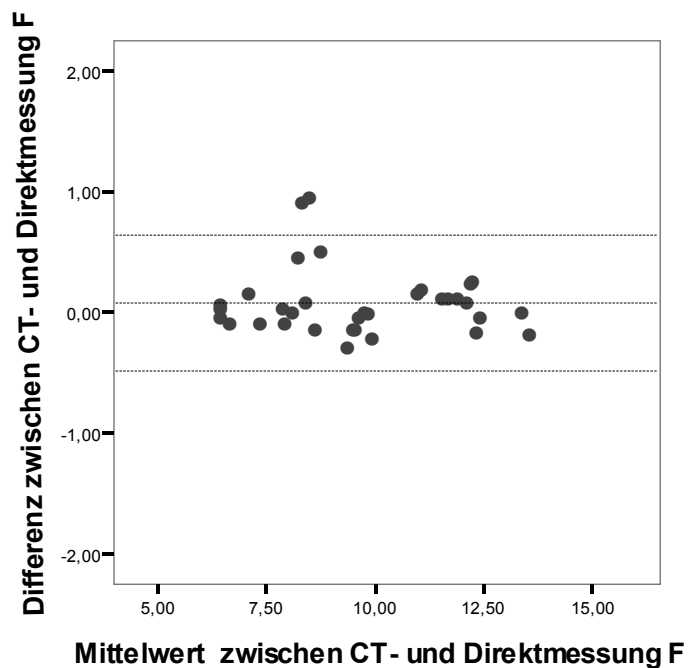
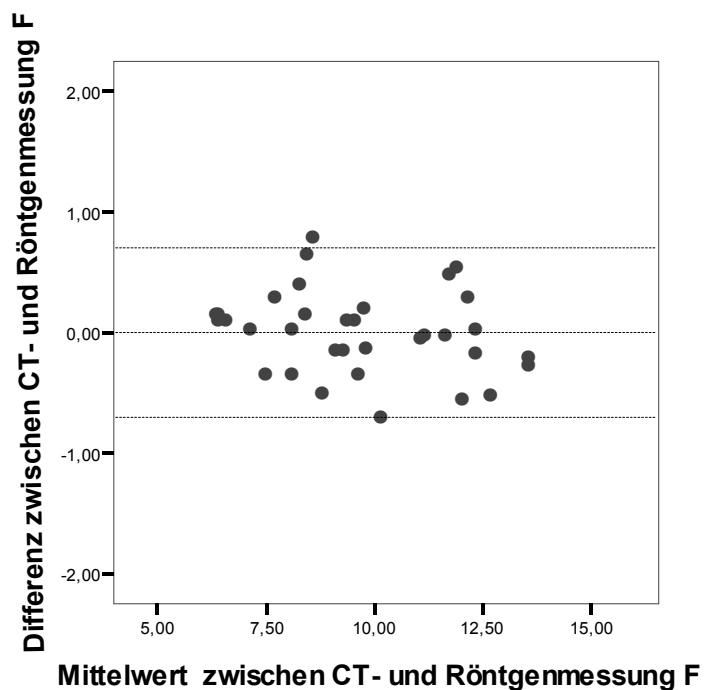


Abb. 4.1: Vergleichende Messwertgeometrie des proximalen Endstücks des Os femoris bis zum Isthmus. Differenz (mm) der gewonnenen Messwerte aus CT- und direkter Vermessung (rot) und aus CT- und Röntgenbildmessung (grau) der Ossa femorum; Darstellung der Differenzen für die Parameter proximale Weite des Collum ossis femoris (C'), extrakortikale Weite auf Höhe des proximalen Endes des Trochanter minor (D), des Scheitelpunktes des Trochanter minor (E) und des distalen Endes des Trochanter minor (F), extrakortikale Weite auf Höhe des Isthmus ossis femoris (G), Länge des Os femoris (H), kranio-kaudaler (d1) und dorso-ventraler Durchmesser des Caput ossis femoris (d2)





**Abb. 4.2: Streudiagramm (nach Bland-Altman): Messwertdifferenz (mm) der CT- und Direktmessung am Beispiel der extrakortikalen Weite auf Höhe des distalen Endes des Trochanter minor (F)**



**Abb. 4.3: Streudiagramm (nach Bland-Altman): Messwertdifferenz (mm) der CT- und Röntgenbildmessung am Beispiel der extrakortikalen Weite auf Höhe des distalen Endes des Trochanter minor (F)**

#### 4.2.2. t-Test

Die Überprüfung der Ergebnisse der drei Messmethoden im t-Test ergab signifikante Unterschiede für die mittleren Differenzen der Parameter:

##### **Vergleich CT- und Direktmessung:**

- Länge Os femoris (H)
- Weite Collum ossis femoris (C')
- Extrakortikale Weite Isthmus ossis femoris (G)
- Durchmesser Caput ossis femoris (d1, d2)

##### **Vergleich CT-/Röntgenbildmessung:**

- Länge Os femoris (H)
- Weite Collum ossis femoris (C')
- Extrakortikale Weite auf Höhe des proximalen Endes des Trochanter minor (D)
- Durchmesser Caput ossis femoris (d1, d2)

### **4.3. Methodenvergleich zur Bestimmung des Parameters Markhöhle: Länge Cavum medullare**

#### **4.3.1. Boxplot und Streudiagramm (nach Bland-Altman)**

Der Vergleich der Messwerte der CT- und Röntgenbildmessung zur Länge des Cavum medullare ossis femoris (**H'**) im Boxplot (Abb. 4.4) lässt aufgrund der komplett unterhalb der Nulllinie gelegenen Box darauf schließen, dass die Messwerte der CT-Messung immer niedriger waren als die ermittelten Messwerte am Röntgenbild. Im Streudiagramm bestätigt sich dieser systematische Unterschied anhand der unterhalb der Nulllinie gelegenen Punktwolke (Abb. 4.5).

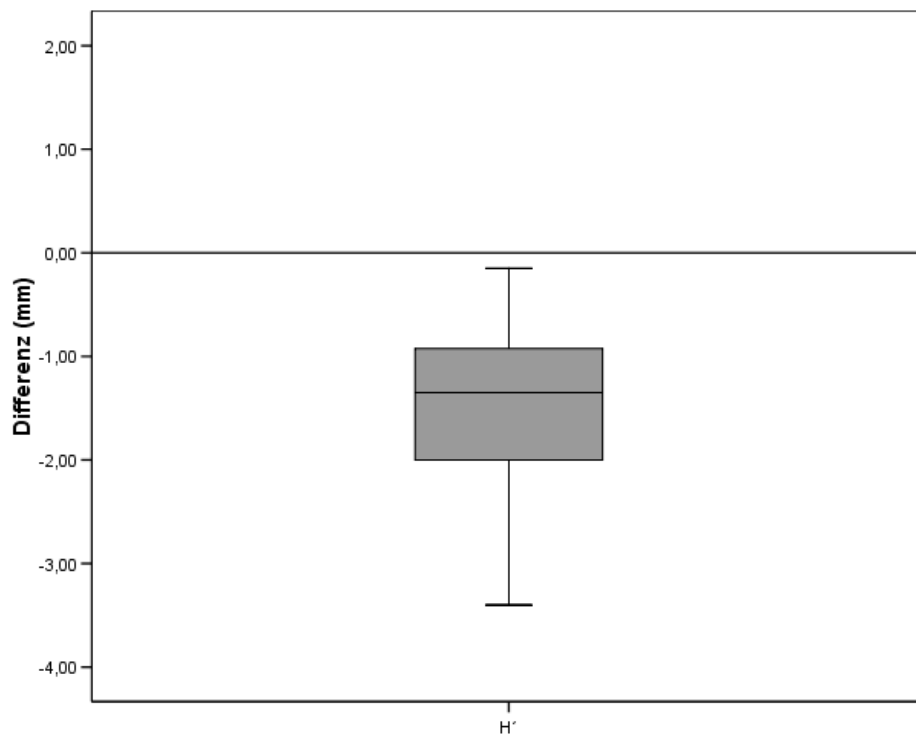


Abb. 4.4: Messwertdifferenz (mm) der CT- und Röntgenbildmessung der Länge des Cavum medullare ( $H'$ )

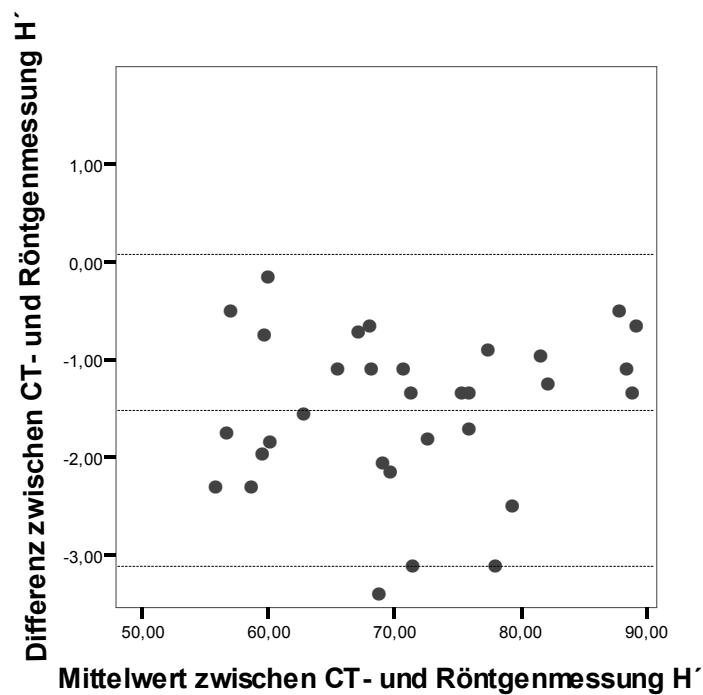


Abb. 4.5: Messwertdifferenz (mm) der CT- und Röntgenbildmessung zum Cavum medullare ( $H'$ ) im Streudiagramm

#### 4.3.2. t-Test

Der t-Test ergab signifikante Unterschiede zwischen den Messergebnissen der CT-Messung und der Röntgenbildmessung für den Parameter H'.

### 4.4. Methodenvergleich zur Bestimmung des Parameters Markhöhle: Knochenquerschnitte

#### 4.4.1. Boxplot und Streudiagramm (nach Bland-Altman)

Der Vergleich der Messmethoden CT- und Direktmessung im Boxplot (Abb. 4.6) und im Streudiagramm ergab:

Die Box des Boxplots zu den Differenzen der Messwerte der medio-lateralen intrakortikalen Weite auf Höhe der Basis des Collum ossis femoris (**Q1**) liegt mit dem Median auf der Nulllinie und weist gleich große Quartile auf. Im Streudiagramm ist die Punktwolke gleichmäßig um die Nulllinie verteilt. Demzufolge lagen die Messwerte der CT-Messung und die Messwerte der Direktmessung im gleichen Bereich.

Die Box des Boxplots zu den Differenzen der Messwerte der kranio-kaudalen intrakortikalen Weite auf Höhe der Basis des Collum ossis femoris (**Q11**) weist einen unterhalb der Nulllinie gelegenen Median auf, umfasst aber mit dem etwas größeren ersten Quartil die Nulllinie. Im Streudiagramm nimmt die Streuung der Punkte im unteren und oberen Messwertbereich zu, es weist jedoch eine um die Nulllinie herum verteilte Punktwolke auf. Somit liegen auch bei diesem Parameter die Messwerte der CT-Messung in einem ähnlichen Bereich wie die Messwerte der Direktmessung.

Bei der medio-lateralen intrakortikalen Weite auf Höhe des proximalen Endes des Trochanter minor (**Q2**) umfasst die Box gleichmäßig die Nulllinie. Der Median liegt oberhalb der Nulllinie, so dass die im CT ermittelten Messwerte höher waren als die der Direktmessung. Dies bestätigt sich im Streudiagramm, dort liegt die Mehrzahl der Punkte oberhalb der Nulllinie.

Das Boxplot zur kranio-kaudalen intrakortikalen Weite auf Höhe des proximalen Endes des Trochanter minor (**Q22**) weist einen weit auseinander liegenden Minimal- und Maximalwert und einen oberhalb der Nulllinie liegenden Median auf. Auch im Streudiagramm liegt die Punktwolke größtenteils oberhalb der Nulllinie, d.h. die CT-Messwerte waren höher als die Werte der Direktmessung.

Bei der medio-lateralen intrakortikalen Weite auf Höhe des distalen Endes des Trochanter minor (**Q3**) liegt der Median der Box auf der Nulllinie und die Punktwolke des Streudiagramms gleichmäßig um die Nulllinie verteilt. Demzufolge lagen die Messwerte der CT-Messung und der Direktmessung im gleichen Bereich.

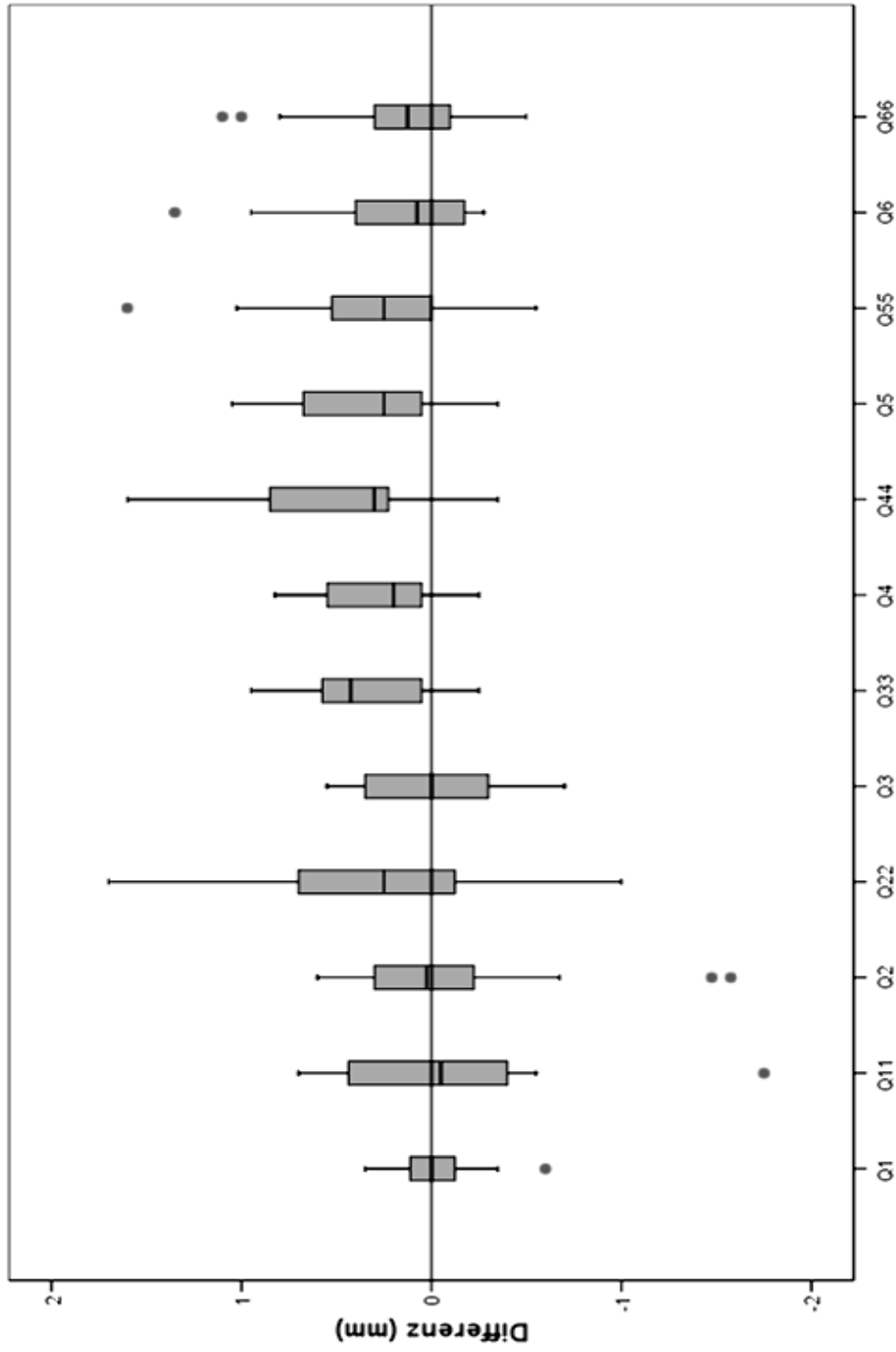
Die kranio-kaudale intrakortikale Weite auf Höhe des distalen Endes des Trochanter minor (**Q33**) weist eine mit den Quartilen komplett oberhalb der Nulllinie gelegene Box auf. Auch im Streudiagramm liegen die meisten Punkte oberhalb der Nulllinie. Somit waren die CT-Messwerte höher und lagen in einem anderen Bereich als die Werte der Direktmessung.

Bei den Knochenquerschnitten **Q4**, **Q44**, **Q5** und **Q55** setzt sich dieser Trend fort. Die Boxen der Boxplots und die Mehrzahl der Punkte aus den Punktwolken der Streudiagramme liegen bei diesen Parametern oberhalb der Nulllinie, d.h. die CT-Messwerte sind höher und anders verteilt als die Messwerte aus der Direktmessung.

Die Box des Boxplots zur medio-lateralen intrakortikalen Weite auf Höhe des Isthmus ossis femoris (**Q6**) umfasst mit ihren Quartilen die Nulllinie, der Median liegt oberhalb der Nulllinie. Im Streudiagramm liegen nur Differenzen der Messwerte aus dem unteren Bereich unterhalb der Nulllinie, der Rest der Punktwolke ist gleichmäßig oberhalb der Nulllinie verteilt. Somit waren die Messwerte der CT-Messung zwar höher, lagen aber dennoch im gleichen Bereich wie die Messwerte der Direktmessung.

Bei der kranio-kaudalen intrakortikalen Weite auf Höhe des Isthmus (**Q66**) weist das Boxplot eine Box mit einem oberhalb der Nulllinie liegenden Median auf. Im Streudiagramm streuen vor allem die Punkte der kleinsten und größten Messwerte, ansonsten sind die Punkte gleichmäßig oberhalb der Nulllinie verteilt. Demzufolge waren die Werte der CT- und Direktmessung gleich verteilt, wenn auch die CT-Messwerte höher waren.

Die distal des Isthmus ossis femoris gelegenen Knochenquerschnitte **Q7** und **Q8** wurden statistisch nicht ausgewertet, da sie für die Herstellung einer Endoprothese keine Relevanz haben.



**Abb. 4.6: Messwertdifferenz zum Knochenquerschnitt im CT und bei Direktmessung; Q1-Q6: intrakortikale Weite (medio-lateral), Q11-Q66: intrakortikale Weite (kranio-kaudal)**

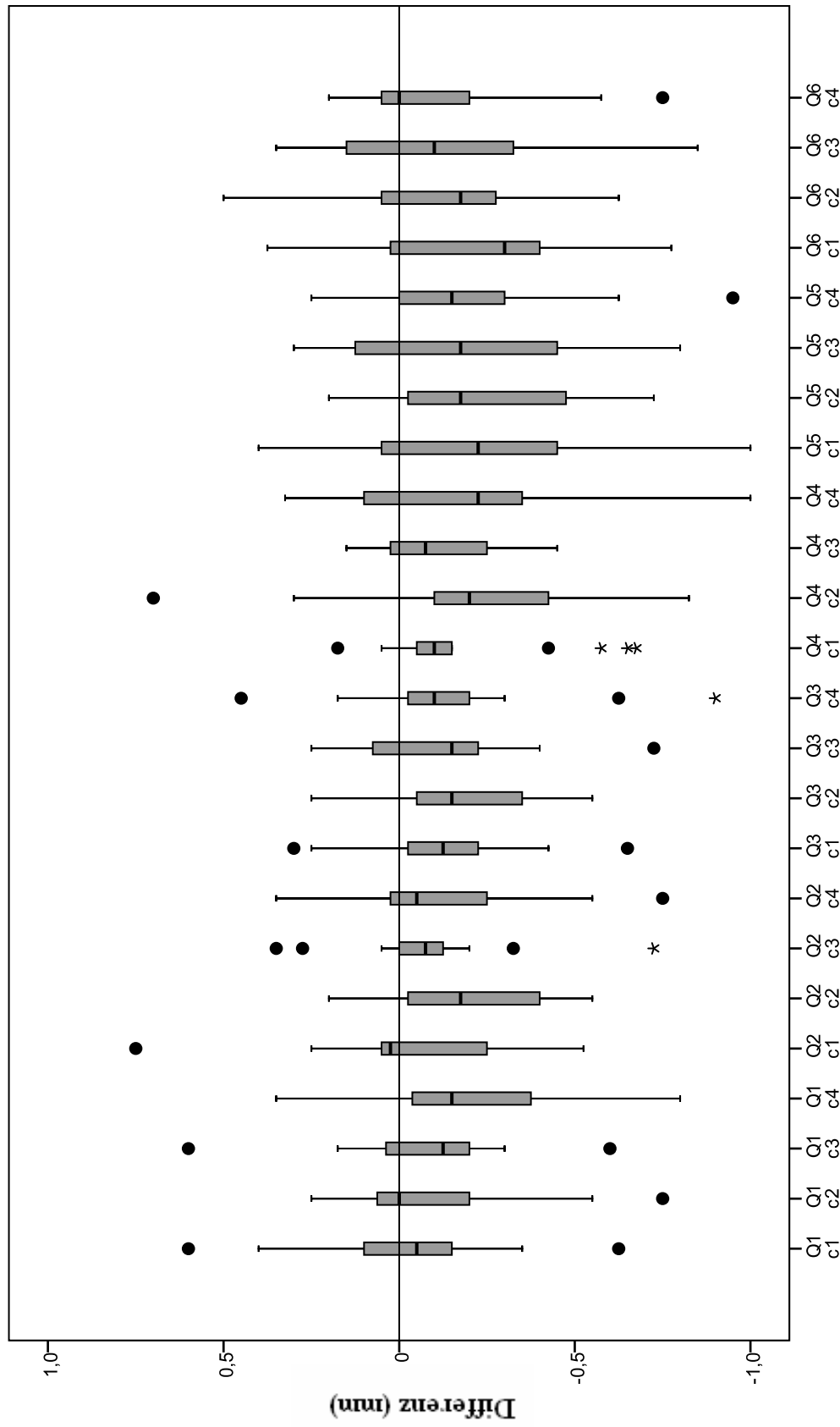
#### **4.4.2. t-Test**

Der t-Test ergab signifikante Unterschiede für die mittleren Differenzen der Parameter Q33, Q4, Q44, Q5, und Q55.

### **4.5. Methodenvergleich zur Bestimmung des Parameters Markhöhle: Kortikalisdicke c1 –c4**

#### **4.5.1. Boxplot und Streudiagramm (nach Bland-Altman)**

Um Unterschiede zwischen den Messwerten der Boxplots (Abb. 4.7) und Streudiagramme zur Kortikalisdicke zu erkennen, wurden alle Parameter zur Kortikalisdicke dem t-Test unterzogen.



**Abb. 4.7: Messwertdifferenz der Kortikalisdicke der Knochenquerschnitte (Q1-Q6) in der CT- und Direktmessung; c1= kaudale Kortikalisdicke, c2 = mediale Kortikalisdicke, c3 = kraniale Kortikalisdicke, c4 = laterale Kortikalisdicke**



#### 4.5.2. t-Test

Der t-Test zu den Messwerten der Kortikalisdicke ergab signifikante Unterschiede zwischen den zwei Messmethoden für die:

- kaudale Kortikalisdicke c1 auf Höhe der Knochenquerschnitte Q3, Q4, Q5 und Q6
- mediale Kortikalisdicke c2 auf Höhe der Knochenquerschnitte Q1, Q3, Q5 und Q6
- kraniale Kortikalisdicke c3 auf Höhe der Knochenquerschnitte Q5 und Q6
- laterale Kortikalisdicke c4 auf Höhe des Knochenquerschnitts Q1, Q2, Q4, Q5 und Q6.

#### 4.6. Methodenvergleich zur Gewinnung der Daten des Acetabulums

##### 4.6.1. Boxplot und Streudiagramm (nach Bland-Altman)

Die Messungen am Becken ergaben im Vergleich Boxplots mit einem nahe bei Null liegenden Median sowie die Nulllinie umschließenden 25% und 75% Quartilen (Abb. 4.8). Die Streudiagramme (Abb. 4.9 – 4.12) weisen eine um die Nulllinie verteilte Punktwolke auf. Demzufolge lagen die ermittelten Messwerte beider Messmethoden im gleichen Bereich.

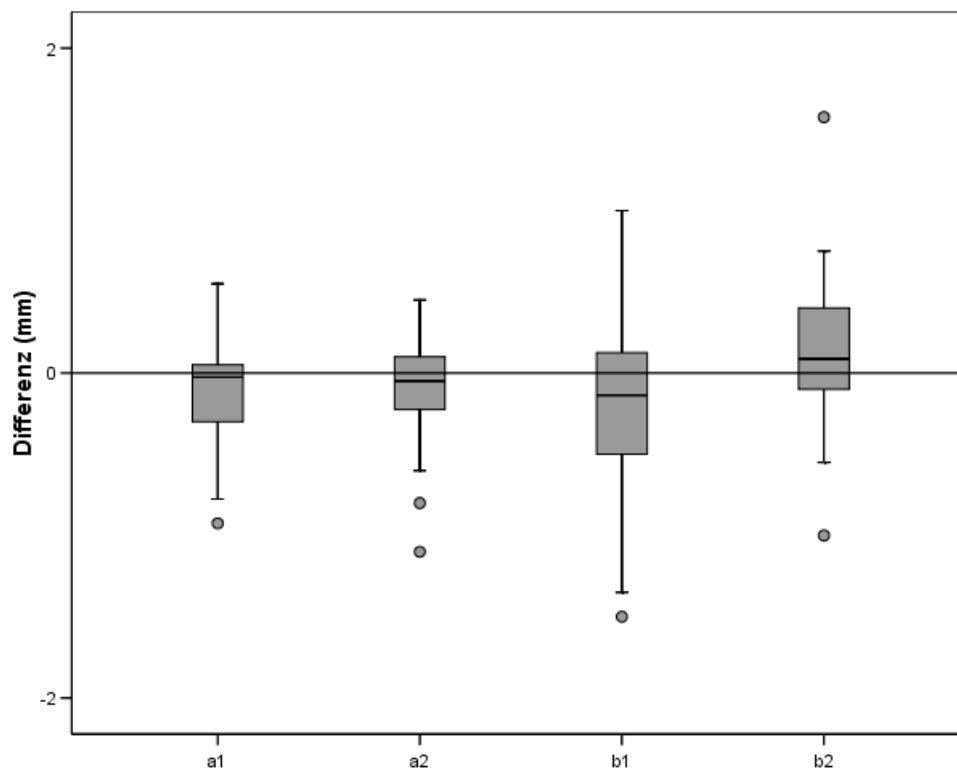
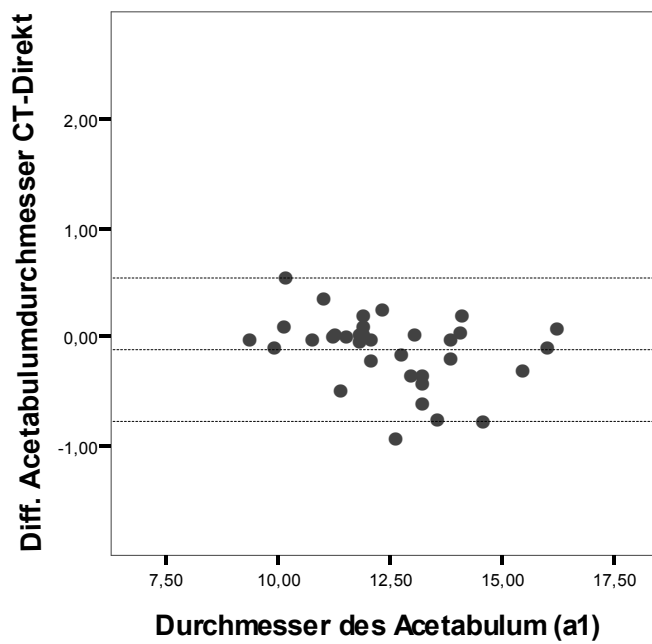
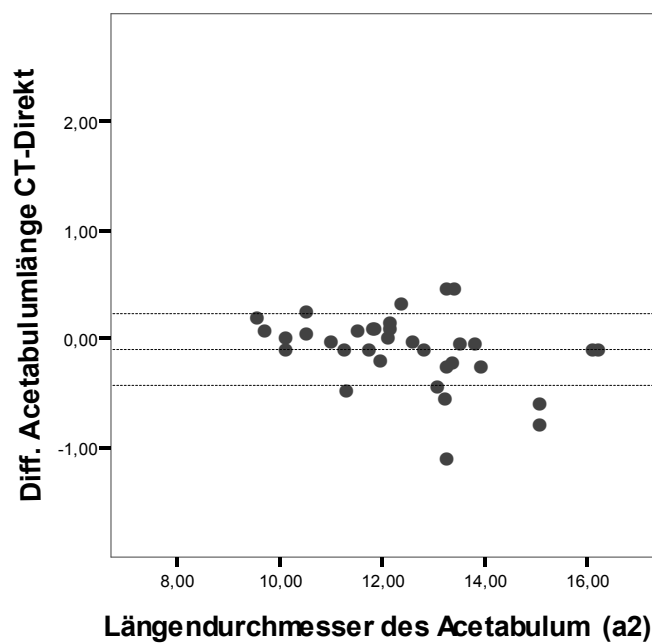


Abb. 4.8: Messwertdifferenz im CT und direkt am Acetabulum



**Abb. 4.9:** Messwertdifferenz des computertomografisch und direkt vermessenen Acetabulumdurchmessers a1



**Abb. 4.10:** Messwertdifferenz des computertomografisch und direkt vermessenen Acetabulumdurchmessers a2

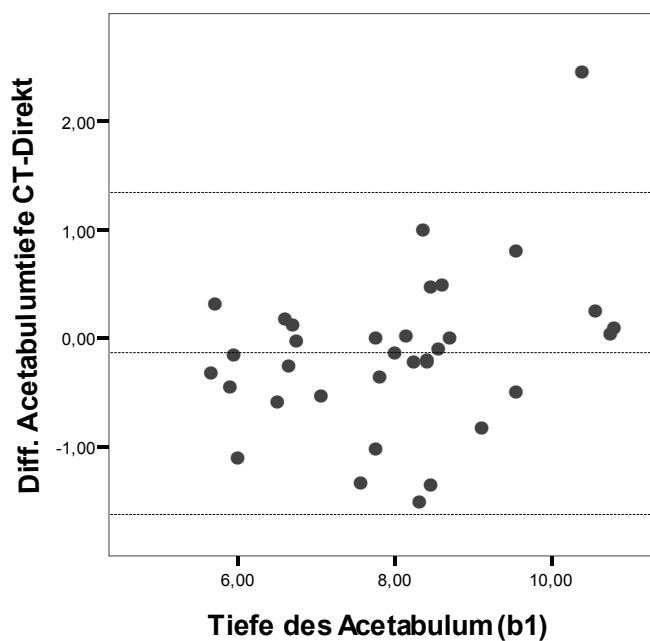


Abb. 4.11: Messwertdifferenz der computertomografisch und direkt vermessenen Acetabulumtiefe b1

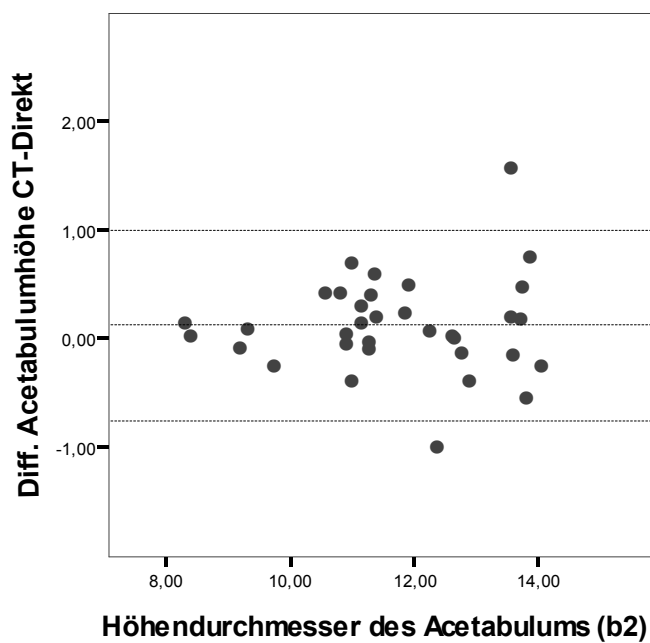


Abb. 4.12: Messwertdifferenz der computertomografisch und direkt vermessenen Acetabulumhöhe b2

#### 4.7. Diaphysen-Hals-Winkel

Die CT-Messung ergab einen durchschnittlichen Diaphysen-Hals-Winkel von 138,2°, mit einem Minimum von 130° und einem Maximum von 146,5°. Die Röntgenbild-Messung ergab einen durchschnittlichen Diaphysen-Hals-Winkel von 136,1°, bei einer Messspanne von 128° bis 143,5° (Tab. 4.1).

**Tab. 4.1: Diaphysen-Hals-Winkel vergleichend im CT und am Röntgenbild**

Hunderasse		CT Diaphysen-Hals-Winkel	Röntgen Diaphysen-Hals-Winkel
Pudel	Untergrenze	131,50	133,00
	Mittelwert	139,15	136,15
	Obergrenze	146,50	137,50
Jack Russel	Untergrenze	136,00	138,50
	Mittelwert	138,00	139,25
	Obergrenze	141,50	140,00
WHW	Untergrenze	131,00	129,00
	Mittelwert	137,00	136,00
	Obergrenze	142,00	140,00
Yorkshire Terrier	Untergrenze	130,00	128,00
	Mittelwert	138,50	134,65
	Obergrenze	146,00	143,00
Teckel	Untergrenze	133,50	137,00
	Mittelwert	136,50	139,65
	Obergrenze	137,50	143,50
Insgesamt	Untergrenze	130,00	128,00
	Mittelwert	138,20	136,10
	Obergrenze	146,50	143,50

## 4.8. Computertomografische Vermessung

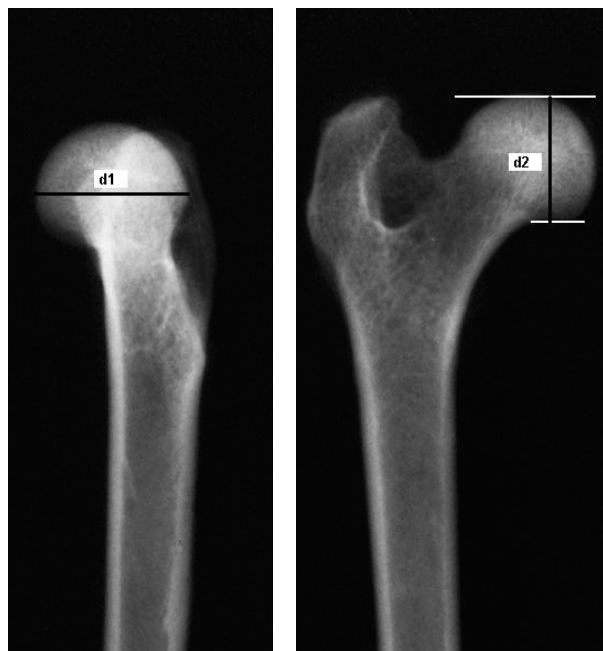
### 4.8.1. Durchmesser Caput ossis femoris (d1, d2), Medio-lateraler Ausgleich Caput ossis femoris (A), Länge des Collum ossis femoris (B), Basis des Collum ossis femoris (C), Proximale Weite des Collum ossis femoris (C'), Länge Os femoris (H)

Die am Computertomografen ermittelten Messwerte für die Parameter d1 und d2 (Abb. 4.13) sowie A, B, C, C' und H (Abb. 4.14) ergaben folgende 95% Konfidenzintervalle:

Parameter:

Mediolateraler Durchmesser	Untergrenze 10,79 mm Durchschnitt 11,10 mm Obergrenze 11,41 mm
<b>d1</b>	

Dorsoventraler Durchmesser	Untergrenze 9,53 mm Durchschnitt 9,79 mm Obergrenze 10,06 mm
<b>d2</b>	



**Abb. 4.13: Röntgenaufnahmen des proximalen Endstücks eines präparierten rechten Os femoris eines (Toy-) Pudels im medio-lateralen (links) und kranio-kaudalen (rechts) Strahlengang mit Angabe der Messstrecken zur computertomografischen Messung des Durchmessers (d1 und d2)**

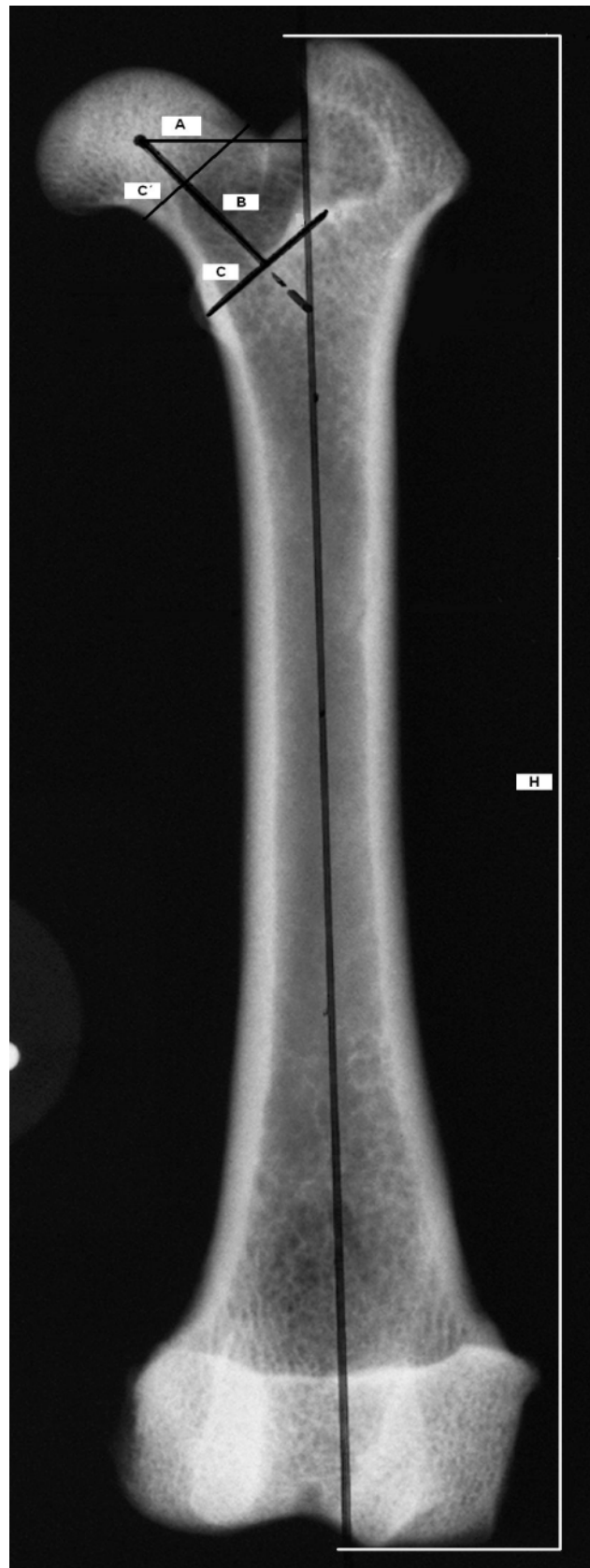
Medio-lateraler Ausgleich Caput ossis femoris <b>A</b>	Untergrenze 7,48 mm Durchschnitt 7,72 mm Obergrenze 7,95 mm
---	---

Länge des Collum ossis femoris <b>B</b>	Untergrenze 9,08 mm Durchschnitt 9,35 mm Obergrenze 9,61 mm
--	---

Basis des Collum ossis femoris <b>C</b>	Untergrenze 8,42 mm Durchschnitt 8,77 mm Obergrenze 9,12 mm
--	---

Prox. Weite des Collum ossis femoris <b>C'</b>	Untergrenze 7,96 mm Durchschnitt 8,24 mm Obergrenze 8,51 mm
---	---

Länge des Os femoris <b>H</b>	Untergrenze 85,36 mm Durchschnitt 87,65 mm Obergrenze 89,94 mm
----------------------------------	--

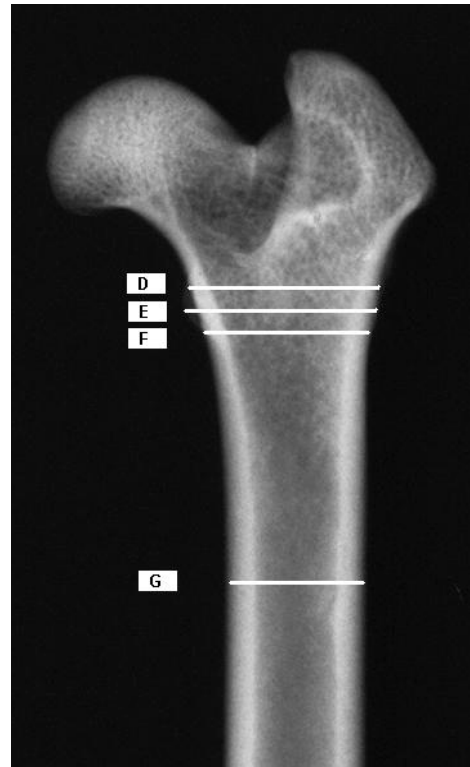


**Abb. 4.14: Röntgenbild eines linken Os femoris im kranio-kaudalen Strahlengang zur computertomografischen Ermittlung der Messstrecken A, B, C, C' und H (95% Konfidenzintervall)**

**4.8.2. Extrakortikale Weite auf Höhe des proximalen Endes des Trochanter minor (D), des Scheitelpunktes des Trochanter minor (E), des distalen Endes des Trochanter minor (F) und des Isthmus ossis femoris (G)**

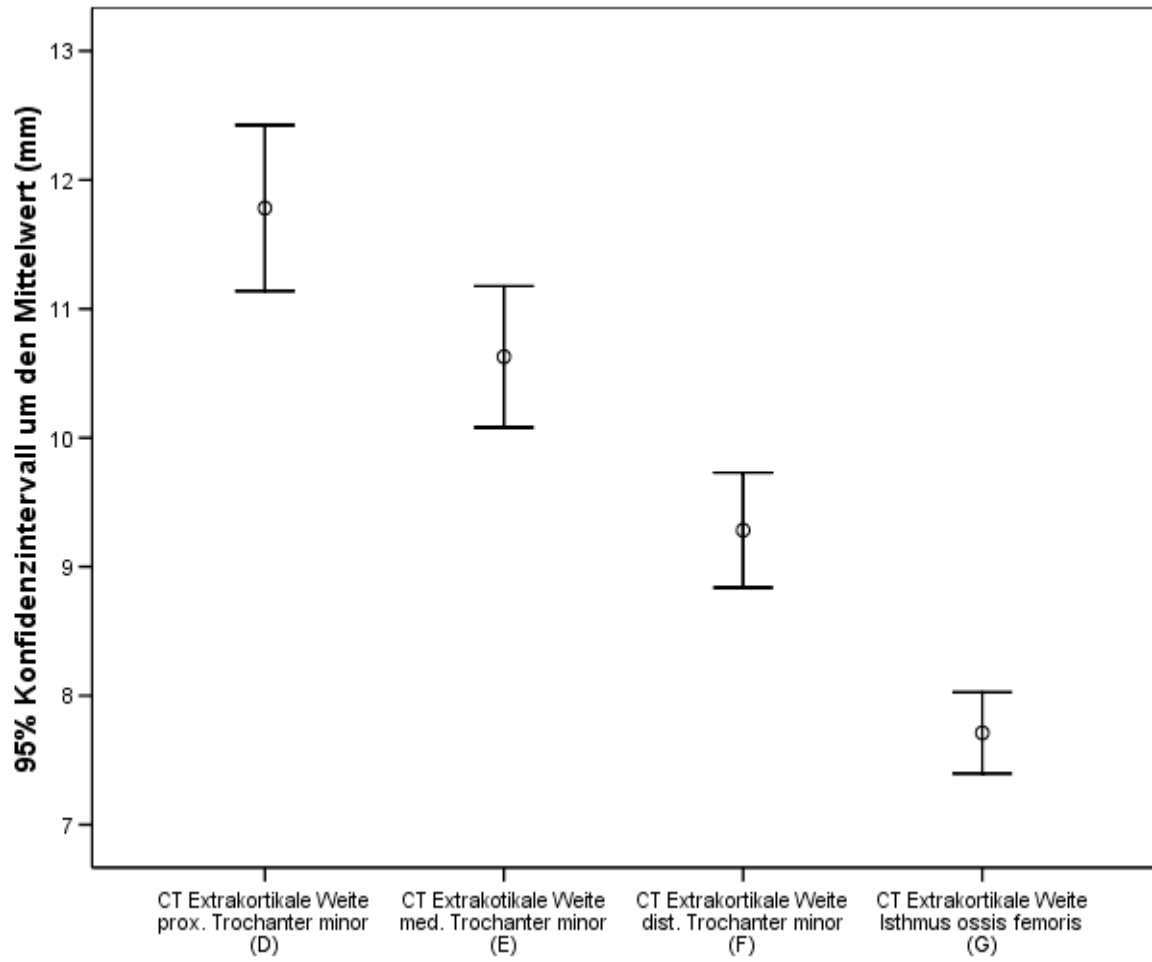
Die Ermittlung der extrakortikalen Weite im proximalen Bereich des Os femoris (Abb. 4.15) im Transversalschnitt ergab im 95% Konfidenzintervall folgende Werte:

Extrakortikale Weite prox. Ende Trochanter minor <b>D</b>	Untergrenze 11,14 mm Durchschnitt 11,78 mm Obergrenze 12,43 mm
Extrakortikale Weite Scheitelpunkt Trochanter minor <b>E</b>	Untergrenze 10,08 mm Durchschnitt 10,63 mm Obergrenze 11,18 mm
Extrakortikale Weite dist. Ende Trochanter minor <b>F</b>	Untergrenze 8,84 mm Durchschnitt 9,28 mm Obergrenze 9,73 mm
Extrakortikale Weite Isthmus ossis femoris <b>G</b>	Untergrenze 7,4 mm Durchschnitt 7,71 mm Obergrenze 8,03 mm



**Abb. 4.15: Computertomografisch ermittelte Daten (95% Konfidenzintervall) zur extrakortikalen Weite der Parameter D, E, F und G**

Demzufolge nimmt die extrakortikale Weite vom proximalen Ansatz des Trochanter minor zum Isthmus ossis femoris hin ab (Abb.4.16).



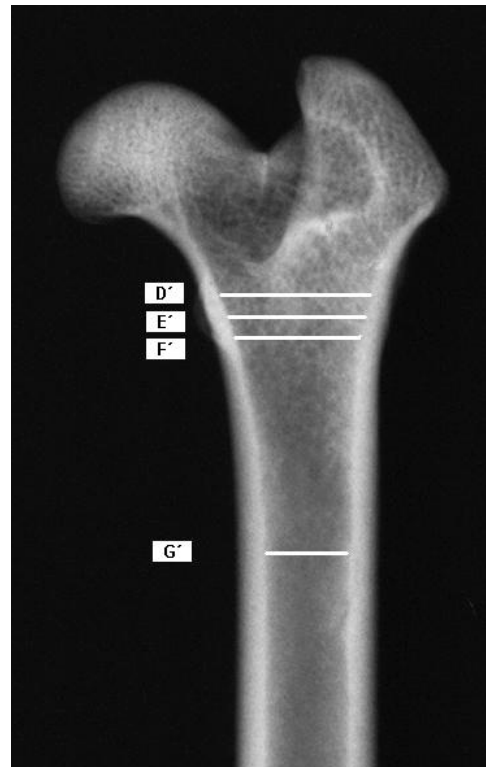
**Abb. 4.16: 95% Konfidenzintervalle um den Mittelwert der Parameter D, E, F und G**



**4.8.3. Intrakortikale Weite auf Höhe des proximalen Endes des Trochanter minor (D'), des Scheitelpunktes des Trochanter minor (E'), des distalen Endes des Trochanter minor (F') und des Isthmus ossis femoris (G')**

Die Ermittlung der intrakortikalen Weite im proximalen Bereich des Os femoris (Abb. 4.17) im Transversalschnitt ergab im 95% Konfidenzintervall folgende Werte:

Intrakortikale Weite prox. Ende Trochanter minor <b>D'</b>	Untergrenze 7,48 mm Durchschnitt 8,03 mm Obergrenze 8,58 mm
Intrakortikale Weite Scheitelpunkt Trochanter minor <b>E'</b>	Untergrenze 6,22 mm Durchschnitt 6,69 mm Obergrenze 7,16 mm
Intrakortikale Weite dist. Ende Trochanter minor <b>F'</b>	Untergrenze 5,41 mm Durchschnitt 5,82 mm Obergrenze 6,22 mm
Intrakortikale Weite Isthmus ossis femoris <b>G'</b>	Untergrenze 3,9 mm Durchschnitt 4,18 mm Obergrenze 4,45 mm



**Abb. 4.17: Computertomografisch ermittelte Daten (95% Konfidenzintervall) zur intrakortikalen Weite der Parameter D', E', F' und G'**

Die intrakortikale Weite nimmt wie die extrakortikale vom proximalen Ende des Os femoris zum Isthmus ossis femoris hin ab (Abb. 4.18).

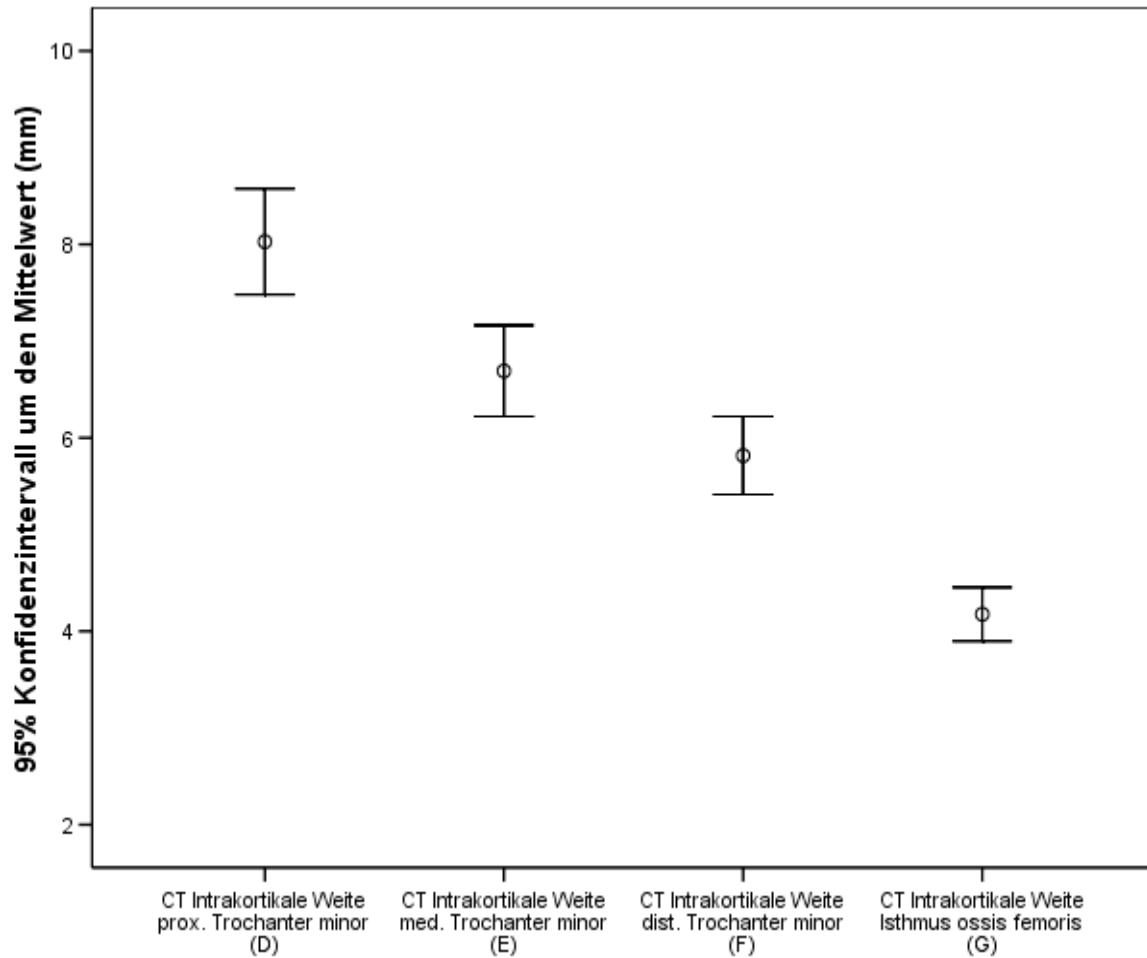


Abb. 4.18: 95% Konfidenzintervalle um den Mittelwert der Parameter D', E', F' und G'

#### 4.8.4. Markhöhlenverhältnisse

##### 4.8.4.1. Länge Cavum medullare (H')

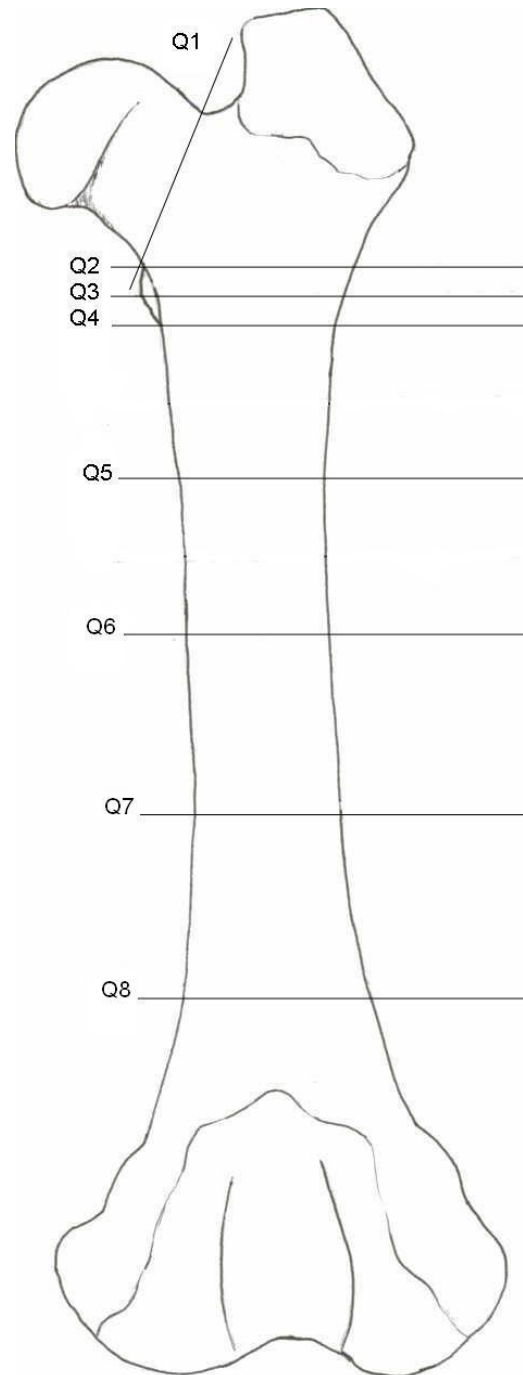
Die computertomografischen Messungen zur Länge der Markhöhle ergaben folgendes 95% Konfidenzintervall:

Länge	Untergrenze 66,59 mm
Cavum medullare	Durchschnitt 70,23 mm
H'	Obergrenze 73,87 mm

#### 4.8.4.2. Knochenquerschnitte Q1-Q6

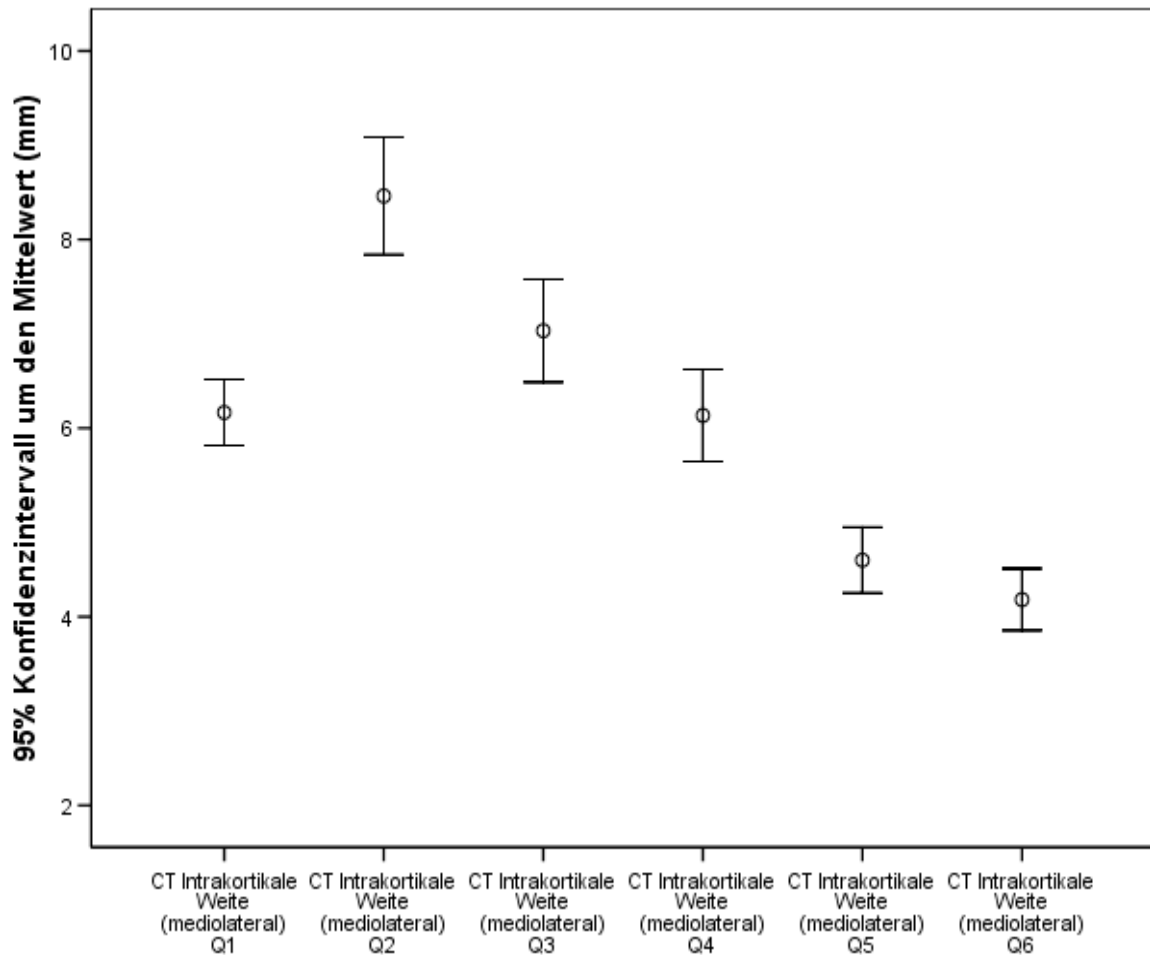
Statistisch ausgewertet (95% Konfidenzintervalle) wurden die für die Entwicklung einer Endoprothese relevanten Knochenquerschnitte Q1 bis Q6 (Abb. 4.19).

Q1	Medio-lateral	Untergrenze 6,13 mm Durchschnitt 6,47 mm Obergrenze 6,82 mm
	Kranio-kaudal	Untergrenze 3,56 mm Durchschnitt 3,83 mm Obergrenze 4,11 mm
Q2	Medio-lateral	Untergrenze 7,95 mm Durchschnitt 8,51 mm Obergrenze 9,07 mm
	Kranio-kaudal	Untergrenze 5,09 mm Durchschnitt 5,51 mm Obergrenze 5,94 mm
Q3	Medio-lateral	Untergrenze 6,65 mm Durchschnitt 7,14 mm Obergrenze 7,63 mm
	Kranio-kaudal	Untergrenze 4,94 mm Durchschnitt 5,33 mm Obergrenze 5,67 mm
Q4	Medio-lateral	Untergrenze 5,79 mm Durchschnitt 6,23 mm Obergrenze 6,67 mm
	Kranio-kaudal	Untergrenze 4,47 mm Durchschnitt 4,79 mm Obergrenze 5,12 mm
Q5	Medio-lateral	Untergrenze 4,14 mm Durchschnitt 4,74 mm Obergrenze 5,06 mm
	Kranio-kaudal	Untergrenze 3,85 mm Durchschnitt 4,13 mm Obergrenze 4,41 mm
Q6	Medio-lateral	Untergrenze 4,09 mm Durchschnitt 4,42 mm Obergrenze 4,74 mm
	Kranio-kaudal	Untergrenze 3,72 mm Durchschnitt 4,02 mm Obergrenze 4,33 mm

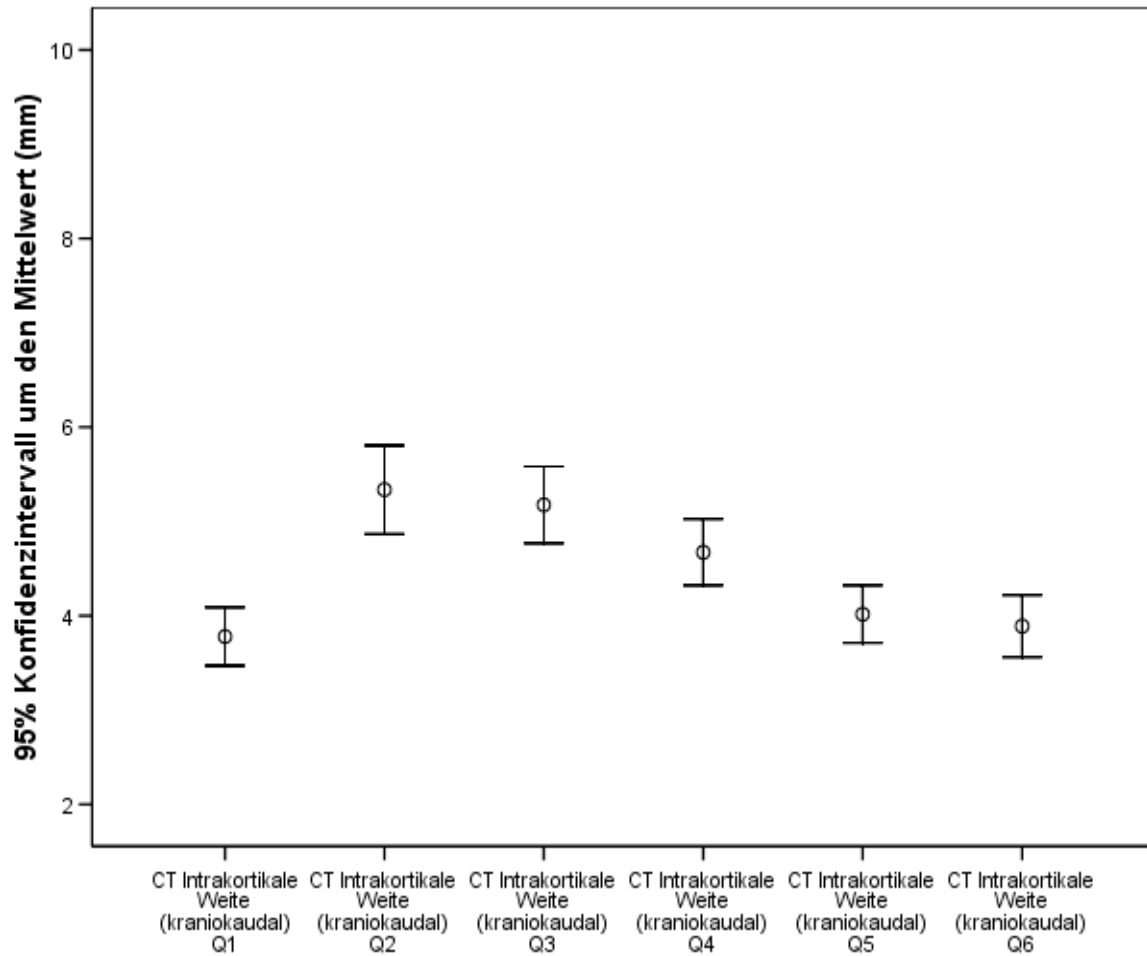


**Abb. 4.19: Computertomografisch ermittelte Messwerte (95% Konfidenzintervall) zu den Knochenquerschnitten Q1-Q6**

Die Dimensionen des Femurschafts nehmen im medio-lateralen (Abb. 4.20) und kraniokaudalen Querschnitt (Abb. 4.21) vom proximalen Ende des Trochanter minor bis zum Isthmus ossis femoris hin kontinuierlich ab.



**Abb. 4.20: 95% Konfidenzintervalle um den Mittelwert der intrakortikalen Weite (medio-lateral) der Knochenquerschnitte Q1 bis Q6**



**Abb. 4.21: 95% Konfidenzintervalle um den Mittelwert der intrakortikalen Weite (kranio-kaudal) der Knochenquerschnitte Q11 bis Q66**

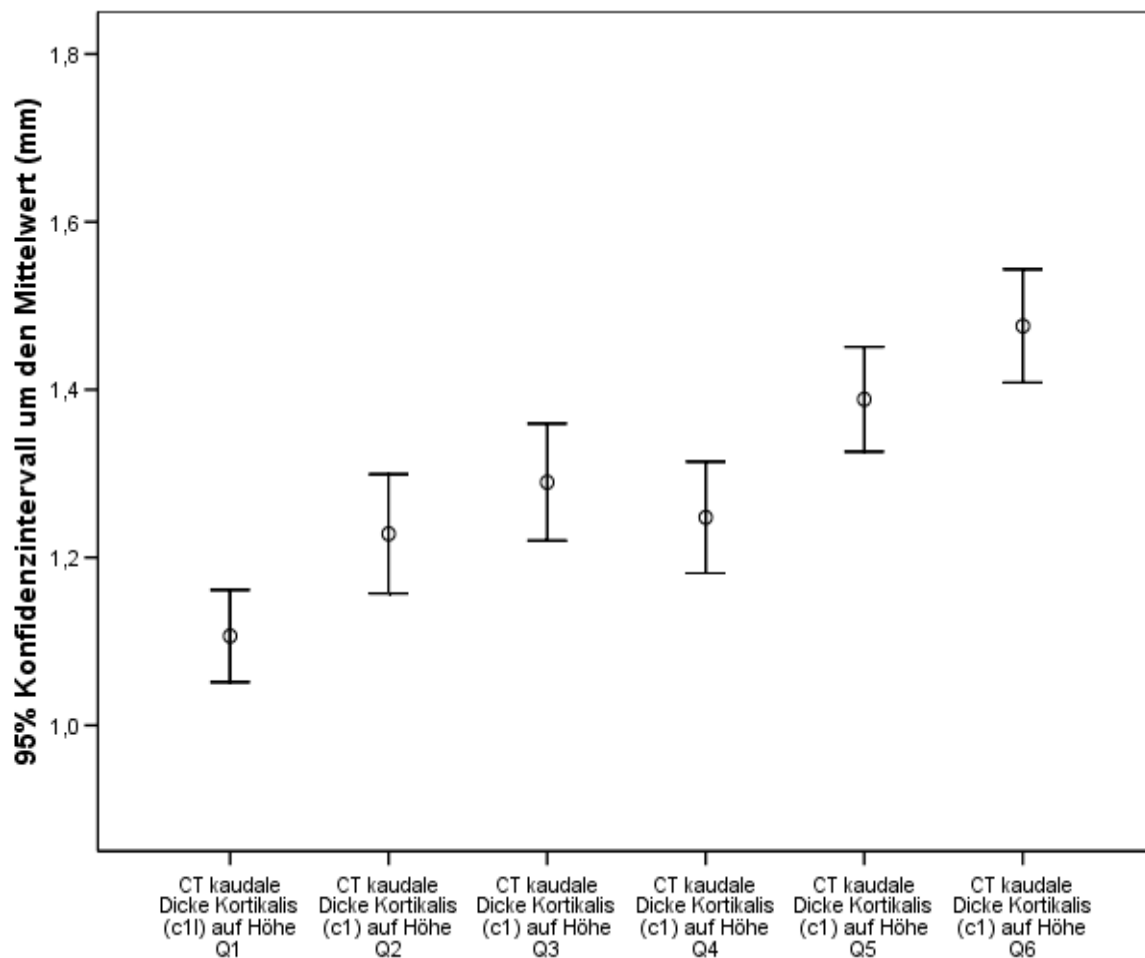
#### 4.8.4.3. Dicke der Kortikalis

Die Kortikalisdicke (c1 = kaudal, c2 = medial, c3 = cranial, c4 = lateral) wurde für die sechs Knochenquerschnitte mit 95% Konfidenzintervallen ausgewertet (Tab. 4.2 bis 4.5).

**Tab. 4.2: Untergrenze, Mittelwert und Obergrenze des 95% Konfidenzintervalls zur kaudalen Kortikalisdicke (c1) der Knochenquerschnitte Q1 bis Q6**

	<b>Knochenquerschnitt</b>	<b>Untergrenze</b>	<b>Durchschnitt</b>	<b>Obergrenze</b>
c1	Q1	0,99 mm	1,05 mm	1,10 mm
	Q2	1,13 mm	1,19 mm	1,25 mm
	Q3	1,20 mm	1,27 mm	1,33 mm
	Q4	1,17 mm	1,23 mm	1,29 mm
	Q5	1,32 mm	1,38 mm	1,44 mm
	Q6	1,39 mm	1,45 mm	1,51 mm

Wie aus dem Diagramm (Abb. 4.22) zu ersehen ist, nimmt die Kortikalisdicke des Os femoris kaudal von proximal nach distal zu. Das trifft nur auf Höhe des Knochenquerschnitts Q4 nicht zu.

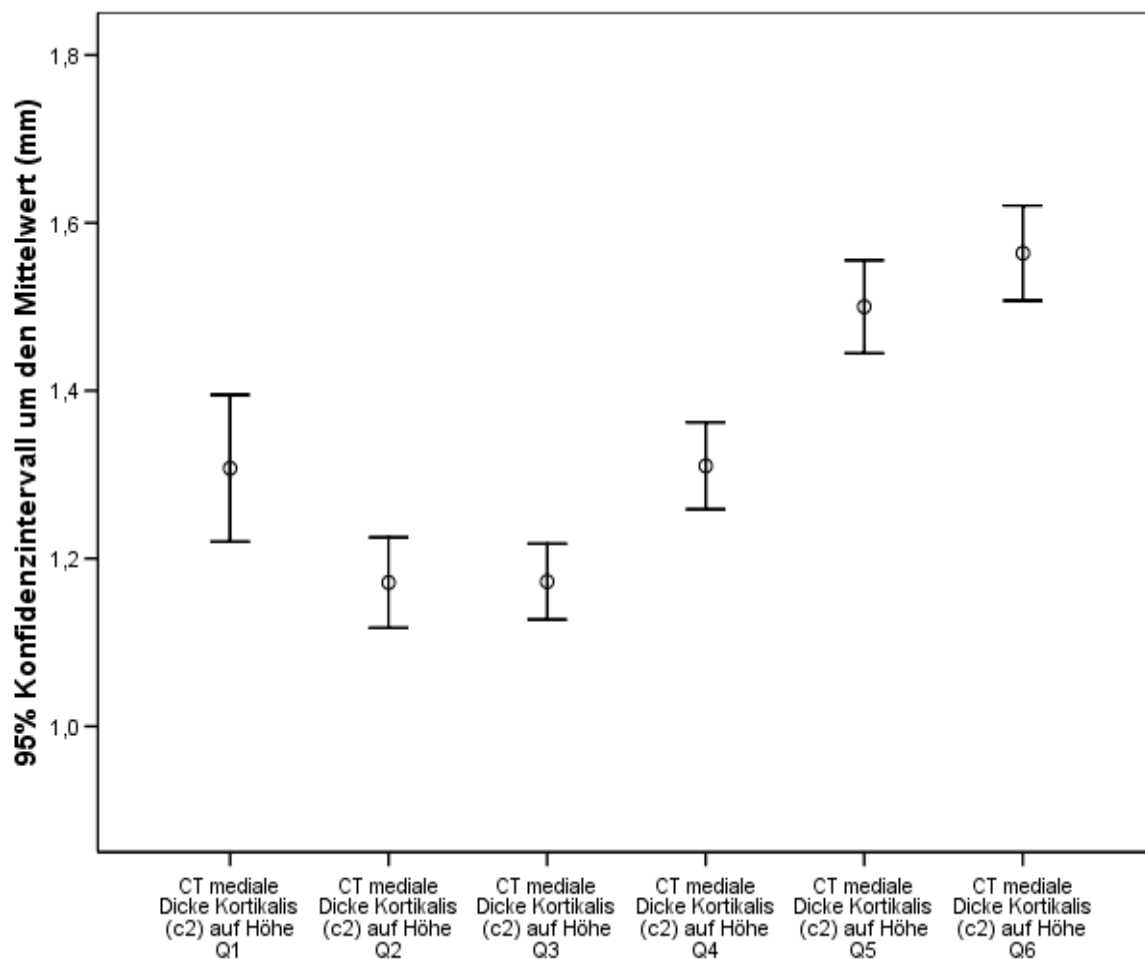


**Abb. 4.22: 95% Konfidenzintervalle um den Mittelwert der kaudalen Kortikalisdicke (c1) der Knochenquerschnitte Q1 – Q6**

**Tab. 4.3: Untergrenze, Mittelwert und Obergrenze des 95% Konfidenzintervalls zur medialen Kortikalisdicke (c2) der Knochenquerschnitte Q1 bis Q6**

	<b>Knochenquerschnitt</b>	<b>Untergrenze</b>	<b>Durchschnitt</b>	<b>Obergrenze</b>
c2	Q1	1,15 mm	1,24 mm	1,32 mm
	Q2	1,08 mm	1,13 mm	1,18 mm
	Q3	1,12 mm	1,16 mm	1,21 mm
	Q4	1,25 mm	1,29 mm	1,34 mm
	Q5	1,42 mm	1,48 mm	1,54 mm
	Q6	1,50 mm	1,56 mm	1,61 mm

Auch medial nimmt die Kortikalisdicke (c2) des Os femoris distal zu. Auf Höhe des Collum ossis femoris ist die Kortikalis etwa so dick wie auf Höhe distal des Trochanter minor (Abb. 4.23).

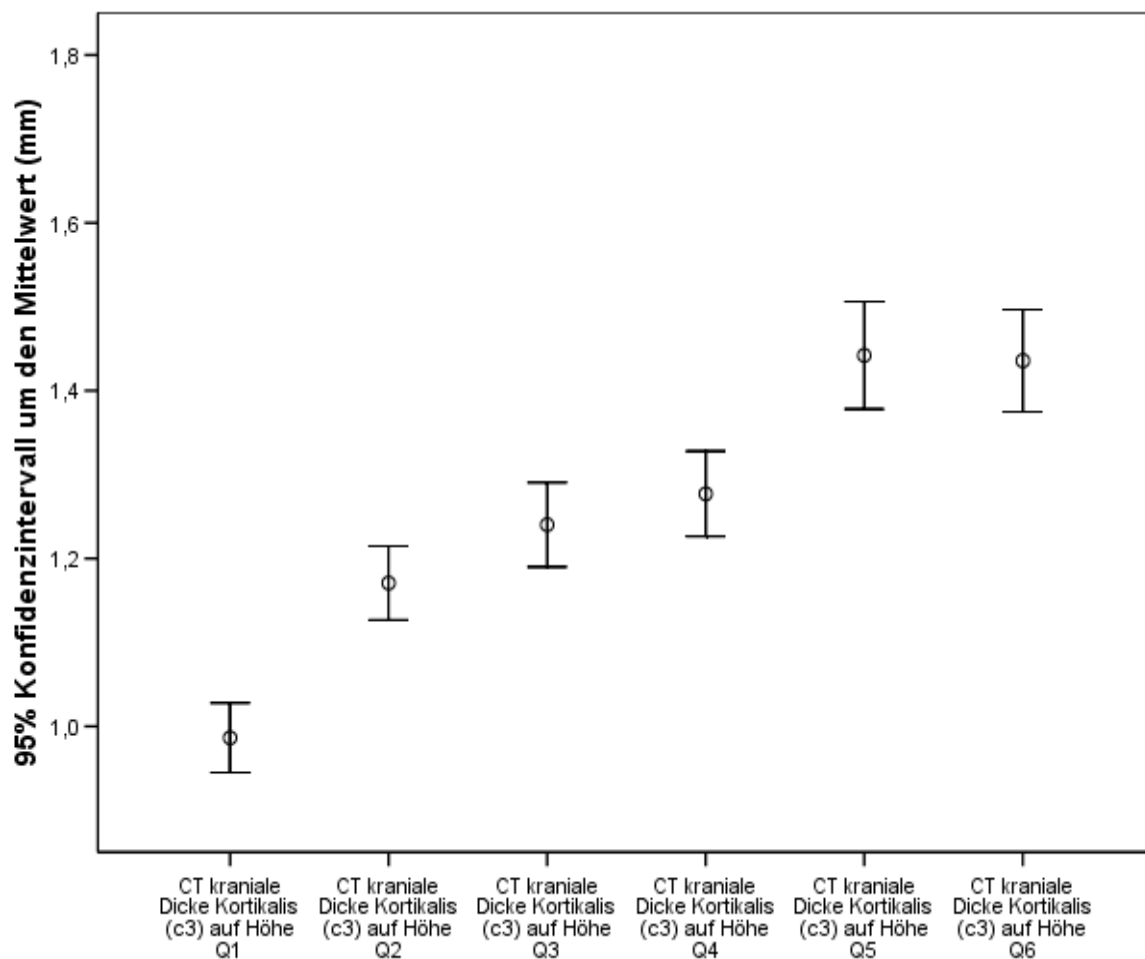


**Abb. 4.23: 95% Konfidenzintervalle um den Mittelwert der medialen Kortikalisdicke (c2) der Knochenquerschnitte Q1 – Q6**

**Tab. 4.4: Untergrenze, Mittelwert und Obergrenze des 95% Konfidenzintervalls zur kranialen Kortikalisdicke (c3) der Knochenquerschnitte Q1 bis Q6**

	<b>Knochenquerschnitt</b>	<b>Untergrenze</b>	<b>Durchschnitt</b>	<b>Obergrenze</b>
c3	Q1	0,92 mm	0,96 mm	1,00 mm
	Q2	1,12 mm	1,16 mm	1,20 mm
	Q3	1,18 mm	1,23 mm	1,27 mm
	Q4	1,23 mm	1,27 mm	1,32 mm
	Q5	1,37 mm	1,43 mm	1,49 mm
	Q6	1,37 mm	1,42 mm	1,48 mm

Aus Abb. 4.24 ist zu ersehen, dass das Kortikalisvolumen des Os femoris kranial (c3) vom proximalen Oberschenkelendstück zum Isthmus ossis femoris zunimmt. Die Kortikalis ist auf Höhe des Querschnitts Q5 und am Isthmus ossis femoris (Q6) nahezu gleich dick (Abb. 4.24).



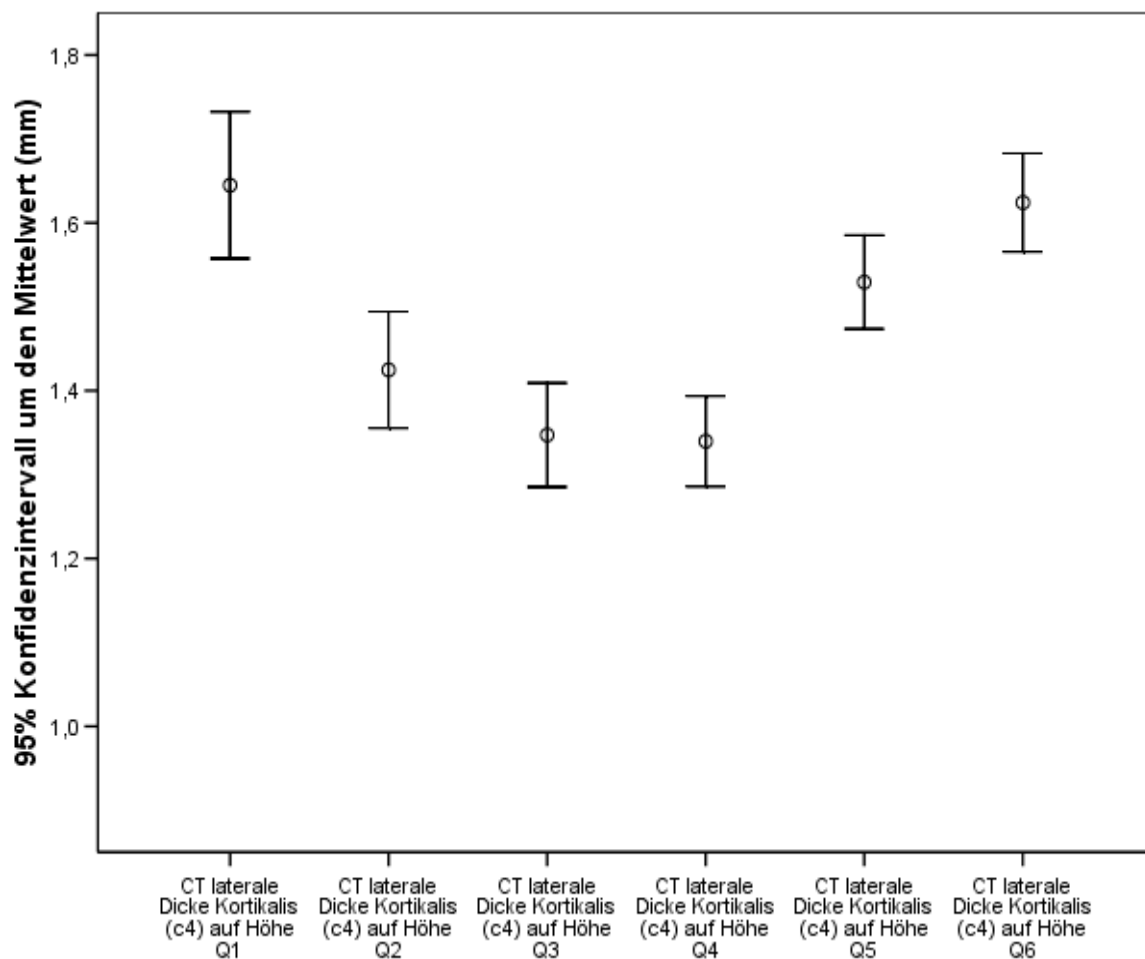
**Abb. 4.24: 95% Konfidenzintervalle um den Mittelwert der kranialen Kortikalisdicke (c3) der Knochenquerschnitte Q1 – Q6**



**Tab. 4.4: Untergrenze, Mittelwert und Obergrenze des 95% Konfidenzintervalls zur lateralen Kortikalisdicke (c4) der Knochenquerschnitte Q1 bis Q6**

	<b>Knochenquerschnitt</b>	<b>Untergrenze</b>	<b>Durchschnitt</b>	<b>Obergrenze</b>
c4	Q1	1,56 mm	1,64 mm	1,73 mm
	Q2	1,30 mm	1,36 mm	1,43 mm
	Q3	1,26 mm	1,32 mm	1,38 mm
	Q4	1,27 mm	1,32 mm	1,38 mm
	Q5	1,44 mm	1,50 mm	1,55 mm
	Q6	1,54 mm	1,60 mm	1,66 mm

Die Kortikalisdicke nimmt lateral (c4) vom Collum ossis femoris bis zum Scheitelpunkt des Trochanter minor hin ab, und vom distalen Ende des Trochanter minors an bis zum Isthmus ossis femoris wieder zu (Abb. 4.25).



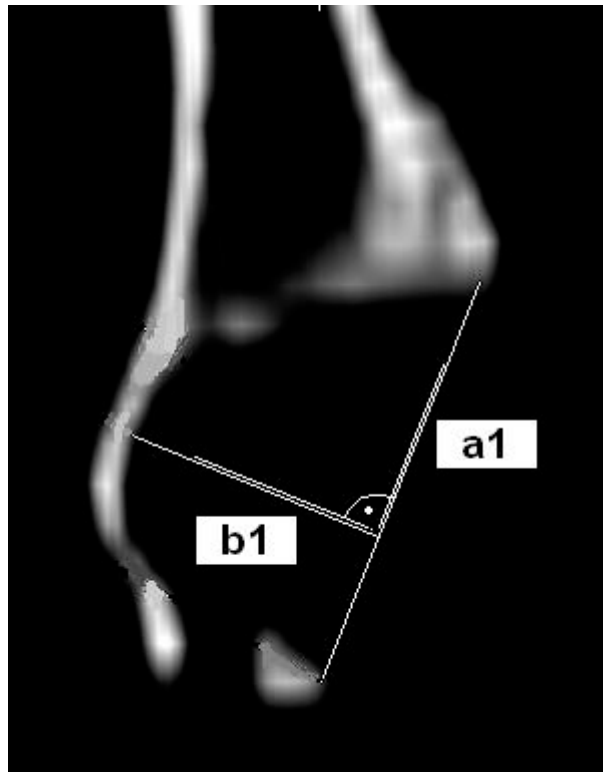
**Abb. 4.25: 95% Konfidenzintervalle zum Mittelwert der lateralen Kortikalisdicke der Knochenquerschnitte Q1 – Q6**

#### 4.8.5. Beckenparameter

Die Geometrie des Acetabulums wurde methodisch vergleichend wie das Os femoris berechnet (Abb. 4.26 und 4.27).

Acetabulum Durchmesser	Untergrenze 11,35 mm
<b>a1</b>	Durchschnitt 11,74 mm
	Obergrenze 12,13 mm

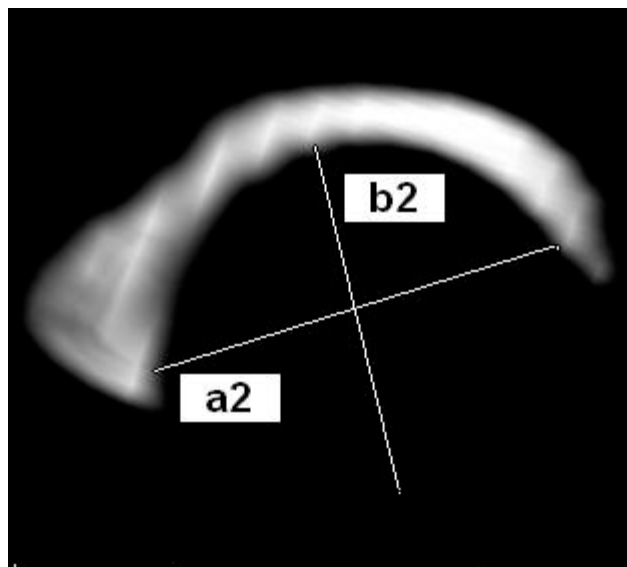
Tiefe Acetabulum	Untergrenze 7,24 mm
<b>b1</b>	Durchschnitt 7,52 mm
	Obergrenze 7,79 mm



**Abb. 4.26: Ventrodorsale Ansicht des Acetabulums (computertomografische Darstellung) mit den ermittelten Messwerten der Parameter a1 und b1 (95% Konfidenzintervalle)**

Längendurchmesser Acetabulum	Untergrenze 11,12 mm
<b>a2</b>	Durchschnitt 11,48 mm
	Obergrenze 11,85 mm

Höhendurchmesser Acetabulum	Untergrenze 10,93 mm
<b>b2</b>	Durchschnitt 11,24 mm
	Obergrenze 11,55 mm



**Abb. 4.27: Ventrolaterale Ansicht des Acetabulums (computertomografische Darstellung) mit den ermittelten Messwerten der Parameter a2 und b2 (95% Konfidenzintervalle)**

## 5. DISKUSSION

### 5.1. Untersuchungsgut

Ziel der Arbeit war es, aufgrund geometrischer Daten der Hüftgelenksknochen von Hunden kleinwüchsiger Rassen, Grundlagen für die Entwicklung einer Endoprothese zu gewinnen, die der Rassenvarianz so Tribut zollen, dass sie universell einsetzbar ist. So wurden die Acetabula und Ossa femorum von Yorkshire Terriern (n=28), West Highland White Terriern (n=13), Pudeln (n=13), Jack Russel Terriern (n=3) und Dackeln (n=3) computertomografisch vermessen. Von 17 dieser Tiere wurden die Hüftgelenksknochen zusätzlich direkt an Kadaverknochen und an Röntgenbildern im Grundbildpaar vermessen. Die Tiere wogen zwischen 1,7 kg und 12 kg, bei einem Median von 5kg. Die in der Studie vermessenen Präparate stammten von adulten Tieren, um etwaige wachstumsbedingte Veränderungen auszuschließen. Wie bekannt ist, wird die Hüftendoprothetik meist erst nach dem Wachstumsende (MATIS 1995) bzw. ab einem Alter von 9 Monaten (REMEDIOS und FRIES 1995; WALLACE und OLMSTEAD 1995) vorgenommen. Mit 9 Monaten ist das Wachstum so gut wie beendet. So waren etwaige wachstumskorrelierte Formveränderungen der Becken und Oberschenkelknochen nicht zu bedenken.

Die von Kadavern für die Studie sofort nach dem Tode entnommenen Knochen von insgesamt 17 Tieren, ihre Präparation und Aufbewahrung erfolgten nach den Angaben der Literatur (GRIFFON et al. 1995; SCHNEIDER 1995; BIRNBAUM et al. 2001; BERGH et al. 2004; DEARMIN und SCHULZ 2004; BEAUPIED et al. 2006). Die Knochen wurden in mit isotonischer Kochsalzlösung getränkten Baumwolltupfern eingeschlagen, in Folie doppelt eingeschweißt und bei -20°C gelagert. Nach dem Auftauen konnten visuell oder röntgenologisch keine Schäden ausgemacht werden. Entsprechend konnte angenommen werden, dass die gewonnenen Daten denen eines vitalen Knochens entsprechen. BLACK (1984) und LINDE und SORENSEN (1993) wiesen nach, dass sich die Viskoelastizität frisch entnommener Knochen nicht ändert. VAN HAAREN et al. (2008), BEAUPIED et al. (2006), DEARMIN und SCHULZ (2004), BERGH et al. (2004), BIRNBAUM et al. (2001), SCHNEIDER (1995) und GRIFFON et al. (1995) belegen, dass das Tiefgefrieren derartig entnommener Präparate weder die geometrischen noch die biomechanischen Eigenschaften des Knochens negativ beeinflusst.

Von insgesamt 43 Hunden, deren Daten im CT vorlagen, wurden die Acetabula und Ossa femorum im Computertomogramm vermessen. Diese Hunde waren Grundlage einer Studie zur Patellaluxation (BEHRENDT 2008). 28 der Tiere (n=43) hatten eine Luxatio patellae und

15 waren luxationsfrei. Diese CT-Daten zu nutzen, um die Konfiguration der am Hüftgelenk beteiligten Knochen und deren geometrische Daten zu messen, ist kritisch zu betrachten. TOWLE et al. (2005) fanden bei Hunden mit einer Luxatio patellae medialis auch einen veränderten Diaphysen-Hals-Winkel und gehäuft eine Hüftgelenkdysplasie. Dies deckt sich mit den Angaben von HULSE (1981), ROUSH (1993) und BRINKER et al. (2006), die ganz allgemein bei einer Luxatio patellae medialis eine Coxa vara (reduzierter Diaphysen-Hals-Winkel) als eine der knöchernen Abweichungen angeben. Dies deckt sich aber nicht mit der Studie von BOUND et al. (2009). Sie konnten bei nur 6 von 87 Hunden mit einer Patellaluxation auch eine Hüftgelenkdysplasie diagnostizieren. Zudem konnten sie an nur 10 (5,6%) von 178 Ossa femorum eine Coxa vara ermitteln. Auch in den Studien von HAUPTMANN et al. (1985), BANFIELD et al. (1996) und SARIERLER (2004) konnte keine Korrelation zwischen dem Diaphysen-Hals-Winkel und einem etwaigen HD-Befund entdeckt werden.

In der vorliegenden Arbeit ergaben die Messungen des Diaphysen-Hals-Winkels an den im CT gespeicherten Bildern, dass der Winkel auch bei Hunden mit Patellaluxation nicht reduziert war, d.h. eine Coxa vara bestand nicht, so dass die Daten im Sinne des Anliegens dieser Studie zu nutzen waren.

## **5.2. Methodenvergleich CT-, Röntgenbild- und Direktmessung**

### **5.2.1. Allgemein**

In der vorliegenden Arbeit wurden 34 Ossa femorum direkt am Knochenpräparat, röntgenologisch und computertomografisch vermessen. An den Präparaten sollte geprüft werden, ob die Daten der CT-Messung im Hinblick auf Exaktheit mit denen, die direkt am Präparat und röntgenologisch gewonnen wurden, verglichen werden können. KALTEIS et al. (2006) konnten zumindest bei einem derartigen Vergleich von Messergebnissen an Computertomografien und Röntgenbildern keine signifikanten Differenzen bei den Ergebnissen feststellen. Interessant ist aber, dass die Ergebnisse von zwei Untersuchern erarbeitet wurden und keine Signifikanz der Ergebnisse beim jeweiligen Untersucher - intra-individuell - bestand, aber eine Signifikanz im Vergleich der Untersucher - inter-individuell - aufgedeckt wurde. Diese inter-individuelle Zuverlässigkeit sollte in den eigenen Studien dadurch vermieden werden, dass die Messungen nur von einem Untersucher, allerdings zweimal an verschiedenen Tagen durchgeführt wurden. Damit erschien gesichert, dass valide

Daten zur Geometrie des Os femoris von Hunden kleinwüchsiger Rassen gewonnen werden konnten, um einen neuen Prothesen-typ zu entwickeln.

### **5.2.2. Methodenvergleich CT- und Direktmessung**

Im Ergebnisvergleich waren die Werte der CT-Vermessung des Os femoris niedriger im Hinblick auf Länge (H), Weite des Collum ossis femoris (C'), extrakortikale Weite am Isthmus ossis femoris (G) und Durchmesser des Oberschenkelkopfes (d1 und d2) als die der Direktvermessung. Dies lässt sich damit erklären, dass der Gelenkknorpel nicht nur den Kopf bedeckt, sondern auch auf den dorsalen Teil des Collum ossis femoris ausstrahlt (WAIBL et al. 1981). Der Knorpel ist im CT nicht auszumachen (H, C', d1, d2), während er bei der Direktmessung mit gemessen wird. Die Diskrepanz der Werte aus den Messungen am Isthmus ossis femoris dürfte damit begründet sein, dass der Isthmus sich über einen doch größeren Abschnitt der Diaphyse erstreckt und deswegen mehrere Messstrecken auf unterschiedlichen Höhen der Diaphyse angelegt wurden.

Im Hinblick auf den Knochenquerschnitt differierten die Werte der CT-Messung von denen der Direktmessung bei den Parametern Q33, Q4, Q44, Q5, und Q55 signifikant. Da die Differenz zwischen den Methoden im 95% Konfidenzintervall unter 0,5 mm betrug, ist anzunehmen, dass die Unterschiede beider Messmethoden keine praktische Relevanz haben.

Bei den Messwerten zur Kortikalisdicke differierten die Ergebnisse bei 15 von insgesamt 24 Messstrecken signifikant zwischen der CT- und Direktmessung. Diese Differenzen sind den kleinen Dimensionen der Knochenquerschnitte geschuldet, die mit bloßem Auge und Schublehre keine auf ein Zehntel Millimeter genaue Bestimmung der Kortikalisdicke erlauben, wie dies an der CT-Workstation möglich ist. Die größte Abweichung im 95% Konfidenzintervall der Differenzen betrug 0,42 mm, so dass die Unterschiede zwischen den Messergebnissen der beiden Methoden auch bezüglich der Kortikalisdicke kaum eine praktische Relevanz haben dürften.

Der Vergleich der Beckenparameter ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den Messergebnissen der computertomografischen Messung und der Direktmessung. Das Acetabulum mit seinen Messpunkten und -strecken ließ sich bei beiden Methoden sehr gut darstellen und vermessen.

### 5.2.3. Methodenvergleich CT- und Röntgenbildmessung

Im Vergleich CT und Röntgen ergaben sich für die Länge des Os femoris (H), die Länge des Cavum medullare (H'), die Weite des Collum ossis femoris (C'), die extrakortikale Weite am Isthmus ossis femoris (G) und die Durchmesser des Oberschenkelkopfes (d1 und d2) signifikante Unterschiede in der Form, dass die CT-Werte niedriger waren als die im Röntgenbild ermittelten Werte. Dies dürfte damit zu begründen sein, dass schon beim Anfertigen des Röntgenbildes, bedingt durch den Röntgenröhren-Objektstand von 1 m, ein Vergrößerungseffekt von etwa 10% entsteht. Die Länge des Os femoris im CT betrug durchschnittlich 87,4 mm und im Röntgenbild durchschnittlich 88,0 mm. In vergleichbaren Studien zur Morphologie des Hüftgelenks beim Labrador-Retriever mit und ohne Defizienz des kranialen Kreuzbandes war das Os femoris im CT durchschnittlich 28 mm kürzer (MOSTAFA et al. 2009). INGENDAAY (2009) nahm derartige Messungen an Katzen vor und stellte fest, dass die Länge des Os femoris im CT durchschnittlich 3 mm länger war als im Röntgen. Sie führt das auf individuelle Unterschiede innerhalb der zufällig ausgewählten Probengruppen zurück. In der vorliegenden Studie trifft dies nicht zu, da das Untersuchungsgut für alle Messmethoden identisch war.

Die Länge der Markhöhle war im CT durchschnittlich um 1,5 mm kürzer, als die im Röntgenbild. INGENDAAY (2009) stellte fest, dass diese Länge im CT durchschnittlich 10 mm länger war, als die im Röntgenbild. Sie führt dies auf Aufnahme- und Messtechniken zurück. Im CT sind die Spongiosa-dichten Bereiche der Markhöhle deutlich sichtbar von der Kompakta abgrenzbar. Auch die mit Bariumsulfat befüllte Markhöhle lässt es im Röntgenbild nicht zu, eine exakte Markhöhlenlänge darzustellen, da Bariumsulfat Spongiosa-dichte Bereiche der Markhöhle nicht durchdringt. In der vorliegenden Arbeit wurde die Markhöhlenlänge am Röntgengrundbildpaar ohne Bariumsulfatfüllung bestimmt, da sie so besser von der Spongiosa zur Kompakta abzugrenzen ist. Allerdings können damit überlagerungsbedingte Fehler bei der Festlegung der Messpunkte nicht sicher ausgeschlossen werden. Im CT können derartige Fehler durch die Dreidimensionalität des zu vermessenen Bereiches deutlich minimiert und die Messpunkte wesentlich exakter festgelegt werden.

Im CT war der Diaphysen-Hals-Winkel ( $\alpha$ ) verglichen zum Röntgenbild um durchschnittlich  $2,1^\circ$  größer. Dies deckt sich mit den Angaben von MOSTAFA et al. (2009). In ihren Studien betrug der Diaphysen-Hals-Winkel im CT durchschnittlich  $130,2^\circ$  und im Röntgen  $126,5^\circ$ . Diese Differenzen zu erklären ist schwierig. Denkbar ist, dass die komplexe 3-dimensionale Konfiguration des Os femoris radiologisch im Hinblick auf den Diaphysen-Hals-Winkel

schwierig ist (MONTAVON et al. 1985). Schon minimale Lagerungsfehler, wie z.B. eine Exorotation des Os femoris um  $\geq 10^\circ$  verursachen bereits eine signifikante Erhöhung des Diaphysen-Hals-Winkels. Auch BECK et al. (1992) halten die Ergebnisse nur dann für valide, wenn die Knochen ohne Rotationsfehler parallel zur Röntgenkassette gelagert sind. In der vorliegenden Arbeit wurde darauf besonders geachtet. So konnten trotz differierender Durchschnittswerte Mittelwerte zwischen CT und Röntgen von  $138,2^\circ$  (CT) und  $136,1^\circ$  (Röntgen) gemessen werden, die mit denen von TOMLINSON et al. (2007) und SARIERLER (2004) für den Diaphysen-Hals-Winkel bei Hunden großwüchsiger Rassen mit  $131,1^\circ$  bis  $138^\circ$  bzw.  $118^\circ$  bis  $148^\circ$  vergleichbar waren. Wesentlich größere durchschnittliche Diaphysen-Hals-Winkel ermittelten SUMNER et al. (1990) mit  $147,4^\circ$ , MONTAVON et al. (1985) mit  $144,7^\circ$ , HAUPTMANN et al. (1985) mit  $143^\circ$ , SCHAWALDER und STERCHI (1981) mit  $142^\circ$ , PALIERNE et al. (2006) mit  $140,9^\circ$  und BLOEBAUM et al. (1993) mit  $139,8^\circ$ . In all diesen Studien wurden nicht nur Hunde kleinwüchsiger Rassen, sondern vor allem großwüchsige Hunde vermessen, so dass der kleinere Diaphysen-Hals-Winkel der vorliegenden Arbeit sich erklären lässt, weil mit der Größe des Hundes auch der Diaphysen-Hals-Winkel größer wird, wie PALIERNE et al. (2008) angeben. Für die Konstruktion einer neuen Hüfttotalendoprothese für Hunde ist das aber nicht von Relevanz (PALIERNE et al. 2006).

Wie aus den eigenen Untersuchungen und den Angaben der Literatur (DUDLEY et al. 2006; KALTEIS et al. 2006; INGENDAAY 2009) zu entnehmen ist, hat die Computertomografie tendentiell eine höhere Exaktheit und Sicherheit als das Röntgen, Os femoris und Acetabulum zu vermessen. Entsprechend wurde für die weitere Datengewinnung nur noch die Computertomografie genutzt.

### **5.3. Computertomografische Messungen**

Klinische und experimentelle Studien aus der Humanmedizin zur Hüftendoprothetik haben gezeigt, dass eine hohe geometrische Passgenauigkeit zwischen der Prothese und dem Knochen eine anhaltende Integration und Stabilität des Implantats gewährleisten (WALKER et al. 1987; GILLIES et al. 2002). Die Entwicklung eines gut angepassten intramedullären Implantats für den Hund erfordert Kenntnisse über die externe und interne Morphologie des Os femoris. Sowohl die externe Morphologie des kaninen Os femoris (CASINOS et al. 1986; BLOEBAUM et al. 1993) als auch der Diaphysen-Hals-Winkel (HAUPTMANN et al. 1985;

MONTAVON et al. 1985; RUMPH und HATHCOCK 1990; SUMNER et al. 1990; BLOEBAUM et al. 1993; BANFIELD et al. 1996; SARIERLER 2004; PALIERNE et al. 2006) wurden bereits vermessen. Auch die Dimensionen der Markhöhle des proximalen Bereichs des Os femoris wurden in früheren Studien ermittelt (SUMNER et al. 1990; MARKEL und SIELMAN 1993; JAECQUES et al. 1998). Die wenigen Studien zur Morphologie des Os femoris beziehen sich jeweils nur auf bestimmte Rassen wie Greyhound (BLOEBAUM et al. 1993; MARKEL und SIELMAN 1993), Deutscher Schäferhund (JAECQUES et al. 1998), Mischlingshunde (SUMNER et al. 1990) oder sind rasse- und größenübergreifend (PALIERNE et al. 2006). Studien zur Os femoris Geometrie bei Hunden kleinwüchsiger Rassen konnten in der Literatur nicht gefunden werden. Sie sind aber Voraussetzung, eine optimal geformte und angepasste Endoprothese für Hunde kleinwüchsiger Rassen zu entwickeln (JAECQUES et al. 1998).

Dies gilt in gleicher Weise für das Acetabulum. Die vorliegenden Ergebnisse beziehen sich immer auch auf Hunde großwüchsiger Rassen (RICHTER 1977; NOWAK 1978; OCAL et al. 2004). Die im CT zu ermittelnden Messwerte der vorliegenden Arbeit orientierten sich methodisch vorwiegend an den Arbeiten von PALIERNE et al. (2006), RICHTER (1977) und OCAL et al. (2004), um für Hunde kleinwüchsiger Rassen eine zementfreie Endoprothese entwickeln zu können.

Anatomische Achsen sind Grundlage, Messstrecken und Winkel am Knochen zu bestimmen (TOMLINSON et al. 2007). Dies gilt auch in der vorliegenden Arbeit für die Achse des Os femoris, die Grundlage bei Messungen in kraniokaudaler Ausrichtung ist. PALEY (2003) definiert die anatomische Achse als mittlere diaphysäre Linie. Messpunkte sind im mittleren und proximalen Bereich des Os femoris zu bestimmen, geben MONTAVON et al. (1985), PALIERNE et al. (2006) sowie TOMLINSON et al. (2007) an. Weil Varus- und Valgus-Deformationen meist im distalen Knochendrittel vorliegen, können die vom proximalen Bereich gewonnenen Daten im Hinblick auf die Fragestellung der Schift als korrekt angesehen werden (TOMLINSON et al. 2007).

Für das Caput ossis femoris wurde ein medio-lateraler Durchmesser (d1) von durchschnittlich 11,10 mm und ein dorso-ventraler Durchmesser von durchschnittlich 9,79 mm ermittelt. Da der Kopfteil der Prothese ins Acetabulum-cup passen muss, sollte bei Hunden kleinwüchsiger Rassen die Acetabulum-Komponente entsprechend nicht größer als 11,24 mm im Durchmesser und 7,52 mm in der Tiefe sein. Ebenso wie in der Studie von OCAL et al. (2004) ist das Acetabulum etwas weiter als der Durchmesser des Caput ossis femoris. Allerdings entpricht die Tiefe des Acetabulums nicht der Hälfte des Durchmessers des Caput



ossis femoris. Das dürfte den verschiedenen Ebenen geschuldet sein. Die Tiefe des Acetabulums korreliert wie bei RICHTER (1977) zum Verhältnis von Acetabulumtiefe zu -weite. Während RICHTER (1977) den tiefsten Punkt am Röntgenbild als nur schätzbar beschreibt und deswegen auf den kranialsten Punkt des medialen Randes der Facies lunata festlegt, konnte in dieser Arbeit mit dem CT der tiefste Punkt exakt bestimmt werden. LISKA (2008) fordert zur Implantation einer zementierten Mikro-Hüfttotalendoprothese ein Acetabulum von 11 mm. Dies deckt sich mit den Messungen der eigenen Untersuchungen. LISKA (2008) entwickelte entsprechend eine zementierte Mikro-Endoprothese für Hunde kleinwüchsiger Rassen mit Acetabulum-Cups von 16 mm, 14 mm und 12 mm Aussendurchmesser. Aufgrund der eigenen Daten wäre nur ein Acetabulumdurchmesser von 12 mm erforderlich und Cups mit 14 mm und 16 mm wären nicht implantierbar. Für den Innendurchmesser gibt LISKA (2008) ein Acetabulum-cup an, das den immer 8 mm großen Prothesenkopf aufnehmen kann. Dies bestätigen die eigenen Daten. Das muss aber im Hinblick auf die Tiefe des Acetabulums kritisch hinterfragt werden.

Das Collum ossis femoris war durchschnittlich 9,35 mm lang und extrakortikal in kranio-kaudaler Ansicht am Übergang zum Caput ossis femoris durchschnittlich 8,24 mm und an der Basis 8,77 mm breit. Dies deckt sich nicht mit den Angaben von LIPPINCOTT (1992). Er empfiehlt, dass das Collum ossis femoris etwa so lang sein sollte, wie der Kopf breit ist. Um die Markhöhle am Collum ossis femoris zu bestimmen, eignet sich der Parameter Q1. Sie ist im distalen Bereich des Collum ossis femoris durchschnittlich 6,47 x 3,83 mm weit. Dies ist bei der Dimensionierung der Prothese zu beachten.

Die extrakortikale kranio-kaudale Weite des Os femoris nimmt stetig von proximal nach distal bis zum Isthmus ossis femoris ab und korreliert mit der intrakortikalen. Sie wurde entsprechend dem Vorgehen nach PALIERNE et al. (2006) rasseübergreifend für Hunde aller Gewichtsklassen bestimmt. Das Gewicht der Hunde betrug zwischen 2 kg und 65 kg und in den eigenen Studien 1,7 kg bis 12 kg. Entsprechend sollten die Minimalwerte beider Studien vergleichbare Werte ergeben (siehe Tab. 5.1).

Da der medio-laterale Durchmesser im axialen Knochenquerschnitt im Prinzip der gleichen Messstrecke, aber nur in einer anderen Ansicht entspricht, sollte auch dies vergleichbare Messwerte an den jeweiligen Messstrecken ergeben.

**Tab. 5.1: Minimalwerte zur intrakortikalen kranio-kaudalen (D, E, F, G) und axialen (Q2, Q3, Q4, Q6) Weite im Vergleich: PALIERNE et al. (2006) und eigene Ergebnisse**

<b>Parameter</b>	<b>Minimalwert PALIERNE, ASIMUS et al. (2006)</b>	<b>Minimalwert eigene Messungen</b>	<b>Minimalwert eigene Messungen Axialschnitt</b>
Intrakortikale Weite auf Höhe des prox. Endes des Trochanter minor	7 mm	<b>D:</b> 7,48 mm	<b>Q2:</b> 7,95 mm
Intrakortikale Weite am Scheitelpunkt des Trochanter minor	6,5 mm	<b>E:</b> 6,22 mm	<b>Q3:</b> 6,65 mm
Intrakortikale Weite auf Höhe des dist. Endes des Trochanter minor	5 mm	<b>F:</b> 5,41 mm	<b>Q4:</b> 5,79 mm
Intrakortikale Weite Isthmus ossis femoris	3,5 mm	<b>G:</b> 3,90 mm	<b>Q6:</b> 4,09 mm

Die am Axialschnitt gewonnenen Daten waren geringfügig größer aber vergleichbar. Ursache mag sein, dass in dieser Sicht die Messpunkte durch den größten Durchmesser zwischen den Innenkortikalis-Rändern definiert sind, während sie kraniokaudal durch den kleinsten Durchmesser zwischen den Innenkortikalis-Rändern definiert sind. Da beide Studien unabhängig voneinander und trotz verschiedener Messmethoden und Proben vergleichbare Werte ergaben, ist eine hohe Zuverlässigkeit sowohl der Methoden als auch der gewonnenen Daten anzunehmen.

Aus den Daten des Axialschnitts lässt sich die Form der Markhöhle des Os femoris ableiten. Der Durchmesser des Cavum medullare des Os femoris vom Trochanter minor bis zum Isthmus beträgt durchschnittlich 4,42 x 4,02 mm bis 8,51 x 5,51 mm. Davon wird die Dimensionierung des Prothesenschafts bestimmt. Da die Untergrenze des 95% Konfidenzintervalls an der schmalsten Stelle des Knochens 3,72 mm beträgt, wird der von LISKA (2008) geforderte Mindestdurchmesser von 3 mm mit den eigenen Ergebnissen erfüllt. Die Markhöhle ist proximal weit und weist über einen relativ langen Diaphysenabschnitt eine gleichförmige, rund-ovale Form auf. Dies deckt sich mit den Ergebnissen von SUMNER et al. (1990). In diesem Abschnitt ist die durchschnittliche Weite

wesentlich kleiner und nähert sich den Minimalwerten. Dieser Bereich ist für den festen Sitz des Implantats ausschlaggebend, da sich hier die größte Kontaktfläche zwischen Knochen und Prothesenschaft bietet. Bei zementloser Endoprothese gewährleistet die biologische Fixation ihre lange Haltbarkeit (PERNELL et al. 1995). Wichtige Voraussetzung für eine initiale Stabilität der Prothese ist, dass Gewebe einwachsen kann.

Sinkt das Implantat in den Markkanal oder es bestehen Mikrobewegungen zwischen Implantat und umgebenden Knochenmantel, verursachen sie Instabilität. Unzementierte Endoprothesen sinken soweit, bis der Druck zwischen den Kontaktflächen dem axialen Druck entspricht. Ist eine Prothese nur proximal gut eingepasst, wird das weiche metaphysäre Knochengewebe solange nachgeben, bis distal am Isthmus ossis femoris ein guter Sitz erreicht ist. Ziel der zementlosen Endoprothetik ist es deswegen, durch eine maximale Füllung des Markkanals, den besten Sitz der Endoprothese und somit die höchste Stabilität zu erreichen. Dies sollte bei der Festlegung des Prothesenschaftdurchmessers beachtet werden.

Im Vergleich zum Menschen hat der Hund eine größere Markhöhle, aber dünnere Kortikalis (SUMNER et al. 1990). Sie betrug in den eigenen Studien durchschnittlich 0,96 bis 1,60 mm. Im mittleren Bereich der Diaphyse war die Kortikalis am dicksten, am Collum ossis femoris am dünnsten. Da die Kortikalis bei Hunden kleinwüchsiger Rassen z.T. dünner als 1 mm war, ist dies beim Aufbohren der Markhöhle zu beachten, um den Knochen nicht zu zerstören. Deswegen sollte die Markhöhle manuell mit Bohrerstippen, Bohrlochräumern und Feilen präpariert werden (LISKA 2008).

Der Schaftteil heute erhältlicher Endoprothesen für den Hund reicht meist bis zum Isthmus ossis femoris (PERNELL et al. 1995). Die proximale Länge des Os femoris bis zum Isthmus macht beim Hund 40% bis 45% seiner Gesamtlänge aus, die nach den hier vorgelegten Daten insgesamt durchschnittlich 87,65 mm beträgt. Entsprechend ist das Os femoris proximal vom Trochanter major bis zum Isthmus 35,06 bis 39,44 mm lang. Deswegen sollte eine für Hunde kleinwüchsiger Rassen neuartige Hüftendoprothese im Schaftteil 35 mm lang sein. Sie wäre damit, verglichen mit den Empfehlungen von LISKA (2008), universell bei Hunden kleinwüchsiger Rassen einsetzbar. LISKA (2008) gibt als Schaftlängen vom Kragen der Prothese bis zur Spitze zwei Längen - 46 mm, 36 mm - für zu zementierende Hüften an.

#### **5.4. Limitation der Studie**

Der Anteversionswinkel des Os femoris wurde in den eigenen Untersuchungen nicht gemessen. Dies sollte in einer weiteren Studie für Hunde kleinwüchsiger Rassen vorgenommen werden.

Ebenso wurden am Acetabulum weder der Öffnungswinkel beta (RICHTER 1977), der axiale Acetabularindex, die Acetabulum-Anteversion noch der ventrale und dorsale Zentrum-Pfannenrand-Winkel (OCAL et al. 2004) bestimmt, die zur Konstruktion einer neuen Pfanne unbedeutend sind.

Die für die Implantation der Pfannenkomponente relevante Spongiosadicke im Bereich des Acetabulums wurde in die Messungen nicht mit einbezogen. Zur Präparation des Pfannenbetts wird das Acetabulum mit einer Fräse passender Größe bis zur medialen Kortikalis ausgefräst. Spongiosareste werden mit einer Kürette entfernt (SCHULZ 2000). Somit hat die Dicke der Spongiosa einen Einfluss auf die größtmöglichen Dimensionen des Acetabulum-Cups. Daher sollte die Spongiosadicke im Bereich des Acetabulums in einer weiteren Studie gemessen werden.

Die Ausgusspräparate zu vermessen erwies sich als nicht entscheidend, eine neue Prothese zu dimensionieren, da die Bestimmung von Messpunkten äußerst variabel und nur für das jeweilige Präparat geeignet war.

#### **5.5. Klinische Relevanz**

In der vorliegenden Arbeit wurden erstmals vergleichend Messungen an Knochenpräparaten, Röntgenbildern und CT-Aufnahmen vorgenommen. Fazit ist, dass die Geometrie des Os femoris und des Acetabulums bei Hunden kleinwüchsiger Rassen mit dem CT exakt bestimmt werden kann.

Diese Daten sind nicht nur Grundlage einer Endoprothese für Hunde der kleinwüchsigen Rassen, sie können auch genutzt werden, passgenau Knochenimplantate zur Osteosynthese bei Frakturen des Os femoris und / oder des Acetabulums für Hunde kleinwüchsiger Rassen zu entwickeln.

## 6. ZUSAMMENFASSUNG

In dieser Arbeit wurden die Acetabula und Ossa femorum von 43 Hunden kleinwüchsiger Rassen computertomografisch vermessen. Um mögliche Messfehler durch die Methodik auszuschließen, wurde zusätzlich die Geometrie dieser Knochen von 17 toten Hunden computertomografisch, auf der Grundlage von Röntgenbildern und direkt mit einer Schublehre bestimmt. Im Methodenvergleich ergaben sich geringe, aber signifikante Unterschiede bei einigen Parametern zur Os femoris Geometrie, und keine zur Acetabulum Geometrie. Die computertomografische Vermessung wurde als eine genaue Messmethode validiert.

Die Ergebnisse wurden computertomografisch in Transversal-, Sagittal- und Axialschnitten sowie an reformatierten Bildern gewonnen.

Unabhängig von der Rasse konnte im Transversalschnitt ein Durchmesser des Caput ossis femoris von 9,53 bis 10,06 mm (Mittelwert 9,79 mm) errechnet werden. Die extrakortikale Weite des Os femoris betrug 11,14 bis 12,43 mm (Mittelwert 11,78 mm) am proximalen Ende des Trochanter minor, mittig 10,08 bis 11,18 mm (Mittelwert 10,63 mm) und 8,84 bis 9,73 mm (Mittelwert 9,28 mm) am distalen Ende des Trochanter minor sowie 7,40 bis 8,03 mm (Mittelwert 7,71 mm) am Isthmus ossis femoris. Für die intrakortikale Weite betrugen die Werte am Trochanter minor proximal 7,48 bis 8,58 mm (Mittelwert 8,03 mm), mittig 6,22 bis 7,16 mm (Mittelwert 6,69 mm), distal 5,41 bis 6,22 mm (Mittelwert 5,82 mm) und am Isthmus ossis femoris 3,90 bis 4,45 mm (Mittelwert 4,18 mm). Das Os femoris war bei den vermessenen Knochen 85,36 bis 89,94 mm (Mittelwert 87,65 mm) und seine Markhöhle 66,59 bis 73,87 mm (Mittelwert 70,23 mm) lang.

Im Sagittalschnitt betrug der Durchmesser des Caput ossis femoris 10,79 bis 11,41 mm (Mittelwert 11,10 mm).

Im Axialschnitt wies die Markhöhle auf Höhe des Collum ossis femoris einen Durchmesser von durchschnittlich 6,47 x 3,83 mm auf. Vom proximalen Ende des Trochanter minor bis zum Isthmus ossis femoris wurden für den Durchmesser der Markhöhle Werte von durchschnittlich 8,51 x 5,51 mm bis 4,42 x 4,02 mm ermittelt. Demzufolge nahmen die Dimensionen des Femurschafts im medio-lateralen und kranio-kaudalen Querschnitt vom proximalen Ende des Trochanter minor bis zum Isthmus ossis femoris hin kontinuierlich ab. Die kaudale Kortikalisdicke nahm vom Collum ossis femoris mit durchschnittlich 1,05 mm bis zum Isthmus mit durchschnittlich 1,45 mm kontinuierlich zu. Medial war die Kortikalis am proximalen Ende des Trochanter minor mit durchschnittlich 1,13 mm am dünnsten und

am Isthmus mit durchschnittlich 1,56 mm am dicksten. Kranial war die Kortikalis wie im kaudalen Bereich am Collum ossis femoris am dünnsten (Mittelwert 0,96 mm), wies aber schon proximal des Isthmus den höchsten Mittelwert von 1,43 mm auf. Lateral war die Kortikalis am Collum ossis femoris am dicksten (Mittelwert 1,64 mm), nahm bis zum Scheitelpunkt des Trochanter minor hin ab, erreichte dort mit 1,32 mm den niedrigsten Wert und nahm anschließend bis zum Isthmus ossis femoris mit durchschnittlich 1,60 mm wieder zu.

Am reformatierten Bild wurde ein Diaphysen-Hals-Winkel von 130,00 bis 146,50° (Mittelwert 138,20 °) bestimmt. Das Collum ossis femoris war 9,08 bis 9,61 mm (Mittelwert 9,35 mm) lang. Die Weite des Collum betrug proximal 7,96 bis 8,51 mm (Mittelwert 8,24 mm) und 8,42 bis 9,12 mm (Mittelwert 8,77 mm) an seiner Basis.

Für das Acetabulum wurde in der ventro-lateralen Ansicht ein Längendurchmesser von 11,12 bis 11,85 mm (Mittelwert 11,48 mm) und ein Höhendurchmesser von 10,93 bis 11,55 mm (Mittelwert 11,24 mm) ermittelt. In der ventro-dorsalen Ansicht betrug der Acetabulumdurchmesser 11,35 bis 12,13 mm (Mittelwert 11,74 mm) und die Acetabulumtiefe 7,24 bis 7,79 mm (Mittelwert 7,52 mm).

Ziel der vorliegenden Arbeit war, die geometrischen Dimensionen der Knochen des Hüftgelenks kleinwüchsiger Hunderassen zu bestimmen, um Grundlagen für die Entwicklung einer Hüftgelenkendoprothese zu schaffen.

Entsprechend den in dieser Arbeit ermittelten Daten sollte für Hunde kleinwüchsiger Rassen der Prothesenschaft nicht länger als 35 bis 39 mm (40% bis 45% der Gesamtlänge des Os femoris) sein und sich von proximal nach distal verjüngen. Der Durchmesser könnte am proximalen Ende des Trochanter minor mindestens 5,09 mm und am Isthmus ossis femoris mindestens 3,72 mm betragen. Der Prothesenhals sollte 9,08 bis 9,61 mm lang sein und mindestens 6,13 x 3,56 mm im Querschnitt dimensioniert sein. Da der Prothesenkopf ins Acetabulum-cup passen muss, sollte bei Hunden kleinwüchsiger Rassen die Acetabulum-Komponente entsprechend den in dieser Studie ermittelten Daten nicht größer als 11,24 mm im Durchmesser und 7,52 mm in der Tiefe sein. Um diesen Daten gerecht zu werden, sollten der Innendurchmesser des Acetabulum-cups und der Durchmesser des Prothesenkopfs maximal 7,52 mm umfassen. Der Aussendurchmesser des Acetabulum-cups sollte entsprechend den Studiendaten zwischen 10,93 bis 12,13 mm betragen.

## **The Geometric Configuration of the Hip Joint of Small Breed Dogs**

### **7. SUMMARY**

In this study, computed tomography was used to evaluate the acetabuli as well as the ossa femorum of 43 small breed dogs. In order to minimize bias, the bones of 17 dogs were evaluated with computed tomography, with x-ray, as well as directly with a gauge. Comparison of these three evaluation methods led to small, but statistically significant differences in the geometrics of the ossa femorum. No differences of calculated geometrics of the acetabulum could be observed. Computed tomography was validated as an accurate method.

Results were obtained from transverse, sagittal, as well as axial computed tomography sections, but also from reformatted pictures.

Regardless of the breed, the transverse diameter of the caput ossis femoris ranged from 9.53-10.06 mm (median: 9.79 mm). The extracortical width of the os femoris ranged from 11.14-12.43 mm (median: 11.78 mm), the extracortical width of the middle part of the trochanter minor ranged from 10.08- 11.18 mm (median: 10.63 mm). The extracortical width of the distal end of the trochanter minor ranged from 8.84- 9.73 mm (median: 9.28), and the extracortical width of the isthmus ossis femoris ranged from 7.40- 8.03 mm (median: 7.71 mm). The intracortical width ranged from 7.48- 8.58 mm (median: 8.03 mm), 6.22- 7.16 mm (median 6.69 mm), 5.41- 6.22 mm (median 5.82), and 3.90- 4.45 mm (median 4.18 mm) for the proximal trochanter minor, medial trochanter minor, distal trochanter minor, and isthmus ossis femoris, respectively.

The length of the investigated ossis femoris could be determined as 85.36- 89.94 mm (median: 87.65 mm), the length of the medullary channel was 66.59- 73.87 mm (median: 70.23 mm).

The diameter of the caput ossis femoris evaluated from sagittal sections ranged from 10.79-11.41 mm (median: 11.10 mm).

The diameter of the medullary channel of the axial sections was on average 6.47 x 3.83 mm when determined at the level of the collum ossis femoris. The size of the bone cavity calculated from the proximal end of the trochanter minor to the isthmus ossis femoris ranged from 4.42 x 4.02 mm to 8.51 x 5.51 mm on average.

In summary, the dimensions of the medullary channel described from the medio-lateral and cranio-caudal diameter of the proximal end of the trochanter minor to the isthmus ossis

femoris decreased continuously. The caudal thickness of the corticalis continuously increased when evaluated from the collum ossis femoris (average value: 1.05 mm), until reaching the isthmus (average value: 1.45 mm). The medial part of the corticalis was determined thinnest (1.13 mm) at the proximal end of the trochanter minor, but thickest at the region of the isthmus (average thickness: 1.56 mm). Cranial, as well as caudal, the corticalis was thinnest at the area of the collum ossis femoris (median value: 0.96 mm), but proximal of the isthmus the thickest values were measured (1.43 mm). The corticalis of the lateral area of the collum ossis femoris was also thickest (median: 1.64 mm), decreased continuously until reaching the lowest values at the medial trochanter minor (1.32 mm) but continued to thicken until reaching maximum values (1.60 mm) at the area of the isthmus ossis femoris.

Reformatted pictures were used in order to obtain a dyaphysis-neck-angle of 130.00- 146.50° (median: 138.20°). The length of the collum ossis femoris ranged from 9.08- 9.61 mm (median value: 9.35 mm). The proximal width of the collum was 7.96- 8.51 mm (median: 8.24 mm) and ranged from 8.42- 9.12 mm (median value: 8.77 mm) at its base.

In order to evaluate the acetabuli, we measured the diameter of the length (ranging from 11.12- 11.85 mm; median: 11.48 mm), as well as the height (values ranged from 10.93- 11.55 mm, median: 11.24 mm). Obtained from the ventro-dorsal view, the diameter of the acetabulum length ranged between 11.35- 12.13 mm (median value: 11.74 mm), and the diameter of the acetabulum depth ranged from 7.24- 7.79 mm (median value: 7.52 mm).

The purpose of this study was to determine the geometric dimensions of the hip joint of small breed dogs. This information might provide important background information for the development of hip joint prosthesis.

Our results demonstrate that for small breed dogs, the length of the prosthesis stem should not be any longer than 35- 39 mm (40%- 45% of the total length of the os femoris). The distal shape of the prosthesis should ideally be reduced in size.

The diameter of the prosthesis placed at the proximal end of the trochanter minor needs to be at least 5.09 mm thick, the diameter of the prosthesis placed at the isthmus ossis femoris needs to be at least 3.72 mm thick. The neck of the prosthesis should range between 9.08 and 9.61 mm length, its diameter should be at least 6.13- 3.56 mm wide. As the head of the prosthesis needs to match the size of the cup of the acetabulum, its diameter should not be any larger than 11.24 mm, and its depth should not be higher than 7.52 mm. In order to match these requirements, the internal diameter of the acetabulum cup, as well as the prosthesis head should not be larger than 7.52 mm at its maximal values. This study indicates that the width of the outer diameter of the acetabulum cup should range between 10.93 and 12.13 mm.



## **8. ZITIERTE LITERATUR**

ALLEN, S. W., und J. N. CHAMBERS (1986). "Extracapsular suture stabilization of canine coxofemoral luxation." *Comp Cont Educ Pract Vet* **8**: 457-462.

ALPASLAN, A. M., M. C. AKSOY und M. YAZICI (2007). "Interruption of the blood supply of femoral head: an experimental study on the pathogenesis of Legg-Calvé-Perthes disease." *Arch Orthop Traumat Surg* **127**: 485-491.

BALLINARI, U., P. M. MONTAVON, E. HUBER und R. WEISS (1995). "Die Pectineusmyektomie, Iliopsoastenotomie und Neurektomie der Gelenkkapsel (PIN) als symptomatische Therapie bei der Coxarthrose des Hundes." *Schweiz Arch Tierheilk* **137**: 251-257.

BANFIELD, C. M., J. E. BARTELS, J. A. HUDSON, J. C. WRIGHT, J. T. HATHCOCK und R. D. MONTGOMERY (1996). "A retrospective study of canine hip dysplasia in 16 military working dogs; part 1: angle measurements and Orthopedic Foundation for Animals (OFA) grading." *J Am Anim Hosp Assoc* **32**: 413-422.

BARR, A. R. S., H. R. DENNY und C. GIBBS (1987). "Clinical hip dysplasia in growing dogs: the long term results of conservative management." *J Small Anim Pract* **28**: 243-252.

BATORY, I. (1982). "Opinions on and comparative observations about the etiology of Legg-Calvé-Perthes disease." *Arch Orthop Traumat Surg* **100**: 151-162.

BEALE, B. S., D. D. LEWIS, R. B. PARKER, G. C. MAC-PHERSON und C. A. KUNTZ (1991). "Ischio-ilial pinning for stabilization of coxofemoral luxations in twenty-one dogs: A retrospective evaluation." *Vet Comp Orthop Traumatol* **4**: 28-34.

BEAUPIED, H., A. DUPUIS, A. ARLETTAZ, B. BRUNET-IMBAULT, N. BONNET, C. JAFFRÉ, C. L. BENHAMOU und D. COURTEIX (2006). "The mode of bone conservation does not affect the architecture and the tensile properties of rat femurs." *Biomed Mater Eng* **16**(4): 253-259.

BECK, K. A., H. N. ERB und K. TAPLEY (1992). "Effect of sagittal plane positioning errors on measurement of the angle of inclination in dogs." *Vet Surg* **21**(5): 332-336.

BEHRENDT, U. (2008). "Computertomografische Untersuchungen zur Luxatio patellae congenita des Hundes." Fachbereich Veterinärmedizin, Freie Universität Berlin.

BELKOFF, S. M., D. L. MILLIS und C. W. PROBST (1992). "Biomechanical comparison of three internal fixations for treatment of slipped capital femoral epiphysis in immature dogs." *Am J Vet Res* **53**(11): 2136-2140.

BENETT, D., und S. R. DUFF (1980). "Transarticular pinning as a treatment for hip luxation in the dog and cat." *J Small Anim Pract* **21**: 373-379.

BERGH, M. S., P. MUIR, M. D. MARKEL und P. A. MANLEY (2004). "Femoral bone adaptation to unstable long-term cemented total hip arthroplasty in dogs." *Vet Surg* **33**: 238-245.

BERZON, J. L., P. E. HOWARD, S. J. COVELL, E. J. TROTTER und R. DUELAND (1980). "A retrospective study of the efficacy of femoral head and neck excisions in 94 dogs and cats." *Vet Surg* **9**: 88-92.

BIRNBAUM, K., R. SINDELAR, J. R. GÄRTNER und D. C. WIRTZ (2001). "Material properties of trabecular bone structures." *Surg Radiol Anat* **23**(6): 399-407.

BJORLING, D. E., und J. N. CHAMBERS (1986). "The biceps femoris flap and femoral head and neck excision in dogs." *Comp Cont Educ Pract Vet* **8**(6): 359-363.

BLACK, J. (1984). *Tissue properties: relationship of in vitro studies to in vivo behaviour*. Boca Raton, CRC Press.

BLOEBAUM, R. D., D. T. OTA, J. G. SKEDROS und J. P. MANTAS (1993). "Comparison of human and canine external femoral morphologies in the context of total hip replacement." *Journal of Biomedical Materials Research* **27**: 1149-1159.

BOLLIGER, C., C. E. DeCAMP, M. STAJICH, G. L. FLO, S. A. MARTINEZ, R. L. BENNET und T. BEBCHUK (2002). "Gait analysis of dogs with hip dysplasia treated with gold bead implantation acupuncture." *Vet Comp Orthop Traumatol* **2**: 116-122.

BONE, D. L., M. WALKER und H. D. CANTWELL (1984). "Traumatic coxofemoral luxation in dogs: results of repair." *Vet Surg* **13**: 263-270.

BONNEAU, N. H., und L. BRETON (1981). "Excision arthroplasty of the femoral head." *Canine Practice* **8**(2): 13-25.

BOUDRIEAU, R. J., und L. J. KLEINE (1988). "Nonsurgically managed caudal acetabular fractures in dogs: 15 cases (1979-1984)." *J Am Vet Med Assoc* **193**(6): 701-705.

BOUND, N., D. ZAKAI, S. J. BUTTERWORTH und M. PEAD (2009). "The prevalence of canine patellar luxation in three centres - clinical features and radiographic evidence of limb deviation." *Vet Comp Orthop Traumatol* **1**: 32-37.

BOWEN, J. M., R. E. LEWIS, S. K. KNELLER, R. C. WILSON und R. A. ARNOLD (1972). "Progression of hip dysplasia in german shepherd dogs after unilateral pectineal myotomy." *J Am Vet Med Assoc* **161**(8): 899-904.

BRADEN, T. D., N. B. OLIVIER, M. A. BLAISET, S. M. AVERILL, C. BOLLIGER und C. E. DeCAMP (2004). "Objective evaluation of total hip replacement in 127 dogs utilizing force plate analysis." *Vet Comp Orthop Traumatol* **2**: 78-81.

BRADEN, T. D., und W. D. PRIEUR (1992). "Three-plane intertrochanteric osteotomy for treatment of early stage hip dysplasia." *Vet Clin North Am Small Anim Pract* **22**(3): 623-635.

BRASS, W. (1981). *Kompendium der Kleintierkrankheiten*, Verlag M. & H. Schaper Hannover.

BRASS, W. (1989). "Hip dysplasia in dogs." *J Small Anim Pract* **30**: 166-170.

- BRASS, W. (1993). "Hüftgelenkdysplasie und Ellbogenerkrankung im Visier der Fédération Cynologique Internationale." *Kleintierpraxis* **38**: 194.
- BRASS, W., I. RAHLFS und C. M. DE FARIA REZENDE (1985). "Luxatio femoris beim Hund - Vergleich unterschiedlicher Behandlungsverfahren." *Kleintierpraxis* **30**: 121-172.
- BRAUN, D., O. LAUTERSACK, E. SCHIMKE und D. GENTSCH-BRAUN (2003). "Dorsale Denervation der Hüftgelenkskapsel beim Hund - Ergebnisse einer Langzeitstudie." *Kleintierpraxis* **48**: 185-244.
- BRENIG, B., T. LEEB, S. JANSEN und T. KOPP (1999). "Analysis of blood clotting factor activities in canine Legg-Calvé-Perthes' disease." *J Vet Intern Med* **13**: 570-573.
- BRINKER, W. O., D. L. PIERMATTEI und G. L. FLO (2006). *Fractures in growing animals. Handbook of small animal orthopedics and fracture repair.* St Louis, Missouri, Saunders. **Fourth Edition.**
- BRINKER, W. O., D. L. PIERMATTEI und G. L. FLO (2006). *The stifle joint. Handbook of small animal orthopedics and fracture repair.* Philadelphia, ELSEVIER. **Fourth edition.**
- BRUNNBERG, L. (1998). *Lahmheitsdiagnostik beim Hund.* Ingelheim, Verlag Boehringer.
- BRUNNBERG, L., I. ALLGOEWER und M.-B. PERSLOW (1998). "Ein Hüftgelenkersatz-System (Mini TEP) für Hunde kleinwüchsiger Rassen." *Kleintierpraxis* **43(9)**: 655-664.
- BUDSBERG, S. C., J. N. CHAMBERS, S. L. VAN LUE, T. L. FOUTZ und L. REECE (1996). "Prospective evaluation of ground reaction forces in dogs undergoing unilateral total hip replacement." *AJVR* **57(12)**: 1781-1785.
- CALDER, P. C. (2002). "Dietary modification of inflammation with lipids." *Proceedings of the Nutrition Society* **61**: 345-358.
- CALDER, P. C. (2006). "Polyunsaturated fatty acids and inflammation." *Prostaglandins, Leukotrienes and Essential Fatty Acids* **75**: 197-202.
- CALVÉ, J. (1910). "Sur une forme particulière de pseudocoxalgie greffée sur des déformations caractéristiques de l'extrémité supérieure du fémur." *Rev Chir* **42**: 54-84.
- CARDINET, G. H., M. M. GUFFY und L. J. WALLACE (1974). "Canine hip dysplasia: effects of pectineal tenotomy on the coxofemoral joints of german shepherd dogs." *J Am Vet Med Assoc* **164(6)**: 591-598.
- CASINOS, A., J. BOU, M. J. CASTIELLA und C. VILADIU (1986). "On the allometry of long bones in dogs (*Canis familiaris*)." *J Morphol* **190**: 73-79.
- CHANG, P. B., K. A. MANN und D. L. BARTEL (1998). "Cemented femoral stem performance: effects of proximal bonding, geometry, and neck length." *Clin Orthop Related Res* **355**: 57-69.

CHEN, P.-Q., T. M. TURNER, H. RONNIGEN, J. GALANTE, R. URBAN und W. ROSTOKER (1983). "A canine cementless total hip prosthesis model." *Clin Orthop Related Res* **176**: 24-33.

CORR, S. (2007). "Hip dysplasia in dogs: treatment options and decision making." In *Practise* **29** (2): 66-75.

CROWNINSHIELD, R. D., R. A. BRAND, R. C. JOHNSTON und J. C. MILROY (1980). "An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty." *J Bone Joint Surg Am* **62**: 68-78.

DALY, W. R. (1978). "Femoral head and neck fractures in the dog and cat: A review of 115 cases." *Vet Surg* **7**: 29-38.

DE CAMP, C. E., C. W. PROBST und M. W. THOMAS (1989). "Internal fixation of femoral capital physeal injuries in dogs: 40 cases (1979-1987)." *J Am Vet Med Assoc* **194**(12): 1750-1754.

DE HAAN, J. J., B. S. BEALE und R. B. PARKER (1993). "Diagnosis and treatment of canine hip dysplasia (Part 2)." *Canine Practice* **18**(4): 28-32.

DE HAAN, J. J., R. L. GORING und B. S. BEALE (1994). "Evaluation of polysulfated glykosaminoglycan for the treatment of hip dysplasia in the dog." *Vet Surg* **23**(3): 177-181.

DEARMIN, M. G., und K. S. SCHULZ (2004). "The effect of stem length on femoral component positioning in canine total hip arthroplasty." *Vet Surg* **33**: 272-278.

DENNY, H. R. (1978). "Pelvic fractures in the dog: a review of 123 cases." *J Small Anim Pract* **19**: 151-166.

DUDLEY, R. M., M. P. KOWALESKI, W. T. DROST und J. DYCE (2006). "Radiographic and computed tomographic determination of femoral varus and torsion in the dog." *Vet Radiol Ultrasound* **47**: 546-552.

DUELAND, R. T., W. M. ADAMS, J. P. FIALKOWSKI, A. J. PATRICELLI, K. G. MATHEWS und E. V. NORDHEIM (2001). "Effects of pubic symphysiodesis in dysplastic puppies." *Vet Surg* **30**: 201-217.

DUFF, R., und J. R. CAMPBELL (1977). "Long term results of excision arthroplasty of the canine hip." *Vet Rec* **101**: 181-184.

ELKINS, A. D. (1981). "Long term results of excision arthroplasty of the canine femoral head and neck." *California Veterinarian* **10**: 19-23.

ESTOK, M. D., und W. H. HARRIS (2000). "A stem design change to reduce peak cement strains at the tip of cemented total hip arthroplasty." *The Journal of Arthroplasty* **15**(5): 584-589.

- EVERS, P., G. R. JOHNSON, L. J. WALLACE, A. J. LIPOWITZ und V. L. KING (1997). "Long-term results of treatment of traumatic coxo-femoral joint dislocation in dogs: 64 cases (1973-1992)." *J Am Vet Med Assoc* **210**(1): 59-63.
- EVERS, P., B. A. KRAMEK, L. J. WALLACE, G. R. JOHNSTON und V. KING (1997). "Clinical and radiographic evaluation of intertrochanteric osteotomy in dogs: A retrospective study of 18 dogs." *Vet Surg* **26**: 217-222.
- FLÜCKIGER, M. (1993). "Die standardisierte Beurteilung von Röntgenbildern von Hunden auf Hüftgelenksdysplasie." *Kleintierpraxis* **38**(11): 693-702.
- FLÜCKIGER, M. (1996). "Die Diagnose der Hüftgelenksdysplasie beim Hund." *Unser Rassehund* **5**: 14-15.
- FLÜCKIGER, M. (1996). "Die radiologische Diagnose der Hüftgelenksdysplasie beim Hund." Veterinär-medizinische Fakultät der Universität Zürich, Universität Zürich.
- FOX, S. M. (1991). "Coxofemoral luxations in dogs." *The Compendium (Small Animal)* **13**(3): 381-388.
- FRY, P. D. (1974). "Observations on the surgical treatment of hip dislocation in the dog and cat." *J Small Anim Pract* **15**: 661-670.
- GEHRING, H. (1976). "Ein Beitrag zur aseptischen Femurkopf- und Femurhals- Nekrose beim Hund." *Kleintierpraxis* **21**: 90-94.
- GEIßNER, L. (1977). "Zur Verbreitung und Heretabilität der Hüftgelenksdysplasie bei verschiedenen Hunderassen in der DDR." Humboldt Universität Berlin.
- GENDREAU, C., und A. J. CAWLEY (1977). "Excision of the femoral head and neck: The long-term results of 35 operations." *J Am Anim Hosp Assoc* **13**: 605-608.
- GIBSON, K. L., R. T. VanEE und R. D. Pechman (1991). "Femoral capital physal fractures in dogs: 34 cases (1979-1989)." *J Am Vet Med Assoc* **198**(5): 886-890.
- GILLIES, R. M., P. H. MORBERG, W. J. M. BRUCE, A. TURNBULL und W. R. WALSH (2002). "The influence of design parameters on cortical strain distribution of a cementless titanium femoral stem." *Medical Engineering and Physics* **24**: 109-114.
- GRAVIUS, S., T. MUMME, S. ANDEREYA, U. MAUS, R. MÜLLER-RATH und D. C. WIRTZ (2007). "Die Steck-Konus-Verbindung in der modularen Revisionsendoprothetik der Hüfte." *Z Orthop Unfallchir* **145**: 157-160.
- GRIFFON, D. J., L. J. WALLACE und J. E. BECHTHOLD (1995). "Biomechanical properties of canine corticocancellous bone frozen in normal saline solution." *Am J Vet Res* **56** (6): 822-825.
- GROB, P. (2005). "Goldakupunktur beim Hund - Behandlung der Hüftdysplasie." *Prakt Tierarzt* **86**(10): 726-728.

- GUTBROD, F., und D. FESTL (1995). "Praktische Anwendung und klinische Ergebnisse der Hüftgelenk-Totalendoprothese für Hunde Modell Aesculap." *Kleintierpraxis* **40** 729-812.
- HABURJAK, J. J., T. M. LENEHAN, J. HARARI, R. GUREVITCH, B. RIVERS, G. B. TARVIN und P. D. CONSTABLE (2001). "Treatment of traumatic coxofemoral luxation with triple pelvic osteotomy in 19 dogs (1987-1999)." *Vet Comp Orthop Traumatol* **14**: 69-77.
- HAMMER, D. L. (1980). "Recurrent coxofemoral luxation in fifteen dogs and one cat." *J Am Vet Med Assoc* **177**(10): 1018-1020.
- HAUPTMANN, J., G. H. CARDINET, J. P. MORGAN, M. M. GUFFY und L. J. WALLACE (1985). "Angles of inclination and anteversion in hip dysplasia in the dog." *Am J Vet Res* **46**(10): 2033-2036.
- HEES, H. (1985). *Orthopädie und Traumatologie*, Verlag Schattauer Stuttgart, New York.
- HIELM-BJORKMAN, A., M. RAEKALLIO, E. KUUSELA, E. SAARTO, A. MARKKOLA und R.-M. TULAMO (2001). "Double-blind evaluation of implants of gold wire at acupuncture points in the dog as a treatment for osteoarthritis induced by hip dysplasia." *Vet Rec* **149**(15): 452-456.
- HOEFLE, W. D. (1974). "A surgical procedure for prosthetic total hip replacement in the dog." *J Am Anim Hosp Assoc* **10**: 269-276.
- HUAMÁN, G., H. KOCH und L. BRUNNBERG (1998). "Untersuchung von Röntgenbildern der Hüftgelenke dreier Hunderassen auf Hüftgelenksdysplasie mit einem digitalen Bildverarbeitungssystem." *Kleintierpraxis* **43**(2): 65-148.
- HULSE, D. A. (1981). "Pathophysiology and management of medial patellar luxation in the dog." *Vet Med Small Anim Clin* **76**: 43-51.
- HUNT, C. A., und W. B. HENRY (1985). "Transarticular pinning for repair of hip dislocation in the dog: A retrospective study of 40 cases." *J Am Vet Med Assoc* **187**(8): 828-833.
- INGENDAAY, C. (2009). "Intramedulläre Frakturversorgung bei der Katze - Verriegelungsnagel und Form-Gedächtnis-Implantat im biomechanischen Vergleich." *Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere, Freie Universität Berlin*.
- ISOLA, M., A. ZOTTI, P. CARNIER, E. BARONI und R. Busetto (2005). "Dual-energy x-ray absorptiometry in canine Legg-Calvé-Perthes disease." *J Vet Med A* **52**: 407-410.
- ITAMI, Y., N. AKAMATSU, Y. TOMITA und M. NAGAI (1982). "A cementless system on total hip prosthesis in dogs." *Arch Orthop Traumat Surg* **100**: 183-189.
- JAECQUES, S. V. N., J. A. HESEN, M. MULIER und D. MATTHEEUWS (1998). "Geometric analysis of the proximal medullary cavity of the femur in the german shepherd dog." *Vet Comp Orthop Traumatol* **11**: 29-36.

JAEGER, G. T., S. LARSEN und L. MOE (2005). "Stratification, blinding and placebo effect in a clinical trial of gold bead implantation in canine Hip Dysplasia." *Acta vet scand* **46**: 57-68.

JAEGER, G. T., S. LARSEN, N. SOLI und L. MOE (2007). "Two years follow-up study of the pain-relieving effect of gold bead implantation in dogs with hip-joint arthritis." *Acta vet scand* **49**(9).

JAMES, M. J., und L. G. CLELAND (1997). "Dietary n-3 fatty acids and therapy for rheumatoid arthritis." *Seminars in Arthritis and Rheumatism* **27**(2): 85-97.

JOHNSTON, S. A. (1992). "Conservative and medical management of hip dysplasia." *Vet Clin North Am Small Anim Pract* **22**: 595-605.

JULIER-FRANZ, A., M. KRAMER, S. SCHLEICHER, M. GERWING, E. SCHIMKE und S. TACKE (2002). "Die chirurgische Versorgung der Luxatio capitis ossis femoris bei Hund und Katze mit einem Kirschner Bohrdraht." *Kleintierpraxis* **47**: 221-230.

KALTEIS, T., M. HANDEL, T. HEROLD, L. PERLICK, C. PAETZEL und J. GRIFKA (2006). "Position of the acetabular cup - accuracy of radiographic calculation compared to CT-based measurement." *European Journal of Radiology* **58**: 294-300.

KÁSA, G., und F. KÁSA (1980). Gelenke - einzeln. In: Niemand, H.G: *Praktikum der Hundeklinik*, Paul Parey Verlag.

KINZEL, S., S. HEIN, C. VON SCHEVEN und W. KÜPPER (2002). "10 Jahre Erfahrung mit der Denervation der Hüftgelenkkapsel zur Therapie der Hüftgelenkdysplasie und -arthrose des Hundes." *Berl Münch Tierärztl Wschr* **115**: 53-56.

KINZEL, S., und W. KÜPPER (1997). "Operationstechnik und klinische Erfahrungen zur Hüftgelenksdenervation beim Hund." *Prakt Tierarzt* **27**: 26-29.

KINZEL, S., M. SCHNEIDER und G. KROMBACH (2009). "Die Denervation der Hüftgelenkskapsel: Eine minimal invasive Alternative zu anderen palliativen und rekonstruktiven Operationsverfahren in der Therapie der caninen Hüftgelenkdysplasie und -arthrose." *Prakt Tierarzt* **90**(2): 110-117.

KINZEL, S., C. VON SCHEVEN, A. BUECKER, T. STOPINSKI und W. KÜPPER (2002). "Clinical evaluation of denervation of the canine hip joint capsule: a retrospective study of 117 dogs." *Vet Comp Orthop Traumatol* **1**: 51-55.

KLESTY, C., K.-J. SAERS und B. HANßEN (1992). "Chirurgisch versorgte Hüftgelenksluxationen beim Hund." *Prakt Tierarzt* **2**: 101-108.

KLIMT, U. (1990). "Zum Problem der "lockeren Hüfte" beim Hund. Röntgenuntersuchungen zur lagerungsbedingten Verschieblichkeit des Femurkopfes bei der Diagnostik der Hüftgelenkdysplasie (HD)." *Universität Gießen*.

KNOWLES, A. T., J. O. KNOWLES und R. P. KNOWLES (1953). "An operation to preserve the continuity of the hip joint." *J Am Vet Med Assoc* **123**: 508-515.

KÖHNLEIN, H. (1986). "Zur Luxatio Osis femoris traumatica des Hundes - Behandlung und Ergebnisse in den Jahren 1975-1983." Tierärztliche Fakultät Ludwig-Maximilians-Universität München.

KÖPPEL, E. (1991). Zur Entwicklung der Articulatio coxae und radiologischen Frühdiagnostik der Hüftgelenkdysplasie des Hundes. Stuttgart, Enke Verlag.

KÖPPEL, E., und D. LORINSON (1994). "Stellenwert der Narkose für die HD-Beurteilung." Kleintierpraxis **39**: 5-15.

KUZMA, A., G. SUMNER-SMITH, C. MILLER und R. McLAUGHLIN (1989). "A technique for repair of femoral capital epiphyseal fractures in the dog." J Small Anim Pract **30**: 444-448.

L'EPLATTENIER, H., und P. M. MONTAVON (1997). "Avulsion fractures of the femoral head: Internal fixation using a ventral approach to the hip joint." Vet Comp Orthop Traumatol **10** 23.

LAMBRECHTS, N. E., F. J. M. VERSTRAETE, G. SUMNER-SMITH, A. D. RAATH, M. J. VAN DER LINDE und H. T. GROENEVELD (1993). "Internal fixation of femoral neck fractures in the dog - an in vitro study." Vet Comp Orthop Traumatol **6**(4): 188-193.

LAWSON, D. D. (1965). "Toggle fixation for recurrent dislocation of the hip in the dog." J Small Anim Pract **6**: 57-59.

LEE, R., und P. D. FRY (1969). "Some observations on the occurrence of Legg-Calvé-Perthes`disease (Coxaplasia) in the dog, and an evaluation of excision arthroplasty as a method of treatment." J Small Anim Pract **10**: 309-317.

LEEB, T., T. KOPP, A. DEPPE, M. BREEN, U. MATIS, L. BRUNNBERG und B. BRENIG (1999). "Molecular characterization and chromosomal assignment of the canine protein C gene." Mammalian Genome **10**: 134-139.

LEGG, A. T. (1910). "An obscure affection of the hip joint." Boston Med Chir J **162**: 202.

LEIGHTON, E. A. (1997). "Genetics of canine hip dysplasia." J Am Vet Med Assoc **210**(10): 1474-1479.

LEIGHTON, R. L. (1985). "A novel technique to manage coxofemoral luxations in dogs." Veterinary Medicine **80**: 53-60.

LEWIS, D. D., B. S. BEALE, P. W. DEAN und M. T. KEARNEY (1990). "Ischio-ilial pinning for stabilization of coxo-femoral luxations: An anatomical study." Vet Comp Orthop Traumatol **1**: 31-5.

LINDE, F., und H. C. F. SORENSEN (1993). "The effects of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone." J Biomech **26**: 1249-1252.

LINNMANN, S. M. (1998). Die Hüftgelenkdysplasie des Hundes. Berlin, Parey Buchverlag.



- LIPPINCOTT, C. L. (1981). "Improvement of excision arthroplasty of the femoral head and neck utilizing a biceps femoris muscle sling." *J Am Anim Hosp Assoc* **17**: 668-672.
- LIPPINCOTT, C. L. (1992). "Femoral head and neck excision in the management of canine hip dysplasia." *Vet Clin North Am Small Anim Pract* **22**: 721-737.
- LISKA, W. D. (2008). Micro total hip replacement for small dogs and cats. 14th ESVOT Congress, 10th-14th September 2008, München.
- LISTER, S. A., W. C. RENBERG und C. L. STEPHENS (2009). "Ground reaction force analysis of unilateral coxofemoral denervation for the treatment of canine hip dysplasia." *Vet Comp Orthop Traumatol* **2**: 137-141.
- LJUNGGREN, G. (1967). "Legg-Perthes disease in the dog." *Acta Orthop Scand Suppl* **95**: 1-79.
- LOEFFLER, K. (1979). "Hüftgelenksdysplasie beim Hund: Probleme bei der Röntgendiagnostik." *Tierärztliche Praxis* **7**: 229-238.
- LOEFFLER, K. (1990). Hüftgelenksdysplasie bei Hunden. Stuttgart, Enke Verlag.
- LORINSON, D. (1997). "Transtrochanterer Nagel (TTN) zur Fixierung einer Luxatio ossis femoris bei Katzen und Kleinhunden." *Tierärztl Monatsschr* **84**: 114-117.
- LUBBE, A. M., und F. J. M. VERSTRAETE (1990). "Fascia lata loop stabilisation of the coxofemoral joint in the dog and cat." *J Small Anim Pract* **31**: 234-238.
- LUST, G. (1997). "An overview of the pathogenesis of canine hip dysplasia." *J Am Vet Med Assoc* **210**(10): 1443-1445.
- LUST, G., P. W. FARRELL, B. E. SHEFFY und L. D. VAN VLECK (1978). "An improved procedure for genetic selection against hip dysplasia in dogs." *Cornell Vet Suppl*. **7**: 41-47.
- MAISTRELLI, G. L., V. FORNASIER, A. BINNINGTON, K. MCKENZIE, V. SESSA und I. HARRINGTON (1991). "Effect of stem modulus in a total hip arthroplasty model." *Journal of Bone and Joint Surgery* **73-B**(1): 43-46.
- MANLEY, P. A. (1993). The hip joint. Textbook of small animal surgery. D. Slatter, W.B. Saunders Company. **2**.
- MANLEY, P. A., W. M. ADAMS, K. C. DANIELSON, R. T. DUELAND und K. A. LINN (2007). "Long-term outcome of juvenile pubic symphysiodesis and triple pelvic osteotomy in dogs with hip dysplasia." *J Am Vet Med Assoc* **230**(2): 206-210.
- MANN, K. A., D. C. AYERS und T. A. DAMRON (1997). "Effects of stem length on mechanics of the femoral hip component after cemented revision." *J Orthop Res* **15**(1): 62-68.
- MARKEL, M. D., und E. SIELMAN (1993). "Radiographic study of homotypic variation of long bones in dogs." *Am J Vet Res* **54**(12): 2000-2003.

- MARRETTA, S. M., und S. C. SCHRADER (1983). "Physeal injuries in the dog: A review of 135 cases." *J Am Vet Med Assoc* **182**: 708-710.
- MARSHALL, W. G., B. A. BOCKSTAHLER, D. A. HULSE und S. CARMICHAEL (2009). "A review of osteoarthritis and obesity: current understanding of the relationship and benefit of obesity treatment and prevention in the dog." *Vet Comp Orthop Traumatol* **5**: 339-345.
- MASON, T. A. (1976). "A review of recent developments in hip dysplasia." *Aust Vet J* **52**: 555-560.
- MATIS, U. (1995). "Operationsverfahren bei Hüftgelenkdysplasie." *Tierärztliche Praxis* **23**: 426-431.
- MATIS, U. (1998). Diagnostik und Therapie der Lahmheitsursachen im Hüftgelenk. Internationaler Kongreß der UVG, Fachgruppe Kleintierkrankheiten, Budapest.
- McLAUGHLIN Jr., R. M., C. W. MILLER, C. L. TAVES, T. C. HEARN, N. C. PALMER und G. I. ANDERSON (1991). "Force plate analysis of triple pelvic osteotomy for the treatment of canine hip dysplasia." *Vet Surg* **20**: 291-297.
- McLAUGHLIN Jr., R. M., und D. M. TILLSON (1994). "Flexible external fixation for craniodorsal coxofemoral luxations in dogs." *Vet Surg* **23**: 21-30.
- MONTAVON, P. M., R. B. HOHN, M. L. OLMSTEAD und R. L. RUDY (1985). "Inclination and anteversion angles of the femoral head and neck in the dog - Evaluation of a standard method of measurement." *Vet Surg* **14**(4): 277-282.
- MONTGOMERY, R. D., J. L. MILTON, R. PERNELL und H. M. ABERMAN (1992). "Total hip arthroplasty for treatment of canine hip dysplasia." *Vet Clin North Am Small Anim Pract* **22**: 703-719.
- MORGAN, J. P., und M. STEPHENS (1985). Radiographic diagnosis and control of canine hip dysplasia. Ames, Iowa State University Press.
- MOSTAFA, A. A., D. J. GRIFFON, M. W. THOMAS und P. D. CONSTABLE (2009). "Morphometric characteristics of the pelvic limbs of Labrador Retrievers with and without cranial cruciate ligament deficiency." *AJVR* **70**(4): 498-507.
- MURPHY, S. T., D. D. LEWIS und S. C. KERWIN (1997). "Traumatic coxofemoral luxation in dysplastic dogs managed with a triple pelvic osteotomy: Results in four dogs." *Vet Comp Orthop Traumatol* **10**: 136-40.
- NAKASALA-SITUMA, J. (1979). "Beckenfrakturen beim Hund in den Jahren 1970-1977." Chirurgische Tierklinik, Ludwig-Maximilians-Universität München.
- NOWAK, B. (1978). "Die Erfassung der Acetabulumtiefe am Becken des Hundes mit Hilfe des Öffnungswinkels Beta." Fachbereich Tiermedizin, Ludwig-Maximilians-Universität München.

- NUNAMAKER, D. M. (1973). "Repair of femoral head and neck fractures by interfragmentary compression." *J Am Vet Med Assoc* **162**(7): 569-572.
- OCAL, M. K., M. E. KARA und E. TURAN (2004). "Computed tomographic measurements of the hip morphology of 10 healthy German shepherd dogs." *Vet Rec* **155**: 392-395.
- OFF, W. (1992). "Klinische und ganganalytische Erhebungen zur Resektionsarthroplastik des Hüftgelenks bei Hund und Katze in den Jahren 1978-1989." Fachbereich Tiermedizin, Ludwig-Maximilians-Universität München.
- OFF, W., und U. MATIS (1997). "Resektionsarthroplastik des Hüftgelenks bei Hunden und Katzen." *Tierärztliche Praxis* **25**: 379-387.
- OLMSTEAD, M. L., R. B. HOHN und T. M. TURNER (1983). "A five-year study of 221 total hip replacements in the dog." *J Am Vet Med Assoc* **183**(2): 191-194.
- PALEY, D. (2003). *Principles of deformity correction*. Berlin, Springer-Verlag.
- PALIERNE, S., E. ASIMUS, D. MATHON, P. MEYNAUD-COLLARD und A. AUTEFAGE (2006). "Geometric analysis of the proximal femur in a diverse sample of dogs." *Research in Veterinary Science* **80**: 243-252.
- PALIERNE, S., D. MATHON, E. ASIMUS, D. CONCORDET, P. MEYNAUD-COLLARD und A. AUTEFAGE (2008). "Segmentation of the canine population in different femoral morphological groups." *Research in Veterinary Science* **85**(3): 407-417.
- PATRICELLI, A. J., R. T. DUELAND, W. M. ADAMS, J. P. FIAKOWSKI, K. A. LINN und E. V. NORDHEIM (2002). "Juvenile pubic symphysiodesis in dysplastic puppies at 15 and 20 weeks of age." *Vet Surg* **31**: 435-444.
- PERNELL, R. T., J. L. MILTON, R. S. GROSS, R. D. MONTGOMERY, J. G. W. WENZEL, C. G. SAVORY und H. A. ABERMAN (1995). "The effects of implant orientation, canal fill, and implant fit on femoral strain patterns and implant stability during catastrophic testing of a canine cementless femoral prosthesis." *Vet Surg* **24**: 337-346.
- PERTHES, G. (1910). "Über Arthritis deformans juvenilis." *Dtsch Zschr Chir* **107**: 11.
- PIDDUCK, H., und P. M. WEBBON (1978). "The genetic control of Perthes' disease in toy poodles - a working hypothesis." *J Small Anim Pract* **19**: 729-733.
- PIERMATTEI, D. L. (1965). "Femoral head ostectomy in the dog: Indications, technique and results in ten cases." *Anim Hosp* **1**: 180-188.
- POZZI, A., M. P. KOWALESKI, J. DYCE und K. L. JOHNSON (2004). "Treatment of traumatic coxo-femoral luxation by cemented total hip arthroplasty." *Vet Comp Orthop Traumatol* **4**: 198-203.
- PRIESTER, W. A., und J. J. MULVIHILL (1972). "Canine hip dysplasia: Relative risk by sex, size and breed, and comparative aspects." *J Am Vet Med Assoc* **160**(5): 735-739.

- PRIEUR, W. D. (1978). "Kritische Bemerkungen zur Röntgendiagnose der Hüftdysplasie beim Hund." *Prakt Tierarzt* **59**: 496-502.
- RAWSON, E. A., M. G. ARONSOHN und R. L. BURK (2005). "Simultaneous bilateral femoral head and neck ostectomy for the treatment of canine hip dysplasia." *J Am Anim Hosp Assoc* **41**: 166-170.
- REMEDIOS, A. M., und C. L. FRIES (1995). "Treatment of canine hip dysplasia: A review." *Can Vet J* **36**: 503-509.
- RICHTER, V. (1977). "Untersuchungen am Becken des Hundes unter besonderer Berücksichtigung des Hüftgelenkes und rassespezifischer Merkmale." Tierärztliche Fakultät, Ludwig-Maximilians-Universität München.
- RISER, W. H., RHODES, W.H. und NEWTON, C.H.; (1985). *Hip dysplasia*. Philadelphia, J.B. Lippincott Comp.
- ROBINSON, R. (1992). "Legg-Calve-Perthes disease in dogs: Genetic aetiology." *J Small Anim Pract* **33**: 275-276.
- ROPERTO, F., S. PAPPARELLA und A. CROVACE (1992). "Legg-Calvé-Perthes disease in dogs: Histological and ultrastructural investigations." *J Am Anim Hosp Assoc* **28**: 156-162.
- ROUSH, J. K. (1993). "Canine patellar luxation." *Vet Clin North Am Small Anim Pract* **23**: 855-868.
- RUMPH, P. E., und J. T. HATHCOCK (1990). "A symmetric axis-based method for measuring the projected femoral angle of inclination in dogs." *Vet Surg* **19**: 328-333.
- SANCHIS, M., A. ZAHIR und M. A. R. FREEMAN (1973). "The experimental simulation of Perthes disease by consecutive interruptions of the blood supply to the capital femoral epiphysis in the puppy." *Journal of Bone and Joint Surgery* **55**: 335-342.
- SARIERLER, M. (2004). "Comparison of femoral inclination angle measurements in dysplastic and nondysplastic dogs of different breeds." *Acta Vet Hung* **52**: 245-252.
- SCHAWALDER, P., und H. P. STERCHI (1981). "Der Centrum-Collum-Diaphysenwinkel und der Antetorsionswinkel beim Hund." *Kleintierpraxis* **26**: 129-196.
- SCHMAEDECKE, A., J. P. E. SAUT und C. R. A. FERRIGNO (2008). "A quantitative analysis of the nerve fibres of the acetabular periosteum of dogs." *Vet Comp Orthop Traumatol* **5**: 413-417.
- SCHMERAK, P. (1992). "Populationsgenetische Aspekte der Hüftgelenkdysplasie (HD) des Hundes." *Vet-med Universität Wien*.
- SCHNEIDER, E. (1995). *Primärstabilität zementierter und nichtzementierter Implantate*. Berlin, Heidelberg, New York, Springer-Verlag.

SCHULZ, K. S. (2000). "Application of arthroplasty principles to canine cemented total hip replacement." *Vet Surg* **29**: 578-593.

SENDTNER, E., D. BOLUKI und J. GRIFKA (2007). "Aktueller Stand der minimalinvasiven Hüftendoprothetik in Deutschland, neue Implantate und Navigation - Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage." *Z Orthop Unfallchir* **145**: 297-302.

SERDY, M. G., K. S. SCHULZ, W. HORNOF, C. KOEHLER, D. CHIU und P. B. VASSEUR (1999). "Closed toggle pinning for canine traumatic coxofemoral luxation." *Vet Comp Orthop Traumatol* **12**: 6-14.

SIMANK, H. G., S. SIMANK, A. SCHUH, G. HORNSTEINER, C. STIER, M. RICKERT und R. GREINER-PERTH (2007). "Langzeitergebnisse des anatomischen Titanhüftschafte "Euroform"." *Z Orthop Unfallchir* **145**: 303-306.

SINGLETON, W. B., und E. L. JONES (1979). "The experimental induction of subclinical Perthes' disease in the puppy following arthrotomy and intracapsular tamponade." *Journal of Comparative Pathology* **89**(1): 57-71.

SKURLA, C. T., E. L. EGGER, P. D. SCHWARZ und S. P. JAMES (2000). "Owner assessment of the outcome of total hip arthroplasty in dogs." *J Am Vet Med Assoc* **217**(7): 1010-1012.

SLOCUM, B., und T. DEVINE (1986). "Pelvic osteotomy technique for axial rotation of the acetabular segment in dogs." *J Am Anim Hosp Assoc* **22**: 331-338.

SLOCUM, B., und T. DEVINE (1987). "Pelvic osteotomy in the dog as treatment for hip dysplasia." *Seminars in Veterinary Medicine and Surgery (Small Animal)* **2**(2): 107-116.

SMITH, C. (1992). "Treatments for hip dysplasia spark controversy." *J Am Vet Med Assoc* **201**(2): 205-209.

SMITH, G. K., E. R. PASTER, M. Y. POWERS, D. F. LAWLER, D. N. BIERY, F. S. SHOFER, P. J. McKELVIE und R. D. KAELY (2006). "Lifelong diet restriction and radiographic evidence of osteoarthritis of the hip joint in dogs." *J Am Vet Med Assoc* **229**(5): 690-693.

SUMNER, D. R., T. C. DEVLIN, D. WINKELMANN und T. M. TURNER (1990). "The geometry of the adult canine proximal femur." *J Orthop Res* **8**(5): 671-677.

TACKE, S., E. SCHIMKE, M. KRAMER, M. GERWING und B. TELLHELM (1997). "Resektionsarthroplastik des Hüftgelenkes bei Hunden und Katzen." *Tierärztliche Praxis* **25**: 373-378.

TANGNER, S. H. (1992). "Managing cases of traumatic canine hip luxation." *Veterinary Medicine* **4**: 314-324.

TILLSON, D. M., R. M. McLAUGHLIN und J. K. ROUSH (1994). "Microradiographic, microangiographic and histologic evaluation of proximal femoral physeal fracture healing after repair with two cortical screws from the articular surface." *Vet Surg* **23**: 418.

TILLSON, D. M., R. M. McLAUGHLIN und J. K. ROUSH (1996). "Fractures of the proximal femoral physis in dogs." *The Compendium (Small Animal)* **18**(11): 1164-1181.

TILLSON, D. M., J. K. ROUSH und R. M. McLAUGHLIN (1994). "A biomechanical study of three different methods of proximal femoral physeal fracture repair: Comparisons in compression and tension." *Vet Surg* **23**: 427.

TOMLINSON, J., D. FOX, J. L. COOK und G. G. KELLER (2007). "Measurement of femoral angles in four dog breeds." *Vet Surg* **36**: 593-598.

TOMLINSON, J. L. (2003). *Fractures of the Pelvis. Textbook of Small Animal Surgery* D. SLATTER. Philadelphia, SAUNDERS. **Third Edition Vol. 2.**

TOWLE, H. A., D. J. GRIFFON, M. W. THOMAS, A. M. SIEGEL, D. DUNNING und A. JOHNSON (2005). "Pre- and postoperative radiographic and computed tomographic evaluation of dogs with medial patellar luxation." *Vet Surg* **34**: 265-272.

TROSTEL, C. T., J. N. PECK und J. J. DE HAAN (2000). "Spontaneous bilateral coxofemoral luxation in four dogs." *J Am Anim Hosp Assoc* **36**: 268-275.

VAN HAAREN, E. H., B. C. VAN DER ZWAARD, A. J. VAN DER VEEN, I. C. HEYLIGERS, P. I. WIUISMAN und T. H. SMIT (2008). "Effect of long-term preservation on the mechanical properties of cortical bone in goats." *Acta Orthopaedica* **79**(5): 708-716.

VANDERBY, R., P. A. MANLEY, S. S. KOHLES und A. A. McBEATH (1992). "Fixation stability of femoral components in a canine hip replacement model." *J Orthop Res* **10**(2): 300-309.

VASSEUR, P. B., A. L. JOHNSON, S. C. BUDSBERG, J. D. LINCOLN, J. P. TOOMBS, J. G. WHITEHAIR und E. L. LENTZ (1995). "Randomized, controlled trial of the efficacy of carprofen, a nonsteroidal anti-inflammatory drug, in the treatment of osteoarthritis in dogs." *J Am Vet Med Assoc* **206**(6): 807-811.

VERNON, F. F., und M. L. OLMSTEAD (1983). "Femoral head fractures resulting in epiphyseal fragmentation. Results of repair in five dogs." *Vet Surg* **12**: 123.

VEZZONI, A. (2007). "Definition and clinical diagnosis of canine hip dysplasia; early diagnosis and treatment options." *EJCAP* **17**(2): 126-132.

VEZZONI, A., G. DRAVELLI, L. VEZZONI, M. DE LORENZI, A. CORBARI, A. CIRLA, C. NASSUATO und V. TRANQUILLO (2008). "Comparison of conservative management and juvenile pubic symphysiodesis in the early treatment of canine hip dysplasia." *Vet Comp Orthop Traumatol* **21**: 267-279.

VEZZONI, A., S. OROPALLO, L. VEZZONI, F. M. MARTINI und P. B. (2006). "Cementless hip prosthesis in the dog: clinical application of the Zurich model in 140 cases." *Veterinaria (Cremona)* **20**(2): 21-36.

VOGEL, A. (1986). "Osteosynthese am Becken des Hundes - Behandlung und Ergebnisse in den Jahren 1978-1982." *Tierärztliche Fakultät Ludwig-Maximilians-Universität München.*

WAIBL, H., B. VOLLMERHAUS, H. SCHEBITZ, U. MATIS und H. ROOS (1981). "Zur Anatomie der Fugenknorpel langer Röhrenknochen des Hundes, 3. Mitteilung: Fugenknorpel des Os femoris." *Kleintierpraxis* **26**: 89-94.

WALDENSTRÖM, H. (1909). "Der obere tuberculöse Collumherd." *Ztschr orthop Chir* **24**: 487.

WALKER, P. S., D. SCHNEEWIS, S. MURPHY und P. NELSON (1987). "Strains and micromotions of press-fit femoral stem prosthesis." *J Biomech Eng* **20**(7): 693-702.

WALKER, T. L., und W. D. PRIEUR (1987). "Intertrochanteric femoral osteotomy." *Seminars in Veterinary Medicine and Surgery (Small Animal)* **2**(2): 117-130.

WALLACE, L. J. (1987). "Canine hip dysplasia: Past and present." *Seminars in Veterinary Medicine and Surgery (Small Animal)* **2**(2): 92-106.

WALLACE, L. J. (1992). "Pectineus tendon surgery for the management of canine hip dysplasia." *Vet Clin North Am Small Anim Pract* **22**(3): 607-621.

WALLACE, L. J., und M. L. OLMSTEAD (1995). *Disabling conditions of canine coxofemoral joint*, Mosby.

ZAKEL, A. (1993). "Hüftgelenkdysplasie bei kleinen Hunderassen." *Wien Tierärztl Monatsschr* **80**: 60.

## 9. ANHANG

### 9.1. Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Af	Austenit-Finish-Temperatur
As	Austenit-Start-Temperatur
bzw.	Beziehungsweise
C	Celsius
CT	Computertomografie
d	Durchmesser
d.h.	das heisst
F.C.I.	Fédération Cynologique Internationale
ggf.	gegebenenfalls
HD	Hüftgelenkdysplasie
K	Kelvin
kg	Kilogramm
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
m	männlich
max	maximal
mm	Millimeter
Mf	Martensit-Finish-Temperatur
Ms	Martensit-Start-Temperatur
n	Anzahl
N.	Nervus
NaCl	Natrium-Chlorid
TEP	Totalendoprothese
w	weiblich
WHW	West Highland White Terrier
z.B.	zum Beispiel



## **9.2. Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Leo Brunnberg, meinem Doktorvater, der mir stets nicht nur fachlich, sondern auch menschlich zur Seite stand.

Ebenso danke ich dem gesamten Team der Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere der FU Berlin für die Zusammenarbeit und Hilfsbereitschaft und die schöne gemeinsame Zeit.

Herrn Dipl.-Stat. Fabian Lotz danke ich für die Hilfe bei der statistischen Aufarbeitung.

Nicht zuletzt möchte ich meiner Familie und meinen Freunden und besonders meinem Lebensgefährten, Herrn Elton Wackrow, danken, die mir bei der Anfertigung dieser Arbeit mit Rat und Tat zur Seite standen und ohne deren uneingeschränkte Unterstützung und Geduld diese Arbeit nicht entstanden wäre.

### **9.3. Selbstständigkeitserklärung**

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig angefertigt und ausschließlich die angegebenen Quellen und Hilfen in Anspruch genommen habe.

Berlin, den 22. April 2010

Caroline Bäcker