

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

**Vergleichende Morphometrie der Ellbogengelenke großer,
Ellbogengelenksdysplasie prädisponierter Hunderassen**

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

**vorgelegt von
Kristina Loth
Tierärztin aus Bielefeld**

Berlin 2013

Journal Nr. 3662

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Veterinärmedizin
der Freien Universität Berlin

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Jürgen Zentek
Erster Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Leo Brunnberg
Zweiter Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Christoph Lischer
Dritter Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Karl Dietrich Weyrauch

Deskriptoren (nach CAB-Thesaurus):

dogs, elbows, computed tomography, morphometrics, bones, arthroplasty

Tag der Promotion: 08.04.2014

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: 978-3-86387-475-9

Zugl.: Berlin, Freie Univ., Diss., 2013

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 2014

Choriner Str. 85 - 10119 Berlin

verlag@menschundbuch.de – www.menschundbuch.de

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	1
1.1. Einleitung	4
2. Literaturteil	5
2.1. Ellbogengelenk.....	5
2.1.1. Knöcherne Strukturen des Ellbogengelenks	5
2.1.2. Knochen	6
2.1.3. Gelenkbänder und - kapsel	8
2.1.4. Muskulatur	9
2.1.5. Biomechanik	10
2.1.6. Gelenkspezifische Aspekte für die Entwicklung eines Ellbogengelenksprothesensystems	11
2.2. Ellbogengelenkdysplasie	13
2.2.1. Vorkommen und Heritabilität	16
2.3. Endoprothesen	18
2.3.1. Grundlagen und Grundbegriffe der allgemeinen Prothetik	18
2.3.2. Canine Ellbogenendoprothese	20
2.4. Computertomographie	23
2.4.1. Auswertung eines CT-Scans	24
3. Ziel der Studie	27
4. Validierung CT-gestützter Messungen zur Bestimmung von Knochenabmaßen	28
4.1. Material	28
4.1.1. Computertomograph.....	28
4.1.2. Software und - einstellungen für die Messungen	29
4.1.3. Datengrundlage	29
4.2. Methode	29
4.2.1. Untersuchungsgang 1: Lagerung des Ellbogens im 90° Winkel.....	30
4.2.2. Untersuchungsgang 2: Lagerung des Ellbogens in beliebiger Position	34
4.2.3. Vorbereitung der Untersuchungsgänge 3 und 4: Extraktion und Mazeration des Ellbogengelenks	35
4.2.4. Untersuchungsgang 3: CT-Scan der isolierten Knochen	36
4.2.5. Untersuchungsgang 4: Schieblehre-Messung (Direktmessung) der isolierten, mazerierten Knochen (Goldstandard)	36

4.2.6. Gewählte Strecken zur Messung an Humerus und Ulna bei jedem Untersuchungsgang	41
4.3. Auswertung und statistische Methoden	44
4.4. Ergebnisse	47
4.4.1. Datengrundlage	47
4.4.2. Goldstandard: Genauigkeit und Einfluss der Fehlerquellen	48
4.4.3. Reproduzierbarkeit und Quantität CT-gestützter Messungen ohne Berücksichtigung der Lagerung des Patienten zum CT-Scan	52
4.4.4. Einfluss der Lagerung des Patienten im Computertomograph auf die CT-gestützte Streckenmessung	56
4.5. Zusammenfassung	59
5. Vergleichende morphometrische Datenerhebung	60
5.1. Material	60
5.1.1. Datengrundlage	60
5.2. Methode der morphometrischen Datenerhebung	60
5.3. Auswertung und statistische Methoden	74
5.4. Ergebnisse	75
5.4.1. Verwendete Datengrundlage	75
5.4.2. Morphometrische Unterschiede der Art. cubiti dextra et sinistra im Vergleich	76
5.4.3. Morphometrische Unterschiede der Art. cubiti bei ED-freien und ED-erkrankten Hunden einer Rasse (Labrador Retriever)	76
5.4.4. Proportionsunterschiede zwischen den einzelnen Rassen	77
5.4.5. Isometrie und Spiegelbildlichkeit	79
5.4.6. Spaltbreitenbestimmung zwischen Radius und Ulna	80
5.4.7. Morphometrische Größenbestimmung als Maße für ein Endoprothesendesign ..	81
6. Diskussion	85
6.1. Diskussion über die Validierung der CT-gestützten Messungen zur Bestimmung von Knochenabmaßen	85
6.2. Diskussion über die vergleichende morphometrische Datenerhebung	89
6.3. Limitationen dieser Arbeit	94
6.4. Klinische Relevanz	94
6.4.1. Validierung morphometrischer Datenerhebung	94
6.4.2. Empfehlungen zur Entwicklung einer neuen Totalendoprothese des Ellbogengelenks	95
7. Zusammenfassung	97
8. Summary: Comparative morphometrics of the elbow of elbow dysplasia predisposed large dog breeds	99

9. Literaturverzeichnis	101
10. Anhang.....	113
10.1. Anhang 1: Abkürzungsverzeichnis.....	113
10.2. Anhang 2: Softwareeinstellungen für die Messungen an CT-Scans.....	115
10.3. Anhänge der Originaldaten	116
10.3.1. Anhang 3: Mittelwerte (MW) der Strecken 1-7 und jeder Messmethode für links und rechts getrennt [mm].....	116
10.3.2. Anhang 4: Originaldaten der 1. Messung, linke Seite, aller vier Messmethoden zur Validierung [mm].....	117
10.3.3. Anhang 5: Originaldaten der 2. Messung, linke Seite, aller vier Messmethoden zur Validierung [mm].....	118
10.3.4. Anhang 6: Originaldaten der 1. Messung, rechte Seite, aller vier Messmethoden zur Validierung [mm].....	119
10.3.5. Anhang 7: Originaldaten der 2. Messung, rechte Seite, aller vier Messmethoden zur Validierung [mm].....	120
10.3.6. Anhang 8: Originaldaten der Trocknungsmessung (Scheibenpräparate) [mm]	121
10.3.7. Anhang 9: Originaldaten der Trocknungsmessung (Balkenpräparate) [mm]	122
10.3.8. Anhang 10: Originaldaten der rassespezifischen morphometrischen Untersuchung Teil1 (äußere Abmaße von Humerus, Radius und Ulna) [mm] ..	123
10.3.9. Anhang 11: Originaldaten der rassespezifischen morphometrischen Untersuchung Teil 2 (Markhöhlenparameter) [mm].....	125
10.3.10. Anhang 12: Originaldaten der rassespezifischen morphometrischen Untersuchung Teil 3 (Parameter zur Beschreibung der Isometrie) [mm]	127
10.4. Anhang 13: Abbildungsverzeichnis	129
10.5. Anhang 14: Tabellenverzeichnis	131
11. Publikationsliste	133
12. Danksagung	135
13. Selbstständigkeitserklärung.....	137

1.1. Einleitung

Das canine Ellbogengelenk ist nicht selten von der Ellbogengelenkdysplasie (ED) betroffen, der meist eine ausgeprägte Osteoarthritis folgt. Dies kann Funktionsstörungen mit Einschränkung des Bewegungsradius bis hin zur schmerzhaften Ankylose mit Lahmheit hervorrufen. Insbesondere große Hunderassen ab dem mittleren Alter sind von den Folgen der ED betroffen. Auch Kondylusfrakturen können, falls sie nicht diagnostiziert oder fehlerhaft versorgt werden, in einer Osteoarthritis mit den funktionellen Folgen enden. Die schmerzhafte Osteoarthritis ist zunächst einmal Domäne konservativer medikamenteller und physiotherapeutischer Maßnahmen. Bei Osteoarthritis steht ein weites Spektrum an medikamenteller Therapie zur Verfügung, jedoch sprechen nicht alle Patienten auf diese konservative Therapieform an.

Seit den 70er Jahren werden aber auch Ellbogengelenksprothesen für den Hund als eine Therapieoption entwickelt, falls andere chirurgische Therapieverfahren keinen dauerhaften funktionellen Erfolg bringen. Bisher konnte sich allerdings keine Prothese als Ellbogengelenkersatz durchsetzen.

In dieser Studie wird mit der Computertomographie (CT-gestützt) die Morphometrie des Ellbogengelenks ED-prädisponierter Hunde großwüchsiger Rassen bestimmt.

Um die Messungen auch an archivierten klinischen Daten durchführen zu können, ist es erforderlich, die CT als genaue Messmethode unabhängig von der Lagerung der Gelenke oder des Patienten im Computertomographen zu validieren.

Danach werden klinische CT-Scans von ED-erkrankten und ED-freien Rassehunden untersucht. Es soll analysiert werden, ob sich morphometrische Differenzen

- im Seitenvergleich des rechten und linken Ellbogengelenks
- zwischen gesunden und kranken Hunden
- und zwischen Hunden verschiedener großwüchsiger Rassen ergeben.

Die Daten der Studie sollen Grundlage einer neu zu entwickelnden Totalendoprothese des Ellbogengelenks sein.

2. Literaturteil

2.1. Ellbogengelenk

Die Beschreibung der Knochen des Ellbogengelenks beruht insbesondere auf den Darstellungen in den Lehrbüchern und den Arbeiten von Ellenberger, Baum (1974), Goring (1983), Waibl (1994), Reichle (1999), König und Liebig (2001), Waibl (2002) und Nickel, Schummer, Seiferle (2003).

2.1.1. Knöcherne Strukturen des Ellbogengelenks

Das Ellbogengelenk (*Articulatio cubiti*) der Fleischfresser ist eine *Articulatio (Art.) composita*, weil sie von mehr als zwei artikulierenden Knochen gebildet wird (Humerus, Radius und Ulna).

Anatomisch besteht die *Art. cubiti* aus drei *Articulationes simplices*:

1. *Art. humeroradialis* aus *Condylus humeri* und Radiuskopf
2. *Art. humeroulnaris* aus *Condylus humeri* und Ulna
3. *Art. radioulnaris proximalis* aus Radius und Ulna

- a: Humerus
b: Radius
c: Ulna
1: *Art. humeroradialis*
2: *Art. humeroulnaris*
3: *Art. radioulnaris proximalis*

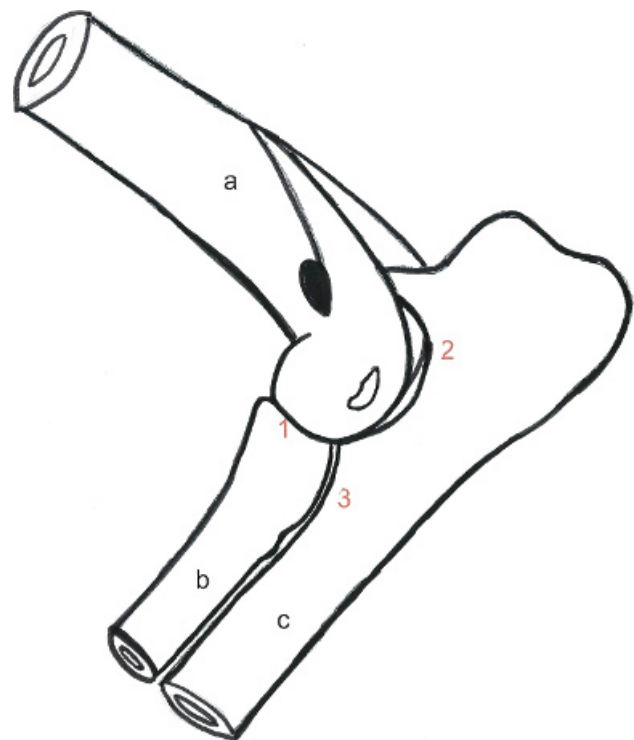


Abb. 1: Linke *Art. cubiti* in lateraler Ansicht

Im Ellbogengelenk artikulieren zwei Gelenkformen.

Die *Art. humeroradialis* und *Art. humeroulnaris* sind synoviale, sogenannte echte Gelenke. Sie sind charakterisiert durch die mit hyalinem Knorpel (*Cartilago articulare*) überzogenen

Gelenkenden, den Gelenkspalt (Cavum articulare), die allseitig umschließende Gelenkkapsel (Capsula articulare) und die kollagenen extra-, intra- und capsulären Ligamenta articularia. Der so entstehende Hohlraum ist mit Synovia gefüllt.

Die Art. radioulnaris proximalis ist eine bandhafte Verbindung zwischen Ulna und Radius - eine Art. fibrosa und eine Syndesmosis. Diese Gelenkform ist spaltfrei und straff, deren Bewegungsfreiheit von der Beschaffenheit und der Menge des Binde- bzw. Knorpelgewebes abhängt. Bei dieser flächenhaften Ausbreitung bindegewebigen Materials zwischen zwei Knochen wird sie als Membrana interossea bezeichnet, die nur wenig Bewegungsspielraum bietet.

2.1.2. Knochen

2.1.2.1. Humerus

Der Humerus ist eine schlanke Röhre, die proximal laterolateral und distal kraniokaudal geringfügig abgeplattet erscheint. Der Corpus ist in sich etwas verdreht. Bei kleinen kurzbeinigen Hunderassen, den chondrodystrophen Rassen, wie Teckeln und Terriern, ist der Humerus stärker gebogen.

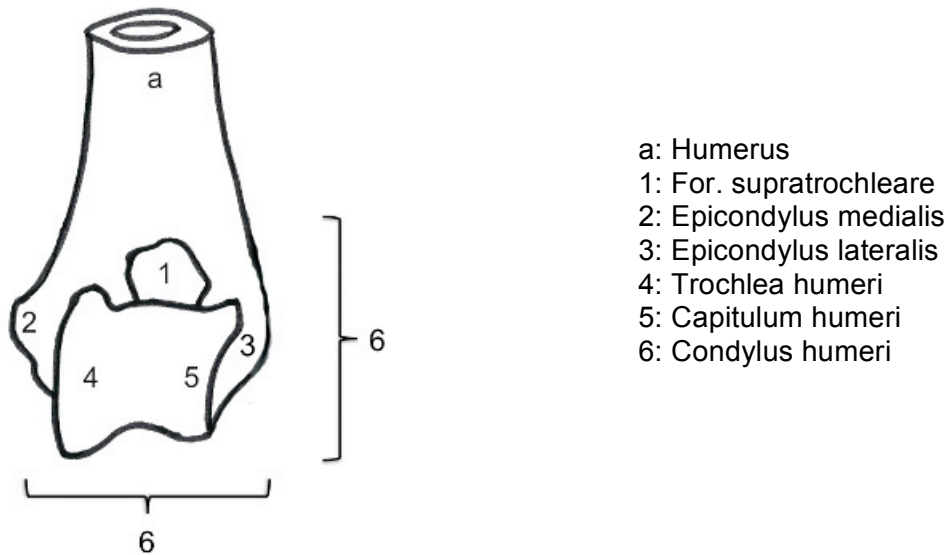
Im Vergleich zum Caput ist der Condylus humeri breiter und gliedert sich in zwei Teile – medial die Trochlea und lateral das Capitulum humeri.

Das Capitulum artikuliert mit der lateralen und die Trochlea mit der medialen Hälfte der Fovea capitis radii. Außerdem dient die Trochlea als Widerlager für die Incisura trochlearis ulnae (Evans 1993).

Die Trochlea wird proximal kranial durch die Fossa radialis und kaudal durch die Fossa olecrani eingebuchtet. Bei einigen Hunderassen sind sie verbunden zum Foramen supratrochleare (Schledderer 1999). Das Foramen ist häufiger bei großen Hunderassen, seltener bei kleinen festzustellen: Beim Dachshund und Bullterrier fehlt es (Martin 1923; Frewein 1994). Man nimmt an, dass die Auskleidung des Foramens die Druckverteilung auf den Processus (Proc.) anconaeus verringert, da die eigentliche knöcherne Membran entweder mit einem Fettkörper (Schledderer 1999) oder aber mit einer Membran ausgekleidet ist (Staszyk et al. 2001).

Lateral und medial der Trochlea erheben sich je eine flache Bandgrube und ein kräftiger Bandhöcker (Epicondylus). Der Epicondylus lateralis ist kleiner und ist Ursprung der Streckmuskeln, der kräftigere Epicondylus medialis ist der stärker ausgeprägte und ist der Ursprungsort der Beugemuskeln der Karpal- und Zehengelenke (Hahn von Dorsche 1994; Nickel, Schummer, Seiferle 2003).

In Streckstellung nimmt die Fossa olecrani den Proc. anconaeus ulnae auf. Abb. 2 stellt den distalen Bereich des Humerus dar.



- a: Humerus
- 1: For. supratrochleare
- 2: Epicondylus medialis
- 3: Epicondylus lateralis
- 4: Trochlea humeri
- 5: Capitulum humeri
- 6: Condylus humeri

Abb. 2: Distales Endstück des linken Humerus in kranialer Ansicht

2.1.2.2. Radius

Der **Radius** hat die Form einer querovalen, schlanken, kranial etwas gebogenen Röhre.

Proximal artikuliert das Caput radii über die flache Fovea capitis radii mit dem Humerus (Abb. 3). Medial artikuliert der Radius über eine walzenförmige Gelenkerhöhung (Circumferentia articularis) mit der Ulna in der Incisura radialis. Die bindegewebige Verbindung erlaubt lediglich eine geringe axiale Drehbewegung. Das Caput radii ist distal durch das Collum radii vom Schaft abgesetzt.



- a: Radius
- b: Caput radii
- 1: Fovea capitis radii

Abb. 3: Proximales Endstück des Radius in kranialer Ansicht

2.1.2.3. Ulna

Beim Hund überragt die Ulna mit dem Olekranon den Radius. Vom Proc. anconaeus zieht die Incisura trochlearis halbmondförmig distal bis zu den Procc. coronoidei lateralis und medialis ulnae. Der Proc. coronoideus medialis artikuliert vorwiegend mit der Trochlea humeri und der Proc. coronoideus lateralis vorwiegend mit dem Capitulum humeri.

Die Ulna schmiegt sich proximal lateral und distal medial dem Radius an. Die Ulna ist dreiseitig und kranial gekrümmt. Der proximale Abschnitt der Ulna ist graphisch in der Abbildung 4 dargestellt.

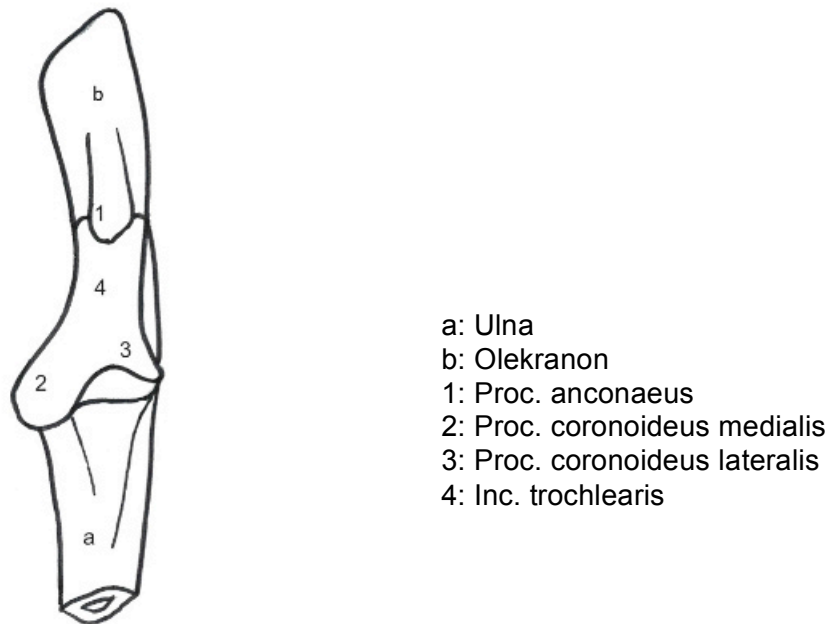


Abb. 4: Proximales Endstück der Ulna in kranialer Ansicht

2.1.3. Gelenkbänder und –kapsel

Radius, Ulna und Humerus werden durch die Ligamenta collateralia cubiti medialis und lateralis sowie die Gelenkkapsel verbunden.

Die Gelenkkapsel (Capsula articularis) inseriert an den Gelenkrändern und umschließt die Articulationes humeroradialis, humeroulnaris und radioulnaris proximalis (Nickel, Schummer, Seiferle 2003). Sie liegt lateral und medial straff und eng an, lässt jedoch kranial und kaudal Spielraum für Bewegungen.

Die Kollateralbänder entspringen aus den Bandgruben des Epicondylus medialis bzw. lateralis humeri. Im Verlauf teilen sie sich jeweils in 2 Schenkel. Der kraniale Schenkel inseriert am Radius und der kaudale an der Ulna. Das Lig. collaterale mediale trägt mehr zur Stabilität des Ellbogens bei als das laterale (Montavon et al. 1995; Koch et al. 2005; Hemmes 2004).

Das Ligamentum anulare radii inseriert am Proc. coronoideus medialis ulnae, wird dort vom medialen Seitenband bedeckt und strahlt in das laterale Seitenband ein, nachdem es den Radiuskopf umschlungen hat. Es umfasst beugeseitig das Ellbogengelenk ringförmig und stabilisiert das Gelenk bei Supination und Pronation.

Die Membrana interossea antebrachii verbindet die Knochen der Art. radioulnaris proximalis straff miteinander.

Das Ligamentum olecrani entspringt an der Grenze zwischen Epicondylus medialis und der Fossa olecrani und inseriert zwischen Proc. anconaeus und dem Höcker des Olekranons (Nickel, Schummer, Seiferle 2003; Engelke et al. 2005; Seelig, 2009; Seelig et al. 2010).

2.1.4. Muskulatur

2.1.4.1. Extension

Der Musculus (M.) triceps brachii inseriert am Olekranon. Sein Caput longum ist am kräftigsten. Seine dreieckige Muskelmasse entspringt kaudal am Scapularand und inseriert mit einer kurzen kräftigen Sehne am Olekranon. Das Caput laterale kommt von der Linea musculi tricipitis, bildet einen nahezu rechteckigen Muskelbauch und inseriert zum Teil mit einer eigenen kurzen Endsehne medial am Olekranon, teils geht er in die Fascia antebrachii über. Das Caput mediale hat seinen Ursprung an der Crista tuberculi minoris und setzt medial am Olekranon an. Das beim Hund gut abzugrenzende Caput accessorium zieht sich von seinem Ursprung kaudal am Caput humeri bis zum Olekranon und endet dort mit der Sehne des Caput longum. Das Caput accessorium hat vor allem eine Haltefunktion der Streckstellung unter Stehbelastung.

Der M. tensor fasciae antebrachii liegt medial flach dem M. triceps an, entspringt am verdickten Epimysium des M. latissimus dorsi und inseriert am Olekranon in der Fascia antebrachii.

Ein weiterer wichtiger Strecker des Ellbogengelenks ist der M. anconaeus. Er wird auch der „Antischwerkraftmuskel“ genannt. Er besteht aus ermüdungsresistenten Typ I Muskelfasern und vermag dadurch auch bei längerem Stehen das Ellbogengelenk gestreckt zu halten. Er entspringt lateral an der Fossa olecrani und setzt lateral am Olekranon an. Einige Muskelfasern strahlen in die Gelenkkapsel und verhindern, dass sie in Extensionsstellung eingeklemmt wird (Salomon et al. 2008; Seelig 2009).

Die Strecker des Ellbogengelenks werden durch den N. radialis innerviert.

2.1.4.2. Flexion

Die Ansatzsehne des M. biceps brachii spaltet sich in einen kräftigen Schenkel zum Proc. coronoideus medialis ulnae und einen schwächeren zur Tuberositas radii.

Vom M. brachialis schiebt sich eine sehnige Platte zwischen die Bizepssehnschenkel, den M. pronator teres und den M. extensor carpi radialis.

Der M. supinator liegt dem Lig. collaterale laterale an, er entspringt am Epicondylus lateralis humeri, schiebt sich ein wenig unter dem M. pronator teres hindurch und endet schließlich am proximalen Viertel des Radius.

Für die Pronation verantwortlich ist der vom Epicondylus medialis humeri zum oberen Drittel des Radius nach lateral ziehende M. pronator teres.

Der M. pronator quadratus füllt das Spatium interosseum antebrachii fleischig aus und verdeckt so die membrana interossea.

Die Beuger des Ellbogengelenks werden vom N. musculocutaneus innerviert.

2.1.5. Biomechanik

Das Ellbogengelenk ist ein zusammengesetztes Walzengelenk, das als ein vollkommenes Wechsel- oder Scharniergelenk funktioniert und macht so eine Extension und Flexion möglich. Durch das tiefe Einsenken des Olekranon ulnae in die Fossa olecrani humeri und die ausgeprägten Führungskämme der Trochlea humeri werden Pro- und Supinationsbewegungen nahezu vollständig verhindert.

Dies wird unterstützt durch die Ligg. collaterale cubiti laterale et mediale, sie entspringen mit einem starken Schenkel in den Bandgruben des Epicondylus humeri lateralis et medialis und verjüngen sich bis hin zu ihrem Ansatz an Radius und Ulna.

Die Bewegung der Art. humeroulnaris um eine horizontale Achse ermöglicht Beugung und Streckung, die der Art. radioulnaris proximalis um eine vertikale Achse erlaubt Pro- und Supination.

Das elastische Ligamentum olecrani verbindet den medialen Epicondylus des Humerus mit dem Proc. anconaeus. Wird das Gelenk gebeugt, dreht sich die Ulna einwärts und der Proc. anconaeus dabei etwas seitwärts. Diese Seitwärtsbewegung wird vom Lig. olecrani begrenzt, so dass der Proc. anconaeus nicht luxieren kann (Engelke et al., 2005).

Zur Beschreibung dieser Bewegungsmöglichkeiten der Art. cubiti sind mehrere Winkel vermessen und dabei rassespezifische Unterschiede entdeckt worden:

1. Der Standwinkel wird im Durchschnitt in der Literatur mit ca. 135° beschrieben. Es sind deutlich rassespezifische Abweichungen aufgezeigt worden: Dogge 159°, Dobermann 138°, Deutscher Schäferhund 137°, Dachshund 124°-127°(Mai, 1995).
2. Der maximale Extensionswinkel beträgt etwa 160°.
3. Der maximale Flexionswinkel liegt zwischen 30°–60° (Ellenberger und Baum 1974; Grondalen 1979; Koch et al. 1992; Sjöstrom, 1998; Waibl 1994 und 2002; Nickel, Schummer, Seiferle 2003)

4. Die passive Pro- und Supinationsbewegung beträgt bei Hunden etwa 50°, die aktive ca. 20° - 25° (Roos et al. 1992; König, Liebig 2001), rassespezifisch beim Dachshund 48° - 28° und Deutschem Schäferhund 50° - 18° (Evans 1993; Rauscher 1986).

Die Schultergliedmaßen des Hundes tragen ca. 65 % der Körpermasse (Hitz 1973) in der den Hunden eigenen dynamischen Standposition. Ein großer Teil davon lastet auf dem Ellbogengelenk, insbesondere auf dem humeroradialen Gelenk und nur ca. ein Viertel wird von den Procc. coronoidei getragen (Ellenberger, Baum 1974; Evans et al. 1979; Berzon et al. 1980; Fox et al. 1983; Lewis et al. 1989; Wind 1990; Waibl 1994; Sjöstrom 1998; Frewein 1994; Wolschrijn et al. 2005). Nach Maierl (2003) trägt die Ulna und nicht der Radius die Hauptkörperlast. Rasseunabhängig wird bei Beugung des Gelenkes die Belastung verstärkt (Winhart 1991), da bei Beugung die Artikulation mit der Ulna erhöht, die mit dem Radius gesenkt wird. Bei maximaler Beugung artikulieren nur noch Humerus und Ulna miteinander. Es gibt einen kritischen Extensionswinkel von 115°, ab dem sehr viel Last auf das Ellbogengelenk ausgeübt wird (Winhart 1991). Durch die anatomische Gegebenheit eines Scharniergelenks entstehen bei Bewegung und damit verbundener Vor- und Zurückbewegung der Trochlea humeri entlang der horizontalen Achse lateral gerichtete, vom Caput radii ausgehende Kräfte und eine vom Lig. anulare verursachte Spannkraft. Diese Kräfte wirken auf den Proc. coronoideus medialis (Wolschrijn et al. 2004). Maierl (2003) konnte nachweisen, dass in Bewegung eine medial gerichtete Rotation des Humerus um einen zentralen Punkt im Gelenk erfolgt, so dass der Proc. anconaeus und Epicondylus lateralis humeri sowie Proc. coronoideus medialis und Trochlea humeri sich intensiv kontaktieren.

2.1.6. Gelenkspezifische Aspekte für die Entwicklung eines Ellbogengelenksprothesensystems

1. Die Art. cubiti ist ein komplexes **3-Knochen-System** (Ellenberger, Baum 1974; König, Liebig 2001; Waibl, 2002; Nickel, Schummer, Seiferle 2003). Das Zusammenspiel von allen drei Knochen erschwert die Stilisierung des Gelenks für einen künstlichen Gelenkersatz. Das Gelenk rotiert um mehr als eine Achse bei verschiedenen Fixpunkten. Die Art. radioulnaris proximalis bewegt sich um eine longitudinale Achse. Das Walzengelenk (Art. humeroradialis et humeroulnaris) artikuliert um eine horizontale Achse mit zusätzlicher minimaler Seitwärtsbewegung. Die Bewegung in zwei Richtungen ermöglicht den physiologischen Bewegungsspielraum des Ellbogengelenks und sollte daher möglichst von einer Endoprothese auch geduldet, besser noch unterstützt werden. Durch den Halteapparat und das Einsenken des Proc. anconaeus ins Foramen supratrochleare sive Fossa olecrani sowie die Gelenkkapsel und die Ellbogengelenksbänder wird die Seitwärtsbewegung nahezu vollständig verhindert. Dass

der Bandapparat in der Lage ist, diese Bewegung zu verhindern, zeigt deutlich, wie viel der auf den Ellbogen einwirkenden Kraft auf ihn entfällt. Eine geführte Prothese, bei der ein Großteil des Bandapparates reseziert wird, kommt somit nicht in Frage.

2. Die Art. cubiti dextra et sinistra sind **Spiegelbilder**: Sie sind nicht isometrisch (Conzemius 2001). Das wirtschaftliche Verlangen, eine isometrische Prothese zu bauen, um eine Prothese bilateral anwenden zu können, wie es bspw. in der Totalendoprothetik der Hüfte der Fall ist, steht daher den anatomischen Gegebenheiten entgegen und wirft die Frage auf, ob ein isometrisches Prothesensystem im Fall der Ellbogenprothese überhaupt aus Sicht der angestrebten Schmerz- und Lahmheitsfreiheit und dem gewünschten physiologischen Bewegungsradius umsetzbar ist.
3. Der Phänotyp von Hunden ist sehr vielfältig. Berücksichtigt man nur die großen Hunderassen, die für den Einsatz einer Endoprothese Relevanz haben, ergeben sich noch immer deutliche **Unterschiede** im Erscheinungsbild, im Körpergewicht und auch im **Skelettsystem**. Die Knochen der verschiedenen Rassen variieren stark in ihrer Größe und Dicke (Conzemius 2001; Nickel, Schummer, Seiferle 2003). Diese Parameter müssen beim Design einer Prothese einkalkuliert werden und wurden bislang nicht veröffentlicht. Ein genormtes Totalendoprothesensystem für den Ellbogen muss diese morphologischen Abweichungen ausgleichen können, damit die Funktionalität bei allen Patienten verschiedener Rassen gleich hoch ist. Auch die einwirkende Kraft, die die Endoprothese standhalten muss, variiert aufgrund der Körpergewichtsspanne von großen Hunderassen zwischen 25 kg und max. 50-60 kg.
4. Beim Hund lasten ca. 65% des Körpergewichts in normaler, dynamischer Standposition (Gelenk in leichter Extension) auf den Articulationes cubitorum, davon 75% auf dem Radius, die restlichen 25% auf der Ulna, dieses Verhältnis kehrt sich nur in Bewegung und Flexion um. Im Vergleich zum Menschen ist nur noch wenig Pro- und Supination möglich (25° aktive, 45° passive). (Hitz 1973; König, Liebig 2001; Maierl 2003; Nickel, Schummer, Seiferle 2003). In Folge dessen hat sich die Ulna beim Hund gegenüber der des Menschen zurückgebildet und das Caput radii hat sich vergrößert, um der **Dauerbelastung** ohne Verschleißerscheinungen besser standhalten zu können. Das Hauptziel der caninen Ellbogenendoprothetik ist es, dieser Belastung standzuhalten und dabei den physiologischen Bewegungsradius zu erhalten. (Conzemius 2000; Conzemius 2001)
5. Der **Spalt zwischen Radius und Ulna** und die Syndesmose zwischen beiden ermöglicht den benötigten leichten Spielraum für die dem Hund verbliebene restliche Pro- und Supinationsbewegung und verhindert eine zu starke seitliche Schraubbewegung des Gelenks (Nickel, Schummer, Seiferle 2003). Bisherige, etablierte Ellbogenendoprothesen verbinden Radius und Ulna mit einer Komponente, die zwei Stifte besitzt, die sich in die jeweilige Markhöhle versenken. Um die Beweglichkeit zwischen Radius und Ulna zu unterbinden, was Lockerungen des Implantats zur Folge haben kann, wird Spongiosa in

den proximalen radioulnaren Gelenkspalt transplantiert. Eine schnelle Synostose zwischen beiden wird dadurch begünstigt (Conzemius 2000, Conzemius 2001, Conzemius 2009). Der physiologische Spielraum wird damit vermindert.

6. **Grundlagendaten** zur Entwicklung einer Ellbogenprothese stützten sich zunächst auf die morphometrischen Daten von 6 Greyhounds. Dies ist eine Rasse, die nicht prädisponiert für ED und OA ist (Conzemius 2000; Conzemius 2001). Bei weiteren Designanpassungen wurden daher noch insgesamt 12 Labrador Retriever oder Rottweiler morphometrisch untersucht. Durch CT und Röntgen wurden Maturität und der Gesundheitsstatus überprüft sowie OA ausgeschlossen. Die anschließende morphometrische Analyse wurde dann an den aus dem Kadaver ausgelösten Knochen vorgenommen (Conzemius 2001). Diese Ergebnisse wurden nicht veröffentlicht.
7. **Morphometrische Untersuchungen** gibt es hinsichtlich des Gelenkspaltes der Art humeroradialis und der Art. humeroulnaris und auch hinsichtlich der Stufenhöhe zwischen Radius und Ulna im MRT (Janach et al. 2006) und in der CT (Holsworth 2005; Gemmill et al. 2006; Kramer et al. 2006; Aumarn 2007; House et al. 2009). Die Spaltbreite in diesen Studien variiert zwischen 1,3 mm und 3 mm. Viehmann (1998) und Brunberg (1999) haben röntgenologisch die Form der Inc. trochlearis beim Berner Sennenhund und Rhodesian Ridgeback beschrieben, der Condylus humeri wurde zur Berechnung als kreisrund angenommen. Conzemius (2000) beschrieb beim Greyhound röntgenologisch folgende Parameter: Markhöhlendurchmesser von Humerus, Radius und Ulna, den Radius des Condylus humeri, die Distanz zwischen Inc. trochlearis, For. supratrochleare, Trochlea humeri jeweils von der Mittellinie der Markhöhle des Humerus und die Distanz von Inc. trochlearis bis zur Mittellinie der Markhöhle der Ulna.
8. Bisher ist ungeklärt, ob es morphologische Unterschiede zwischen der Art. cubiti bei ED-erkrankten Tieren und gesunden Hunden gibt, ob sich rassespezifische morphometrische Unterschiede ergeben und ob diese in der Konstruktion einer Ellbogentotalendoprothese zu berücksichtigen sind.

2.2. Ellbogengelenkdysplasie

Der komplexe Aufbau macht das Ellbogengelenk für Störungen in seiner einwandfreien Funktion anfällig, die klinisch durch verschieden ausgeprägte Lahmheitsgrade auffallen.

Die Ellbogengelenkdysplasie (ED) ist die häufigste Ursache einer Lahmheit der Vordergliedmaßen (Morgan et al. 2000). Sie beschreibt einen Krankheitskomplex infolge einer abnormen Entwicklung des Ellbogengelenks. Während des Wachstums im Alter von 4-6 Monaten bei Hunden mittelgroßer- bis großwüchsiger Rassen. Klinisch symptomatisch werden die Tiere nicht selten später. ED ist eine multifaktorielle Erkrankung: Einflussfaktoren sind genetisch, nutritiv und traumatisch bedingt (Hedhammer et al. 1974; Kirberger et al. 1998; Grußendorf 2001; Hazewinkel et al. 2009a; Samoy al. 2011). Jede Form der ED führt

zur OA mit mehr oder weniger schwerwiegenden Folgen für das Tier (Hazewinkel 2009; Wind et al. 1986; Bienz 1985).

Klinisch ist die ED von Lahmheit mit oder ohne abnorme Gliedmaßenhaltung, vermehrter Gelenkfüllung und Schmerzhaftigkeit bei Streckung und Beugung geprägt. Die Symptome können verschieden stark sein und sind häufig im Frühstadium der Erkrankung nur dezent (Brunnberg et al. 1986).

Unter den Begriff „Ellbogengelenksdysplasie“ fasst die International Elbow Working Group (IEWG) folgende sechs Erkrankungen:

1. **Osteochondrosis dissecans** (OCD) der Trochlea humeri mit und ohne Kissing-Lesions des Knorpels benachbarter Gelenkflächen. Sie entstehen durch Abrasion des Gelenkknorpels, die bis in die enchondrale Knorpelplatte reichen können (Olsson 1993; Morgan 2000).
2. Der **fragmentierte Processus coronoideus medialis ulnae** (FPC) kann in drei Formen vorkommen: Am häufigsten ist eine Fraktur des kranialen Drittels des Proc. coronoideus medialis aus einem oder mehreren Fragmenten in situ oder als Corpora libera. Zum zweiten gibt es auch Fissuren in dieser Lokalisation und drittens Abblattungen des Gelenkknorpels am kranialen, dem Radius zugewandeten Randbereich des Proc. coronoideus medialis (Grondalen et al. 1979; Brunnberg et al. 1986; Winhart 1991; Schleich 1997; Morgan et al. 2000).
3. **Isolierter Proc. anconaeus ulnae** (UAP) (Meyer-Lindenberg 1991; Sjöstrom 1998; Meyer-Lindenberg et al. 2006; Schulz 2009)
4. **Inkongruenz der Gelenkflächen** (INC) durch asynchrones Wachstum von Radius und Ulna (Short Radius / Short Ulna) und dadurch Stufenbildung zwischen Radius und Ulna oder durch Malartikulation der Inc. trochlearis mit dem Condylus humeri (Wind et al. 1986; Viehmann 1998; Brunnberg et al. 1999; Seiler 2002; Adamik 2006; Samoy et al. 2006)
5. **Osteoarthritis** (Arthropathia deformans)
Bei der ED entstehen an verschiedenen Lokalisationen des Ellbogengelenks nicht-entzündliche degenerative Veränderungen, die sich röntgenologisch als knöcherne Zubildungen nachweisen lassen (Abb. 5) (Jupp et al. 1970; Hazewinkel 2009; Schulz 2009).

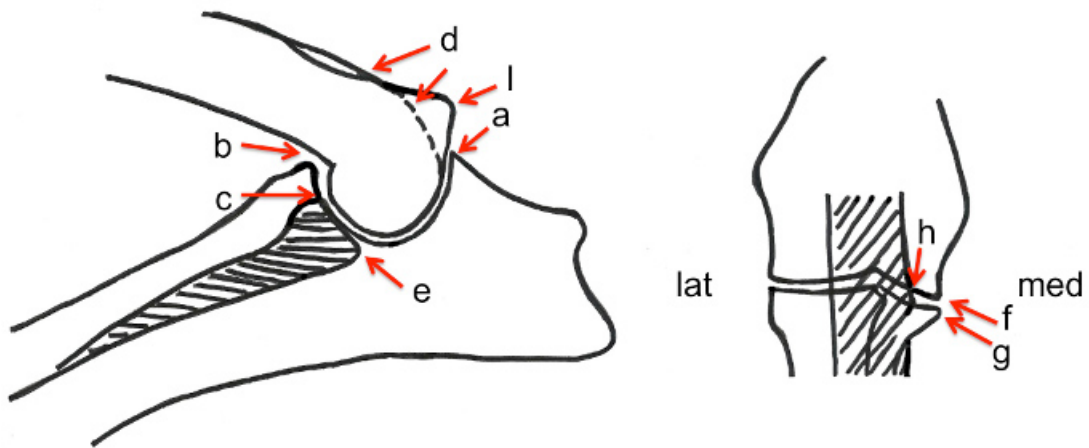


Abb. 5: Lokalisation röntgenologisch nachweisbarer Osteophyten an Ellbogengelenken mit ED (Hazewinkel, 2009)

- a: die proximale Fläche des Proc. anconaeus
- b: der kraniale Bereich des Caput radii
- c: die kraniale Spitze des Proc. coronoideus medialis
- d: der kaudale Bereich des lateralen Kammes des Condylus humeri
- e: Sklerose der Inc. trochlearis im Bereich des Coronoids
- f: mediale Fläche des medialen Epicondylus
- g: kranio-mediale Spitze des Proc. coronoideus medialis
- h: Vertiefung des subchondralen Knochens: OCD- (-like) lesion

6. **Sklerose** wird als erstes Anzeichen für ED angenommen, besonders dann, wenn noch keine primären Läsionen auszumachen sind. Es lassen sich radiologische Hinweise auf sklerotische Bereiche an der Inc. trochlearis und am Proc. coronoideus medialis finden (Wolschrijn et al. 2004; Burton et al. 2007).

Zur Beurteilung von ED wird ein Röntgengrundbildpaar im kraniokaudalen und mediolateralen Strahlengang der Art. cubiti im Seitenvergleich angefertigt (Guthrie 1989; Kirberger et al. 1998; Schledderer 1999) und beurteilt. Die Befunde werden nach der IEWG 2010 in folgende Kategorien eingeteilt:

ED Einteilung		Radiologische Befunde
0	normales Ellbogengelenk	1. normales Ellbogengelenk 2. keine Anzeichen für Inkongruenz, Sklerose, Arthrose
1	geringgradige Arthrose	3. Osteophyten in Höhe von <2 mm 4. Anzeichen für Sklerose an der Basis des Proc. coronoideus
2	mittelgradige Arthrose oder Anzeichen für primäre Läsionen	5. Osteophyten mit einer Höhe von 2-5 mm 6. offensichtliche Anzeichen für Sklerose an der Basis des Proc. coronoideus 7. radioulnare Stufenhöhe von >2-5 mm (INC Verdacht) 8. V.a. primäre Läsionen (UAP, FCP, OCD)
3	hochgradige Arthrose und Anzeichen für primäre Läsionen	9. Osteophyten mit einer Höhe von >5 mm 10. Radioulnare Stufenhöhe >5 mm (INC) 11. Primäre Läsion (UAP, FCP, OCD)
Borderline (in manchen Ländern) zwischen Grad 0 und Grad 1 bei einer unbestimmten Veränderung des Proc. anconaeus		

Tab. 1a: Graduierung der Ellbogengelenksdysplasie (ED)

UAP: isolierter Processus anconaeus

INC: Inkongruenz der Gelenkflächen

FCP: Fragmentierter Processus coronoideus medialis

OCD: Osteochondrosis dissecans

Zusätzlich zum Röntgengrundbildpaar sind die Diagnose oder Diagnosesicherung einer ED mit der CT sehr sensitiv (Gielen et al. 2003; Aumarn 2007; Hazewinkel et al. 2009a).

Nach Adamik (2006), Stein (2006) und Gronau (2007) sind computergestützte Messverfahren zur Bestimmung der ED sehr aufwändig und diagnostisch nicht eindeutig oder nur für manchen Parameter der ED hinweisend.

Vergleicht man die Ergebnisse der MRT mit denen, die bei der CT gewonnen wurden, so ist das zur Diagnosestellung nicht sensitiver als die CT. Die MRT ist zur Diagnose eines unvollständigen oder nur knorpeligen FPC vorteilhafter. Nachteilig ist, dass sich bei engem Gelenkspalt die jeweiligen Artikulationsflächen nicht deutlich voneinander abgrenzen lassen, so dass feine Abweichungen nicht beurteilt werden können (Carpenter et al. 1993; Reichle et al. 2000).

2.2.1. Vorkommen und Heritabilität

Die ED mit der konsekutiven und meist progressiven Osteoarthritis und folgenden Funktionsstörungen betrifft vorwiegend mittelgroß- bis großwüchsige Rassehunde.

Prädisponierte Rassen sind vor allem Berner Sennenhunde, Golden Retriever, Labrador Retriever, Deutsche Schäferhunde und Rottweiler sowie deren Mischlinge und es liegen

einige Daten im Hinblick auf Heritabilität und Prävalenz vor (Bennett et al. 1981; Grondalen 1982; Wind 1982; Morgan et al. 2000; LaFond et al. 2002; Janutta et al. 2006). Vereinzelt ist die ED beim Sheltie (Pelletier et al. 1992), Shar Pei (Ticer et al. 1991) und Greyhound (Goring et al. 1990) beschrieben.

Beim **Berner Sennenhund** (BSH) liegt die Prävalenz für ED zwischen 20-50 % (Grondalen et al. 1991; Swenson et al. 1997; Beuing et al. 2005; Kirberger et al. 2007; Coopman et al. 2008) und für einzelne Krankheiten des Komplexes wie dem FPC bei einer Prävalenz von 36-70 % (Lang et al. 1998) und einer Heritabilität von 24-43 % (Guthrie et al. 1990; Malm et al. 2008).

Beim **Golden Retriever** variiert die Prävalenz für ED zwischen 4-5 % (Clements 2006) und 38 % (Kirberger et al. 2007).

Eine Prävalenz für ED beim **Labrador Retriever** wurde in den 90er Jahren auf 17-21 % geschätzt (Studdert et al. 2000), Clements et al. (2006) und Coopman et al. (2008) gehen nur von 4-5 % aus. Für den FPC als einzelne Erkrankung der ED liegt die Prävalenz bei 13-21 % und bei der OCD eine genetische Komponente von 45-77 % zugrunde (Ubbink et al. 2000; Kirberger et al. 2007; Coopman et al. 2008; Temwichitr 2009).

Beim **Deutschen Schäferhund** (DSH) wurden OCD des Condylus humeri und der UAP einzeln betrachtet. Beide weisen eine Häufigkeit von 12-21 % auf (Mäki et al. 2000; Remy et al. 2004; Kirberger et al. 2007; Coopman et al. 2008). Eine genetische Beteiligung spielt beim UAP eine Rolle (Wind et al. 1986; Janutta et al. 2006).

Beim **Rottweiler** liegt die Prävalenz für ED bei 33-55 % (Grondalen et al. 1991; Swenson et al. 1997; Coopman et al. 2008; Heine et al. 2009) und die Heritabilität bei 34-38 % (Malm et al. 2008). Für den FPC als Einzelerkrankung des ED-Komplexes liegt die Heritabilität zwischen 28-50 % (Mäki et al. 2000; Beuing et al. 2005).

Die Orthopedic Foundation for Animals hat das Vorkommen von ED bei bestimmten Rassen in den USA für den Zeitraum von 1974-2009 evaluiert. Die Tabelle 1b zeigt einige ausgewählte Rassen:

Rasse	Anzahl Hunde	ED betroffen [%]	ED Grad1 [%]	ED Grad2 [%]	ED Grad3 [%]
Chow Chow	737	47,6	23,5	17,2	6,9
Rottweiler	12584	40,4	30,4	8,5	1,5
Berner Sennenhund	10089	29,0	19,1	6,9	3,0
Neufundländer	5302	24,4	15,2	5,3	3,9
Bordeauxdogge	211	21,3	15,6	4,7	0,9
Deutscher Schäferhund	29722	19,3	14,1	3,9	1,4
Bernhardiner	184	16,8	12,0	2,7	2,2
Golden Retriever	24126	11,2	8,9	1,8	0,5
Labrador Retriever	51437	11,0	8,2	1,9	0,8

Tab. 1b: Rasse der Hunde, die Anzahl, der prozentuelle Anteil der an ED erkrankten Tiere und das ED-Ausmaß nach Angaben der Orthopedic Foundation for Animals (2009)

2.3. Endoprothesen

2.3.1. Grundlagen und Grundbegriffe der allgemeinen Prothetik

Eine Endoprothese ersetzt das Gelenk möglichst in seiner anatomischen Form, um damit wieder eine schmerzfreie und ungehemmte Funktion möglich zu machen. In der Veterinärmedizin wird die Endoprothetik seit den 70er Jahren routinemäßig und am erfolgreichsten am Hüftgelenk angewandt. Das Verfahren wird aber auch mehr und mehr an Knie- und Ellbogengelenken genutzt (Crownshield et al. 1980; Evans et al. 1988; Mann et al. 1997; Cohen 1998; Estok et al. 2000; Schulz 2000; Conzemius 2001; An 2005; Conzemius et al. 2005; Ingham et al. 2005; Cook et al. 2010).

Endoprothesen werden nach ihrer Funktionsweise in Ruhe und in Bewegung als **constrained** (achsengeführte, starrgekoppelte oder auch kraftübertragende), **semi-constrained** (teilgeführte, teilgekoppelte) und **non-constrained** (nicht-geführte, ungekoppelte) differenziert.

Geführte Prothesen nehmen den größten Teil der Bewegung und der einwirkenden Kraft in sich selbst auf. Dies führt zu einer höheren Belastung der einzelnen Prothesenteile und den Kontaktstellen zwischen Prothesenkomponenten und Knochen. Bei Gelenken, auf denen in Ruhe und Bewegung ein Großteil des Körpergewichts lastet, kommt es bei langfristigem Gebrauch zu einem „aseptic loosening“ der Endoprothese. Die geführte Endoprothese ist ein vollständiger Gelenkersatz. Sie stellt in stilisiert rekonstruierter Form den vollständigen Gelenkanteil dar, zum Beispiel eine vollständige Gelenkwalze. Für die Implantation ist der zu ersetzende Teil der Artikulation vollständig zu resezieren.

Teil-geführte und **nicht-geführte** Prothesen teilen die einwirkenden Kräfte zwischen Prothese und intaktem Bandapparat sowie Gelenkkapsel auf. Sie ersetzen entweder nur den inneren artikulierenden Teil des Gelenkes oder nur die Oberfläche aus Gelenkknorpel und subchondralem Knochen, indem sie die äußeren knöchernen Ansatzpunkte für den Halteapparat erhalten. Dadurch ist die Belastung auf die Prothese und auch auf die Kontaktstelle zwischen Knochen und Prothese deutlich reduziert, die anatomisch gegebenen Strukturen des Halteapparates werden jedoch stark beansprucht und sie müssen entsprechend intakt sein, um eine optimale Funktionsweise der Prothese zu garantieren. Diese Prothesetechnik kann bei hochgradig arthrotisch veränderten Gelenken problematisch sein, da Chronizität sowohl Bänder als auch Gelenkkapsel meist mit involviert sind und daher die Prothese nicht ausreichend zu stabilisieren ist.

Zur Fixation einer Prothese wird sie **zementiert**, **nicht-zementiert** oder im **Pressfitsystem** verankert (Conzemius 2005; Effenberger 2005; Schulz 2010)

Bei der zementierten Prothetik wird die Prothese mit Polymethylmethacrylat (PMMA) oder anderen Verbundwerkstoffen in den Knochen „eingeklebt“. PMMA ist ein thermoplastischer Kunststoff, der ausgehärtet als Acryl bekannt ist. Vorteil ist, dass diese Prothese mit der Implantation stabil, fest und dadurch belastbar ist. Nachteil ist, dass ihr Sitz, in Sekunden fixiert, kaum korrigiert werden kann. Zudem kann die exotherme Aushärtungsreaktion des PMMA zu Hitzeschäden in Knochen und/oder umliegenden Weichteilen führen.

Bei der **nicht-zementierten Prothese** erfolgt die endgültige Verankerung im Knochen durch Einwachsen. Um dies möglich zu machen und zu beschleunigen werden Poren, Kerben und/oder Rillen in den Prothesenschaft/-rand eingearbeitet, so dass Spongiosa des Knochens einsprossen kann. Da dies zeitabhängig ist, wird die Prothese zur sofortigen primären Stabilität mit Zugschrauben in der gewünschten Position fixiert. Später wird sie von einwachsenden Osteozyten und Fibrozyten fixiert. Dies soll eine höhere Stabilität und Langlebigkeit gegenüber der zementierten Variante gewährleisten. Allerdings ist die Primärstabilität geringer als beim Zementkonzept (Ingham 2005). Die Einheilungsdauer der zementlosen Prothese beträgt 6-12 Wochen.

Das **Pressfitsystem** kombiniert die Verfahren so, dass die Endoprothese in einen verhältnismäßig etwas zu kleinen Implantationsbereich eingepresst wird (Schlüssel-Schloss-Prinzip), so dass sie danach ähnlich wie bei der zementierten fest sitzt. Dies erfordert einen exakten Operationsplan und präzises Arbeiten, da falsch dimensionierte Implantate (zu groß, zu klein) die Implantation nicht zulassen, zu locker sitzen und ausbrechen können (Effenberger 2004; El-Warrak et al. 2004; Moon et al. 2009; Schulz 2010).

Im Hinblick auf das **Material** werden in der Prothetik wie in der Humanmedizin Vitallium (Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung), Edelstahl oder Stahllegierungen und seit etwa 15 Jahren Titan verwandt (Conzemius 2001, Effenberger 2004). Die Schaftkomponenten werden zur Aufrauung der Oberfläche bedampft, so dass Osteoblasten leichter einwandern können. Titan ist vorteilhaft härter und leichter verglichen mit Stahl (-legierungen). In

Langzeitstudien konnte nachgewiesen werden, dass zementfrei implantierte anatomische Titanhüftschäfte „Euroform“ nach 10 und 12 Jahren keine Revision erforderten (Simank et al. 2007).

Festgestellt wurde auch, dass, unabhängig vom Implantatmaterial – Metall, Legierung – die permanente Reibung der Endoprothesekomponenten die Protheseoberfläche korrodieren lässt und kleine Partikel abgerieben werden. Sie können eine Synovialitis durch Granulombildung auslösen. Der Abrieb zwischen Metall und Kunststoff ist nachweislich geringer als der zwischen zwei Metallen. Deswegen werden seit den 90er Jahren Metall und Hartkunststoff verwandt. Bewährt hat sich **Ultra High Molecular Weight Polyethylen** (UHMWPE) wegen seiner Elastizität, geringerer Korrosion, biologisch guter Verträglichkeit, der Härte und damit Belastbarkeit. Bei zementfreier Endoprothetik bietet UHMWP zusätzlich den Vorteil, dass es durch seine Elastizität das Risiko einer Implantatlockerung im Vergleich zu Metallen verringert. Endoprothesen aus Metall/-legierungen verursachen unter Belastung im nicht-zementierten System erhöhte Knochenresorption mit drohendem Implantatversagen (Maistrelli et al. 1991).

2.3.2. Canine Ellbogenendoprothese

In der Veterinärmedizin unternahm Lewis in den 70er Jahren erstmals Anstrengungen, eine canine Totalendoprothese für das Ellbogengelenk zu entwickeln. Dabei wurden eine humerale und radioulnare Komponente mit einer wirst pin screw und locking screw miteinander verbunden (Morrey et al. 1992; Conzemius 2001).

Obwohl es für den Prototyp von Lewis einige positive Ergebnisse gab, lag insgesamt die Komplikationsrate sehr hoch (Lewis 1996).

Eine von Vasseur in den 90er Jahren konstruierte nicht-geführte Ellbogenprothese wurde in 3 Tieren mit Ellbogengelenksosteoarthritis getestet. Bei allen 3 Hunden blieb der Therapieerfolg sowohl kurz- als auch langfristig aus, daher wurde das Projekt aufgegeben. Cook konstruierte, testete und verwarf eine teil- bis nicht-geführte Ellbogenprothese wegen enttäuschender Ergebnisse Ende der 90er Jahre (Conzemius 2009).

2001 kam mit der von Conzemius entwickelten teil-geführten Totalendoprothese das erste Modell auf, das vielversprechende Ergebnisse erzielte. Daraus wurde der Canine Total Elbow entwickelt, der bis 2012 in Serie von BioMedtrix produziert wurde (Conzemius et al. 2001; Conzemius, et al. 2003), dann jedoch wegen mangelhaften (Langzeit-) Therapieerfolgs von dem TATE Total Elbow Replacement abgelöst wurde.

Der TATE wurde 2008 von Acker entwickelt und stellt einen Oberflächenersatz der Gelenkflächen dar (Acker et al. 2007; Acker 2010). Deswegen kommt er bei ED und konsekutiver therapieresistenter Osteoarthritis zum Einsatz. 1-2 Jahre postoperativ ist die Belastbarkeit der Gliedmaße vollständig wieder hergestellt (Dejardin, 2012). Die Implantation

ist nicht reversibel oder korrigierbar, daher bleibt bei Implantatversagen nur die Arthrodese oder Amputation (Dejardin, 2012).

2012 kam zusätzlich der Canine Unicompartmental Elbow auf den Markt (Arthrex, 2012), der das mediale Kompartment ersetzt.

Zur Zeit finden nur das TATE System und der Canine Unicompartmental Elbow klinische Anwendung.

Eine Totalendoprothese für das Ellbogengelenk, die erfolgreich und routinemäßig eingesetzt werden kann, gibt es bislang nicht.

2.3.2.1. Canine Total Elbow

Obwohl der Canine Total Elbow von Biomedtrix nicht mehr hergestellt wird, bleibt er Grundlage für weitere Forschungen zur Entwicklung einer Totalendoprothese.

Der Canine Total Elbow wurde von Conzemius et al. (2001) entwickelt. Es handelt sich um eine teil-geführte Totalendoprothese, welche anhand der Daten von 6 klinisch gesunden Greyhounds entworfen und anschließend an ED-freien Greyhounds getestet wurde. Die angestrebte Lahmheitsfreiheit und ein physiologischer Bewegungsradius wurden bei keinem der Patienten auf Lebenszeit zufriedenstellend erreicht. Ein modifiziertes System dieser Prothesenform, eine nicht-geführte Prothese, wurde anschließend an 6 gesunden großen Rassehunden getestet und im Verlauf bis zu 5 Jahren postoperativ beobachtet. 3 Hunde erlitten Komplikationen, die andere Hälfte zeigte eine Verbesserung bis hin zur Symptombefreiheit (Conzemius 2000; Conzemius et al. 2001).

Später wurden 20 weitere Hunde in einer Studie getestet und das Design erneut geringfügig modifiziert. Eine Ganganalyse wurde präoperativ, 3, 6 und 12 Monate postoperativ durchgeführt. Der Vergleich belegte eine klinische Verbesserung und eine erhöhte Belastung des operierten Ellbogengelenks (Conzemius et al. 2003). Komplikationen gab es in Form von lateraler Luxation (2 Fälle), iatrogenen Condylusfraktur (1 Fall) und einer Infektion (1 Fall) (Conzemius et al. 2003).

Das Design des Canine Total Elbow kann dem Patent Nr. 6306171 „Total elbow arthroplasty system“ (Conzemius 2001) entnommen werden:

Der Canine Total Elbow besteht aus zwei isometrischen Komponenten. Die humerale Komponente setzt sich zusammen aus einem Prothesenschaft und einem -kopf. Der Kopf stilisiert den Condylus humeri, ist schmaler als dieser und hat zwei gleichgroße Führungskämme, die von einem Sulcus getrennt werden. Der Winkel, in dem Condylus humeri und Humerusdiaphyse anatomisch zueinander stehen, scheint nahezu orthogonal, so ist auch der Prothesenschaft gegenüber dem -kopf lediglich 5° cranial gebeugt. Der Schaft

ruht auf den Schultern der Condylusprothese. Dieser hat an den Seiten tiefe Rillen, die das Einsprossen von Osteoblasten in die Prothese begünstigen. Die humerale Komponente kann aus Edelstahl, einer Chrom-Kobalt-Legierung oder Grad 5 Titan, in Zukunft auch aus Keramik hergestellt werden. An den Kontaktstellen zwischen Knochen und Endoprothese kann eine Oberflächenbeschichtung aufgebracht werden.

Die radioulnare Komponente aus non-crosslinked UHMWPE stellt nach dem Schlüssel-Schloss-Prinzip zwei konkave Artikulationsflächen gegenüber dem humeralen Anteil dar, die mit zwei Schäften, von denen einer an einer longitudinalen Achse 30° caudomedial ausgerichtet ist, in Radius und Ulna versenkt werden.

Der Canine Total Elbow lässt eine Extension/Flexion von 150° und eine Pro- und Supination von 9° zu.

Conzemius (2009) beschreibt Designveränderungen, die an dem ursprünglichen Canine Total Elbow vorgenommen wurden, um den Therapieerfolg, die Stabilität und Mobilität der implantierten Ellbogenprothese zu verbessern. Die Schultern des Prothesenkopfes wurden verjüngt, damit möglichst wenig laterale Knochensubstanz des Condylus humeri reseziert werden muss. Somit bleiben die Ligg. collateralia mediale et laterale erhalten und übernehmen weiterhin Halte- und Achsenführungsfunktion. Im Prothesenschaft des humeralen Anteils wurden Rinnen eingefräst, um eine bessere Verankerung der zementierten Endoprothese im Humerus zu gewährleisten. Der metallene, intracondyläre Sulcus wurde durch Hartkunststoff ersetzt und lässt nun durch seine elastischeren Eigenschaften gegenüber der Metalllegierung mehr Bewegungsspielraum in Extension und Flexion zu. Die konkaven Artikulationsflächen des radioulnaren Prothesenteils wurden vertieft, um dem Gelenk in der Bewegung mehr Stabilität zu geben.

2.3.2.2. TATE Total Elbow

2008 kam zusätzlich eine andere von Acker und Van der Meullen entwickelte Endoprothese, das TATE-System (Abb. 8), auf den Markt (Acker 2007; Sun Valley Animal Center 2010). Es handelt sich um ein teil-geführtes Pressfit-System, das einen Oberflächenersatz der Artikulationsflächen darstellt. Die Bewegung wird über die natürliche Gelenkachse geleitet, der stützende kollaterale Bandapparat sowie der Condylus humeri, die Inc. trochlearis ulnae und die Fovea capitis radii bleiben erhalten (Acker et al. 2007; Acker 2010; Schulz 2010).

Nach der erfolgreichen Pilotstudie an 7 Patienten mit hochgradiger, therapieresistenter OA 2007 wird der TATE Total Elbow von Biomedtrix produziert und kontinuierlich modifiziert. Bei erfolgreicher Implantation ist nach 1-2 Jahren die volle Belastbarkeit der operierten Gliedmaße erreicht (Dejardin 2012).

2.3.2.3. Canine Unicompartmental Elbow

Das Canine Unicompartmental Elbow System besteht aus einer Komponente (Cook et al. 2010) und ersetzt nur das mediale Kompartment. Er wird mittlerweile zur Behandlung des FPC erfolgreich eingesetzt (Arthrex 2012).

2.4. Computertomographie

Es gibt fünf Generationen der Computertomographen. Sie variieren in der Mobilität und Anzahl von Scaneinheiten und Detektor (Gielen et al. 2003).

Während ein konventionelles Röntgenbild durch die parallele Belichtung einer Fotoplatte erzeugt wird, werden im Computertomographen digitale Streifendetektoren verwendet, die Röntgenbilder schrittweise aufnehmen. Röntgenstrahlen durchdringen das abzubildende Objekt, wo sie durch verschiedene Gewebeschichten verschieden stark absorbiert werden. Dadurch ergibt sich eine laterale Absorptionsverteilung, die sich auf dem Detektor (im konventionellen Röntgen die Fotoplatte oder bei der CT ein Streifendetektor) in verschiedenen Helligkeiten darstellt. Die digitalen Detektoren wandeln Röntgenstrahlung durch Szintillation in sichtbares Licht um, das von einer CCD-Kamera erfasst wird. Die detektierte Lichtintensität entspricht direkt der Menge des auftreffenden Röntgenlichts. So wird ein Abbild des aufgenommenen Objekts erzeugt, das die Dichteverteilung entlang des Röntgenstrahls widerspiegelt (Hygens 1983; Kalender 2000; Gielen et al. 2003; Buzug 2004; Herman 2009).

Wesentlicher Unterschied zum konventionellen Röntgen ist, dass bei der CT von einem Objekt aus verschiedenen Winkeln Röntgenbilder erstellt werden. Die Röntgeneinheit sendet Strahlen an einen gegenüberliegenden Detektor mit vielen Detektorelementen. Diese rotieren in der Scanapparatur 360° um das sich in der Mitte befindende Objekt, welches langsam vorwärts geschoben wird. So entstehen viele Röntgenbilder des Objektes aus **allen** Richtungen. Diese Röntgenbilder werden anschließend verrechnet. Aus den Röntgenstrahlen werden durch Szintillation Lichtsignale erstellt, die an den Computer gesendet werden. Aus den Lichtsignalen wird anschließend auf der Workstation jedes einzelne Bild rekonstruiert (Hygens 1983; Kalender 2000; Buzug 2004, Herman 2009).

Ein mathematisches Theorem besagt, dass es möglich ist, aus zweidimensionalen Projektionen die dreidimensionale Dichte eines Körpers zu bestimmen, vorausgesetzt, man erstellt zweidimensionale Projektionen aus allen Winkeln (Radon Transformation und Fourier-Scheiben Theorem) (Buzug 2004). Die Rohdaten der CT sind also eine dreidimensionale Absorptionsverteilung, die dem gesamten abgebildeten Objekt bzw. Körperabschnitts des Patienten entspricht (Buzug 2004; Herman 2009).

Das heißt: Aus den einzelnen 2D-Bildern, die aus allen drei Dimensionen durch den Computertomographen angefertigt werden, wird mit Hilfe des Theorems in der Folge das gescannte Objekt dreidimensional berechnet und abgebildet. Alle später mit Hilfe einer

Software dargestellten zweidimensionalen Schnitte - die am ehesten konventionellen Röntgenbildern entsprechen - werden aus diesem dreidimensionalen Rohdatensatz erstellt. Deshalb ist es mit der CT möglich, auch schiefe Ebenen eines Objektes mit gleichbleibender Präzision zu erstellen (Buzug 2004; Herman 2009).

Man gewinnt durch die erstellte Dreidimensionalität die Möglichkeit, jeden einzelnen Punkt individuell darzustellen. Überlagerungen durch verschiedene Strukturen, wie sie im „einfachen“ Röntgenbild entstehen und zu Interpretationsfehlern führen können, sind daher bei der CT ausschließbar (Huygens et al. 1983; Hathcock et al. 1993; Kalender 2000; Gielen et al. 2003; Gielen et al. 2003; Herman 2009; Vermote et al. 2009).

Mit der CT ist es somit möglich, überlagerungsfrei Knochen, Weichgewebe und Flüssigkeiten darzustellen (Feeney et al. 1991; Braden et al. 1994; Dennis 1995; Reichle et al. 2000; Ring et al. 2002; Rovesti et al. 2002).

2.4.1. Auswertung eines CT-Scans

Die axiale und symmetrische Lagerung des Patienten vereinfacht die Auswertung des CT (Hathcock et al. 1993; Kalender 2000), ist aber wegen der zuvor beschriebenen Dreidimensionalität der CT- Rohdaten nicht notwendig.

Da die CT-Daten Informationen über das gesamte Objekt enthalten, ist eine Auswahl der darzustellenden Information unerlässlich. Das geschieht zumeist über eine Auswahl von sogenannten Fensterbreiten zur Darstellung der einzelnen Gewebearten und des Region Of Interest (ROI) (Dennis 1995). Die Fensterbreiten werden in Hounsfield Units (HU) gemessen. HU beschreiben einen linearen Schwächungskoeffizienten von Röntgenstrahlen beim Durchdringen von Geweben. Er ist geeicht an Wasser (0 HU); Luft absorbiert keine Röntgenstrahlung (definiert als -1000 HU); Knochen absorbiert viel Röntgenstrahlung (daher 500 HU - 1500 HU). Wählt man einen bestimmten Bereich aus, werden alle Strukturen mit dieser „Dichte“ dargestellt; bspw. 500 HU-3500 HU für Knochen und 66 HU – 350 HU für Weichteilgewebe (De Rycke 2002; Buzug 2004).

Die CT stellt eine maßstabsgetreue Abbildungsmethode mit hoher Detailtreue dar. Sie wird zum Beispiel eingesetzt zur Planung einer Strahlentherapie, zur Gelenkspaltmessung, zur Bestimmung der Inkongruenz des Ellbogengelenks oder in der Humanmedizin nicht selten, um Prothesengrößen zu bestimmen.

Nach ersten Untersuchungen durch Rijssen et al. (2001) und Holsworth et al. (2005) wurden bisher nur wenige weitere Studien veröffentlicht, die Aussagen zur Genauigkeit und Reproduzierbarkeit von CT-gestützten Messungen treffen:

Bäcker (2010) verglich am Os femoris und Acetabulum kleinwüchsiger Hunderassen die Ergebnisse von CT-Messungen mit denen von Röntgenbildern und Messungen am echten Knochen, um ebenfalls die Detailgenauigkeit von CT-Scans zu bestimmen. Für die meisten

Parameter ergab sich eine gute Übereinstimmung und die CT konnte als genaue Messmethode gegenüber den beiden anderen Messtechniken evaluiert werden. In dieser Studie wurden isolierte Knochen ideal und für jede Methode identisch gelagert.

Ebenfalls haben Gemmill et al. (2006) die Genauigkeit von Längenmessungen im CT anhand des Gelenkspaltes zwischen Humerus, Radius und Ulna von toten mittelgroßen Hunden untersucht. Sie bestimmten die Genauigkeit der Ergebnisse von Inter-Untersucher- und Intra-Untersucher- sowie lagerungsbedingter Inter-Imageabweichungen von Längenmessungen an CT-Bildern durch Vergleich mit der tatsächlich gemessenen Strecke an gefrorenen Präparaten. Zur Untersuchung der lagerungsbedingten Abweichung wurden 4 verschiedene Ellbogen insgesamt dreimal in die möglichst identische Lagerung verbracht. Zur Auswertung wurden die Messfehler berechnet und kategorisiert.

Die Übereinstimmung der Messergebnisse bei Intra-Untersuchermessungen war gut (Pearson-Korrelation-Koeffizient $R = 0,77 - 0,92$, mittlere Abweichung $0,12 \text{ mm}$). Auch bei erneuter Lagerung des Patienten in die möglichst gleiche Position waren die Ergebnisse gut (Pearson-Korrelation-Koeffizient $R = 0,7 - 0,8$, mittlere Abweichung $0,17 \text{ mm}$). Die Übereinstimmung der Messergebnisse der Inter-Untersuchermessungen fiel nur moderat aus (Pearson-Korrelation-Koeffizient $R = 0,471$, Bland-Altman Schwankungen um $\pm 0,5$).

Laut House et al. (2009) spielt die Lagerung des Ellbogens zur Bestimmung der Inkongruenz eine wichtige Rolle. In seiner Studie verglich er die gemessene Inkongruenz in Normalposition, Supination und Flexion miteinander. Es zeigten sich deutliche Diskrepanzen in den Messergebnissen hinsichtlich der Lagerung, eine etwas genauere Übereinstimmung gab es bei der Messung in der 3D-Konstruktion gegenüber der (üblichen) 2D-Konstruktion.

Kramer et al. (2006), Aumarn (2007) und Seelig (2009) haben ebenfalls Messungen am Gelenkspalt vorgenommen. Es wurde keine Validierung für die Messungen vorgenommen, allerdings wurde versucht, Lagerungsfehler zu verhindern, indem eine möglichst gerade, achsengenaue Abbildung des Ellbogens gewählt wurde. Dazu markiert man einen Punkt, bspw. die Spitze des Proc. coronoideus medialis und verbringt den CT-Scan in eine transversale Projektion und misst genau in der Ebene, in der zuvor die Spitze markiert wurde (Seelig 2009). Eine andere Methode verwendete Aumarn (2007), in dem sie den Gelenkspalt im gleichen CT-Scan in drei unterschiedlichen Ebenen unabhängig voneinander beurteilte und die Werte verglich.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die CT eine detailgetreue Abbildung der Anatomie bietet (De Rycke et al. 2002). Längenmessungen des Knochens an CT-Bildern sind möglich und bieten gute Übereinstimmung zu anderen Messverfahren am realen Knochen oder im Röntgen (Bäcker 2010). Messergebnisse des Gelenkspaltes bieten gute Übereinstimmung, wenn sie von demselben Untersucher vorgenommen, in einer möglichst identischen Lagerung wiederholt werden (Gemmill et al. 2006) und aus drei verschiedenen Ebenen bestimmt werden (Aumarn 2007). Die Messergebnisse des Gelenkspaltes

unterscheiden sich, wenn sie entweder von unterschiedlichen Untersuchern vorgenommen werden (Gemmill et al. 2006) oder durch Pro- oder Supination der Gliedmaße (House et al. 2009).

Ob Lagerungsunterschiede der Vorderextremität im Computertomographen Einfluss auf die Ergebnisse von Längenmessungen am Knochen haben, ist bisher noch nicht untersucht worden.

3. Ziel der Studie

Studienziel ist, die Art. cubiti computertomographisch bei Hunden ED-prädisponierter Rassen zu vermessen, um mit den so gewonnenen Daten einen neuen Totalendoprothesentyp des Ellbogengelenks zu entwickeln.

Nach der erfolgreichen Validierung einzelner CT-gestützter Messungen an CT-Scans beliebiger Lagerung werden die Ellbogengelenke von sechs verschiedenen ED-prädisponierten Rassen beidseitig CT-gestützt vermessen und so die Morphometrie von Humerus, Radius und Ulna im Artikulationsbereich bestimmt.

Diese Ergebnisse werden dann auf folgende Gesichtspunkte hin untersucht:

- mögliche Unterschiede zwischen der rechten und der linken Art. cubiti
- mögliche Unterschiede zwischen ED-freien und ED-erkrankten Tieren
- Proportionsunterschiede zwischen den einzelnen Rassen
- Isometrie und Spiegelbildlichkeit
- Spaltbreite zwischen Radius und Ulna im Bereich der Art. radioulnaris proximalis

Abschließend werden alle Daten aufbereitet und Größendimensionen für eine neue Totalendoprothese des Ellbogengelenks bestimmt.

4. Validierung CT-gestützter Messungen zur Bestimmung von Knochenabmaßen

In diesem Teil der Studie soll zum einen ermittelt werden, ob die Lagerung eines Patienten im Computertomographen einen Einfluss auf das Ergebnis von Streckenmessungen am Knochen hat. Dazu werden jeweils sieben Strecken an einer Art. cubiti an den CT-Scans einer standardisierten, einer beliebigen Lagerung und des isolierten Knochens vermessen und mit den Schieblehre-Messungen direkt an den ausgelösten, mazerierten Knochen der Art. cubiti verglichen.

Zum anderen soll gezeigt werden, ob eine einzelne CT-gestützte Messung unabhängig von der Lagerung quantitativ und reproduzierbar ist.

Die Schieblehre-Messung am getrockneten und mazerierten Knochen wird als Goldstandard ausgewählt, da sie gegenüber den CT-gestützten Messungen die wenigsten Fehlerquellen bietet. Diese beinhalten den eigenen Messfehler des Untersuchers und etwaige Veränderungen der Knochenabmaße durch den Mazerations- und Trocknungsvorgang. Die CT-Untersuchungen bergen zusätzlich zur Ungenauigkeit des Untersuchers mögliche Fehlerquellen durch Ungenauigkeiten der Software, mögliche Übertragungsfehler und eine Auflösungsungenauigkeit der Bildinformationen des Computertomographen. Die minimale Schichtdicke des verwendeten Gerätes beträgt 1,25 mm, die Messungen finden jedoch im Zehntel Millimeterbereich statt.

Um den Trocknungsfehler zu beurteilen, werden drei Knochen exemplarisch vor und nach der vollständigen Trocknung in einem geeichten Gerät vermessen und die Werte miteinander verglichen.

4.1. Material

4.1.1. Computertomograph

Die Untersuchungen wurden im Multislice-Spiral-Computertomograph (CT) "Lightspeed" QXi der Firma General Electric Healthcare (München, Deutschland), der Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere der FU Berlin vorgenommen. Es ist ein Gerät der dritten Generation (Rotationsscanner mit beweglichen Detektoren).

Die minimale Scanzeit für eine Rotation betrug 0,8 Sekunden. Es wurde ein Spiralscan mit axialen, sagittalen, obliquen sowie coronaren Schichten in einem Rekonstruktionsalgorithmus für Knochen mit einer jeweiligen Schichtdicke von 1,25 mm und einem Pitch von 3,5 angefertigt. Ein Pitch ist definiert als der Tischvorschub pro Rotation dividiert durch die Gesamtbreite des kollimierten (parallel ausgerichteten) Strahls. Die Gesamtbreite des kollimierten Strahls ist die Zahl der aktiven Detektorreihen multipliziert mit

der kollimierten Breite einer einzigen Detektorreihe. Dies gilt für alle Computertomographen mit mehr als zwei Detektorreihen.

Der große Pitchwert gewährleistet eine große Volumenabdeckung. Diese ermöglicht es, in den einzelnen Untersuchungsgängen nicht nur den Ellbogen selbst, sondern auch die eingestellte Lagerung zu überprüfen.

4.1.2. Software und –einstellungen für die Messungen

Die Bilder wurden an einer Workstation Adw 4.2 mit der Standardsoftware Volume Viewer ausgewertet. Damit konnte der Datensatz in verschiedener Form von multiplanaren bis zu dreidimensionalen Rekonstruktionen bearbeitet werden. Die CT-Scans wurden mit dem Volume-Viewer dargestellt und konnten dort bearbeitet und vermessen werden. Die farbige Skalierung zur Darstellung verschiedener HU wurde gewählt, um die Grenzen zwischen Compacta und Spongiosa sicherer ausmachen zu können, als bei der gewöhnlich verwendeten Grauskalierung. Die genauen Einstellungen der Software sind dem Anhang 2 (S.116) zu entnehmen.

4.1.3. Datengrundlage

Zur Validierung CT-gestützter Messungen wurden die Daten von 18 Ellbogengelenken von 9 toten Hunden aufgenommen. Diese wurden aus unterschiedlichen Gründen, die nicht mit dieser Studie im Zusammenhang stehen, in der Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere euthanasiert. Es wurden nur adulte Tiere mit einem KGW >25 kg verwendet. Tiere mit Tumorerkrankungen (vor allem Osteosarkom) wurden aus der Studie ausgeschlossen. Untersucht wurden die Knochen von 6 männlichen und 3 weiblichen Hunden verschiedener großwüchsiger Rassen und deren Mischlinge.

4.2. Methode

Es wurden vom Autor 7 Strecken an 18 Articulationes cubitorum mit vier verschiedenen Methoden (im Folgenden als Untersuchungsgang bezeichnet), zweimal, in wahlloser Reihenfolge, an unterschiedlichen Tagen gemessen (Anzahl der Messungen n=952).

Zu Beginn der Studie wurden je 7 Strecken an 8 Ellbogengelenken jeweils zweimal hintereinander nicht verblindet gemessen. Das heißt, nach einer ersten Messreihe wurde eine zweite zu einem späteren Zeitpunkt durchgeführt. Während beider Messreihen war bekannt, welches Ellbogengelenk zum Vermessen vorlag. Das diente zur Etablierung des Verfahrens, anatomische korrekte Punkte an einem CT-Scan aufzusuchen und einzustellen (n=112).

Im klinischen Alltag werden computertomographische Untersuchungen am narkotisierten Tier durchgeführt. Zur CT der Ellbogengelenke wird empfohlen, den Patienten in Rückenlage zu verbringen und die Vorderextremitäten in leichter Extension zu fixieren (Gemmill et al. 2006; House et al. 2009). Zur Stabilisation liegt der Patient in einer Halbschale und die Vorderbeine sind möglichst symmetrisch mit einem Klebeband fixiert, das hinter den Ellbogen verläuft und auf der Halbschale klebt.

In diesem Teil der Arbeit wurden zur Untersuchung Kadaver verwendet. Die ausgewählten Hundekörper wurden nach der Euthanasie bei -18 °C max. 24 Stunden konserviert. Um für die CT-Untersuchungen eine Situation ähnlich der am narkotisierten Tier zu simulieren, wurden die Tierkörper vor den CT-Scans 12 Stunden bei Raumtemperatur aufgetaut und die Ellbogengelenke mechanisch mobilisiert. Anschließend wurde der Kadaver im Computertomographen für zwei Untersuchungsgänge in eine Halbschale in Rückenlage verbracht. Im ersten Untersuchungsgang wurden die Ellbogen in einer standardisierten 90 ° Position und im zweiten Untersuchungsgang in einer frei gewählten, beliebigen Position gelagert; anschließend wurden sie von der Art. humeri bis zum Karpus gescannt.

Nach diesen beiden Scan-Vorgängen wurden die Knochen aus der Vordergliedmaße ausgelöst. Nach Mazeration und Trocknung wurde ein CT-Scan von den jeweils einzelnen Knochen angefertigt. Darauf folgte der letzte Untersuchungsgang, in dem die einzelnen Knochen manuell mit einer Schieblehre vermessen wurden.

4.2.1. Untersuchungsgang 1: Lagerung des Ellbogens im 90 °

Winkel

Die Kadaver wurden in einer identischen, reproduzierbaren, standardisierten Lagerung gescannt. Dazu wurde eine Haltevorrichtung (Abb.6) entwickelt. Damit diese Halterung keine Strahlenartefakte auf dem CT-Scan hervorrief, sollte sie möglichst strahlentransparent sein. Es wurden Holz und Styropor verwandt, Lagekorrekturen wurden mit strahlendurchlässigen Gewichten, Textilklebeband und Gepäckband vorgenommen. Abweichend von der Empfehlung zur leicht gestreckten Position der Ellbogengelenke für eine diagnostische CT-Untersuchung wurde hier ein 90 ° Winkel gewählt. Dies vereinfachte Konstruktion und Bau der Haltevorrichtung und sicherte die standardisierte Lagerung der Vordergliedmaße im Vergleich zur leicht gestreckten Position.

Der Hund wurde rücklings in die Halbschale gelegt. Zusätzlich wurde zur besseren Ausrichtung in der Vertikalen ein Brustgurt angelegt.

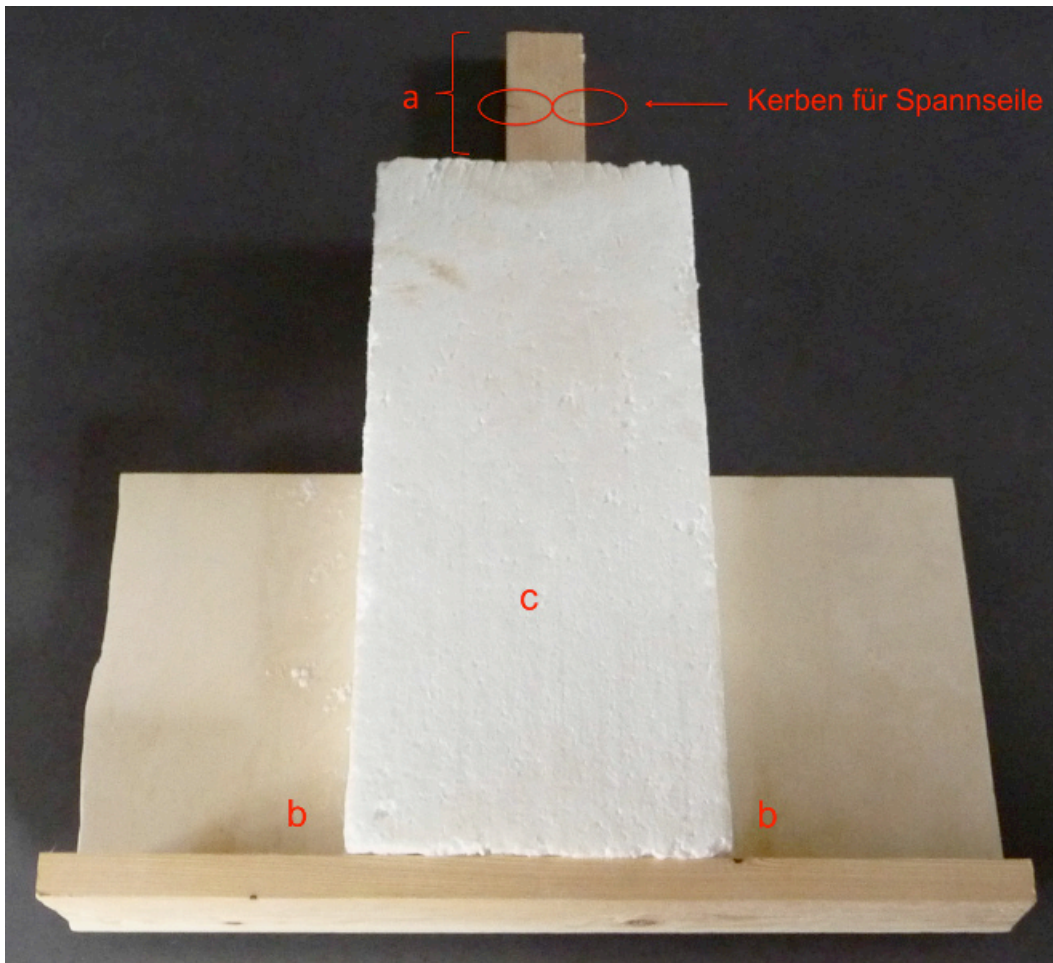


Abb. 6: Haltevorrichtung für die 90° Lagerung (in den folgenden Abb. 10-11 mit d bezeichnet)

- a: Verlängerung der Konstruktion und Aussparung zum Einbringen der Spannseile
- b: Rechtwinkliger Bereich, in den die Ellbogen eingepasst werden
- c: Abstandhalter zwischen den beiden Vorderextremitäten

Mit zwei Wasserwaagen und Geodreieck wurde der Hund sowohl in der Horizontalen als auch in der Vertikalen ausgerichtet. Beispielhaft ist in Abb. 7 und Abb. 8 ein in die standardisierte 90° Position verbrachter Patient dargestellt.

Über einen initialen Scout wurde die zu scannende Region festgelegt und anschließend ein CT-Scan vom Karpus bis zur Art. humeri in zuvor beschriebener Einstellung angefertigt (Abb. 8, unten).

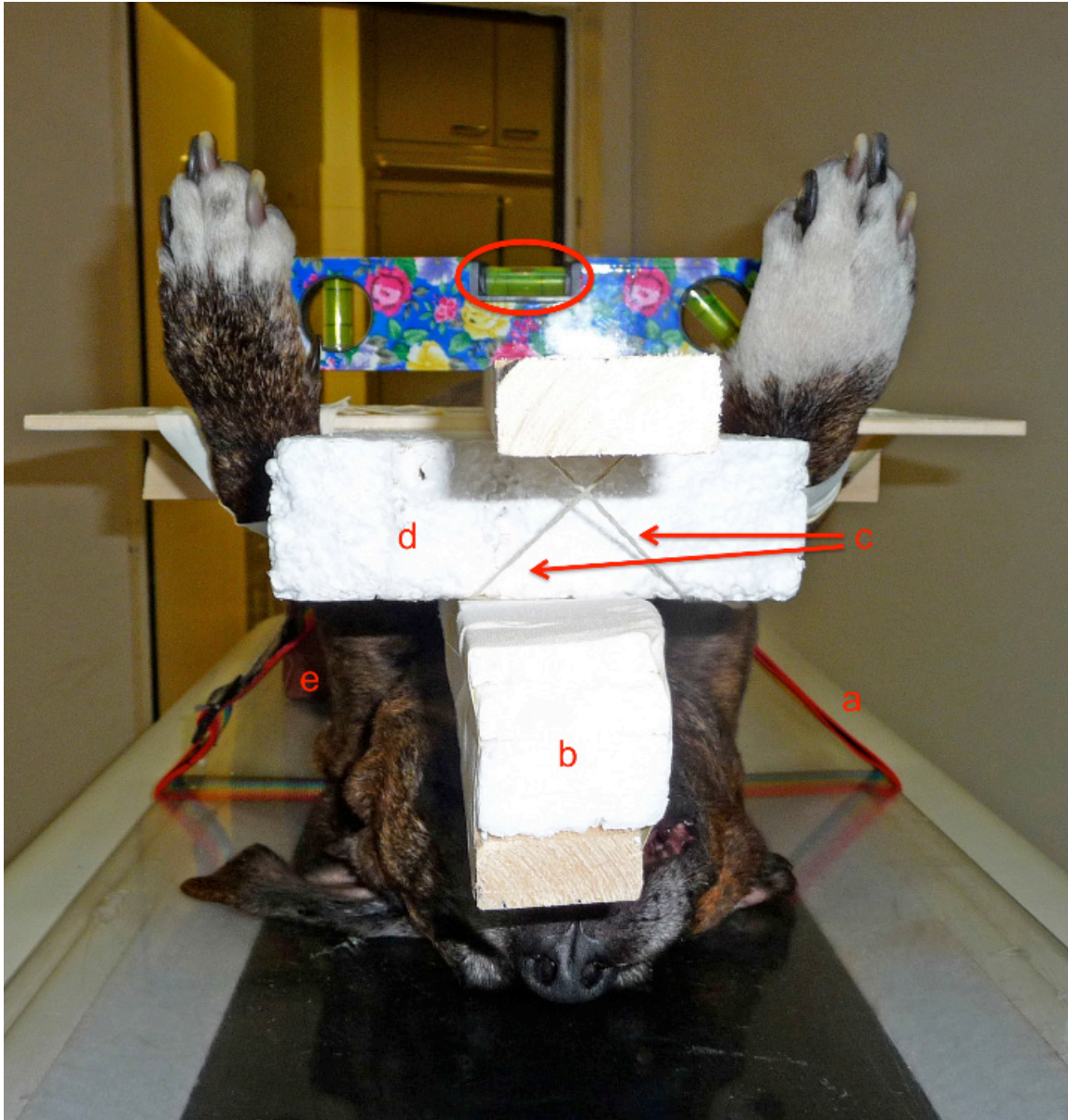


Abb. 7: Lagerung standardisiert im 90° Winkel, kraniokaudale Ansicht

- a: Spanngurt zur Fixation des Brustkorbes in der Vertikalen
- b: Korrekturteile zur Lagekorrektur der Vorderextremitäten
- c: Spannseile in den Kerben der Verlängerung für Lagerungskorrekturen
- d: Haltevorrichtung
- e: Halbschale, in die der Rumpf des Tieres gelegt wird

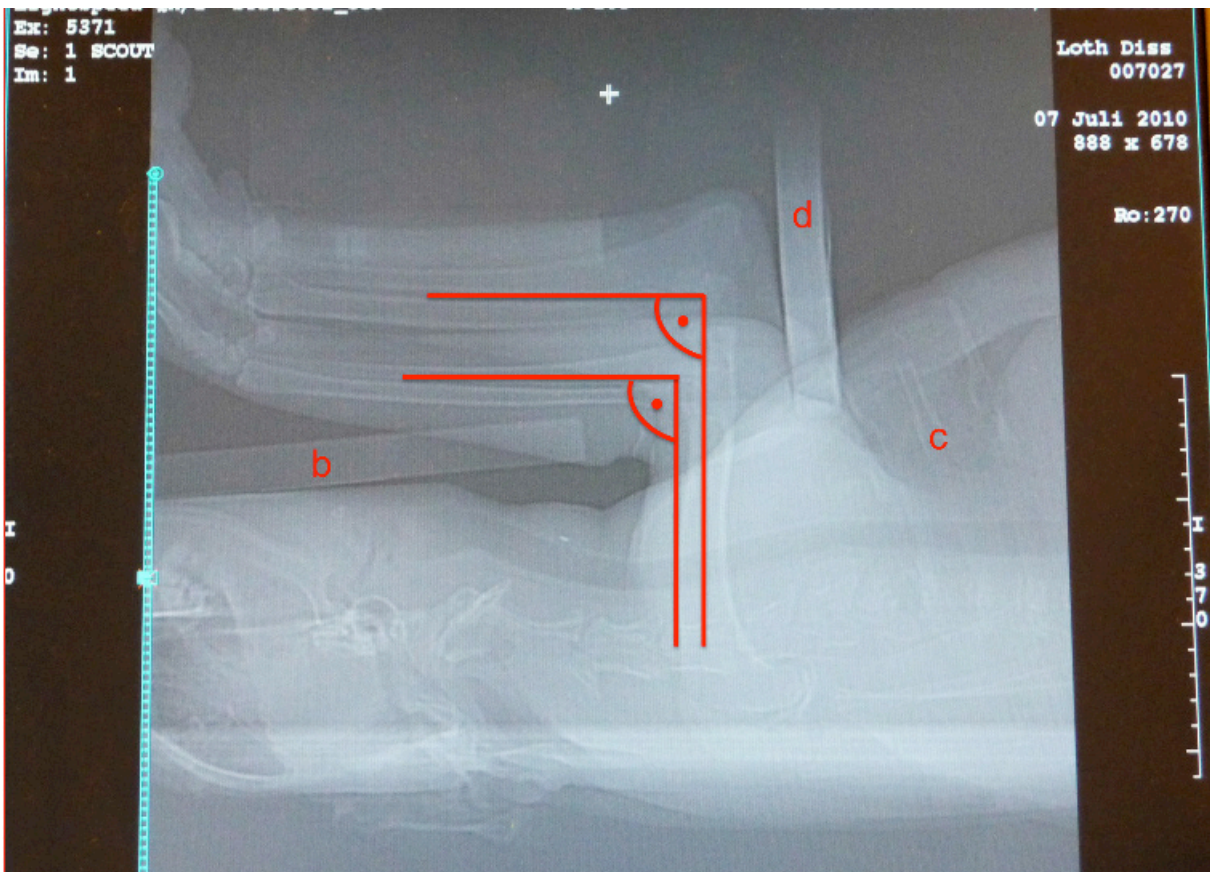
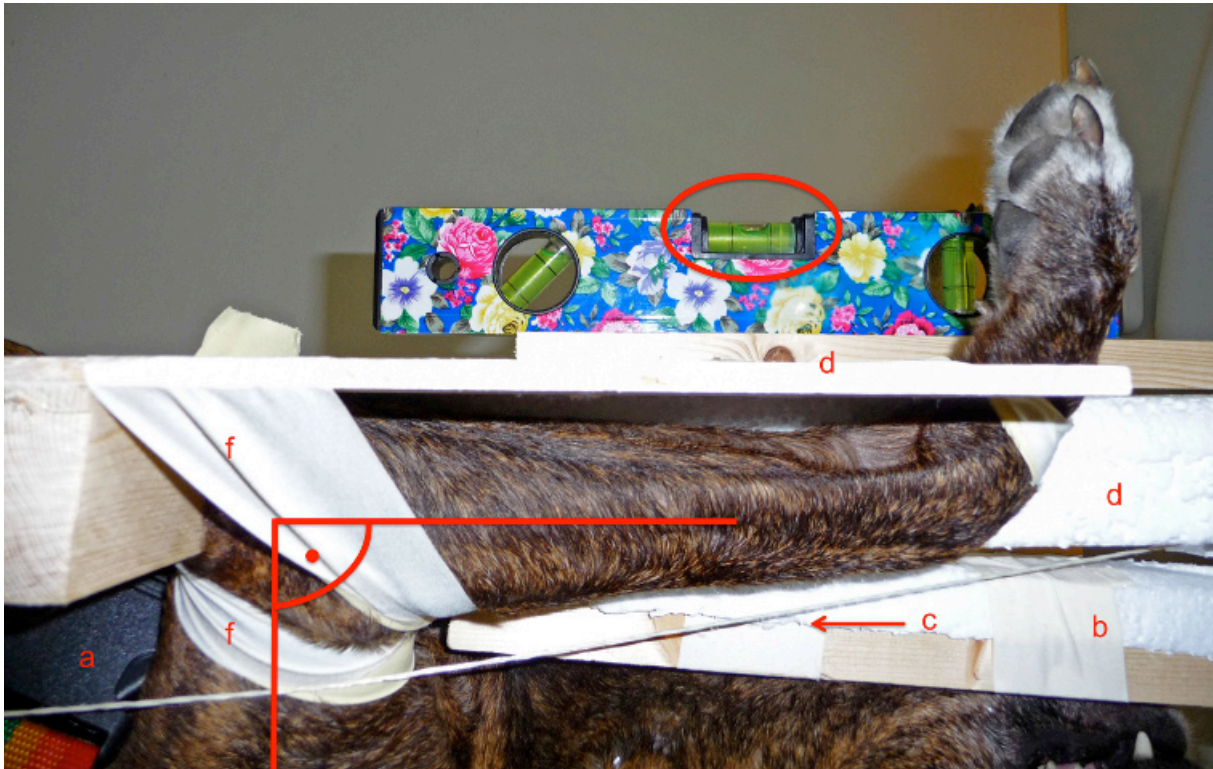


Abb. 8: Lagerung im 90° Winkel, laterale Ansicht (oben), CT-Scout (unten)

- a: Spanngurt zur Fixation des Brustkorbes in der Vertikalen
- b: Korrekturteile zur Lagekorrektur der Vorderextremitäten
- c: Spannseile in den Kerben der Verlängerung für Lagerungskorrekturen
- d: Haltevorrichtung
- f: Fixation mittels Textilklebeband

4.2.2. Untersuchungsgang 2: Lagerung des Ellbogens in beliebiger Position

Der Hund verblieb in Rückenlage, fixiert durch Brustgurt und Halbschale. Die Halterung für die Ellbogengelenke wurde entfernt und beide Vorderextremitäten wurden kranial in beliebiger Flexion und Extension, Pro- oder Supination und nicht parallel zueinander gelagert. Die beliebig gewählte Position wurde mit Textilklebeband fixiert (Abb. 9).

Über einen initialen Scout wurde die zu scannende Region festgelegt und anschließend ein CT-Scan vom Karpus bis zur Art. humeri in zuvor beschriebener Einstellung angefertigt (Abb. 10).



Abb. 9: Lagerung in beliebig gewählter Position, kraniokaudale Ansicht

- a: Spanngurt zur Fixation des Brustkorbes in der Vertikalen
- f: Fixation mittels Textilklebeband

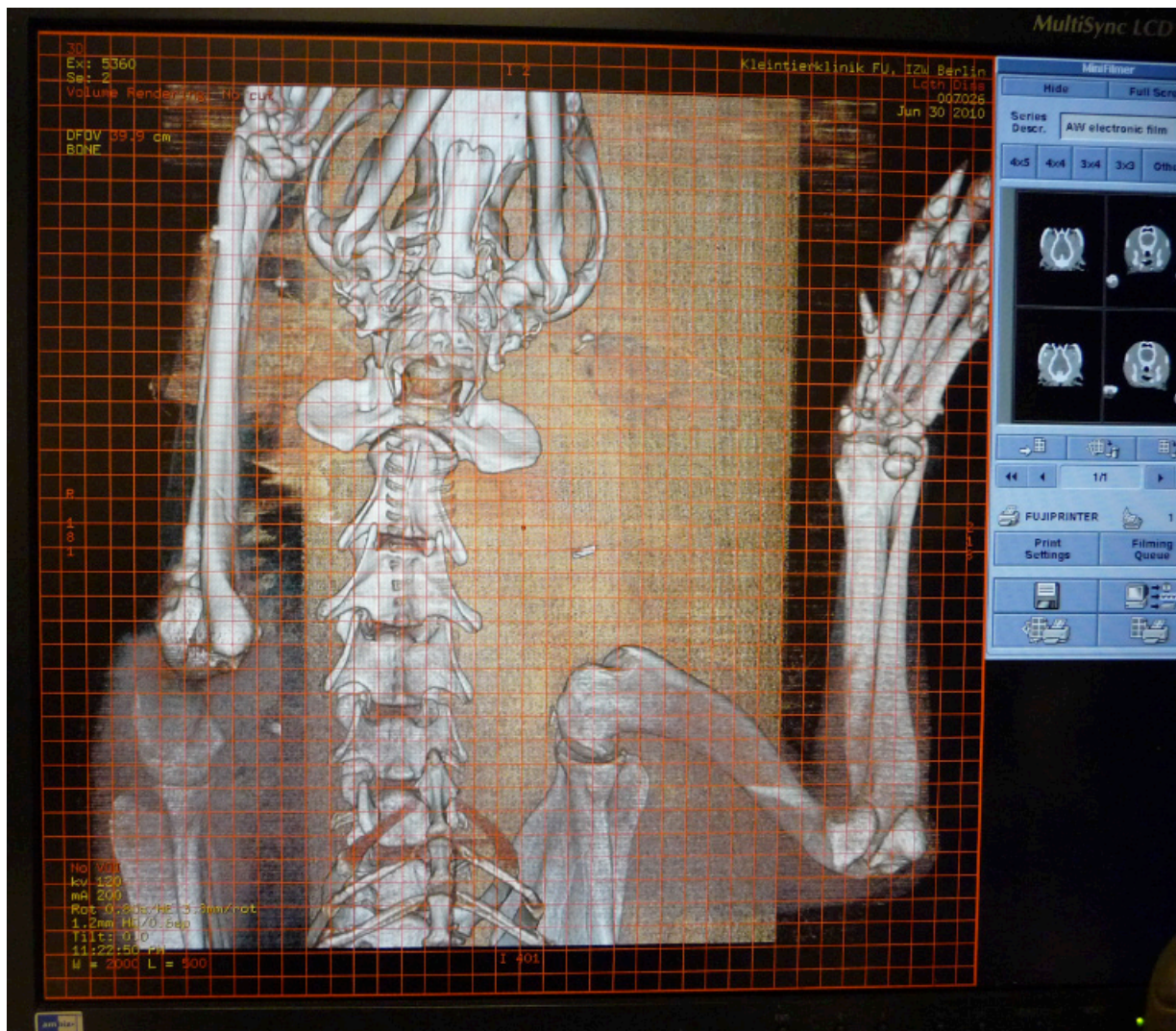


Abb. 10: Lagerung in beliebig gewählter Position, CT-Scan, ventrodorsale 3D-Ansicht

4.2.3. Vorbereitung der Untersuchungsgänge 3 und 4: Extraktion und Mazeration des Ellbogengelenks

Für die Untersuchungsgänge 3 und 4 mussten Humerus, Radius und Ulna aus dem Kadaver ausgelöst werden.

Das Brachium und das Antebrachium der Tiere wurden an der Art. humeri und am Karpus abgesetzt und weitgehend von Muskelfleisch befreit. Zur späteren leichteren Zuordnung blieb das Ellbogengelenk vorerst in Verbindung. Anschließend wurden die Ellbogen in NaCl getränkte Tücher bis zur Mazeration bei $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ konserviert (Gemmill et al. 2006; Bäcker 2010).

Zur fehlerfreien Identifikation der einzelnen Knochen der jeweiligen Hunde nach der Mazeration wurde jedes Bein in einen Netzbeutel gelegt und dieser eindeutig gekennzeichnet. In zwei Vorgängen wurden einmal vier und einmal fünf Ellbogenpaare in einer Laugenlösung bei $55\text{ }^{\circ}\text{C}$ über fünf Tage mazeriert. Nach der Mazeration wurden die

Knochen durch Bürsten von den Geweberesten befreit und bei Raumtemperatur über mindestens 5 Tage getrocknet. Es folgen die letzten beiden Untersuchungsgänge.

4.2.4. Untersuchungsgang 3: CT-Scan der isolierten Knochen

Jeder der marzierten Knochen wurde an seiner Achse auf dem CT-Untersuchungstisch ausgerichtet und bds. mit strahlendurchlässigem Styropor fixiert. Anschließend wurde nach dem Scout ein CT-Scan von jedem Knochen angefertigt.

Über einen initialen Scout wurde die zu scannende Region festgelegt und anschließend ein CT-Scan vom Karpus bis zur Art. humeri in vorher beschriebener Einstellung angefertigt.

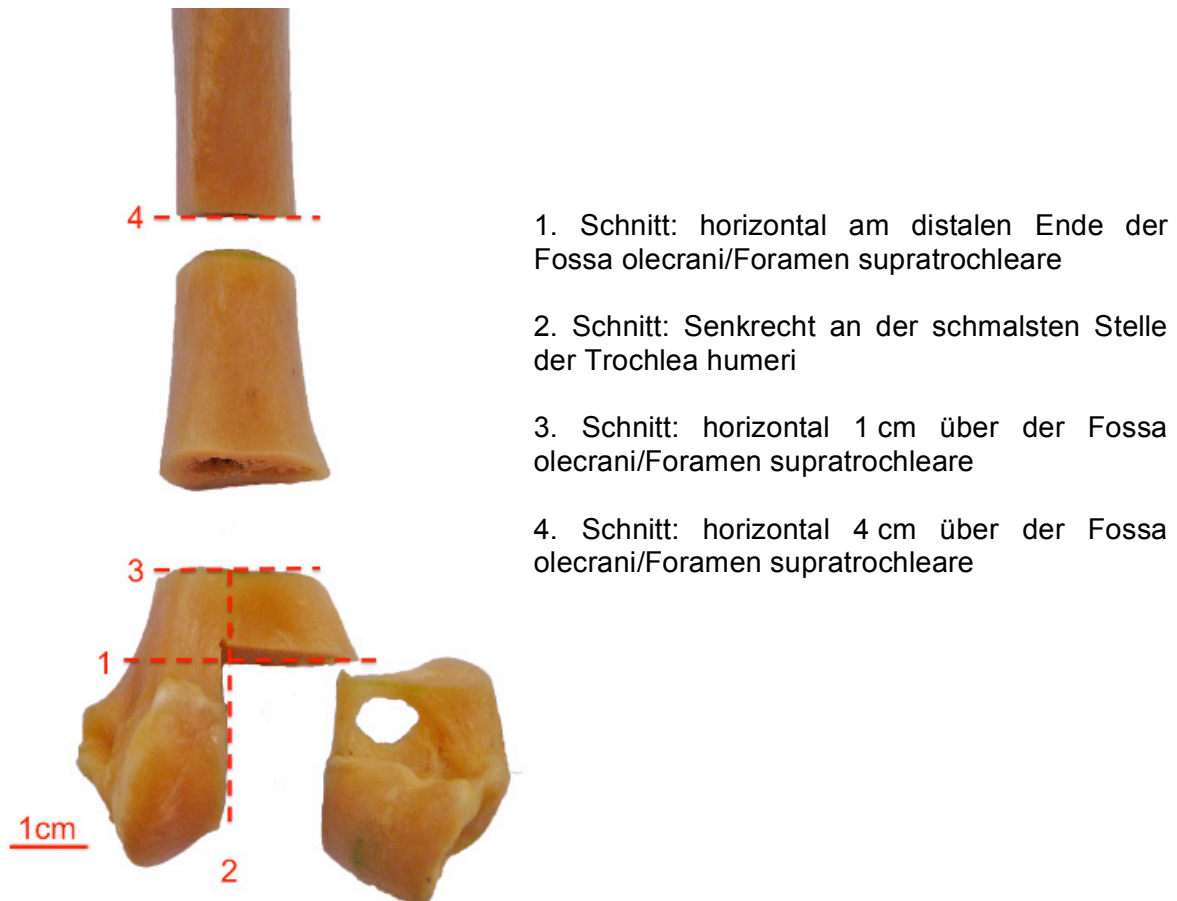
4.2.5. Untersuchungsgang 4: Schieblehre-Messung

(Direktmessung) der isolierten, mazerierten Knochen

(Goldstandard)

Die Breite des Condylus wurde am intakten Humerus vermessen.

Anschließend wurde jeder Humerus an der Bandsäge (Sägeblattstärke 1 mm) im Institut für Pathologie der Freien Universität Berlin in vier Teile zersägt, damit im Anschluss die restlichen Strecken mittels Schieblehre gemessen werden konnten (Abb. 11). Hier wurde die Mannesmann 823-160 Elektronische-Digital-Schieblehre verwendet. Ihr Messbereich liegt zwischen 0-150 mm, die Anzeigetoleranz bei 0,01 mm.



1. Schnitt: horizontal am distalen Ende der Fossa olecrani/Foramen supratrochleare
2. Schnitt: Senkrecht an der schmalsten Stelle der Trochlea humeri
3. Schnitt: horizontal 1 cm über der Fossa olecrani/Foramen supratrochleare
4. Schnitt: horizontal 4 cm über der Fossa olecrani/Foramen supratrochleare

Abb. 11: geschnittener, linker Humerus, kraniale Ansicht

Entlang dieser Schnitte wurden Strecken mit Hilfe der Schieblehre bestimmt.

4.2.5.1. Referenzmessung zur Bestimmung des Einflusses von Trocknung auf Knochenabmaße

Jeder Knochen hat einen Knorpelüberzug. Dieser wurde im CT-Scan auf den Knochen vernachlässigt, wenn eine Fensterbreite zur Darstellung gewählt wurde, die Knochen anzeigt. Deswegen musste er für die Schieblehre-Messungen ebenfalls entfernt werden. Dazu bot es sich an, den Knochen zu mazerieren und zu trocknen. Dies war angesichts der sich über einen längeren Zeitraum hinziehenden Untersuchungen aus hygienischen Gründen ebenfalls von Vorteil. Der Trocknungsvorgang birgt jedoch eine mögliche Fehlerquelle für die Genauigkeit der Messergebnisse. Es galt daher zu testen, ob der Trocknungsvorgang ggf. signifikante Veränderungen der Knochenabmaße hervorruft, schließlich besteht die Compacta des Knochens beim adulten Hund zu ca. 14 % aus Wasser (Stüben 1967).

Messungen vor und nach der Trocknung wurden miteinander verglichen. Zur Trocknung wurde ein geeichtes Trocknungsgerät Modell UX 2081 D der Firma UltraX Laborgeräte GmbH & Co. KG (Abb. 12) verwendet. Dabei wurde das Trocknungsgut auf eine Waagschale gelegt und mit zwei Glühbirnen à 250 Watt erwärmt. Durch Verdunstung wurde den Proben die Feuchtigkeit entzogen. Der Gewichtsunterschied, der durch das Verdunsten

der Flüssigkeit entsteht, kann bis auf ein Hundertstel Gramm genau bestimmt werden. Stagniert das Gewicht, nimmt das Gerät an, dass der vollständige Trocknungsgrad erreicht ist und beendet den Trocknungsvorgang. Anhand der Gewichtsdiﬀerenz vor und nach der Trocknung wurden sodann die Trockenmasse und relative Knochenfeuchtigkeit bestimmt.



Abb. 12: Foto des Trocknungsgerätes Übersicht (links) und Sicht auf die beiden 250 W Glühbirnen zur Trocknung (rechts)

Die Knochen wurden nach Extraktion aus der Gliedmaße in NaCl getränkte Tücher eingeschlagen und bei $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ tiefgekühlt. 12 Std vor der Messung wurden sie in den kochsalzgetränkten Tüchern bei Raumtemperatur aufgetaut.

In einem Vorversuch wurde ein Humerus mit geringen Muskel- und Bandresten getrocknet (Abb. 13). Damit sollte festgestellt werden, ob der Trocknungsvorgang in diesem Gerät möglich ist. Es zeigte sich, dass sich (vor allem) das Knochenmark, das nicht aus der Markhöhle austreten konnte, zwar verflüssigte, jedoch nicht durch die Corticalis entweichen konnte. Bei nachträglicher Eröffnung des Knochens wurde das verflüssigte, aber nicht verdunstete Knochenmark sichtbar. Die Muskel- und Bindegewebsreste trockneten vollständig ein. Auch die Corticalis war nach diesem Durchlauf trocken.



Abb. 13: Extrahierter Humerus nach Trocknung im UltraX (Vorversuch)

Mit der Erkenntnis, dass der noch intakte und daher verschlossene Knochen nicht vollständig trocknen kann, da die Wasserbestandteile aus der Markhöhle nicht entweichen konnten, wurden beim folgenden Trocknungsvorgang die Knochen zerteilt. Je ein Humerus, Radius

und eine Ulna wurden in insgesamt 6 Balken und 7 Scheiben zerlegt, vom Knochenmark und Muskel- und Bandresten säuberlich befreit und vor und nach der Trocknung gemessen. An den Scheiben wurden an je 4 Punkten Länge und Durchmesser bestimmt. An den Balken wurden Cortexbreite proximal und distal jeweils lateral, medial und mittig, Balkenbreite proximal, mittig und distal und Gesamtlänge vor und nach der Trocknung bestimmt (Abb. 14 und 15).

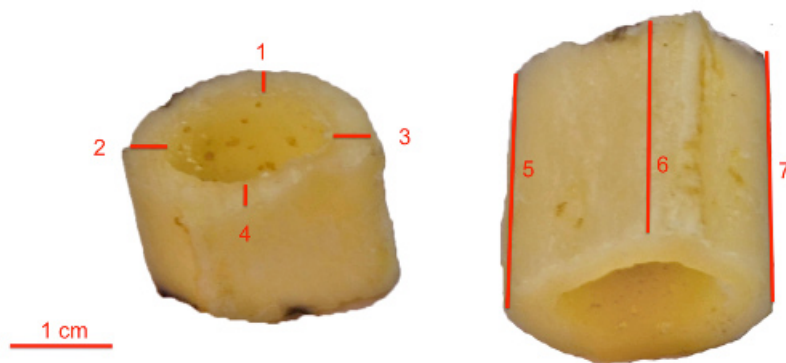


Abb. 14: Beispielbild einer Scheibe und daran gemessene Strecken, hier dargestellt am getrockneten Knochen

- 1-4: Corticalisdicke lateral, medial, kranial und kaudal; hier proximal an einer Scheibe, Gleiches wird auch am distalen Ende gemessen
 5-7: Länge der Scheibe lateral, kranial, medial und kaudal, hier nur drei Seiten sichtbar

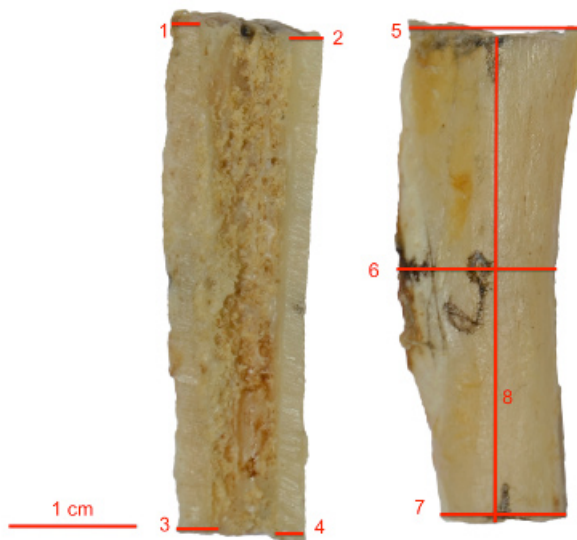


Abb. 15: Beispielbild eines Balken und daran gemessene Strecken, hier dargestellt am getrockneten Knochen

- 1-2: Corticalisdicke proximal an einem Balken, lateral und medial (mittig hier nicht darstellbar)
 3-4: Corticalisdicke distal an einem Balken, lateral und medial (mittig hier nicht darstellbar)
 5-7: Breite des Balken proximal, mittig und distal
 8: Länge des Balkens

4.2.6. Gewählte Strecken zur Messung an Humerus und Ulna bei jedem Untersuchungsgang

An den CT-Scans des 90° gewinkelten Ellbogens, der beliebigen Lagerung des Ellbogens, der isolierten Knochen und direkt am Knochen mittels Schieblehre wurden folgende Strecken (Tab. 2) vermessen. Die Strecken wurden definiert und modifiziert auf der Grundlage der Untersuchungen von Conzemius (2000) und Viehmann (1998). Sie beschreiben einfach sowie schwer zu vermessende Knochenabmaße im CT Scan, die zur Bestimmung der Morphometrie unerlässlich sind.

1	L	Länge des Condylus humeri, gemessen vom Epicondylus lateralis bis zum Epicondylus medialis
2	L _{3D}	Länge des Condylus humeri, gemessen vom Epicondylus lateralis bis zum Epicondylus medialis in der 3D Ansicht
3	H	Höhe des Condylus humeri, vertikal gemessen an der schmalsten Stelle
4	T	Tiefe des Condylus humeri, horizontal gemessen an der schmalsten Stelle
5	D ₁	Durchmesser der Markhöhle, gemessen 1 cm proximal des Foramen supratrochleare an der breitesten Stelle in der anterior-posterioren Ansicht
6	D ₄	Durchmesser der Markhöhle, gemessen 4 cm proximal des Foramen supratrochleare an der breitesten Stelle in der kranio-kaudalen Ansicht
7	I	Höhe der Incisura trochlearis, gemessen von der Spitze des Proc. anconaeus auf den proximalsten Punkt der Procc. coronidei ulnae

Tab. 2: Gewählte Strecken für Validierung und Vergleich der einzelnen Messmethoden, (zur Veranschaulichung s. Abb 16)

Bei den CT-Messungen handelte es sich, bis auf Strecke 2, ausschließlich um Messungen, die an den 2D rekonstruierten Ebenen eines CT-Scans vorgenommen wurden.

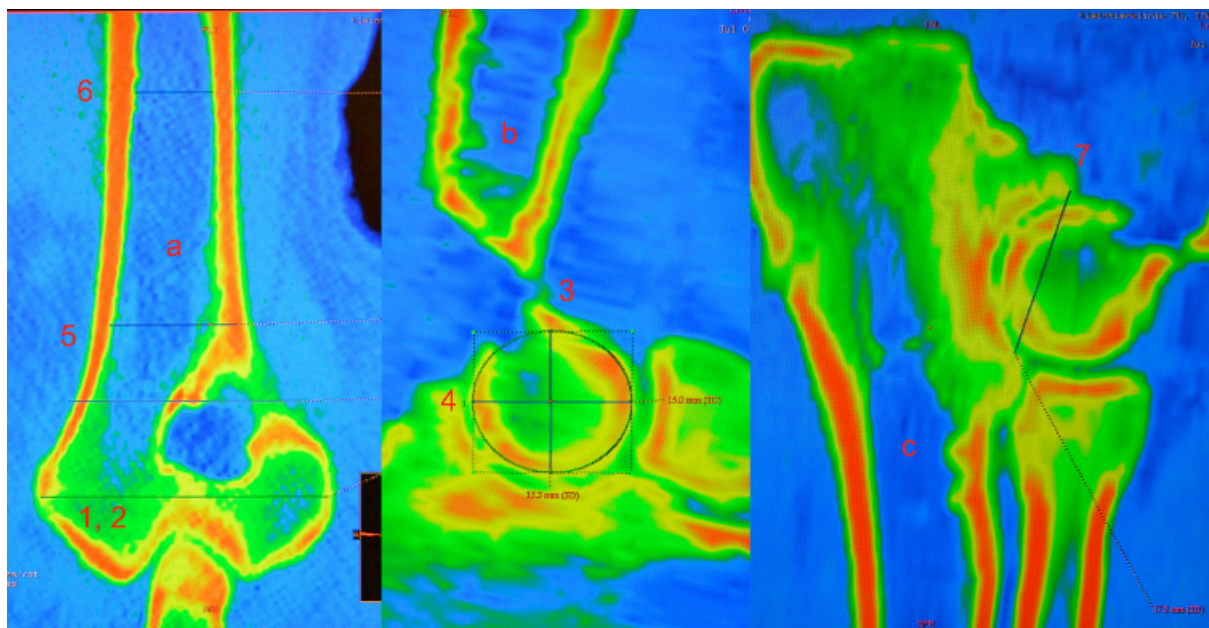
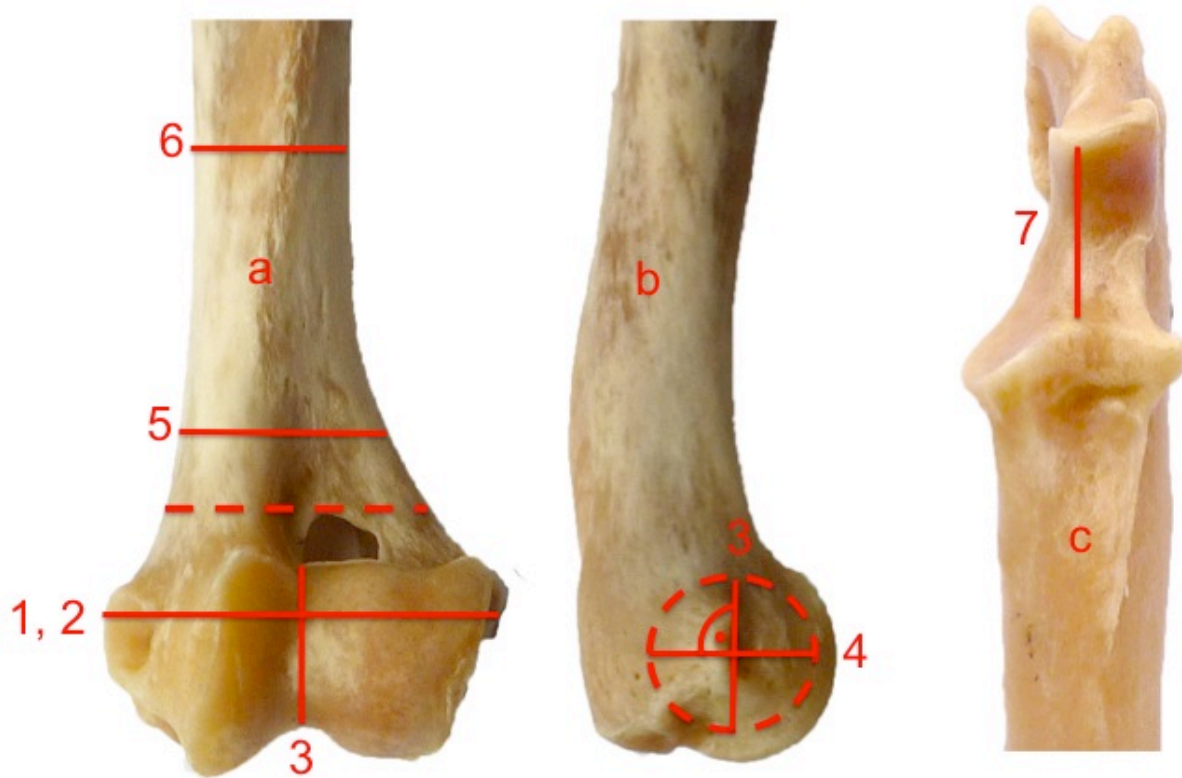


Abb. 16: Gemessene Strecken 1-7, dargestellt am mazerierten Knochen (oben) und am CT-Scan (unten)

a: linker Humerus, kraniale Ansicht

b: linker Humerus, mediale Ansicht

c: linke Ulna, kraniale Ansicht

1-7: Bezeichnung siehe Tabelle oben

Farbskala des CT-Bilds von blau (niedrige Röntgenabsorption, z.B. Weichteilgewebe) zu rot (hohe Röntgenabsorption, z.B. Knochen), gestrichelt: Hilfslinien

Strecke 1: Länge des Condylus humeri (Abb. 16)

Diese Strecke wurde ausgewählt, da sie sich am leichtesten einstellen lässt. Es ist ausreichend, die breiteste Stelle von vorn darzustellen, eine exakte vertikale Ausrichtung des Knochens ist nicht erforderlich. Durch Abfahren der einzelnen CT-Schnittbilder lässt sich die breiteste Stelle ausfindig machen.

Strecke 2: Länge des Condylus humeri in der 3D Ansicht (Abb. 16)

Es handelt sich um die gleiche Strecke wie bei Strecke 1, allerdings wurde die Strecke nicht im zweidimensionalen Schnittbild vermessen, sondern direkt in der rekonstruierten 3D-Ansicht. Durch Vergleich mit der im 2D-Bild gemessenen Strecke 1 sollte exemplarisch überprüft werden, welche Messgenauigkeit in der 3D-Ansicht erreicht werden kann.

Strecke 3 und 4: Höhe und Tiefe des Condylus humeri (Abb. 16)

Mit diesen beiden Strecken wird der Durchmesser des Condylus humeri an seiner schmalsten Stelle beschrieben. Der Condylus ähnelt volumetrisch einem Zylinder, der Durchmesser ist der doppelte Radius. Um den Durchmesser (hier benannt als Höhe und Tiefe) zu bestimmen, ist es erforderlich, das Schnittbild vom Condylus exakt in der Saggitalen auszurichten. Ist der Condylus schief gelagert und man berechnet aus dieser Lage anhand eines 2D-Schnittbildes den Durchmesser, sind die Werte nach oben verfälscht. Der Vergleich zur direkten Messung am mazerierten Knochen sollte zeigen, ob es möglich ist, den genauen Durchmesser im CT zu ermitteln.

Strecken 5 und 6: Durchmesser der Markhöhle 1 cm und 4 cm über dem Foramen supratrochleare (Abb. 16)

Die Dimensionen der Knochenmarkhöhle sind essentiell für das Design des Prothesenschaftes. Sie beschreiben den vorhandenen Raum der Markhöhle, in den der Prothesenschaft später versenkt wird und Halt finden muss. Es ist daher wichtig, verlässliche Messergebnisse zu erzeugen.

Strecke 7: Höhe der Incisura trochlearis (Abb. 16)

Die Höhe der Inc. trochlearis ist entscheidend für die Größe des radioulnaren Endoprothesenteils. Die Procc. coronoidei lateralis et medialis liegen nicht auf einer Höhe, daher ist es von Bedeutung, die genaue Spitze und eine exakt transversale Ebene zu bestimmen, um die Höhe der Inc. trochlearis festzulegen.

4.3. Auswertung und statistische Methoden

Die Daten wurden mit dem Statistikprogramm SPSS, Version 19.0 für Macintosh, SPSS Inc., USA ausgewertet. Die Daten sind nach dem Komologorov-Smirnov-Test normal verteilt.

Daher wurde in dieser Arbeit zur Beschreibung der Streuung die Standardabweichung angegeben. Sie ist die Wurzel der Varianz; sie wird daher ebenfalls in Millimeter angegeben. Es wurde die Standardabweichung um den MW (σ oder Std.abw.) berechnet.

Für normal verteilte Daten ist die Std.abw. ein quantitatives Maß für die Streuung der Einzelmessung um den MW. Je kleiner die Std.abw. ist, desto näher liegen die Einzelmessungen an dem MW. Der MW \pm 1-fache Std.abw. zeigt, in welchem Bereich 68 % der Daten liegen (68 % = 1σ), im Bereich von MW \pm 2-fache Std.abw. liegen 95,4 % der Daten (95,4 % = 2σ). In dieser Studie wird die Toleranz für Messfehler um einen Mittelwert mit $\pm 2 \sigma$ festgelegt (95 % Konfidenzintervall).

Der MW der Differenzen gibt an, wie genau **eine** wiederholte Messung des Knochens ist. Die Std.abw. dieser Differenz gibt darüber Auskunft, welche maximale Streuung bei Einzelmessungen zu erwarten ist. Der oben beschriebene Toleranzbereich beträgt $\pm 0,5$ mm, daher gilt: MW \pm Std.abw. sollte im Bereich um $\pm 0,5$ mm sein.

Der Messfehler für die einzelne CT-Messung gegenüber dem Goldstandard wurde beschrieben durch die Std.abw. ($2 \sigma = \pm 0,5$ mm).

Der Student T-Test analysiert die Daten hinsichtlich der Wahrscheinlichkeit, mit der ein Messwert zufällig eintritt. Ein Maß dafür ist p (auch 2-seitig). Wenn der Wert durch Zufall entstanden ist, gilt $p = 1$. Wenn der Wert nicht durch Zufall entstanden ist, gilt $p = 0$. Die in Studien übliche für p angegebene Grenze ist $p < 0,05$. Sie bedeutet, dass die Wahrscheinlichkeit, mit der ein Testwert innerhalb der normalen Standardfehler auftritt, < 5 % ist (entspricht ebenfalls 2σ), also mit 95 % Wahrscheinlichkeit nicht nur durch Zufall entstanden ist.

Bei der Validierung der CT-gestützten Messverfahren ist es gewünscht, dass ein Testwert mit hoher Wahrscheinlichkeit zufällig entstanden ist, also gilt $p > 0,05$ bis $p = 1$.

Im Boxplot nach Bland-Altman wird die Verteilung der einzelnen Messdaten um den MW herum dargestellt. Die Box beinhaltet das 95 %-Konfidenzintervall, also den Bereich, in dem sich 95 % der Daten bewegen (entspricht 2σ). Die senkrechten Striche außerhalb der Box geben den Bereich an, in dem sich nach oben und unten die fehlenden 5 %, also in jede

Richtung 2,5 % aufteilen (Abb.17). Einzelne Ausreißer aus diesen Bereichen werden separat in dem Diagramm aufgetragen.

Die Ergebnisse der CT-gestützten morphometrischen Messungen wurden mit den Ergebnissen der Schieblehremessung verglichen, um die Fragestellung zu beantworten, ob CT-gestützte Messungen quantitativ mit Direktmessungen übereinstimmen. Im Vergleich zwischen den drei verschiedenen CT-gestützten Messmethoden (isolierte Knochen, 90° Lagerung, beliebige Lagerung) wurde geprüft, welche Methode die beste Übereinstimmung mit den Direktmessungen liefert.

Dazu wurden die obenangeführte Std.abw. bestimmt, sowie der Student-T-Test (dabei galt $p < 0,05$ entspricht 95% Konfidenzintervall) durchgeführt und die Ergebnisse im Boxplot nach Bland-Altman im 95% Konfidenzintervall dargestellt.

Die Auflösung der Distanzbestimmung am CT-Scan lag mit obengenannter verwendeter Software bei einem Zehntel Millimeter.

Die Schieblehre zeigt die Messergebnisse mit einer Anzeigentoleranz von 0,01mm an. Zur Anpassung an die CT-Messungen wurden sie ebenfalls auf ein Zehntel Millimeter gerundet.

Alle Messwerte der vier Messmethoden wurden unabhängig voneinander zweimal bestimmt. Anschließend konnte durch die Vielzahl der Messungen der eigene Messfehler ermittelt werden.

Die Schieblehre-Messung am Knochen wurde als Goldstandard gewählt. Hierzu wurde der Referenzversuch (Trocknungsversuch) ausgewertet. Von allen Proben und allen Messpunkten wurde die Differenz des Messergebnisses vor und nach Trocknungsvorgang bestimmt und mithilfe eines Student T-Tests geprüft, ob signifikante Änderungen der Knochenabmaße entstanden waren. Im Boxplot wird dargestellt, welcher Streuung die Messbereiche unterliegen.

Zur Validierung der CT-gestützten Messungen wurden zunächst von jeder Messmethode die Mittelwerte (MW) der ersten und zweiten Messreihe für die einzelnen Parameter ermittelt.

Die CT-gestützten Messmethoden wurden dann einzeln mit dem Goldstandard verglichen.

Dazu wurden die Differenzen der MW eines jeden Parameters zwischen CT-gestützter Messung und Goldstandard verglichen.

Im Idealfall betragen die mittlere Differenz Null und die tolerierte Differenz $\pm 0,5$ mm. Messabweichungen bis $\pm 0,5$ mm sind als Grenze festgelegt, bis zu der kein Einfluss auf das Design und die Größenverhältnisse einer Endoprothese für große Hunderassen entsteht.

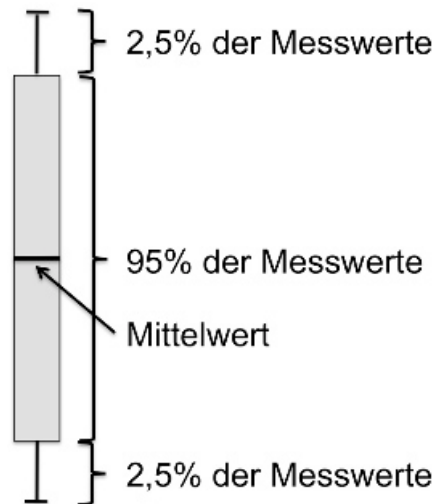


Abb. 17: Darstellung eines Boxplots nach Bland- Altman mit den in dieser Arbeit verwendeten Intervallen

Box: 95 %-Konfidenzintervall, beinhaltet 95 % der Messwerte

Strich in der Box: Mittelwert

Balken ober- und unterhalb der Box: 2,5 %-Intervall beinhaltet die 2,5 % der Messwerte, die oberhalb bzw. unterhalb der Box liegen

4.4. Ergebnisse

In den Tabellen der Anhänge 4-9 werden alle Originaldaten tabellarisch aufgeführt. Die einzelnen Strecken sind in Millimetern angegeben.

Die Messergebnisse zur Validierung der CT-gestützten Datenerhebung werden in Anhang 4-7 dargestellt:

- Anhang 4: Originaldaten der 1. Messung, linke Seite, der vier Messmethoden zur Validierung
- Anhang 5: Originaldaten der 2. Messung, linke Seite, der vier Messmethoden zur Validierung
- Anhang 6: Originaldaten der 1. Messung, rechte Seite, der vier Messmethoden zur Validierung
- Anhang 7: Originaldaten der 2. Messung, rechte Seite, der vier Messmethoden zur Validierung

Die Ergebnisse des Trocknungsversuches sind für die Knochenscheiben in Anhang 8 und für die Knochenbalken in Anhang 9 zu finden:

- Anhang 8: Originaldaten der Trocknungsmessung (Scheibenpräparate)
- Anhang 9: Originaldaten der Trocknungsmessung (Balkenpräparate)

4.4.1. Datengrundlage

Es wurden die Daten von 17 Ellbogengelenken von 9 toten Hunden erhoben. Dabei handelte es sich um 6 männliche und 3 weibliche Hunde verschiedener Rassen und deren Mischlinge, jeweils 2 davon waren kastriert. Im Median waren diese Hunde 10,3 Jahre alt, der jüngste 1,5 Jahre und der älteste 14,5 Jahre. Das Körpergewicht betrug im Median 39 kg, der leichteste wog 30 kg und der schwerste 89 kg.

Patient Nr. 1 wurde ausgeschlossen, weil nur die Daten der Art. cubiti sinister bestimmt werden konnten, die rechte Seite war nicht auswertbar.

Eine vollständige Auflistung der Tiere findet sich in Tab. 3.

Rasse	Alter [a]	KGW [kg]	Sex [m, w, k]
Bernhardiner	5,8	86	m
BSH	8,6	45	w
DKH	1,5	32	m
DSH	10,5	35	wk
Elo-Rauhaar	14,3	30	mk
Münsterländer Mix	10,0	37,5	wk
Riesenschnauzer	11,8	50	mk
Rottweiler Mix	11,9	50	m
Staffordshire Mix	9,2	38	m
Median	10,3	39	6m; 3w; 4k

Tab. 3: Liste der Patienten der Validierung der CT-gestützten Messungen

a: Jahre

KGW: Körpergewicht

kg: Kilogramm

m: männlich;

w: weiblich

k: kastriert

BSH: Berner Sennenhund

DKH: Deutsch Kurzhaar

DSH: Deutscher Schäferhund

4.4.2. Goldstandard: Genauigkeit und Einfluss der Fehlerquellen

Der Einfluss des Untersuchers beim Vermessen der Knochen wurde folgendermaßen ausgewertet:

Die Std.abw. vom MW der Differenzen (links 0,0 mm; rechts 0,01 mm) zwischen der ersten und der zweiten Messung beschreibt den eigenen Messfehler. Sie ist mit $\pm 0,2$ mm für die beiden Seiten angegeben und liegt damit in der unteren Hälfte des tolerierten Bereichs von $\pm 0,5$ mm. Im T-Test sind keine signifikanten Abweichungen zwischen erster und zweiter Messung sichtbar (für links $p = 0,959$ und für rechts $p = 0,723$).

Der Trocknungsversuch soll Auskunft darüber geben, inwieweit die Trocknung eines Knochens Auswirkung auf die Größe des Knochens hat:

Es sind die Differenzen der Messung vor und nach der Trocknung bestimmt ($n = 114$). Davon sind 72 Messdifferenzen < 0 und 42 Messdifferenzen > 0 . Negative Differenzen bedeuten, dass die Werte der getrockneten Präparate kleiner sind als im feuchten Zustand. Es ergeben sich absolute Werte zwischen $-0,53$ mm und $+1,18$ mm (Std.abw. $\pm 0,2$ mm) und relative Werte zwischen $-3,9\%$ und $+0,43\%$ (Std.abw. $\pm 0,4\%$). Im Median liegen diese bei $-0,6$ mm ($-0,15\%$). Des Weiteren wurde untersucht, ob es zwischen den Scheiben- und Balkenpräparaten zu unterschiedlichen Ergebnissen kommt. Das ist in Abb. 18 dargestellt.

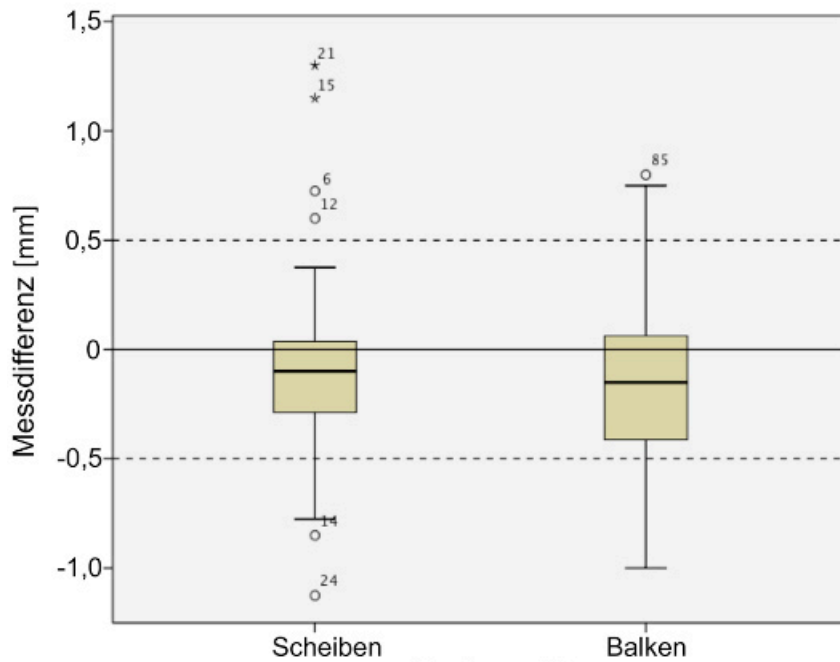


Abb. 18: Messdifferenzen der Größen von Scheiben- und Balkenpräparaten vor und nach der Trocknung im Boxplot (95%-Konfidenzintervall)

Die gestrichelten Linien in Abb. 18 bei - 0,5 mm und + 0,5 mm begrenzen den Bereich, in dem sich der Intra-Untersucher-Fehler befindet und belegen, dass 95 % der Messdifferenzen der Scheiben- und Balkenpräparaten deutlich innerhalb dieses Fehlerbereichs liegen. Zudem ergibt sich eine ähnliche Verteilung der Ergebnisse zwischen Scheiben- und Balkenpräparaten. Auf eine Unterscheidung wird daher in der folgenden Auswertung verzichtet.

Untersucht wurde weiterhin, ob die Präparate mit zunehmender Größe auch signifikante Unterschiede in der Größe vor und nach der Trocknung aufweisen. Dazu wurden die Präparate in drei Gruppen hinsichtlich ihrer Abmaße aufgeteilt (Abb. 19):

Gruppe 1 (< 5 mm) n = 70; Gruppe 2 (5-10 mm) n = 27; Gruppe 3 (> 10 mm) n = 17;

n = Anzahl der Präparate

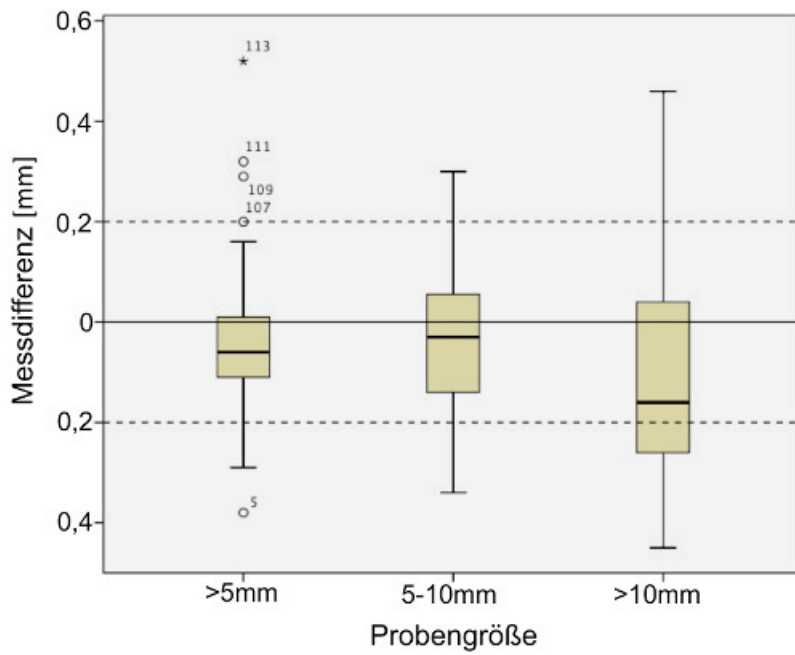


Abb. 19: Messdifferenzen in mm von Scheiben- und Balkenpräparaten vor und nach der Trocknung gruppiert nach absoluter Probengröße im Boxplot (95%-Konfidenzintervall)

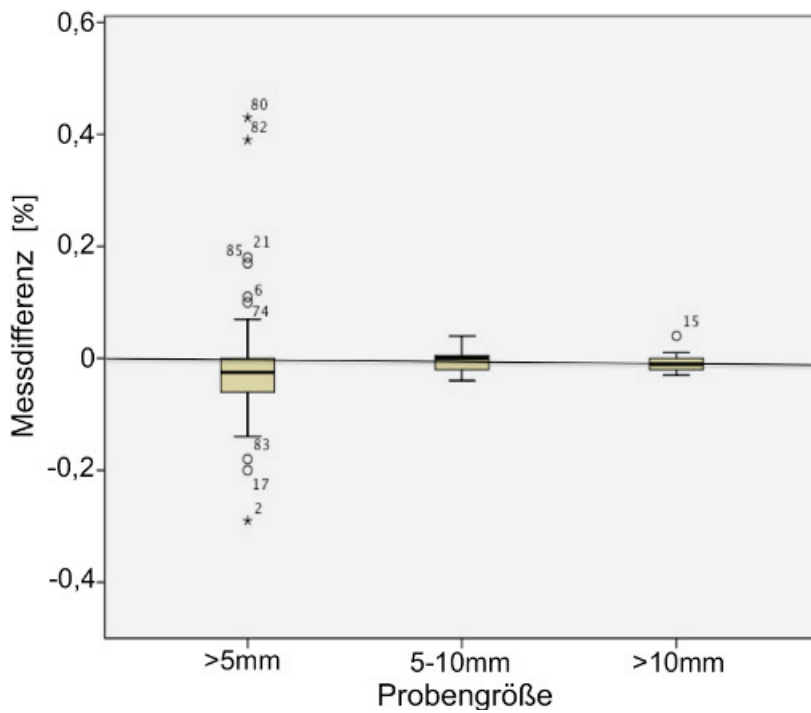


Abb. 20: Messdifferenzen von Scheiben- und Balkenpräparaten vor und nach der Trocknung entsprechend Abb. 19 relativ zur absoluten Probengröße

In Abb. 19 fällt nur Gruppe 3 im negativen Bereich aus dem tolerierten Intra- Untersucher-Messfehler heraus, alle anderen befinden sich im Toleranzbereich. Anhand der Boxen zeigt sich, dass die Verteilung zu negativen Messdifferenzen tendiert. Bei der Verteilung der relativen Messdifferenz in Abb. 20 ist deutlich zu erkennen, dass die gemessenen Längenunterschiede vor und nach der Trocknung umso weniger variieren, je größer die Proben sind: Streuung Gruppe 1 > Streuung Gruppe 2 > Streuung Gruppe 3. Die Streuung bewegt sich allerdings in einem sehr kleinen Bereich von $\pm 0,2\%$. Je kleiner das Präparat, desto mehr Gewichtung bekommen minimale Veränderungen im positiven und negativen Bereich. Die Veränderungen gehen mit zunehmender Präparatgröße gegen Null und haben keinen deutlichen Trend zu positiven oder negativen Veränderungen. Die festgestellten Veränderungen gründen daher vermutlich im Intra-Untersucher Messfehler.

Der zweiseitige T-Test sowohl in den einzelnen Gruppen als auch über die gesamten Messdifferenzen liegt immer bei $p > 0,05$ (Sig. (2-seitig)) und belegt die obige Vermutung. Auch wenn die Gruppe > 10 mm in den absoluten Werten im negativen Bereich unterhalb der 0,2mm Grenze liegt (Abb. 19), sind diese Abweichungen nicht signifikant (Tab. 4). Insgesamt können mit dem T-Test keine signifikanten Unterschiede bei einer Messung vor und nach der Trocknung des Knochens nachgewiesen werden. Die genauen Werte sind der Tab. 4 zu entnehmen.

Der Standardfehler des Mittelwertes aller gemessenen Differenzen beträgt maximal $\pm 0,2$ mm. Er wird durch den eigenen Messfehler verursacht.

Tab. 4: Mittelwerte der Messdifferenzen der Scheiben- und Balkenpräparate vor und nach der Trocknung. Beschreibung der Mittelwerte, des Standardfehlers, Student T-Test und damit p (Sig. (2-seitig))

Gruppe	Mittelwert der Messdifferenz [mm]	Standardfehler [mm]	p
< 5 mm	0,0	$\pm 0,2$	0,47
5-10 mm	0,0	$\pm 0,1$	0,21
> 10 mm	- 0,1	$\pm 0,2$	0,09
<5 bis >10 mm	0,0	$\pm 0,2$	0,07

4.4.3. Reproduzierbarkeit und Quantität CT-gestützter Messungen ohne Berücksichtigung der Lagerung des Patienten zum CT-Scan

Um der Fragestellung nachzugehen, ob CT-gestützte Messungen der Knochenlängen quantitativ und reproduzierbar sind, werden die Differenzen zwischen der ersten und der zweiten Messreihe gebildet. Es soll getestet werden, ob ein Untersucher fähig ist, eine genaue, verlässliche Messung bereits bei einem Durchlauf zu erzielen. Dies ist der Fall, wenn:

- die mittlere Differenz zwischen zwei Messdurchläufen $< \pm 0,5$ mm ist
- der Messfehler bei Messungen der gleichen Strecke zu unterschiedlichen Zeitpunkten $< \pm 0,5$ mm ist
- der T-Test der Differenzen nicht signifikant ist, das heißt $p > 0,05$ ausfällt
- die Ergebnisse der einzelnen Strecken ebenfalls im 95 %-Konfidenzintervall des Boxplot liegen

Die vollständigen Werte können der Tab. 5 entnommen werden.

Tab. 5: Beschreibung der Signifikanz der Differenz zwischen der ersten und zweiten Messwiederholung jeder Lagerung (bds.)

Differenz zwischen der ersten und zweiten Messreihe	T	p	Mittlere Differenz [mm]	Standardabweichung der mittleren Differenz [mm]
90° Lagerung links	3,007	0,004	0,2	$\pm 0,5$
Beliebige Lagerung links	1,095	0,278	0,06	$\pm 0,5$
Isolierte Knochen links	- 0,054	0,957	0,00	$\pm 0,6$
Direktmessung links	0,052	0,959	0,0	$\pm 0,2$
90° Lagerung rechts	1,961	0,055	0,12	$\pm 0,4$
Beliebige Lagerung rechts	1,407	0,165	0,1	$\pm 0,5$
Isolierte Knochen rechts	0,701	0,486	0,05	$\pm 0,5$
Direktmessung rechts	0,356	0,723	0,01	$\pm 0,2$

Ausfallend sind die Werte der 90° Lagerung links, deren Differenzen eine signifikante Abweichung aufweisen ($p = 0,004$), sowie die Standardabweichung der Messwerte am isolierten Knochen links, die um $\pm 0,1$ mm zu groß ist. Alle anderen Werte sind nicht signifikant abweichend und innerhalb der $\pm 0,5$ mm Toleranzgrenze.

Der Standardfehler der einzelnen Messung berechnet sich aus der Differenz der Mittelwerte zwischen den einzelnen Lagerungen und der Direktmessung am Knochen. Er beträgt für die unterschiedlichen Lagerungen $\pm 0,4$ mm. Die Messdifferenzen liegen höher als die des Goldstandards mit $\pm 0,2$ mm, sind aber im tolerierten Bereich.

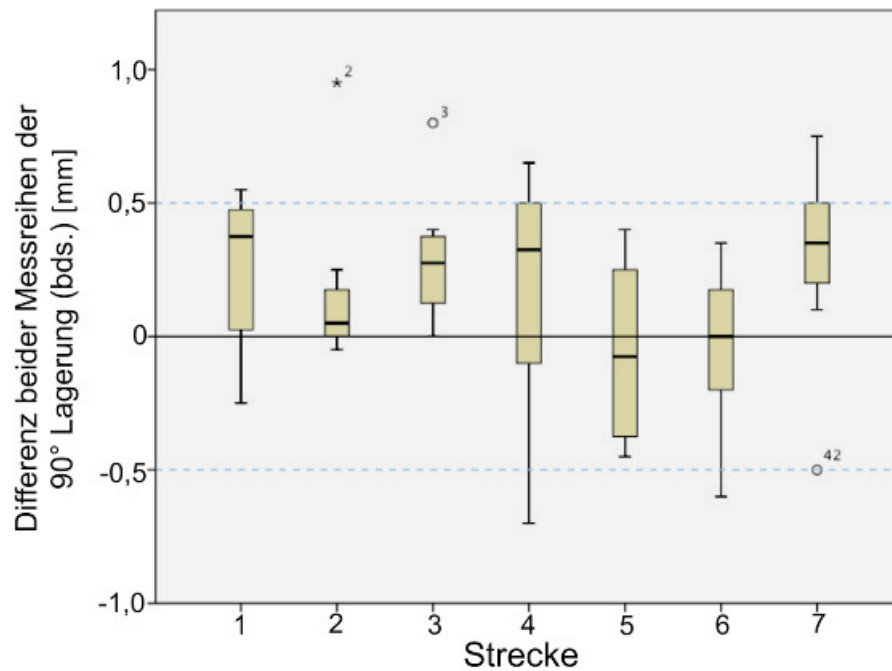


Abb. 21: Differenz beider Messreihen der 90° Lagerung (bds.), aufgeteilt nach Strecke 1-7

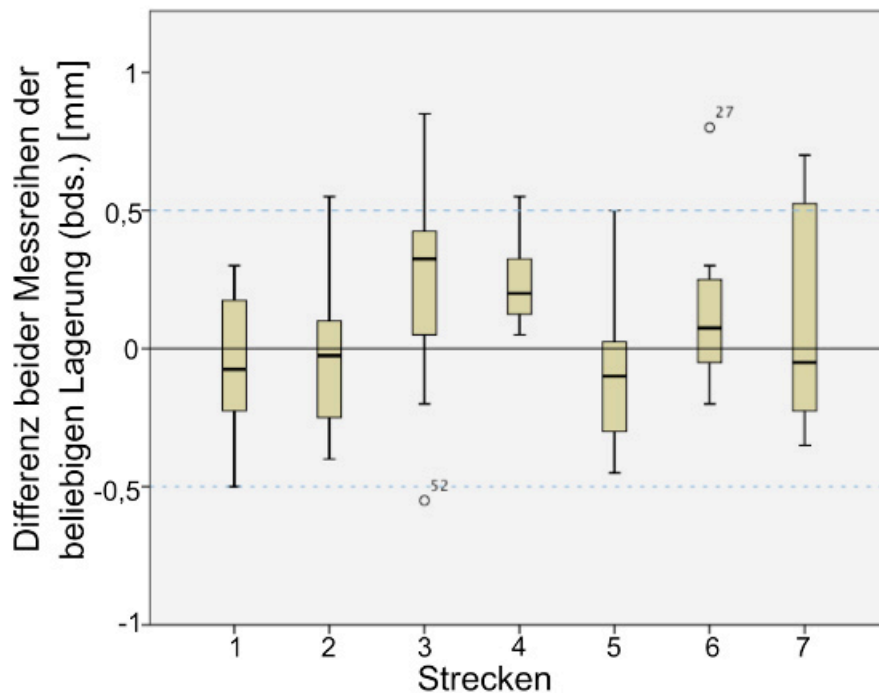


Abb. 22: Differenzen beider Messreihen der beliebigen Lagerung (bds.), aufgeteilt nach Strecke 1-7

Abb. 21 und 22 zeigen die Verteilungen der Differenzen zwischen Messreihe eins und zwei der 90° Lagerung und der beliebigen Lagerung, links und rechts zusammengefasst, aufgeteilt in Strecke 1-7. Zu sehen ist, dass bei den sieben Strecken 95 % der Differenzen innerhalb des tolerierten Messfehlerbereichs liegen. Eine signifikante Abweichung besteht nicht, bis auf einen minimalen Bereich der Strecke 7 ($< 0,05$ mm) der beliebigen Lagerung. Tendenziell liegen die Differenzen eher im positiven Bereich.

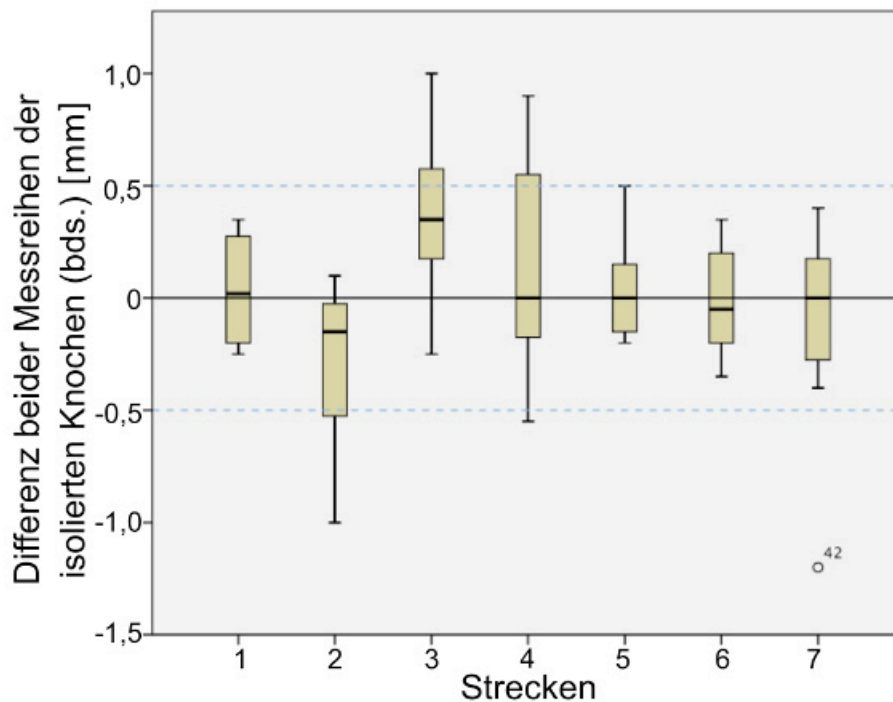


Abb. 23: Differenz beider Messreihen der isolierten Knochen (bds.), aufgeteilt nach Strecke 1-7

Im Boxplot der Abb. 23 werden die Differenzen der Messreihe eins und zwei am isolierten Knochen abgebildet. Die Streuung der Strecken 1 und 5-7 ist sehr gering um den Nullwert, die Box liegt deutlich im 95 %-Konfidenzintervall. Die Strecke 2 fällt minimal (um $< 0,05$ mm) negativ und die Strecken 3 und 4 fallen positiv (um $< 0,1$ mm) aus dem Toleranzbereich. Bis auf wenige Ausnahmen liegen die Differenzen zwischen der ersten und zweiten Messreihe im Toleranzbereich, im T-Test ist keine signifikante Abweichung einer Lagerung für die linke und rechte Seite erkennbar, im Boxplot liegen die Differenzen der einzelnen Lagerungen beidseits innerhalb des 95 %-Konfidenzintervalls, der Messfehler der einzelnen Messung liegt innerhalb des tolerierten Fehlers.

Messwerte, die sich nicht innerhalb der gewünschten Bereiche bewegen:

1. $p = 0,004$ für Differenzen in der 90° Lagerung links

Dieser niedrige p-Wert bedeutet, dass es bei Messwiederholungen bei im 90° -Winkel gelagerten Ellbogengelenken signifikante Unterschiede bei wiederholter Messung der gleichen Strecke gibt, die nicht als zufällig gelten können. Da die Standardabweichung und auch die Darstellung im Boxplot keinerlei Abweichungen außerhalb der erlaubten Toleranz ergeben (Tab. 5 und Abb. 21), kann dieser Aspekt vernachlässigt werden.

2. Minimale Abweichung nach oben im Boxplot der Strecke 7 in der beliebigen Lagerung (Abb. 22)

Es sind jedoch keine signifikanten Abweichungen im T-Test für links und rechts zu erkennen (Tab. 5). Daher kann diese Abweichung ebenfalls vernachlässigt werden.

3. Standardabweichung für die isolierten Knochen links ($\pm 0,6$ mm, Tab. 5) und minimale Ausfälle im Boxplot der Strecke 2 nach unten und leichte Abweichungen der Strecken 3 und 4 nach oben (Abb. 23)

Der T-Test weist keine signifikanten Abweichungen vom Mittelwert für diese Strecken aus. Die Standardabweichung ist um $\pm 0,1$ mm erhöht wegen einzelner Messwertextreme in den positiven und negativen Bereich der Strecken 2-4 (Abb. 23). Es handelt sich um Einzelausreißer.

4. Bei den unter 1-3 beschriebenen Fällen handelt es sich um geringfügig höhere Abweichungen im Vergleich zu den anderen erhobenen Daten. Im T-Test und dem 95 %-Konfidenzintervall ist allerdings erkennbar, dass sie statistisch keinen Einfluss nehmen. Sie müssen nicht weiter interpretiert werden.

Fazit dieses Teils der Studie ist, dass die CT-gestützte Messung quantitativ und reproduzierbar ist. Das bedeutet für die klinische Anwendung, dass eine Person, die am CT-Scan eine Strecke an einem Knochen bestimmt, schon beim ersten Messen ein verlässliches Ergebnis erzielt, das sich bei weiteren Messungen mit einer Messfehlertoleranz von $\pm 0,4$ mm bestätigen wird.

4.4.4. Einfluss der Lagerung des Patienten im Computertomograph auf die CT-gestützte Streckenmessung

Aus Kapitel 4.4.2 ist zu ersehen, dass die CT-gestützte Messung eine verlässliche Messmethode ist. Der Einfluss unterschiedlicher Lagerungen auf Streckenmessungen wurde dabei noch nicht berücksichtigt. In diesem Kapitel wird ausgewertet, inwieweit sich die Messergebnisse der unterschiedlichen CT-gestützten Messmethoden (90°-Lagerung, beliebige Lagerung und isolierte Knochen) von denen des Goldstandards unterscheiden.

Die Differenzen der Mittelwerte jeder Strecke zwischen CT-gestützter Messung und Goldstandard werden ermittelt und verglichen. Es bedeuten:

- eine Differenz gleich null, dass das gleiche Ergebnis erzielt wurde
- eine positive Differenz, dass die CT-gestützte Messung ein größeres Ergebnis als den Goldstandard ergibt
- eine negative Differenz, dass die CT-gestützte Messung kleiner ist als der Goldstandard.

Differenzen um $\pm 0,5$ mm werden akzeptiert (s. Kapitel 4.2 Auswertung).

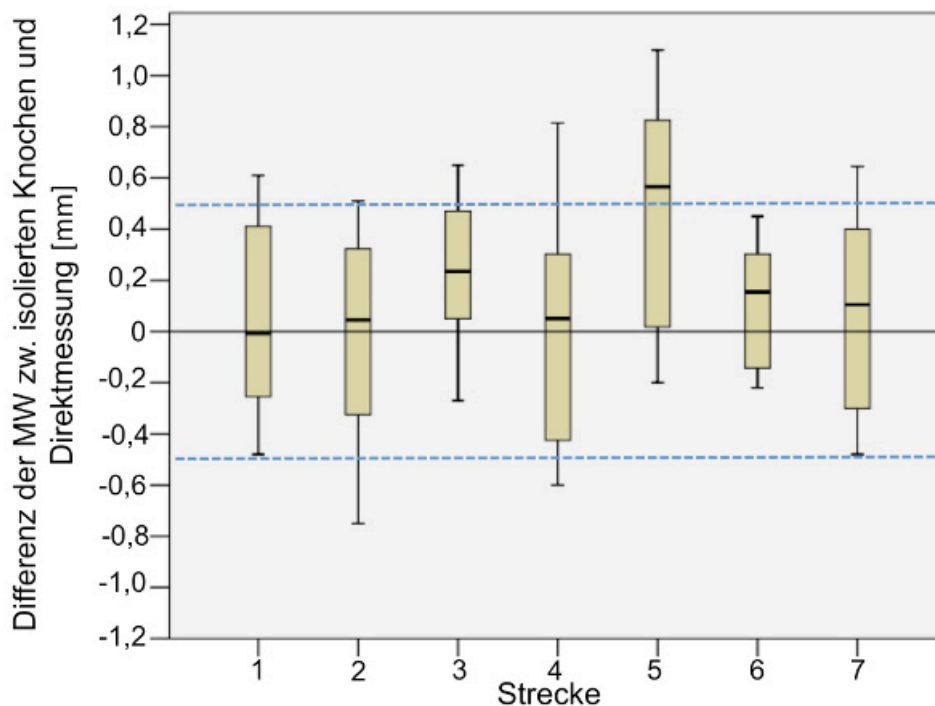


Abb. 24: Differenz der Mittelwerte der CT-gestützten Streckenmessung an isolierten Knochen und der Direktmessung am Knochen (in mm), dargestellt im Boxplot (95%-Konfidenzintervall)

Wie der Abb. 24 zu entnehmen ist, liegen alle Boxen bis auf die der Strecke 5 innerhalb des Toleranzbereichs. Die Box der Strecke 5 fällt nach oben aus dem Toleranzbereich.

Mittels des zweiseitigen T-Tests wurde überprüft, ob es sich dabei um signifikante Abweichungen in den Messergebnissen handelt. Für die Differenzen zwischen den Messreihen ergeben sich keine signifikanten Unterschiede ($p= 0,957$ links und $p= 0,486$ rechts) (Tab. 5) Ebenso wenig gibt es signifikante Abweichungen für die Differenz zwischen den Mittelwerten des rechten Ellbogengelenks von der Messung am CT-Scan des isolierten

Knochens und der direkt am Knochen vorgenommenen Messung ($p = 0,915$ rechts). Für die linke Seite jedoch ist $p = 0,02$, dies ist eine signifikante Abweichung (Tab.6). Bei einer genaueren Analyse der Ergebnisse für Strecke 5 aus Abb. 24 ist dies die einzige, die im Boxplot außerhalb des Toleranzbereichs liegt. Der T-Test ergibt jedoch weder für das rechte ($p = 0,078$) noch für das linke Ellbogengelenk ($p = 0,169$) signifikante Abweichungen.

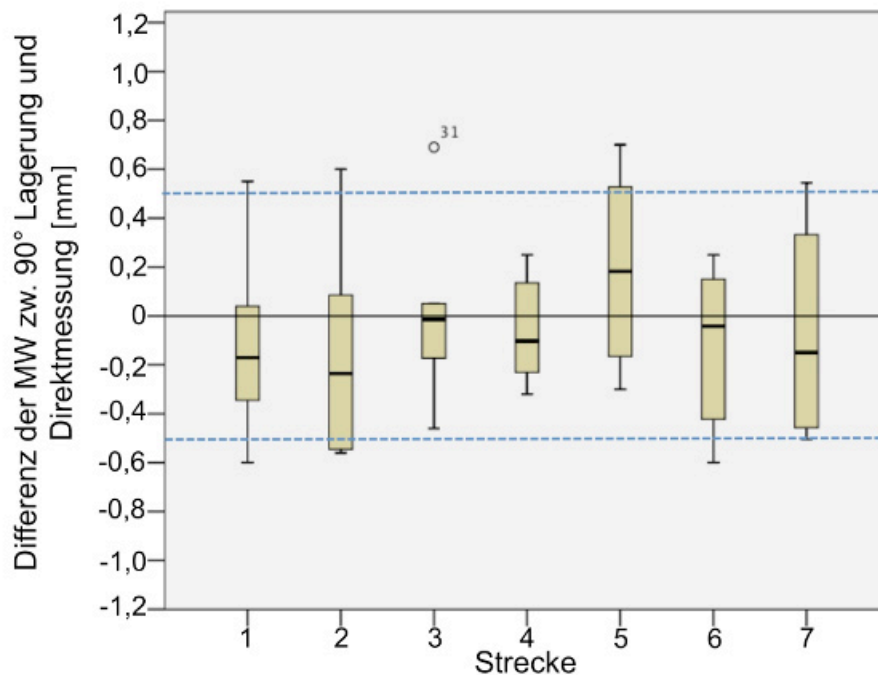


Abb. 25: Differenz der Mittelwerte zwischen der CT-gestützten Streckenmessung in 90° Lagerung und der Direktmessung am Knochen, dargestellt im Boxplot (95%-Konfidenzintervall)

Der Vergleich zwischen den Mittelwerten der 90° Lagerung und dem der manuellen Direktmessung fällt im Boxplot (Abb. 25) bei Strecke 2 leicht negativ und bei Strecke 5 leicht positiv aus dem 95 %-Intervall. Die Differenzen der MW der restlichen Strecken bewegen sich im tolerierten Bereich von $\pm 0,5$ mm und der zweiseitige T-Test bestätigt, dass zwischen der rechtwinkligen Lagerung und der Direktmessung keine signifikanten Unterschiede bestehen (Tab.6, $p = 0,4$ links; $p = 0,289$ rechts). Diese Ausfälle aus den Grenzen von Strecken 2 und 5 und das deutliche, nicht signifikante Ergebnis des T-Tests sprechen dafür, dass die Abweichungen so minimal sind, dass sie zu vernachlässigen sind.

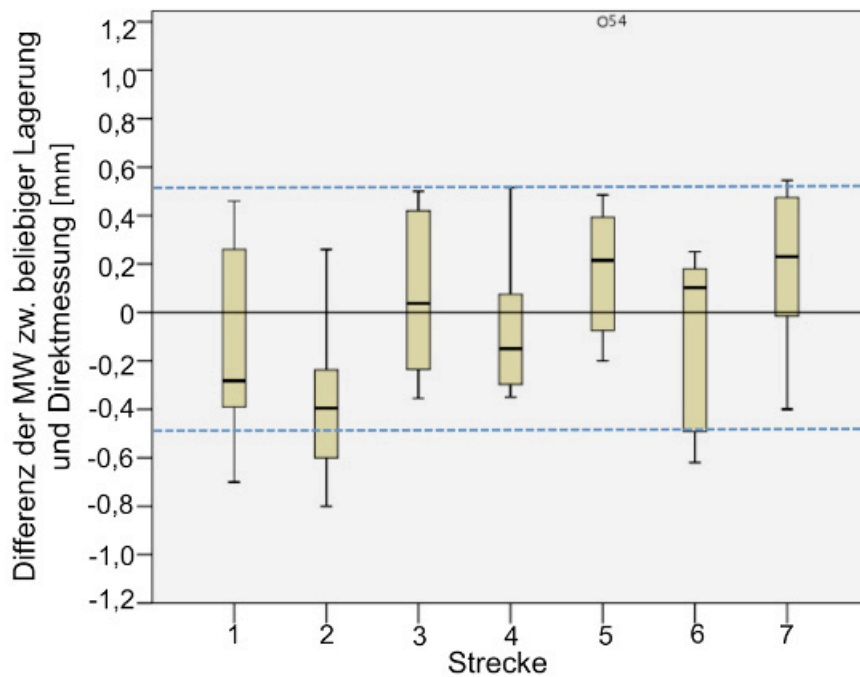


Abb. 26: Differenz der Mittelwerte der CT-gestützten Streckenmessungen in beliebiger Lagerung und der Direktmessung am Knochen, dargestellt im Boxplot (95%-Konfidenzintervall)

In Abb. 26 ist die Differenz der Mittelwerte zwischen beliebiger Lagerung und Direktmessung aufgeteilt nach Strecke 1-7 (in mm) dargestellt. Die Werte im 95 %-Konfidenzintervall sind im Toleranzbereich, eine Tendenz der Differenzen in eine Richtung (positiver oder negativer Bereich) lässt sich nicht sicher ausmachen. Die Messergebnisse der Strecke 2 fallen als einzige aus dem gewünschten Bereich von $\pm 0,5$ mm in den negativen Bereich um ca. - 0,1 mm heraus. Im T-Test können Abweichungen als nicht signifikant mit $p = 0,674$ (links) und $p = 0,633$ (rechts) festgestellt werden (Tab.6).

Tab. 6: T-Test zur Beschreibung der Signifikanz der Differenz der Mittelwerte zwischen Direktmessung und den verschiedenen Lagerungen

Differenzen der Mittelwerte zwischen Direktmessung und allen Lagerungen	T	p	Mittelwert [mm]	Standardabweichung [mm]
90° Lagerung (links)	0,788	0,434	0,4	$\pm 0,4$
beliebige Lagerung (links)	0,423	0,674	0,2	$\pm 0,4$
isolierte Knochen (links)	- 2,392	0,020	- 0,1	$\pm 0,4$
90° Lagerung (rechts)	1,070	0,289	0,1	$\pm 0,4$
beliebige Lagerung (rechts)	0,480	0,633	0,22	$\pm 0,4$
isolierte Knochen (rechts)	0,108	0,915	0,0	$\pm 0,4$

4.5. Zusammenfassung

Den Ergebnissen ist zu entnehmen, dass verlässliche Messergebnisse erzielt werden können, die unabhängig von der Lagerung und der zu vermessenden Strecke vergleichbar sind mit denen des Goldstandards oder des CT-Scans einzelner isolierter Knochen. Die Abweichung der einzelnen Messung gegenüber der des Goldstandards liegt mit $\pm 0,4$ mm im tolerierten Bereich.

Anhand der statistischen Auswertung führen die vier beschriebenen Untersuchungsgänge am Knochen zu den gleichen Messergebnissen innerhalb des Toleranzbereichs. Die gewählte Strecke, die gemessen wird, hat keinen Einfluss auf die Genauigkeit der Messergebnisse.

Das bedeutet, dass zur Bestimmung der Morphometrie auf die klinischen CT-Scans von Patienten zurückgegriffen werden kann und somit ein sehr viel größeres Datenvolumen zur Auswertung zur Verfügung steht und dass eine beliebige von einem geübten Untersucher durchgeführte CT-gestützte Streckenmessung eine Genauigkeit von $\pm 0,4$ mm hat.

5. Vergleichende morphometrische Datenerhebung

In diesem Teil der Arbeit wurde die Morphometrie von Ellbogengelenken von für ED-prädisponierten Hunden großwüchsiger Rassen CT-gestützt bestimmt. Die Daten wurden im Hinblick auf Morphologie unter Beachtung der Rassen und Seitenunterschiede vergleichend ausgewertet. Bei Labrador Retrievern lag wegen der großen CT-Fallzahl eine Datenmenge vor, die einen Vergleich zwischen gesunden und kranken Tieren möglich machte.

5.1. Material

Es wurde derselbe Computertomograph verwendet (4.1.1 S.28). Gleiches gilt für die Software und Softwareeinstellungen (4.1.2. S.29 und 10.2. S. 115).

5.1.1. Datengrundlage

Im zweiten Teil der Studie wurden die klinischen Daten von 44 Ellbogen von 22 reinrassigen großwüchsigen Hunden untersucht, die ED-prädisponiert sind und im Zeitraum von Januar 2007 bis August 2011 in der Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere wegen Lahmheit der Vordergliedmaße vorgestellt und computertomographisch untersucht wurden. Die Tiere gehörten den Rassen Deutscher Schäferhund, Berner Sennenhund, Labrador Retriever, Golden Retriever und Bordeaux Doggen an.

Einschlusskriterien waren ein Alter > 9 Monate, Reinrassigkeit, Zugehörigkeit zu einer der für ED-prädisponierten und am häufigsten betroffenen Rassen und ein Körpergewicht von ≥ 25 kg. Patienten, die bereits am Ellbogen operiert worden waren (bspw. Condylusfrakturen, Arthroskopien, Ellbogenarthrodese), solche mit der (Verdachts-) Diagnose Osteosarkom werden ausgeschlossen. Juvenile Tiere (6-9 Monate) wurden nur zu Messungen hinsichtlich des Rassenvergleichs einbezogen, nicht aber zu Messungen bezüglich Größenbestimmung einer neuen Ellbogenprothese.

5.2. Methode der morphometrischen Datenerhebung

Auf der Grundlage von Viehmann (1998), Conzernius (2000) und Seiler (2002), die bereits Parameter zur Bestimmung und Berechnung des Ellbogengelenks entwickelt und röntgenologisch ausgewertet haben, wurden in dieser Studie Parameter zur Bestimmung von morphometrischen Kenngrößen der Ellbogengelenke definiert und modifiziert. Sie sind in den Tabellen 7-10 übersichtlich dargestellt; eine Spezifikation der einzelnen definierten Messstrecken ist den jeweiligen Abbildungen zu entnehmen:

Humerus	l	Länge des Condylus humeri, gemessen vom Epicondylus lateralis zum Epicondylus medialis
	h	Höhe des Condylus an der schmalsten Stelle (Inc. intertrochlearis), gemessen vom proximalsten Punkt als gefällttes Lot distal
	t	Tiefe des Condylus humeri an der Inc. intertrochlearis, gemessen mittels der Orthogonalen zu h
	hu	maximaler Höhenunterschied zwischen Capitulum und Trochlea
	hu_{theor}	theoretischer maximaler Höhenunterschied zwischen Capitulum und Trochlea
	hu_c	Höhenunterschied des Capitulum humeri zur Inc. intertrochlearis
	hu_T	Höhenunterschied der Trochlea humeri zur Inc. intertrochlearis
	e	Strecke, gemessen vom Epicond. lat. zur Inc. intertrochlearis
	f	Strecke, gemessen vom Epicond. lat. zum größten Radius Capitulum humeri
	g	Strecke, gemessen vom Epicond. med. zum größten Radius der Trochlea humeri
	MH_{ap}	Durchmesser der Markhöhle des Humerus, gemessen direkt proximal des For. supratrochleare im kraniokaudalen Querschnitt
	MH_m	Durchmesser der Markhöhle des Humerus, gemessen medial direkt proximal des Foramen supratrochleare im mediolateralen Querschnitt
	MH_L	Durchmesser der Markhöhle des Humerus, gemessen lateral direkt proximal des Foramen supratrochleare im mediolateralen Querschnitt
	MH3_{ap}	Durchmesser der Markhöhle des Humerus, gemessen 3 cm proximal des For. supratrochleare im kraniokaudalen Querschnitt
MH3_{ml}	Durchmesser der Markhöhle des Humerus, gemessen 3 cm proximal des For. supratrochleare im mediolateralen Querschnitt	

Tab. 7: Parameter, die am Humerus gemessen wurden (s. Abb 27, 28 und 32)

Ulna	h_I	Höhe der Incisura trochlearis, gemessen als kürzeste Strecke von der Spitze des Proc. anconaeus bis hin zum proximalsten Punkt der Procc. coronoidei
	t_I	Tiefe der Incisura trochlearis, gemessen an der Orthogonalen zur Höhe der Incisura trochlearis
	b_{PC}	Breite der Procc. coronoidei, gemessen vom Proc. coronoideus lat. bis zum Proc. coronoideus med.
	hu_{PC}	Höhenunterschied zwischen der Spitze des Proc. coronoideus lat. und Proc. coronoideus med, gemessen durch die Orthogonale zu beiden Horizontalen der jeweiligen Spitze eines Proc. coronoideus
	MU_{ap}	Durchmesser der Markhöhle der Ulna, gemessen direkt distal des Proc. coronoideus medialis im kraniokaudalen Querschnitt
	MU_{ml}	Durchmesser der Markhöhle der Ulna, gemessen 3 cm distal des Proc. coronoideus medialis
	MU3_{ap}	Durchmesser der Markhöhle der Ulna, gemessen 3 cm distal des Proc. coronoideus medialis
	MU3_{ml}	Durchmesser der Markhöhle der Ulna, gemessen 3 cm distal des Proc. coronoideus medialis
	α	Winkel der Inc. trochlearis, gemessen von der Spitze zur senkrechten Mitte der Markhöhle

Tab. 8: Parameter, die an der Ulna gemessen wurden (s. Abb. 28, 29 und 34, 35)

Radius	b_{FR}	Breite der Fovea capitis radii, gemessen von kranialem zu kaudalem Rand der Fovea
	l_{FR}	Länge der Fovea capitis radii, gemessen von medialem zu lateralem Rand der Fovea
	t_{FR1}	Tiefe der Fovea capitis radii, gemessen als tiefster Punkt der Orthogonalen zur Hilfslinie zwischen lateralem und medialem Rand der Fovea capitis radii
	t_{FR2}	Tiefe der Fovea capitis radii, gemessen als tiefster Punkt der Orthogonalen zur Hilfslinie zwischen kranialem und kaudalem Rand der Fovea capitis radii
	MR_{ap}	Durchmesser der Markhöhle des Radius, gemessen direkt distal der Fovea capitis radii kraniokaudal
	MR_{ml}	Durchmesser der Markhöhle des Radius, gemessen direkt distal der Fovea capitis radii mediolateral
	MR3_{ap}	Durchmesser der Markhöhle des Radius, gemessen 3 cm distal der Fovea capitis radii kraniokaudal
	MR3_{ml}	Durchmesser der Markhöhle des Radius, gemessen 3 cm distal der Fovea capitis radii
	s1	Spaltgröße, gemessen zwischen Radius und Ulna 1 cm distal der Artikulationsflächen
	s3	Spaltgröße, gemessen zwischen Radius und Ulna 3 cm distal der Artikulationsflächen

Tab. 9: Parameter, die am Radius und im Spalt zwischen Radius und Ulna gemessen wurden (s. Abb 30, 31, 33 und 35)

Berechnete Parameter	S	Summe [mm] der Außenstrecken der drei Knochen berechnet mittels $S = l + t + h + b_{FR} + l_{FR} + t_I + h_I + b_{PC}$
	A	Grundfläche [cm ²] des Condylus humeri bei der Inc. intertrochlearis berechnet mittels $A = \pi \cdot \frac{1}{2} t \cdot \frac{1}{2} h$
	V	Volumen [cm ³] des Condylus humeri berechnet mittels $V = A \cdot l = \pi \cdot \frac{1}{2} t \cdot \frac{1}{2} h \cdot l$
	x1	Prozentualer Anteil der Strecke f an der Gesamtlänge des Condylus humeri
	x2	Prozentualer Anteil der Strecke e an der Gesamtlänge des Condylus humeri
	x3	Prozentualer Anteil der Strecke g an der Gesamtlänge des Condylus humeri

Tab. 10: Parameter, die anhand der gewonnenen Daten berechnet wurden

Der Condylus humeri ist volumetrisch vereinfacht als Zylinder mit elliptischer Grundfläche anzusehen. Um dessen Grundfläche (A) und Volumen (V) zu berechnen, wurden die Länge (l), Höhe (h) und Tiefe (t) des Condylus gemessen (Abb. 27). Wie bereits Viehmann (1998) beschrieb, hat der Condylus eine nahezu kreisrunde Form. Je eher die Grundfläche des Condylus humeri kreisrund ist, desto mehr nähern sich t und h an ($t = h$), je elliptischer der Condylus humeri ist, um so mehr gilt $t > h$.

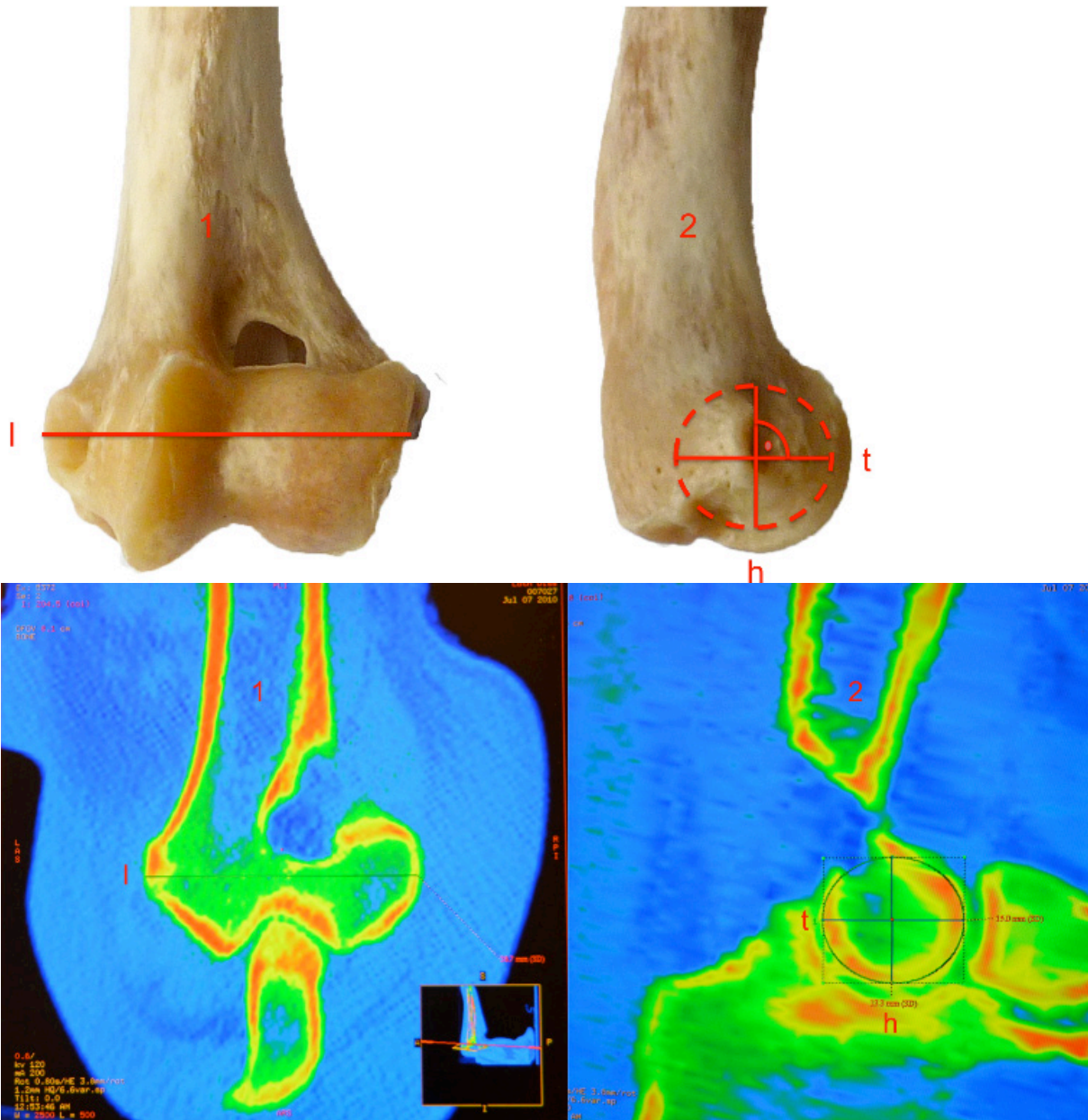


Abb. 27: Strecken zur Beschreibung des Condylus humeri, dargestellt am mazerierten Knochen (oben) und am CT-Scan (unten)

1: distales Endstück des Humerus, kraniale Ansicht, links

2: distales Endstück des Humerus, laterale Ansicht, links

l: Länge Condylus humeri,

t: Tiefe Condylus humeri

h: Höhe Condylus humeri

Farbskala des CT-Bilds von blau (niedrige Röntgenabsorption, z.B. Weichteilgewebe) zu rot (hohe Röntgenabsorption, z.B. Knochen), gestrichelt: Hilfslinien

Die Strecken e, f, g teilen den Condylus in Abschnitte. Je näher sich die Strecken f und g an jeweils gleichgroße Drittel der Länge (l) des Condylus angleichen, desto mehr kann das Gelenk als isometrisch bezeichnet werden. Je weiter f und g von der Größe $\frac{1}{3} l$ abweichen und je weiter e von $\frac{1}{2} l$ entfernt ist, desto mehr weicht die Anatomie des Condylus von dieser Isometrie ab. Die später berechneten Werte x1, x2 und x3 drücken den prozentualen Anteil der Strecken e, f und g an der Gesamtlänge des Condylus humeri aus.

Die Höhenunterschiede zwischen dem höchsten Punkt der Trochlea (hu_T) bzw. Capitulum (hu_C) humeri und dem kleinsten Durchmesser des Condylus und der Höhenunterschied von dem jeweils höchsten Punkt der Trochlea zu Capitulum humeri (hu), sowie der Höhenunterschied zwischen Proc. coronoideus lat. und Proc. coronoideus med. (hu_{PC}) quantifizieren ebenfalls den anatomischen Unterschied lateral und medial im Gelenk.

Somit sind diese Parameter Maße für die Spiegelbildlichkeit und die Abweichung von der Isometrie der rechten und linken Art. cubiti. Sie werden in Abb. 28 dargestellt.

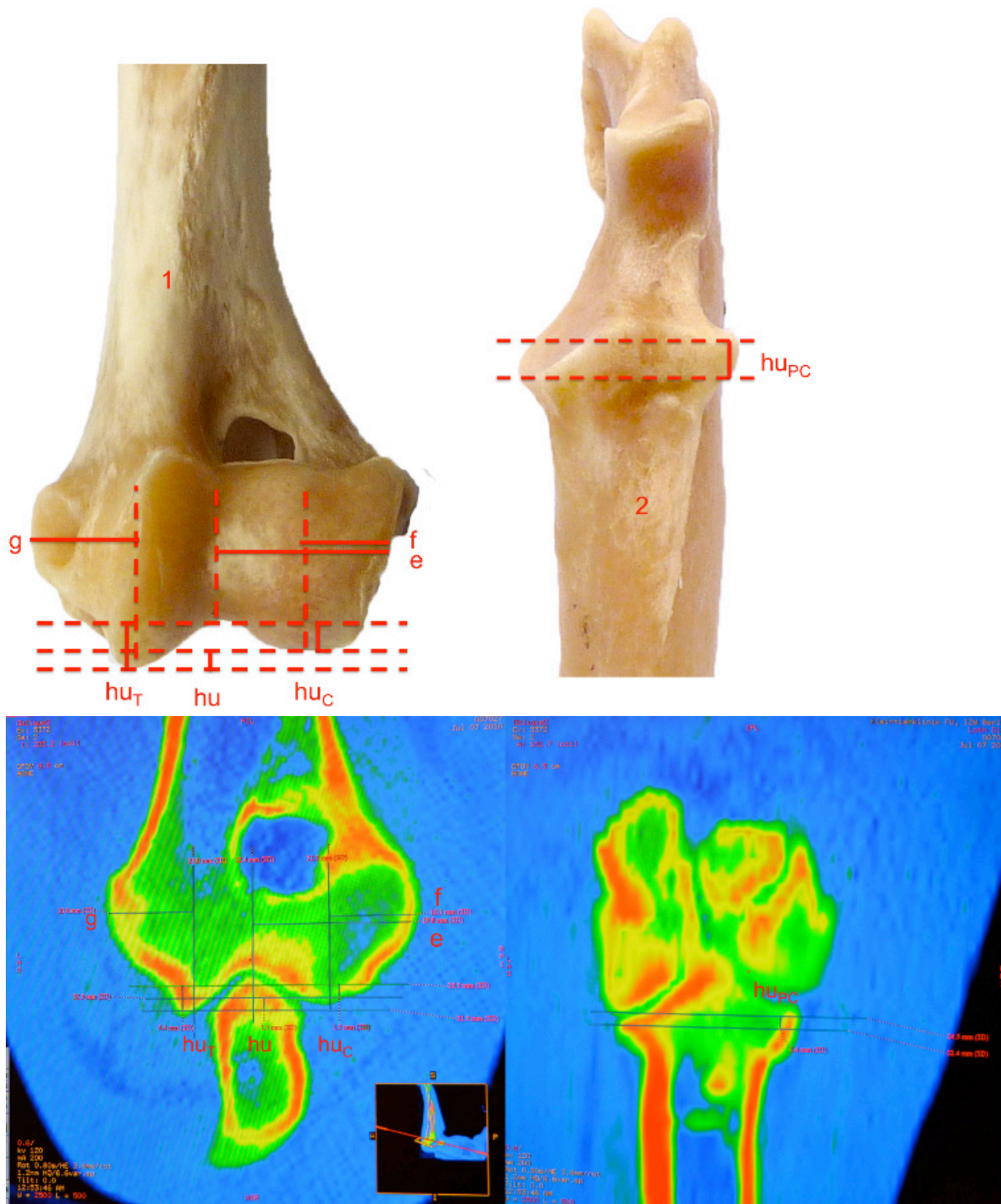


Abb. 28: Parameter zur Bewertung von Isometrie und Spiegelbildlichkeit der Art. cubiti, dargestellt am mazerierten Knochen (oben) und im CT-Scan (unten)

- 1: distales Endstück des Humerus, kraniale Ansicht, links
 - 2: proximales Endstück der Ulna, kraniale Ansicht, links
 - e: Strecke vom Epi.cond. lat. zur Inc. trochlearis
 - f: Strecke vom Epi cond. lat. bis zum größten Radius des Capitulum humeri
 - g: Strecke vom Epi. cond. med. bis zum größten Radius der Trochlea humeri
 - hu: Höhenunterschied des größten Radius der Trochlea humeri zu dem des Capitulum humeri
 - hu_T: Höhenunterschied des größten Radius der Trochlea humeri zum kleinsten Radius des Condylus humeri
 - hu_C: Höhenunterschied des größten Radius des Capitulum humeri zum kleinsten Radius des Condylus humeri
 - hu_{PC}: Höhenunterschied zwischen Proc. coronoideus lat. und Proc. coronoideus med.
- Farbskala des CT-Bilds von blau (niedrige Röntgenabsorption, z.B. Weichteilgewebe) zu rot (hohe Röntgenabsorption, z.B. Knochen), gestrichelt: Hilfslinien

Die Höhe (h_i) und Tiefe (t_i) der Inc. trochlearis und die Breite (b_{PC}) von Proc. coronoideus lat. zu Proc. coronoideus med. wurden gemessen, da dies der durch eine Endprothese zu ersetzende Bereich ist (Abb. 29). Der Winkel α beschreibt den Neigungsgrad der Inc. trochlearis gegenüber der Markhöhlenmitte (Abb. 29). Je kleiner der Winkel α , desto weiter reicht die Spitze des Proc. anconaeus kranial und umschließt den Condylus humeri mehr, als es bei einem größeren Neigungswinkel der Fall ist.

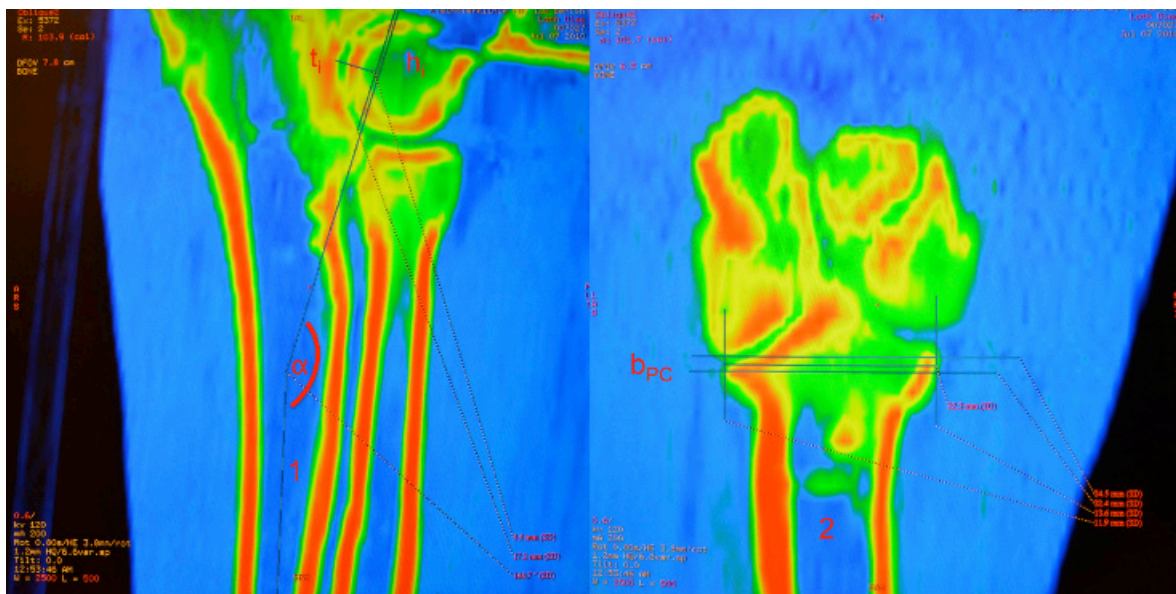
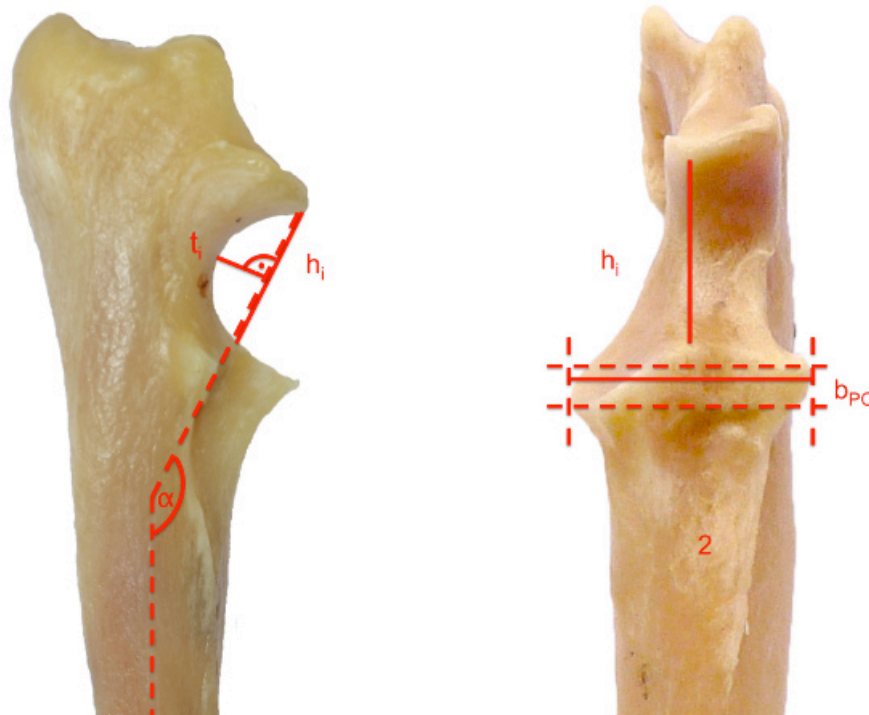


Abb. 29: Parameter zur Beschreibung der Inc. trochlearis, dargestellt am mazerierten Knochen (oben) und im CT-Scan (unten)

1: proximales Hälfte der Ulna, laterale Ansicht, links

2: proximale Hälfte der Ulna, kraniale Ansicht, links

b_{PC} : Breite von Proc. coronoideus med. zu Proc. coronoideus. lat.

h_i : Höhe der Inc. trochlearis am schmalsten Punkt

t_i : Tiefe der Inc. trochlearis

α : Neigungswinkel der Inc. trochlearis gegenüber der Markhöhle

Farbskala des CT-Bilds von blau (niedrige Röntgenabsorption, z.B. Weichteilgewebe) zu rot (hohe Röntgenabsorption, z.B. Knochen), gestrichelt: Hilfslinien

Beim Radius ist insbesondere die Fov. capitis radii von Interesse. Der Rand ist lateral und medial höher ausgeprägt als kranial und kaudal, zusätzlich ist er elliptisch geformt. Daher werden die Länge (l_{FR}) von lateralem zu medialem Rand, die Breite (b_{FR}) kraniokaudal sowie die Tiefe (t_{FR1} , t_{FR2}) als Orthogonale zu Länge und Breite der Fov. capitis radii gemessen (Abb. 30).

Die Breite des Gelenkspaltes und die Höhe der Stufe zwischen Radius und Ulna wurden bereits in verschiedenen Arbeiten bestimmt, zudem haben sie keinen hohen Aussagewert für die Entwicklung einer Ellbogenprothese, da der Gelenkspalt stilisiert künstlich von beiden Endoprothesenteilen gebildet wird. Daher wurden diese Daten in der vorliegenden Arbeit nicht noch einmal gesondert erhoben.

In dieser Arbeit wurde der Spalt zwischen Radius und Ulna der Art. radioulnaris proximalis bestimmt. Am proximalen Punkt wird diese Spaltbreite als Null angenommen, da dort die Knochen direkt aneinander liegen. Es werden die Spaltbreiten 1 cm distal ($s1$) und 3 cm distal ($s3$) dieser Lokalisation von der Corticalis der Ulna zu der des Radius bestimmt (Abb. 31).

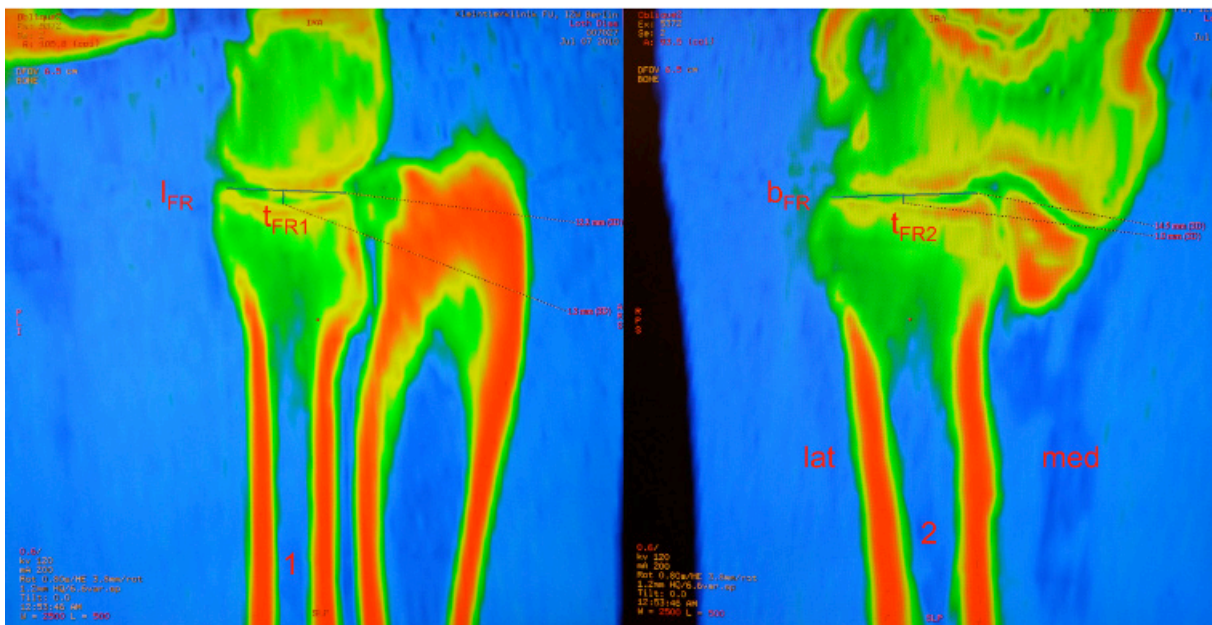
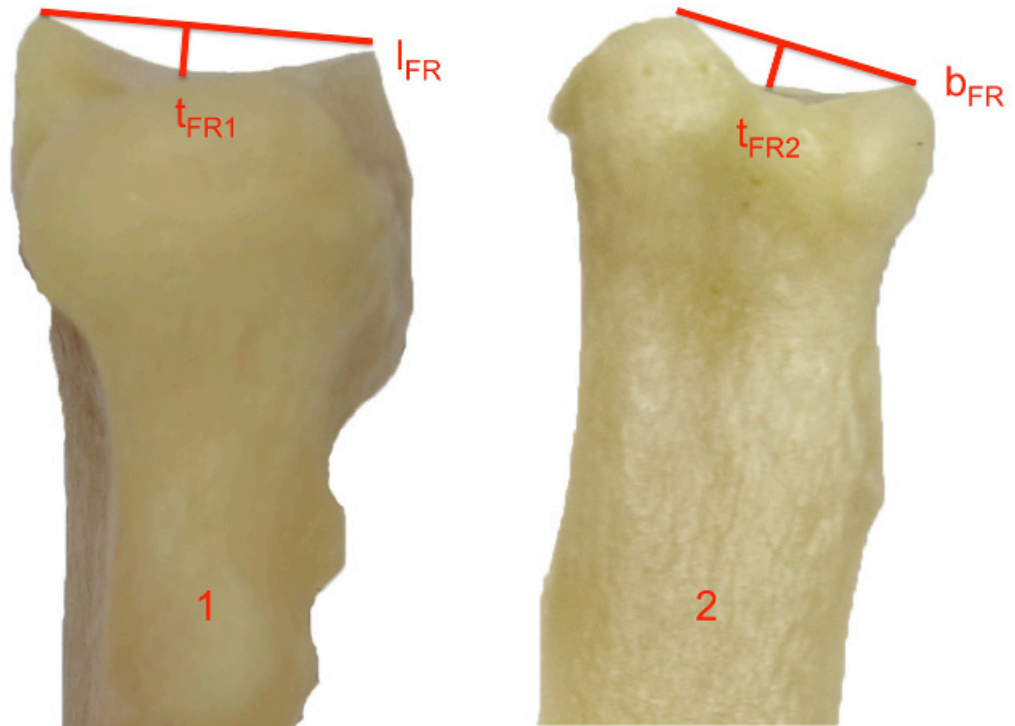


Abb. 30: Strecken zur Bestimmung der Fovea capitis radii, dargestellt am mazerierten Knochen (oben) und im CT-Scan (unten)

- 1: proximales Endstück des Radius, mediale Ansicht, links
- 2: proximales Endstück des Radius, kraniale Ansicht, links

l_{FR} : Länge der Fovea capitis radii

b_{FR} : Breite der Fovea capitis radii

t_{FR1} : Tiefe der Fovea capitis radii aus kranialer Ansicht

t_{FR2} : Tiefe der Fovea capitis radii aus medialer Ansicht

Farbskala des CT-Bilds von blau (niedrige Röntgenabsorption, z.B. Weichteilgewebe) zu rot (hohe Röntgenabsorption, z.B. Knochen), gestrichelt: Hilfslinien

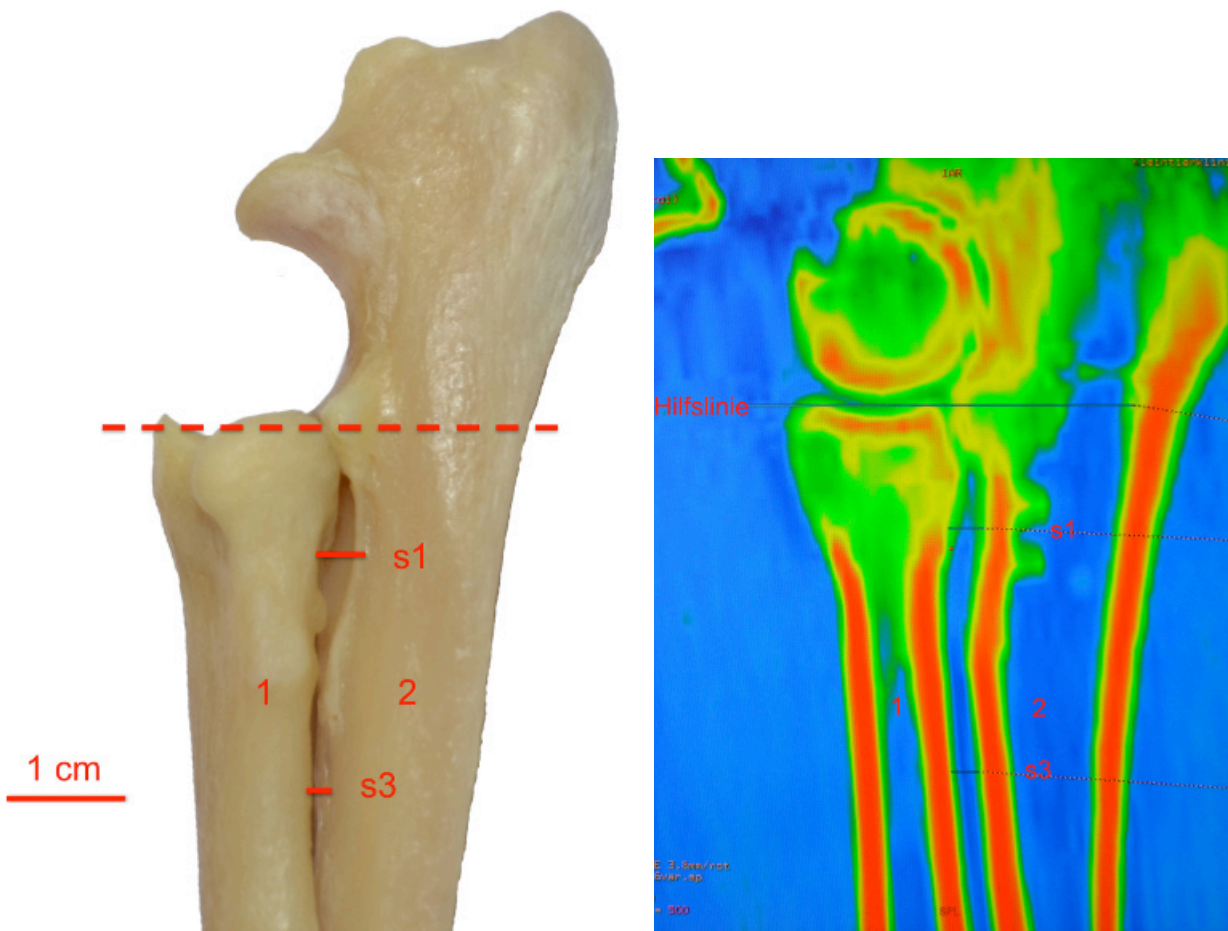


Abb. 31: Bestimmung der Spaltbreite zwischen Radius und Ulna im Bereich der Art. radioulnaris proximalis , dargestellt am mazerierten Knochen (links) und im CT-Scan (rechts)

- 1: proximales Endstück des Radius, laterale Ansicht
 - 2: proximale Ulna, laterale Ansicht
 - s1: Spaltbreite zwischen Radius und Ulna 1 cm distal der Artikulationsflächen
 - s3: Spaltbreite zwischen Radius und Ulna 3 cm distal der Artikulationsflächen
- Farbskala des CT-Bilds von blau (niedrige Röntgenabsorption, z.B. Weichteilgewebe) zu rot (hohe Röntgenabsorption, z.B. Knochen), gestrichelt: Hilfslinie durch die Artikulationsfläche

Die Markhöhlendurchmesser von Humerus, Radius und Ulna (MH_{ap} , MH_m , MH_L , $MH3_{ap}$, $MH3_{ml}$, MU_{ap} , MU_{ml} , $MU3_{ap}$, $MU3_{ml}$, MR_{ap} , MR_{ml} , $MR3_{ap}$ und $MR3_{ml}$) wurden bestimmt, um ein Maß für die Größe eines Endoprothesenschaftes abzuleiten (Abb. 32-35). Er sollte 2 mm Spielraum bei einer etwaigen Zementierung des Endoprothesenschaftes in der Markhöhle lassen, um ihn einsetzen zu können.

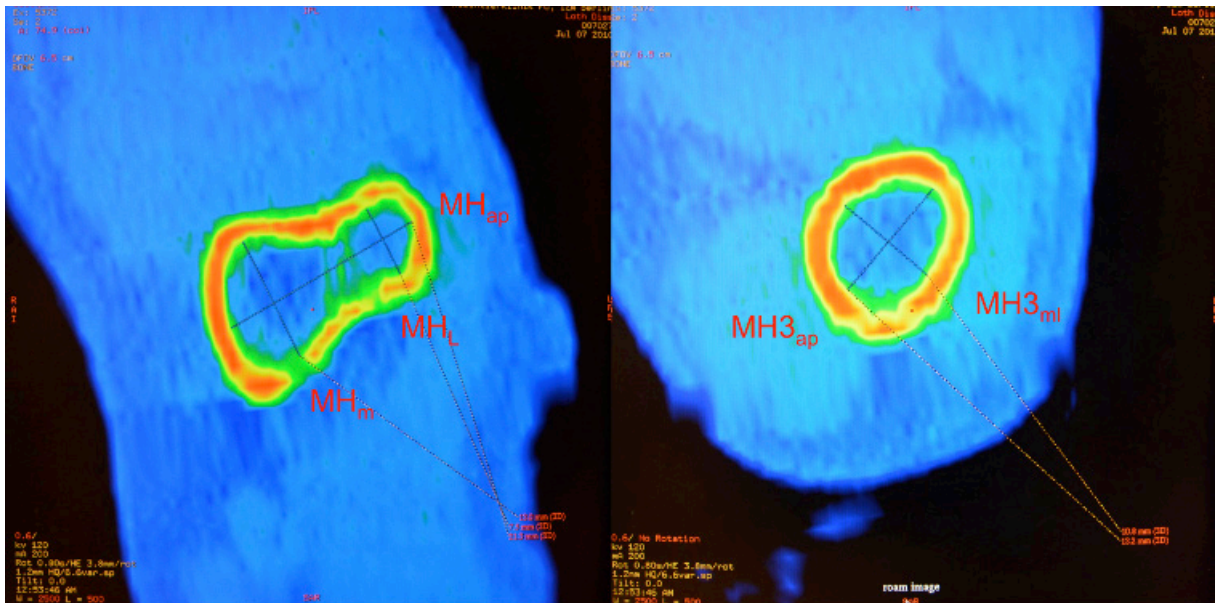
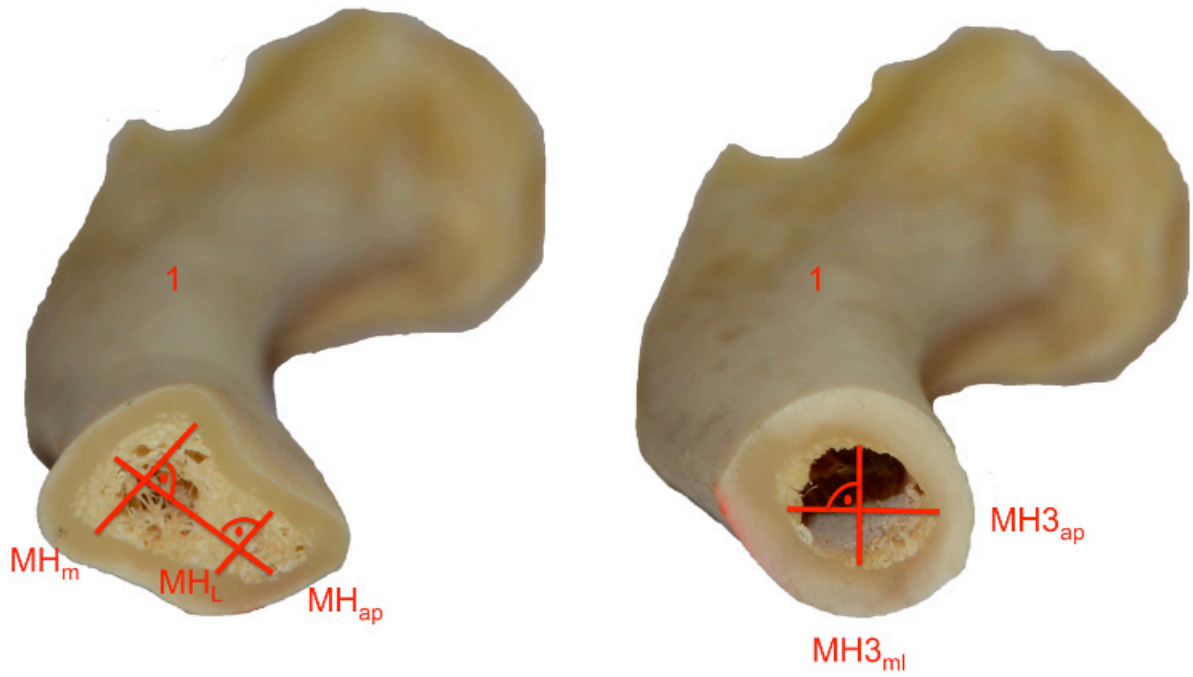


Abb. 32: Markhöhlendurchmesser des Humerus, dargestellt am mazerierten Knochen (oben) und im CT-Scan (unten)

1: Humerus, Anschnitt 1 cm proximal (links) und 3 cm proximal (rechts) des Condylus humeri

MH_m, MH_L, MH_{ap}: Markhöhlendurchmesser 1 cm proximal des Condylus humeri

MH3_m, MH3_{ap}: Markhöhlendurchmesser 3 cm proximal des Condylus humeri

Farbskala des CT-Bilds von blau (niedrige Röntgenabsorption, z.B. Weichteilgewebe) zu rot (hohe Röntgenabsorption, z.B. Knochen), gestrichelt: Hilfslinien

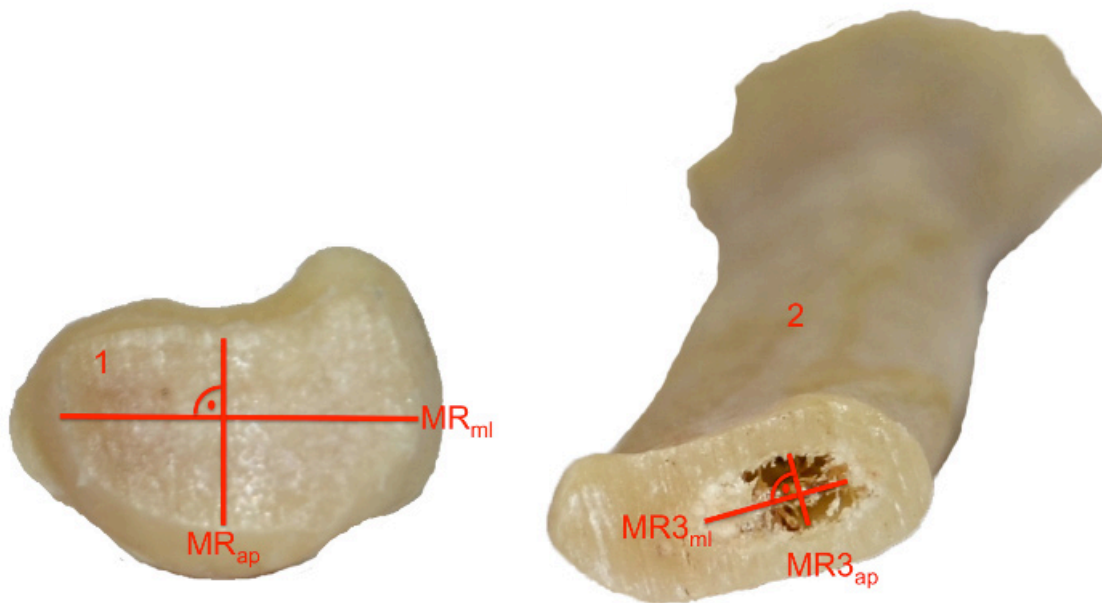


Abb. 33: Markhöhlendurchmesser des Radius, dargestellt am Knochenpräparat

- 1: Caput radii, Anschnitt 1 cm distal der Fovea capitis radii, distale Ansicht
 2: Radius, Anschnitt 3 cm distal der Fovea capitis radii, Ansicht auf proximale Fläche
 MR_{ap} und MR_{mi}: Markhöhlendurchmesser 1 cm distal der Fovea capitis radii
 MR3_{ap} und MR3_{mi}: Markhöhlendurchmesser 3 cm distal der Fovea capitis radii



Abb. 34: Markhöhlendurchmesser der Ulna, dargestellt am Knochenpräparat

- 1: Incisura trochlearis ulnae
 2: Olecranon, Anschnitt 1 cm distal der Procc. coronoidei lateralis et medialis, distale Ansicht
 3: Ulna, Anschnitt 3 cm distal der Procc. coronoidei lateralis et medialis, Ansicht von proximal
 MU_{ap} und MU_{mi}: Markhöhlendurchmesser 1 cm distal der Procc. coronoidei
 MU3_{ap} und MU3_{mi}: Markhöhlendurchmesser 3 cm distal der Procc. coronoidei

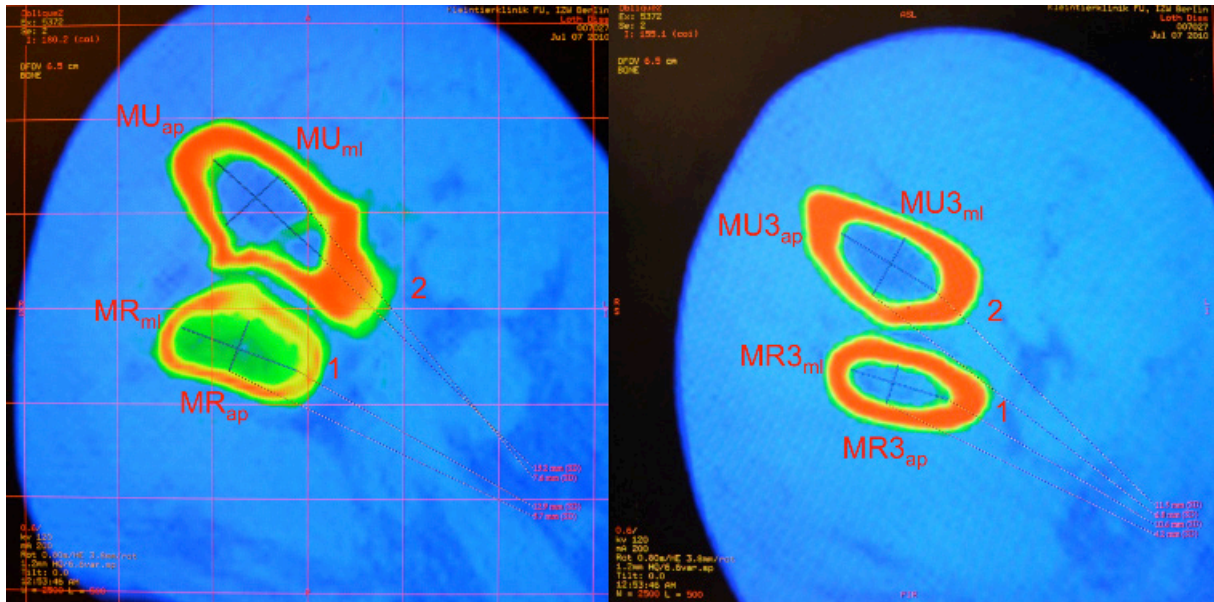


Abb. 35: Markhöhlendurchmesser von Radius und Ulna, dargestellt im CT-Scan

1: Radius im Querschnitt

2: Ulna im Querschnitt

MR_{ap} und MR_{ml}: Markhöhlendurchmesser 1 cm distal der Fovea capitis radii

MR_{3ap} und MR_{3ml}: Markhöhlendurchmesser 3 cm distal der Fovea capitis radii

MU_{ap} und MU_{ml}: Markhöhlendurchmesser 1 cm distal der Procc. coronoidei

MU_{3ap} und MU_{3ml}: Markhöhlendurchmesser 3 cm distal der Procc. coronoidei

Farbskala des CT-Bilds von blau (niedrige Röntgenabsorption, z.B. Weichteilgewebe) zu rot (hohe Röntgenabsorption, z.B. Knochen), gestrichelt: Hilfslinien

Die Summe der Außenstrecken ($S = l + t + h + b_{FR} + l_{FR} + t_I + h_I + b_{PC}$) der drei Knochen wurde definiert als Maß für die absolute Größe des jeweiligen Ellbogengelenks. Mit Hilfe dieses Parameters war es möglich, Ellbogengelenke verschiedener Hunde verschiedener Rassen im Hinblick auf ihre Größe zu vergleichen. Es gilt für den Betrag S: Ist S der Rasse x größer als S der Rasse y, so ist auch das Ellbogengelenk von Rasse x insgesamt größer als das der Rasse y. Damit lassen sich in einem zweiten Schritt andere Parameter mit der Summe relativieren, um zu erkennen, ob auch einzelne Parameter bei einzelnen Rassen unterschiedlich groß ausgebildet sind oder ob es sich dabei nur um absolute Größenänderungen handelt.

5.3. Auswertung und statistische Methoden

Die Daten wurden mit dem Statistikprogramm SPSS, Version 19.0 für Macintosh, SPSS Inc., USA ausgewertet. Die Daten sind normal verteilt nach dem Komologorov-Smirnov-Test.

Die Konfidenzintervalle wurden mit 95% gewählt und für den T-Test eine Signifikanz von $p < 0,05$ festgelegt. Die genauen Erläuterungen zur Beschreibung und Interpretation der Boxplots, Mittelwerte und Standardabweichungen sowie des Student T-Tests sind zuvor in Kapitel 4.3 (S. 44) beschrieben.

Zunächst wurde mit dem Student T-Test untersucht, ob es einen signifikanten Unterschied bei den einzelnen Parametern der Morphometrie zwischen der jeweiligen linken und rechten Art. cubiti gibt. Ist dies nicht der Fall, kann für alle weiteren Untersuchungen auf eine Unterscheidung zwischen rechter und linker Gliedmaße verzichtet werden.

Im zweiten Schritt wurde getestet, ob ED-freie Hunde Unterschiede in der Morphometrie gegenüber den ED-betroffenen Patienten aufweisen. Dies wurde exemplarisch beim Labrador Retriever ausgewertet, da für diese Patientengruppe eine ausreichende Datenmenge vorlag. Die Messergebnisse wurden mit dem Student T-Test überprüft und im Boxplot graphisch dargestellt.

Proportionsunterschiede zwischen den Rassen wurden dadurch bestimmt, dass Parameter (die Breite der Fovea capitis radii, die Länge des Condylus humeri, die Tiefe der Inc. trochlearis, der Markhöhlendurchmesser von Humerus, Radius, Ulna 3 cm proximal/distal der Artikulationsflächen) mit der Summe der Außenstrecken ins Verhältnis gesetzt wurden und somit relative Größen entstanden, die untereinander verglichen werden konnten. Zusätzlich wurden das Volumen, die Grundfläche und die Form des Condylus humeri zwischen einzelnen Rassen verglichen.

Die Parameter, die Isometrie und Spiegelbildlichkeit beschreiben, wurden gemittelt, miteinander verglichen und im Boxplot dargestellt.

Die beiden Spaltbreitenmessungen der Art. radioulnaris proximalis wurden absolut durch MW und Std.abw. erfasst und mit dem Student T-Test auf signifikante Abweichungen zwischen den sechs Rassen geprüft.

Als letztes wurde die rassenunabhängige Größendimension des Ellbogengelenks berechnet. Dazu wurden für die einzelnen Parameter, die die bei einer Ellbogenendoprothese zu ersetzenden Anteile des Humerus, des Radius und der Ulna beschreiben, MW und Std.abw. sowie Minimum und Maximum bestimmt.

5.4. Ergebnisse

In den Anhängen 10-12 (Kap. 10.3.8. bis 10.3.10) sind die Originaldaten der morphometrischen Untersuchungen tabellarisch aufgeführt:

- Anhang 10: Originaldaten der rassespezifischen morphometrischen Untersuchung Teil 1 (äußere Abmaße von Humerus, Radius und Ulna)
- Anhang 11: Originaldaten der rassespezifischen morphometrischen Untersuchung Teil 2 (Markhöhlenparameter)
- Anhang 12: Originaldaten der rassespezifischen morphometrischen Untersuchung Teil 3 (Parameter zur Beschreibung der Isometrie)

5.4.1. Verwendete Datengrundlage

Es wurden Hunde großwüchsiger, ED-prädisponierter Rassen untersucht, wie Deutscher Schäferhund, Berner Sennenhund, Labrador Retriever, Golden Retriever, Bordeaux Doggen. Im Median waren die zur Verfügung stehenden 22 Patienten 2,6 Jahre alt und im Median 40 kg schwer. Bis auf 3 Labrador Retriever und 1 DSH waren alle Patienten von ED betroffen. Die vollständigen Daten des Patientenguts sind der Tab. 11 zu entnehmen.

Je ein DSH (6 Monate alt) und BSH (8 Monate alt) wurden aufgrund ihres Alters nur morphometrisch vergleichend genutzt, nicht aber zur Bestimmung der Größendimension.

Rasse	Anzahl	Geschlecht [m;w;k]	mittleres Alter [a]	mittleres KGW [kg]	ED ja/nein
Labrador Retriever	6	2m/ 4w/ 2k	3,8	32,5	3 ja/ 3 nein
DSH	4	1m/ 3w/ 2k	2,1	36,5	3 ja/ 1 nein
Rottweiler	3	0m/ 3w/ 1k	1,5	38	3 ja
BSH	3	1m/ 2w/ 0k	1,3	46,5	3 ja
Bordeaux Dogge	3	1m/ 2w/ 0k	2,3	56,3	3 ja
Golden Retriever	3	0m/ 3w/ 0k	2,9	38,2	3 ja
GESAMT	22	5m/ 17w/ 6k	2,6	40	18 ja/4 nein

Tab. 11: Übersicht der ausgewählten Tiere und Rassen zur Datenerhebung

DSH: Deutscher Schäferhund

BSH: Berner Sennenhund

a: Jahre

ED: Ellbogengelenksdysplasie

KGW: Körpergewicht

kg: Kilogramm

m: männlich

w: weiblich

k: kastriert

5.4.2. Morphometrische Unterschiede der Art. cubiti dextra et sinistra im Vergleich

Mittels Student T-Test wurden sowohl jeder ED-betroffene als auch ED-freie Patient auf signifikante Unterschiede überprüft. Wie Tab. 12 zu entnehmen ist, sind Abweichungen für keinen Patienten signifikant. Somit konnte im weiteren Verlauf eine Unterscheidung zwischen Art. dextra et sinistra vernachlässigt werden.

Vergleich der Art. cubiti dextra et sinistra	T	p	Vergleich der Art. cubiti dextra et sinistra	T	p
Golden Retriever 1	1,757	0,088	Labrador 1	1,226	0,748
Golden Retriever 2	0,184	0,885	Labrador 2	- 0,226	0,823
Golden Retriever 3	- 0,121	0,904	Labrador 3	0,000	1,0
Bordeauxdogge 1	1,737	0,091	Labrador 1 (ED-frei)	0,932	0,358
Bordeauxdogge 2	- 1,262	0,217	Labrador 2 (ED-frei)	- 0,922	0,363
Bordeauxdogge 3	-1,98	0,056	Labrador 3 (ED-frei)	- 0,494	0,625
Rottweiler 1	2,812	0,008	DSH 1 (ED frei)	0,594	0,556
Rottweiler 2	- 0,97	0,923	DSH 2	0,714	0,48
Rottweiler 3	1,226	0,229	DSH 3	- 1,746	0,09
			DSH 4	0,926	0,359
BSH 1	- 0,733	0,469			
BSH 2	- 2,002	0,53			
BSH 3	1,525	0,137			

Tab. 12: Vergleich der Art. cubiti dexter et sinister der Probanden

BSH: Berner Sennenhund
 DSH: Deutscher Schäferhund
 ED-frei: keine Anzeichen auf Ellbogengelenksdysplasie
 Art. cubiti: Ellbogengelenk

5.4.3. Morphometrische Unterschiede der Art. cubiti bei ED-freien und ED-erkrankten Hunden einer Rasse (Labrador Retriever)

Anhand der Daten der Labrador Retriever wurden sechs Art. cubiti von ED-freien mit sechs Art. cubiti von ED-erkrankten Tieren verglichen. Der Student T-Test ergibt bei allen Parametern mit Ausnahme der Strecke vom Epicondylus lat. bis zur Inc. intertrochlearis, keine signifikanten Abweichungen, p ist deutlich größer 0,05. Aus Abb. 36 ist anhand der Summe der Außenstrecken, genutzt als Maß zur Beschreibung für die Größe des Gelenks,

zu ersehen, dass sich die Verteilung der Boxen zwischen ED-betroffenen und ED-freien Patienten überlappen. Allerdings weist die Breite des 95%-Konfidenzintervalls der ED-freien Tiere eine geringere Streuung als die der ED-betroffenen Tiere auf.

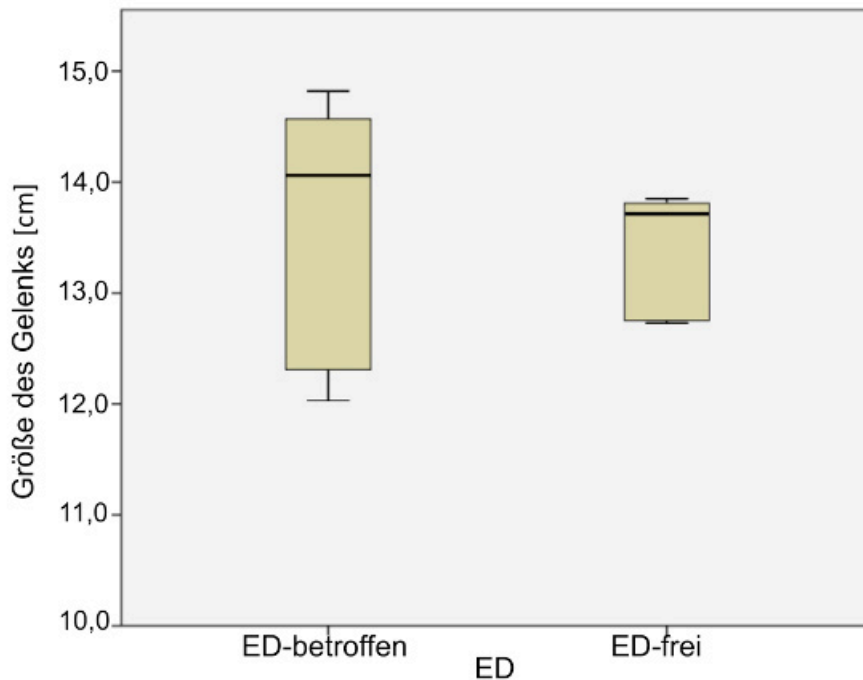


Abb. 36: Vergleich ED-betroffener und ED-freier Hunde, dargestellt an der Größe des Gelenks (Parameter S)

5.4.4. Proportionsunterschiede zwischen den einzelnen Rassen

Aus Tab. 13 ergeben sich folgende morphometrische Unterschiede der Rassen:

Die absolute Größe des Gelenks sinkt in der Reihenfolge: Bordeauxdogge > Berner Sennenhund > Deutscher Schäferhund > Rottweiler > Golden Retriever > Labrador Retriever.

Aus den Parametern ist zu ersehen, dass der Condylus humeri sowohl beim Berner Sennenhund und Deutschen Schäferhund als auch beim Golden Retriever und Labrador Retriever ähnlich groß sind.

Der Neigungswinkel der Inc. trochlearis gegenüber der Markhöhlenmitte der Ulna beträgt im Mittel 153,4°. Golden Retriever, Bordeauxdogge und Rottweiler weichen mit 157° größerem und Deutscher Schäferhund mit 151,9°, Labrador Retriever mit 150,5° und Berner Sennenhund mit 149,2° kleinerem Neigungswinkel davon ab.

Rasse	Verhältnis Tiefe zu Höhe des Condylus	Winkel zwischen Incisura trochlearis und Markhöhlenmitte [Grad]	Volumen des Condylus [cm ³]	Größe des Gelenks [mm]
Golden Retriever	1,00 (± 0,03)	157,7 (± 1,2)	6,25	138,9 (± 0,5)
Bordeauxdogge	1,10 (± 0,06)	157,8 (± 7,9)	9,67	162,8 (± 9,5)
Rottweiler	1,04 (± 0,01)	157,2 (± 4,0)	9,67	146,2 (± 11,3)
DSH	1,04 (± 0,02)	151,9 (± 4,2)	9,88	153,9 (± 14,3)
Labrador Retriever	1,03 (± 0,04)	150,5 (± 3,6)	5,57	135,4 (± 8,9)
BSH	1,03 (± 0,05)	149,2 (± 1,4)	5,81	155,1 (± 5,1)
GESAMT	1,04 (± 0,05)	153,4 (± 5,2)	8,55	147,1 (± 13,5)

Tab. 13: Parameter zur Darstellung der Proportionen im Vergleich: Mittelwerte (± Standardabweichung)

DSH: Deutscher Schäferhund
BSH: Berner Sennenhund

Rasse	rel. B _{FR} [%]	rel. l [%]	rel. H _i [%]	rel. M3H _{ml} [%]	rel. M3R _{ml} [%]	rel. M3U _{ml} [%]
Golden Retriever	12,25	27,20	12,21	5,82	4,40	3,70
Bordeauxdogge	11,82	29,16	12,84	8,60	5,04	5,53
Rottweiler	12,31	26,67	12,25	8,22	5,88	5,35
DSH	11,80	26,71	12,63	7,53	5,13	5,06
Labrador Retriever	12,41	28,28	11,53	6,05	4,88	3,13
BSH	12,14	27,86	12,15	6,29	3,87	3,95
GESAMT	12,15	27,69	12,19	6,82	4,85	4,23

Tab. 14: Relative Größe verschiedener morphometrisch relevanter Parameter, berechnet als prozentualer Anteil an der Größe des Gelenks (S)

rel. B_{FR}: relative Breite der Fovea capitis radii
rel. l: relative Länge des Condylus humeri
rel. H_i: relative Höhe der Incisura trochlearis
rel. M3H_{ml}: relativer Markhöhlendurchmesser des Humerus, 3 cm proximal des For. supratrochleare, mediolateral gemessen
rel. M3R_{ml}: relativer Markhöhlendurchmesser des Radius, 3 cm distal der Fov. Capitis radii
rel. M3U_{ml}: relativer Markhöhlendurchmesser der Ulna, 3 cm distal der Procc. coronoidei
DSH: Deutscher Schäferhund
BSH: Berner Sennenhund

Die relativen Größen der in Tab. 14 dargestellten Parameter sind für alle Rassen nahezu gleich. Abweichungen der verschiedenen Rassen um 5 % vom Mittelwert sind zu vernachlässigen, da die umgerechneten absoluten Werte (maximal 0,5 mm) keine statistische Relevanz.

5.4.5. Isometrie und Spiegelbildlichkeit

Die Parameter, die eine Bewertung der Isometrie und Spiegelbildlichkeit zulassen, sind aus der Tab. 15 zu entnehmen.

Rasse	hu _T [mm]	hu _C [mm]	hu _{Theor} [mm]	hu _{PC} [mm]	x1 [%]	x2 [%]	x3 [%]
Golden Retriever	3,8	2,3	1,5	1,8	51,2	28,6	31,1
Bordeauxdogge	5,0	3,4	1,6	2,1	52,6	27,9	27,0
Rottweiler	3,8	2,6	1,2	2,1	50,6	27,1	30,0
DSH	4,4	2,6	1,7	1,6	50,4	27,6	31,8
Labrador Retriever	4,4	3,1	1,5	2,0	50,8	28,4	28,8
BSH	4,4	3,0	1,5	3,1	50,0	25,5	28,1
GESAMT	4,3	2,8	1,5	2,1	50,9	27,6	29,5

Tab. 15: Mittelwerte der Parameter Isometrie und Spiegelbildlichkeit

- hu_T: Höhenunterschied größter Radius Trochlea humeri zum kleinsten des Condylus humeri
- hu_C: Höhenunterschied größter Radius Capitulum humeri zum kleinsten des Condylus humeri
- hu_{Theor}: berechneter Höhenunterschied aus hu_T-hu_C
- hu_{PC}: Höhenunterschied zwischen Proc. coronoideus lateralis und Proc. coronoideus medialis
- x1: Prozentualer Anteil der Strecke vom Epicondylus lateralis zum kleinsten Durchmesser des Condylus humeri an der Gesamtlänge des Condylus humeri
- x2: Prozentualer Anteil der Strecke vom Epicondylus lateralis zum größten Durchmesser des Capitulum humeri an der Gesamtlänge des Condylus humeri
- x3: Prozentualer Anteil der Strecke vom Epicondylus medialis zum größten Durchmesser der Trochlea humeri an der Gesamtlänge des Condylus humeri
- DSH: Deutscher Schäferhund
- BSH: Berner Sennenhund

Im Hinblick auf Höhenunterschiede schwanken die Mittelwerte der einzelnen Rassen bei allen Parametern (hu_T, hu_C, hu_{Theor}, hu_{PC}) um maximal 0,7 mm um den gesamten Mittelwert. Der Höhenunterschied zwischen dem größten Radius der Trochlea humeri und dem des Capitulum humeri beträgt im Mittel 1,5 mm.

Für die Isometrie gilt: x2 = x3 und x1 = 50%. x2 = x3 gilt annähernd für Bordeauxdogge und Labrador Retriever. Die anderen Rassen der Studie weisen Unterschiede von 3-4 %-Punkten zwischen x2 und x3 auf, x2 ist bei ihnen kleiner als x3. Berechnet auf die gesamte Länge des Condylus humeri, ist das eine Strecke von 1-2 mm Unterschied, die der größte Radius der

Trochlea humeri vom Epicondylus medialis weiter entfernt ist als das Capitulum humeri vom Epicondylus lateralis. x1 ist im Mittel für die Rassen 50,9 %, davon weicht auffallend nur der Berner Sennenhund mit 52,6 % ab. Umgerechnet in einen absoluten Wert, kann diese Abweichung jedoch vernachlässigt werden, da dies nur ca. 0,4 mm sind.

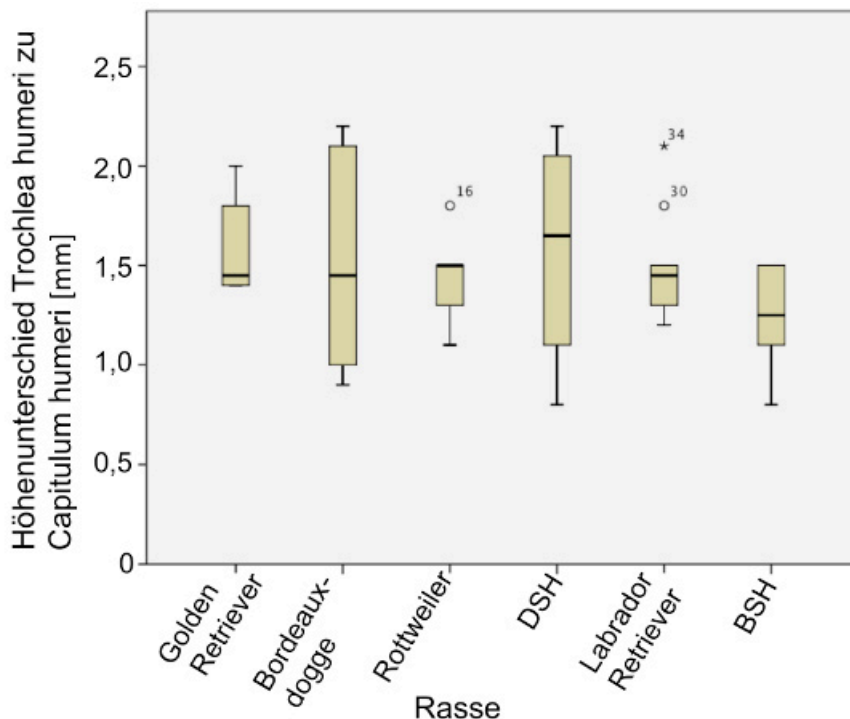


Abb. 37: Boxplots: Mittelwerte der Höhenunterschiede zwischen Trochlea humeri und Capitulum humeri (Tab.15), rassespezifisch

Der Höhenunterschied zwischen Capitulum und Trochlea humeri gibt die Differenz an, um die medial die Trochlea humeri größer ist als lateral das Capitulum humeri. Zwischen den Rassen unterscheiden sich die MW kaum (Tab. 15), lediglich die Streuung im 95 %-Intervall von Bordeauxdogge und Deutscher Schäferhund ist größer als bei den anderen Tieren (Abb. 37) der Studie.

5.4.6. Spaltbreitenbestimmung zwischen Radius und Ulna

Mit der Spaltbreite zwischen Radius und Ulna auf Höhe der Art. radioulnaris proximalis ist der Abstand beschrieben, den die beiden Knochen zueinander bilden und der sie bindegewebig durch die Membrana interossea verbindet. Je breiter der Spalt, desto mehr Bewegungsspielraum ist vorhanden, in dem sich Radius und Ulna gegeneinander bewegen können. Die MW (\pm Std.abw.) sowie Minimum und Maximum aller Hunde aufgeschlüsselt nach Rassen sind in Tab. 16 zusammengestellt. Spaltbreiten zwischen den Rassen variieren von 1,4-2,7 mm (s1) und 2,3-5,6 mm (s3). Am schmalsten ist sie beim Labrador Retriever ($s1 = 1,4 \pm 0,5$; $s3 = 2,3 \pm 0,5$) und am breitesten, etwa doppelt so breit wie die des Labradors, beim Berner Sennenhund ($s1 = 2,7 \pm 0,4$; $s3 = 5,6 \pm 0,6$).

Rasse		s1 [mm]	s3 [mm]
Labrador Retriever	MW (± Std.abw)	1,4 (± 0,5)	2,3 (± 0,5)
	Minimum	0,7	1,7
	Maximum	2,2	3,4
Rottweiler	MW (± Std.abw.)	1,6 (± 0,5)	2,6 (± 0,9)
	Minimum	1,1	1,7
	Maximum	2,3	3,5
Golden Retriever	MW (± Std.abw.)	1,7 (± 0,4)	2,8 (± 0,2)
	Minimum	1,3	2,5
	Maximum	2,2	2,9
Bordeauxdogge	MW (± Std.abw.)	2,2 (± 0,8)	3,2 (± 0,3)
	Minimum	1,0	2,8
	Maximum	3,2	3,4
DSH	MW (± Std.abw)	1,7 (± 0,4)	3,2 (± 1,2)
	Minimum	1,2	1,5
	Maximum	2,3	4,6
BSH	MW (± Std.abw)	2,7 (± 0,4)	5,6 (± 0,6)
	Minimum	2,3	4,8
	Maximum	3,3	6,3
Alle Hunde	MW (± Std.abw)	1,8 (± 0,6)	3,2 (± 1,3)
	Minimum	0,7	1,5
	Maximum	3,3	6,3

Tab. 16: Spaltbreiten zwischen Radius und Ulna auf Höhe der Art. radioulnaris proximalis

s1: Spaltbreite zwischen Radius und Ulna 1 cm distal der Artikulationsflächen

s3: Spaltbreite zwischen Radius und Ulna 3 cm distal der Artikulationsflächen

DSH: Deutscher Schäferhund

BSH: Berner Sennenhund

Im Vergleich ist die Spaltbreite (s1 und s3) der einzelnen Rassen untereinander statistisch nicht signifikant verschieden ($p = 0,843$ für s1 und $p = 0,969$ für s3).

5.4.7. Morphometrische Größenbestimmung als Maße für ein Endoprothesendesign

Zur Bestimmung der Größendimensionen der einzelnen Knochenanteile von Humerus, Radius und Ulna, die von einer Endoprothese ersetzt werden, wurden MW (± Std.abw.), Minimum und Maximum jedes einzelnen Parameters bestimmt. Die Werte wurden für die 20 Hunde der Studie berechnet, ohne die jeweilige Rasse gesondert zu analysieren.

5.4.7.1. Größendimensionen des Humerus

In Tabelle 17 sind die Mittelwerte der Parameter zusammengestellt, die die Größe des Condylus humeri und der Markhöhle im angrenzenden Abschnitt beschreiben.

Parameter	Minimum [mm]	MW (\pm Std.abw.) [mm]	Maximum [mm]
l	33,8	40,6 (\pm 3,9)	50,7
h	10,8	14,9 (\pm 1,7)	18,0
t	11,5	15,4 (\pm 1,8)	18,9
hu	0,8	1,5 (\pm 0,4)	2,2
MH_{ap}	13,8	19,5 (\pm 2,7)	28,8
MH_L	2,7	5,0 (\pm 1,8)	11,2
MH3_m	5,3	10,5 (\pm 2,3)	14,9
MH3_{ap}	7,2	11,7 (\pm 3,1)	22,3

Tab. 17: Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (Std.abw.), Minimum und Maximum der Morphometrie des Humerus bei den Hunden der Studie

- l: Länge des Condylus humeri,
t: Tiefe des Condylus humeri
h: Höhe des Condylus humeri
hu: Höhenunterschied des größten Radius der Trochlea humeri zu dem Capitulum humeri
MH_m, MH_L, MH_{ap}: Markhöhlendurchmesser 1 cm proximal des Condylus humeri
MH3_m, MH3_{ap}: Markhöhlendurchmesser 3 cm proximal des Condylus humeri

5.4.7.2. Größendimensionen des Radius

In Tabelle 18 sind die Mittelwerte der Parameter zusammengestellt, die die Größe der Fovea capitis radii und der Markhöhle in den proximalen 3 cm beschreiben.

Parameter	Minimum [mm]	MW (\pm Std. abw.) [mm]	Maximum [mm]
b_{FR}	14,1	18,0 (\pm 1,9)	23,0
l_{FR}	11,3	14,4 (\pm 2,0)	17,8
t_{FR1}	1,3	2,0 (\pm 0,5)	3,6
t_{FR2}	0,1	0,97 (\pm 0,3)	1,7
MR_{ap}	3,1	8,1 (\pm 2,5)	11,6
MR_{ml}	5,5	11,4 (\pm 3,1)	17,4
MR3_{ap}	2,3	4,5 (\pm 1,6)	8,6
MR3_{ml}	0,1	7,2 (\pm 2,0)	11,1

Tab. 18: Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (Std.abw.), Minimum und Maximum der Morphometrie des Radius bei den Hunden der Studie

- l_{FR}: Länge der Fovea capitis radii
- b_{FR}: Breite der Fovea capitis radii
- t_{FR1}: Tiefe der Fovea capitis radii aus cranialer Ansicht
- t_{FR2}: Tiefe der Fovea capitis radii aus medialer Ansicht
- MR_{ap} und MR_{ml}: Markhöhlendurchmesser 1 cm distal der Fovea capitis radii
- MR3_{ap} und MR3_{ml}: Markhöhlendurchmesser 3 cm distal der Fovea capitis radii

5.4.7.3. Größendimensionen der Ulna

In Tabelle 19 sind die Mittelwerte der Parameter zusammengestellt, die die Größe der Incisura trochlearis, die Procc. coronoidei und der Markhöhle beschreiben.

Parameter	Minimum [mm]	MW (\pm Std. abw.) [mm]	Maximum [mm]
h_l	13,4	17,9 (\pm 2,4)	21,9
t_l	3,8	5,7 (\pm 0,9)	7,8
b_{PC}	16,7	20,2 (\pm 1,9)	23,1
α	144,1	153,0 (\pm 5,4)	171,4
hu_{PC}	0,8	2,1 (\pm 0,6)	4,2
MU_{ap}	3,6	8,2 (\pm 2,3)	13,2
MU_{ml}	3,1	6,8 (\pm 2,2)	11,4
$MU3_{ap}$	5,4	8,3 (\pm 2,3)	15,0
$MU3_{ml}$	3,6	6,4 (\pm 2,4)	11,4

Tab. 19: Mittelwerte(MW) und Standardabweichungen (Std.abw.), Minimum und Maximum der Morphometrie der Ulna bei den Hunden der Studie

- h_l : Höhe der Inc. trochlearis am schmalsten Punkt
 t_l : Tiefe der Inc. trochlearis
 b_{PC} : Breite von Proc. coronoideus med. zu Proc. coronoideus. lat.
 α : Neigungswinkel der Inc. trochlearis gegenüber der Markhöhle
 hu_{PC} : Höhenunterschied zwischen Proc. coronoideus lat. und Proc. coronoideus med.
 MU_{ap} und MU_{ml} : Markhöhlendurchmesser 1 cm distal der Procc. coronoidei
 $MU3_{ap}$ und $MU3_{ml}$: Markhöhlendurchmesser 3cm distal der Procc. coronoidei

6. Diskussion

Ziel dieser Arbeit war, morphometrische Daten von Ellbogengelenken von Hunden zu generieren, um eine Prothese für dieses Gelenk entwickeln zu können.

Es wurden dazu die Ellbogengelenke von Hunden großwüchsiger Rassen analysiert, die nicht selten wegen einer Ellbogengelenksdysplasie (ED) eine ausgeprägte schmerzhaftes Osteoarthritis mit folgenden dauerhaften Funktionsstörungen entwickeln.

Da im Klinikarchiv über die Jahre hinweg umfangreiche Datenbanken im Rahmen von Diagnose und Therapie auch zur Ellbogengelenksdysplasie hinterlegt sind, bot es sich an, diese Unterlagen insbesondere die der Computertomographie für diese Studie zu nutzen. Damit war zum einen gewährleistet, dass die im Hinblick auf Rasse zu verwendenden Unterlagen der Realität entsprechen und zum anderen bedurfte es keiner Tiere, die für die Studien hätten eigens in Narkose gelegt werden müssen. Am Patientengut, das wegen einer auch vermuteten Ellbogengelenkserkrankung computertomographiert wurde, war aber auch sichtbar, dass die Lagerung dazu keinem einheitlichen Protokoll folgte. Es war deswegen zunächst einmal erforderlich zu prüfen, ob sich die aus der Diagnostik gewonnenen Daten lagerungsunabhängig nutzen lassen. Entsprechend musste die Methodik Computertomographie im Hinblick auf Lagerung validiert werden.

6.1. Diskussion über die Validierung der CT-gestützten Messungen zur Bestimmung von Knochenabmaßen

Der Validierung der CT-gestützten Messungen lagen Studien an Kadavern zugrunde. Einschlusskriterien, Tierkörper dazu zu verwenden, waren Hunde großwüchsiger Rassen, adult, > 25kg, Tumorfreiheit, insbesondere Osteosarkom, keine generalisierte Skeletterkrankung.

Im Gegensatz zu Bäcker (2010) und Böttcher et al. (2009), die ausgelöste Knochen oder Gliedmaßen von Kadavern verwendeten, sind in der vorliegenden Studie die Untersuchungen zur Validierung erstmalig am Tierkörper insgesamt vorgenommen worden, weil angenommen wurde, dass das der Situation eines narkotisierten Patienten entspricht.

Weder Rassezugehörigkeit noch Reinrassigkeit erwiesen sich für die einzelne Streckenmessung als aussagekräftig, deswegen konnten diese Kriterien bei den in dieser Studie ausgewählten Hunden vernachlässigt werden. Es wurde allerdings darauf geachtet, dass möglichst Hunde mehrerer großwüchsiger Rassen in die Studie eingingen, um der phänotypischen Vielfalt der Humeri über die Rassen hinweg gerecht zu werden. Der kleinste Hund der Studie war ein Münsterländer-Mischling und der größte ein Bernhardiner. Im Hinblick auf die Rasse wurden laut Literaturangaben CT-Messungen vorwiegend am

Gelenkspalt sowohl an durchmischten (Kramer et al. 2006; Aumarn 2007) als auch einheitlichen Kohorten vorgenommen (Gemmill et al. 2006; House et al. 2009).

Eine Anforderung, die an die CT-gestützte Streckenmessung in dieser Arbeit unter anderem gestellt wurde, war eine Messdimension im Bereich von 0,1 mm. Die minimale Schichtdicke, die der hier verwendete Computertomograph abbilden konnte, betrug jedoch 1,25 mm. Es war zu prüfen, ob sich trotzdem eine Messgenauigkeit im Bereich $< 1,25$ mm realisieren ließ. Als Messfehler der einzelnen Messung ergab sich $\pm 0,4$ mm. Die Messgenauigkeit lag somit innerhalb des gewünschten Toleranzbereichs von $\pm 0,5$ mm.

Die Interpretation eines CT-Scans erfordert vom Untersucher genaue anatomische Kenntnisse und Vertrautheit mit der Software (Kalender 2000; Gielen et al. 2003). Bei der Auswertung von CT-Scans, bei denen der Patient eine beliebige Lagerung einnimmt, benötigt der Untersucher zusätzlich gutes räumliches Vorstellungsvermögen. Er muss in der Lage sein, die Position des Objektes zu bestimmen, so dass es bei Messungen in einzelnen Schichten in der 2D-Ansicht nicht zu Messfehlern in schiefen Ebenen kommt.

In dieser Studie wurde der Intra-Untersuchermessfehler analysiert und die Wiederholung der einzelnen Messung am CT-Scan auf Reliabilität und Standardfehler überprüft. Fazit der Messungen ist: Es reicht eine Wiederholungsmessung, um den Standardfehler der einzelnen CT-Messung zu bestimmen. Er liegt bei $\pm 0,4$ mm. Der Inter-Untersucherfehler, der bei Untersuchungen durch mehrere Untersucher entstehen kann, wurde nicht bestimmt, da bereits aus anderen Studien bekannt ist, dass die Ergebnisse zwischen verschiedenen Untersuchern nur gering variieren (Gemmill et al. 2006; Kalteis et al. 2006).

Um die Methoden der einzelnen Untersuchungen zur Validierung vergleichen zu können, musste ein Goldstandard gewählt werden, an dem die Genauigkeit der Streckenmessungen an den CT-Scans der 90°-Lagerung, der beliebigen Lagerung und der isolierten Knochen verglichen werden konnte. In dieser Arbeit wurde die Schieblehremessung als Goldstandard gewählt. Studien an isolierten Knochen haben bewiesen, dass diese Messmethode zuverlässig ist (Gemmill et al. 2006; Kramer, Holsworth et al. 2006; Bäcker 2010), zumal sie auch die wenigsten Fehlerquellen birgt.

Bei den CT-gestützten Messungen wurde in der Software ein Fenster von 500 HU bis 2500HU verwendet. Mit der Fensterbreite lassen sich Knochen optimal darstellen, allerdings werden Weichteile nur ungenau abgebildet. In dieser Arbeit waren aber nur die Knochen von besonderem Interesse, so dass der Verlust der Weichteile sich nicht als nachteilig erwies. Es muss zudem bedacht werden, dass in der CT auch die Dicke des Gelenkknorpels verloren gegangen ist und deswegen nicht mitgemessen werden konnte. Dies deckt sich mit den Erkenntnissen von Bäcker (2010). Deswegen wurden in der vorliegenden Studie erstmalig mazerierte Knochen verwendet, den Goldstandard festzulegen. Da bei der Mazeration der

Knorpelüberzug an den Artikulationsflächen mit entfernt wird, war bei der Vermessung des Knochens mit der Schieblehre gewährleistet, dass nur der Knochen vermessen wurde.

Für die weiteren morphometrischen Untersuchungen wurden die mazerierten Knochen getrocknet. Nach Stüben (1967) macht Wasser etwa 14% des Knochens aus. Wird das Wasser durch Trocknung entzogen, so ist denkbar, dass sich dies auch auf die Länge des Knochens auswirkt. Untersuchungen dazu konnten in der Literatur nicht gefunden werden. Um dies mit zu beachten, wurden in der vorliegenden Studie erstmals vergleichend vor und nach Trocknung die Knochen vermessen. Die Ergebnisse belegen, dass sich durch Trocknung der Knochen die morphometrischen Größen des Knochens nicht statistisch signifikant verändern. Das Abmaß betrug in Form absoluter Veränderungen der Proben bis auf wenige Werte $< 0,2$ mm und ging in relativer Veränderung mit steigender Probanddimension gegen 0%.

Um die Knochen zur Findung des Goldstandards vermessen zu können, mussten sie zersägt werden, so dass die zuvor definierten sieben Strecken so zu messen waren, wie es auch an den CT-Scans durchgeführt wurde. Dazu wurde eine Bandsäge mit einem 1mm dicken Sägeblatt verwendet. Dabei entsteht ein entsprechender Substanzverlust, der sich für die Morphometrie auswirken könnte. Um dies zu vermeiden wurde der Knochen jeweils ober- bzw. unterhalb der Markierungslinie zersägt.

Zu erwägen als weitere Fehlerquelle des hier festgelegten Goldstandards war der Intra-Untersucher. Aus den Ergebnissen ist zu ersehen, dass er $\pm 0,2$ mm betrug, damit nicht signifikant ($p > 0,05$) die Ergebnisse der Direktvermessung der Knochen beeinflusste und somit tolerierbar war.

Die Schieblehvermessung von mazerierten Humeri, Radii und Ulnae ist zuverlässig als Goldstandard geeignet. Die beiden Fehlerquellen (Intra-Untersucher-Messfehler und Veränderung der Knochenabmaße durch Trocknung) wirken sich nicht signifikant auf die Ergebnisse aus.

Bislang gibt es in der Literatur nur vereinzelt Studien, die die Reproduzierbarkeit von CT-gestützten Messungen am Gelenkspalt vergleichbar identisch gelagerter Patienten oder isolierter Gelenke analysieren. Die Ergebnisse in den Studien von House (2006), Gemmill et al. (2006), Kramer et al. (2006), Aumarn (2007) sowie Seelig (2009) sind im Hinblick auf die Messgenauigkeit nicht für die eigenen Untersuchungen nutzbar. Deswegen wurden in der vorliegenden Studie erstmals unter verschiedenen Lagerungen des Patienten im Computertomograph die CT-gestützten Vermessungen überprüft. Vermessen wurden die Gelenke bei 90° gelagerten und beliebig gelagerten Ellbogengelenken und dies mit dem Goldstandard „Mazerat“ verglichen. Es wurden geringfügige Abweichungen festgestellt. Sie können vernachlässigt werden (s. Kap. 4.4.3.), da die statistische Auswertung keine Signifikanz dafür ergab ($p > 0,05$).

Das Ergebnis dieses Teils der Studie ist, dass die CT-gestützte Vermessung zuverlässig, reproduzierbar und nicht durch die Lagerung des Patienten im Computertomographen zu beeinflussen ist. Der Standardfehler der Messung betrug $\pm 0,4$ mm.

Die Messung der Länge des Condylus humeri (Strecke 1+2, Abb. 16, S. 42) erwies sich als sehr einfach, wohl auch deswegen, weil die Einstellung einfach ist, nur wenig Vorstellungskraft benötigt und etwaige Lagerungsfehler unmittelbar an der abgebildeten Schicht zu erkennen sind, da sie sowohl in der 2D- als auch in der 3D-Ansicht angelegt wurde. Die Messergebnisse sind in 2D und 3D genau ($p > 0,05$).

Eine etwaige Messungenauigkeit, die von der 3D-Rekonstruktion ausgehen soll, konnte mit den eigenen Untersuchungen nicht nachgewiesen werden.

Die 3D-Darstellung erleichtert es, den Knochen korrekt so zu positionieren, dass er vermessen werden kann und Lagerungsfehler des Patienten ausgeglichen werden können.

Das Ergebnis dieses Teils der Studie ist, dass Knochen in ihren äußeren, rotationsunabhängigen Dimensionen auf Basis der 3D-Rekonstruktion direkt vermessen werden können, die gewonnenen Ergebnisse valide sind und dies einfach und schnell machbar ist.

Die Vermessung von Höhe und Tiefe zur Bestimmung des Durchmessers des Condylus humeri (Strecke 3+4, Abb. 16, S. 42) ist aufgrund der Anatomie des Humerusschafts in der 2D-Ansicht nicht möglich. Nur mit Hilfe der Kontrollfenster und des Reference Image mit Anzeige des künstlichen Horizonts kann man sich kontrolliert im 2D-Knochenschnittbild bewegen und den Knochen in der Saggitalen ausrichten und exakte Messergebnisse innerhalb des Toleranzbereichs erhalten (Abb. 25+26, jeweils Strecke 3+4, S. 57-58)

Dieselbe Problematik ergab sich bei der Messung des Durchmessers der Markhöhle (Strecke 5+6, Abb. 16, S. 42). Diese ist im Diaphysenbereich symmetrisch. Mit Annäherung an die Epiphysen erschwert die zunehmende Ausbildung der Compacta die Abgrenzung zwischen Markhöhle und Corticalis (Abb. 35, linkes Bild, S. 73). Bei gleicher Vorgehensweise wie bei der Messung von Höhe und Tiefe des Condylus humeri sind auch diese Messergebnisse verlässlich und befinden sich innerhalb des Toleranzbereichs (Abb. 25+26, jeweils Strecke 5+6, S. 57-58).

Die Inc. trochlearis ulnae verläuft vom Proc. anconaeus nach distal flächig in die unterschiedlich hohen Procc. coronoidei nach lateral und medial aus. Auch die Vermessung der Höhe der Inc. trochlearis (Strecke 7, Abb. 16, S. 42) ergab mit Hilfe derselben Vorgehensweise wie für die Strecken 3-6 valide Ergebnisse innerhalb des Toleranzbereichs (Abb. 25+26, Strecke 7, S. 57-58).

Das Ergebnis dieses Teils der Studie ist, dass sich Knochen in allen Dimensionen in der 2D-Ansicht mit Hilfe von Kontrollfenstern, Reference-Image und künstlichem Horizont valide vermessen lassen.

Fazit ist, dass zur Bestimmung der Morphometrie auf die archivierten, klinischen CT-Scans von Patienten zurückgegriffen werden kann, somit ein sehr viel größeres Datenvolumen zur Auswertung zur Verfügung steht und dass eine beliebige, von einem geübten Untersucher durchgeführte CT-gestützte Streckenmessung eine Genauigkeit von $\pm 0,4$ mm hat.

6.2. Diskussion über die vergleichende morphometrische Datenerhebung

Die Morphometrie von sechs verschiedenen, für ED-prädisponierte großwüchsige Hunderassen wurde CT-gestützt bestimmt.

Bei den Rassen handelte es sich um den Berner Sennenhund, den Rottweiler, den Labrador Retriever, den Golden Retriever, den Deutschen Schäferhund und die Bordeauxdogge (Beuing, 2005; Kirberger und Stander, 2007; Coopmann et al., 2008).

Die Bordeauxdogge, der Deutsche Schäferhund und der Golden Retriever wurden ausgewählt, weil sie bislang in keiner Studie morphometrisch betrachtet wurden, ihre Prädisposition für ED allerdings hoch ist (Orthopedic Foundation for Animals, 2009, Tab. 1b, S. 18).

Der Labrador Retriever und der Rottweiler wurden ausgesucht, da sie Teil der unveröffentlichten Datengrundlage des Canine Total Elbow sind (Conzemius, 2000). Außerdem wurde der Labrador Retriever bereits in anderen CT-gestützten Studien untersucht (House, 2006).

Der Berner Sennenhund wurde ausgewählt, da in vorigen Studien bereits auffällige Veränderungen der Inc. trochlearis festgestellt wurden (Viehmann, 1998) und somit der Möglichkeit nachgegangen wurde, ob diese Rasse weitere morphometrische Besonderheiten aufweist. In dieser Studie konnten keine weiteren signifikanten Abweichungen von den anderen untersuchten Hunderassen festgestellt werden.

Die Datengrundlage für eine neue Totalendoprothese des Ellbogengelenks wird durch den hier gewählten Datenpool aus sechs verschiedenen, ED-prädisponierten, großwüchsigen Rassen gegenüber den veröffentlichten Daten deutlich erweitert: In dieser Studie wurden 40 Ellbogengelenke vermessen. In der Literatur wurden bislang nur röntgenologisch bestimmte, morphometrische Daten von sechs nicht ED-prädisponierten Greyhounds (Conzemius, 2000) veröffentlicht.

Durch die in dieser Studie erhobenen Daten soll es möglich sein, eine neue Ellbogenendoprothese besser auf die Anforderungen ED-erkrankter Hunde abzustimmen.

Im Folgenden werden alle gewonnenen morphometrischen Daten diskutiert und im Hinblick auf Gemeinsamkeiten und Unterschiede der verschiedenen Rassen verglichen.

Die Extremitäten von Hunden sind spiegelsymmetrisch zur Körperachse. Dies bestätigen die in dieser Studie vermessenen Strecken der Art. cubiti dextra et sinistra, da sie keinen statistisch signifikanten Unterschied aufweisen (Tab.12, S. 76; $p > 0,05$ zwischen $p = 0,08$ und $p = 1$). Folglich kann zur Bestimmung der Morphometrie der Art. cubiti eine Seitenunterscheidung vernachlässigt werden.

Die vollständige Morphometrie des Ellbogengelenks lässt sich anhand der Ergebnisse der Tabellen 17-19 (S. 82 - 84) bestimmen. Über alle Daten gemittelt hat das Ellbogengelenk einer großwüchsigen Hunderasse folgende Maße:

Der Condylus humeri ist 40,6 mm ($\pm 3,9$ mm) lang. Der schmalste Durchmesser bei 15,2 mm ($\pm 2,6$ mm) teilt ihn symmetrisch in Trochlea humeri und Capitulum humeri. Die mediale Trochlea humeri ist im mittleren Durchmesser 17 mm bis 19 mm und das Capitulum humeri 14 bis 16 mm. Proximal des Conydlus humeri ist die Markhöhle des Humerus ellipsoid geformt (5,0 mm ($\pm 1,8$) breit und 19,5 mm ($\pm 2,7$ mm) lang) und wird nach proximal zunehmend runder (10,5 mm ($\pm 2,3$ mm) breit und 11,7 mm ($\pm 3,1$ mm) lang).

Die Fovea capitis radii ist leicht oval: 18,0 mm ($\pm 1,9$ mm) breit, 14,4 mm ($\pm 2,0$ mm) lang und 2,0 mm ($\pm 0,5$ mm) tief, wobei die mediolateralen Ränder um 1 mm niedriger sind als die kraniokaudalen. Der Querschnitt der Markhöhle verändert sich in seiner ellipsoiden Form von proximal nach distal kaum, verjüngt sich allerdings von 11,4 mm ($\pm 3,1$ mm) mediolateraler Länge und 8,1mm ($\pm 2,5$ mm) kraniokaudaler Breite auf 7,2 mm ($\pm 2,0$ mm) Länge und 4,5 mm ($\pm 1,6$ mm) Breite.

Die Inc. trochlearis ulnae steht in einem Neigungswinkel von $153,0^\circ$ ($\pm 5,4^\circ$) zur Markhöhlenmitte. Sie ist 17,9 mm ($\pm 2,4$ mm) hoch und 5,7 mm ($\pm 0,9$ mm) tief. Die Procc. coronoidei lat. et med. sind 20,2 mm ($\pm 1,9$ mm) breit, wobei der mediale um 2,1 mm ($\pm 0,6$ mm) distaler als der laterale endet. Der Querschnitt der Markhöhle bleibt von proximal nach distal konstant mit 8,2 mm ($\pm 2,3$ mm) Länge und 6,8 mm ($\pm 2,2$ mm) Breite, bzw. 8,3 mm ($\pm 2,3$ mm) auf 6,4 mm ($\pm 2,4$ mm).

Im Vergleich zwischen den gemittelten Daten dieser Studie und den morphometrischen Daten der Greyhounds fallen Unterschiede in der Morphologie auf:

Die in dieser Studie bestimmten Markhöhlendurchmesser sind um 0,2-0,6 mm schmalere und die Länge des Condylus humeri im Mittel um 1 cm breiter. Der Durchmesser des Condylus humeri wird bei Conzemius (2000) mit 2 cm ($2 \cdot \text{Radius} = 2 \cdot 1$ cm) beschrieben, beträgt in dieser Arbeit allerdings nur 1,49 cm bzw. 1,55 cm.

Diese Unterschiede deuten darauf hin, dass ED-freie Rassen andere morphometrische Dimensionen aufweisen als ED-prädisponierte. Beim Design einer neuen Endoprothese sollte daher auf die gemessenen Parameter ED-prädisponierter Rassen, wie sie in dieser Arbeit erhoben wurden, zurückgegriffen werden. Nur so kann das Implantat die volle physiologische Funktionalität des Gelenkes wieder herstellen.

Eine Untersuchung, ob die Ellbogengelenke von ED-freien und ED-erkrankten Hunden einer Rasse Unterschiede aufweisen, war aufgrund der Patientenzahl nur beim Labrador Retriever möglich. Die Größe des Ellbogengelenks ist bei beiden gleich, allerdings streut das Maß für die Größe (S) bei ED-freien Hunden weniger (Abb 36, S. 77). Es ist also möglich, dass bereits geringgradige Abweichungen von einer optimalen Anatomie eine ED hervorrufen können. Diese Hypothese wird dadurch untermauert, dass als einziger Parameter die Länge des Capitulum humeri bei ED-erkrankten Hunden gegenüber ED-freien Hunden signifikant verändert ist. Im Mittel ist das Capitulum humeri bei ED-erkrankten um 12 % länger (11,5 mm ED-erkrankt zu 10,2 mm ED-frei, Anhang 12, Strecke e, S.127 - 128). Dies deckt sich mit den Ergebnissen anderer Studien hinsichtlich Inkongruenz des Gelenks (Wind et al., 1986; Viehmann, 1998; Brunberg et al., 1999; Seiler, 2002; Adamik, 2006; Somay et al., 2006) oder Form der Inc. trochlearis (Viehmann, 1998), bei denen der Unterschied zwischen ED-freien und ED-erkrankten Tieren ebenfalls wenige Millimeter beträgt.

Des Weiteren wurden Proportionsunterschiede des Ellbogengelenks zwischen den verschiedenen Rassen untersucht. Diese werden gemessen durch die Parameter: Verhältnis von Höhe (h) zu Tiefe (t) des Condylus humeri, Markhöhledurchmesser (M), Breite der Fovea capitis radii (b_{FR}).

Innerhalb der betrachteten Rassen gibt es einen signifikanten Größenunterschied des Ellbogengelenks. Die Größe steigt in folgender Progression:

Labrador Retriever < Golden Retriever < Rottweiler < Berner Sennenhund < Deutscher Schäferhund < Bordeauxdogge (Tab. 11, S. 75).

Dies entspricht dem Trend von geringerem Körpergewicht zu höherem Gewicht (Tab. 13, S. 78). Einzig der Deutsche Schäferhund folgt diesem Trend nicht. Relativ zu seinem Körpergewicht ist das Ellbogengelenk sehr groß.

Trotz steigender Größe des Ellbogengelenks bleiben die anatomischen Proportionen des Gelenks bei allen untersuchten Rassen erhalten:

Trochlea humeri und Capitulum humeri werden gleichmäßig proportional breiter ($\times 2$ und $\times 3$ Tab. 15, S. 79) um je 2-4 mm ($2 \cdot f$ und $2 \cdot g$ Anhang 12, S. 127-128).

Der kleinste Radius des Condylus humeri liegt im Rahmen der Messgenauigkeit immer in der Mitte der Länge des Condylus humeri (e, Anhang 12, S. 127–128 und x1, Tab. 15, S. 79).

Der Condylus humeri ist bei allen Rassen nahezu kreisrund. Dies wird dargestellt durch das Verhältnis von Höhe zu Tiefe des Condylus humeri ($h : t = 1$). Nur bei der Bordeauxdogge ist der Condylus humeri nicht exakt kreisrund (Verhältnis $h : t = 1,1 (\pm 0,06 \text{ mm})$, Tab. 13, S. 78).

Die Breite der Fovea capitis radii sowie die Länge des Condylus humeri und die mediolateralen Durchmesser von Radius, Humerus und Ulna 3 cm distal der Procc. coronidei bleiben im Verhältnis zur Gelenkgröße, S, ebenfalls gleich (Tab. 14, S. 78).

Das Volumen des Condylus humeri vergrößert sich in der Progression von kleinstem zu größtem Gelenk um den Faktor 1.75 (von $5,57 \text{ cm}^3$ auf $9,88 \text{ cm}^3$, Tab. 13, S. 78). Die Größe des Gelenks (S), bestimmt als Summe der äußeren Streckenmaße, wächst dagegen nur um Faktor 1,3 (von 135,4 mm auf 162,8 mm, Tab. 13, S. 78). Dabei fällt auf, dass der Radius des Condylus humeri um Faktor 1,65 (von 5,6 mm auf 9,2 mm, $(h + t) : 4$, Anhang 10, S. 123-124) zunimmt, die Länge des Condylus humeri jedoch nur um Faktor 1,5 (von 33,8 mm auf 50,7 mm, I, Anhang 10, S. 124 - 125). Das bedeutet, dass der Condylus humeri bei größeren Gelenken eine 10 % kompaktere Form annimmt. Der Condylus humeri wächst somit nicht symmetrisch: Mit steigendem Volumen des Condylus humeri wächst der Radius mehr als dessen Länge.

Der gemessene Neigungswinkel, im Mittel $153,3^\circ$ (α , Tab. 13, S. 78), beschreibt die Beugung der Inc. trochlearis gegenüber der Markhöhlenmitte der Ulna und ist somit ein Maß für die Tiefe bzw. die Möglichkeit des Einsenkens des Condylus humeri in die Inc. trochlearis. Er ist größer bei Golden Retriever, Bordeauxdogge, Rottweiler (ca. 157°) und kleiner bei Deutschem Schäferhund ($151,9^\circ$), Labrador Retriever ($150,5^\circ$), Berner Sennenhund ($149,2^\circ$). Er ist ähnlich dem maximalen Extensionswinkel des Ellbogengelenks von ca. 160° (Ellenberger und Baum, 1974; Koch et al., 1992; Nickel, Schummer, Seiferle, 2003).

Ein wichtiger Aspekt für die Herstellung von Prothesen ist, ob sie isometrisch oder spiegelbildlich zu bauen sind (Schulz, 2000). Gelenkflächen sind passend zueinander im Schlüssel-Schloss-Prinzip ausgebildet, daher ist es im Falle des Ellbogengelenks ausreichend, zur Bestimmung der Isometrie nur die humeralen Parameter zu betrachten.

Damit die Art. cubiti isometrisch ist, müssen folgende Bedingungen erfüllt sein:

- Die Strecke vom Epicondylus lateralis bis zum kleinsten Durchmesser des Condylus humeri beträgt 50 % der Gesamtlänge des Condylus humeri ($x1 = 50 \%$).
- Die Strecke vom Epicondylus lateralis zum größten Radius des Capitulum humeri ist gleich der Strecke vom Epicondylus medialis zum größten Radius der Trochlea humeri ($x2 = x3$).

- Der Höhenunterschied zwischen dem größten Radius der Trochlea humeri und dem kleinsten Radius des Condylus humeri ist gleich dem Höhenunterschied zwischen größtem Radius des Capitulum humeri und dem kleinsten Radius des Condylus humeri ($hu_T = hu_C$).
- Der Höhenunterschied zwischen dem größten Radius der Trochlea humeri und dem größten Radius des Capitulum humeri sowie der Höhenunterschied von Proc. coronoideus lateralis zu Proc. coronoideus medialis sind gleich null ($hu_{PC} = hu_{Theor} = 0$).

Der kleinste Durchmesser des Condylus humeri teilt bei allen Rassen den Condylus humeri in zwei gleich große Anteile. Beide Teile, Trochlea humeri und Capitulum humeri, sind bis auf $\pm 0,4$ mm gleich groß (MW $x_1 = 50,9$ %, von 50 % Berner Sennenhund bis 52,6 % Bordeauxdoggen). Hinsichtlich dieses Parameters ist die Art. cubiti isometrisch.

x_2 und x_3 betragen im Mittel jeweils 27,6 % und 29,5 % der gesamten Länge des Condylus humeri. Sie variieren im Mittel um 6 %, im minimalen Fall 1 % (Labrador Retriever) und im maximalen Fall 16 % (Deutscher Schäferhund). Umgerechnet in Millimeter entspricht das einem Unterschied von 0,1-0,3 mm und ist somit nicht signifikant. Das heißt, Capitulum humeri und Trochlea humeri haben gleiche Längen und sind daher isometrisch.

Der Höhenunterschied zwischen größtem Durchmesser der Trochlea humeri und dem Capitulum humeri beträgt im Mittel 1,5 mm (MW $hu_{Theor} = 1,5$ mm = MW $hu_T(4,3$ mm) – MW $hu_C(2,8$ mm)). Somit ist die Gelenkwalze nicht isometrisch. Dieser Höhenunterschied entspricht 20 % des mittleren Radius des Condylus humeri ($1/4 \cdot (MW h + MW t) = 7,5$ mm). In der Gelenkpfanne findet sich ein entsprechender Höhenunterschied zwischen lateralem und medialem Proc. coronoideus ($hu_{PC} = 2,1$ mm). Der Condylus humeri ist somit keine isometrische, zylindrische Walze, sondern ein Konus, dessen mediale Endfläche 3 mm größer ist als die laterale.

Der Spalt zwischen Radius und Ulna auf Höhe der Art. radioulnare proximalis kann als indirektes Maß für die Beweglichkeit zwischen Radius und Ulna angesehen werden. Bislang wurde er in keiner Studie gemessen.

Die Spaltbreite zwischen Radius und Ulna nahm ausgehend von den Artikulationsflächen der Fov. Capitis radii und der Procc. coronoidei nach distal zu. Im Mittel begann die Spaltbreite bei 1,8 mm und erweiterte sich auf 3,2 mm distal. Es fiel auf, dass der Berner Sennenhund einen deutlich breiteren Gelenkspalt hatte als die übrigen Rassen ($2,7$ mm \pm 0,4 mm und $5,6$ mm \pm 0,6 mm).

6.3. Limitationen dieser Arbeit

Dem ersten Teil der vorliegenden Studie, der Validierung, liegen Daten von $n = 16$ Ellbogengelenken und für den zweiten Teil, der vergleichenden Morphometrie, Daten von $n = 40$ Ellbogengelenken, in Gruppengröße zu je 6 Tieren zugrunde.

Ermittelte Mittelwerte könnten bei einer höheren Anzahl von Patienten mit kleineren Variationen angegeben werden. Allerdings konnte durch die Vielzahl der hier gemessenen Parameter bereits festgestellt werden, dass Variationen oft durch signifikante Unterschiede (Streckenänderungen > 0.4 mm) zwischen den untersuchten Rassen hervorgerufen werden. Es ist zu erwarten, dass diese Variationen auch bei einer höheren Anzahl von Patienten bestehen bleiben.

Der Vergleich zwischen ED-erkrankten und ED-freien Patienten bezieht sich auf den Labrador Retriever. Ob die festgestellten Unterschiede auf alle anderen ED-prädisponierten Rassen übertragbar sind, bleibt zu prüfen.

Die Beweglichkeit zwischen Radius und Ulna wurde nicht bestimmt. Es wurde nur die Spaltbreite zwischen Art. radioulnare proximalis als Maß für diese Beweglichkeit bestimmt. Es könnte in weiteren Studien überprüft werden, inwieweit sich die Spaltbreite bei Pro- und Supination verändert.

Mit der Validierungsmethode wurde die Genauigkeit von Streckenmessungen am Knochen bestimmt. Ob Messungen im Gelenkspalt dieselbe Genauigkeit aufweisen, wurde nicht nachgewiesen. Aufgrund der Ergebnisse von Studien über die Inkongruenz des Ellbogengelenks mit Hilfe von CT Scan Messungen wurde angenommen, dass eine Messung von Gelenkspalten an CT Scans valide Messergebnisse liefert.

Der Vergleich der Genauigkeit von Streckenmessungen an 2D Rendering und 3D Rendering wurde nur an einer Strecke durchgeführt. Inwieweit 3D Rendering für andere Streckenmessungen valide ist, bleibt zu prüfen.

Der gemessene Neigungswinkel der Inc. trochlearis entspricht dem maximalen Extensionswinkel der Gliedmaße. Ob es sich bei dieser Feststellung um eine Koinzidenz oder eine Korrelation handelt, muss in einer biomechanischen Studie geprüft werden und war nicht Gegenstand dieser Arbeit.

6.4. Klinische Relevanz

6.4.1. Validierung morphometrischer Datenerhebung

In dieser Arbeit konnte erstmalig gezeigt werden, dass die Morphometrie von Knochen an archivierten klinischen CT-Scans von beliebig gelagerten Patienten bestimmt werden kann. In Vergleichsmessungen an Mazeraten konnte festgestellt werden, dass eine einmalige,

beliebige, von einem geübten Untersucher durchgeführte CT-gestützte Streckenmessung unabhängig ihrer Länge eine Genauigkeit von $\pm 0,4$ mm hat.

Somit steht für künftige morphometrische Studien ein sehr viel größeres Datenvolumen zur Auswertung zur Verfügung.

6.4.2. Empfehlungen zur Entwicklung einer neuen Totalendoprothese des Ellbogengelenks

Die Empfehlung bezieht sich auf die Maße zur Entwicklung einer Ellbogenprothese, die der Anatomie des Ellbogengelenks sehr nahe kommt. Diese Passgenauigkeit gewährleistet eine dauerhafte Stabilität für zementlose Prothesen (Gillies et al., 2002).

Das Volumen des Ellbogengelenks vergrößert sich bei den verschiedenen großwüchsigen Rassen um den Faktor 1,6 und die Größe des Gelenks um den Faktor 1,53. Eine neue Prothese muss diesen Unterschied durch verschiedene Größen abdecken können, daher werden im Folgenden jeweils die Mindest- und die Maximalgröße genannt.

Es empfiehlt sich, eine teilgeführte 2-Komponentenprothese aus humeralem und radioulnarem Anteil zu entwickeln. Frühere Studien ergaben, dass 3-Komponentensysteme oder geführte Prothesen nicht zum Therapieerfolg führen (Conzemius, 2009). Laut Conzemius (2000) ist es ausreichend, dass die Schaftlängen ca. 3cm in die Markhöhle ragen (Conzemius, 2000).

Der humerale Anteil wird mit einem Schaft in der Markhöhle versenkt, der radioulnare mit zwei Schäften, einem in der Ulna und einem im Radius. Gelenknah sind die Markhöhlendurchmesser größer, distal der Artikulationsflächen schmaler, daher sollte die Schaftform ebenfalls konisch sein. Die Markhöhlendurchmesser von Humerus, Radius und Ulna wachsen mit steigender Gelenkgröße um jeweils um Faktor 2,9, Faktor und ca. Faktor 4,5 (aufgrund eines Messwertausreißers nicht exakt bestimmbar) und Faktor 3,6. Eine zementlos ausgeführte Prothese muss die Volumenzunahme des Gelenks reproduzieren. Somit sind verschieden grosse Schäfte notwendig.

Der humerale Schaft sollte proximal des Condylus humeri ellipsoid minimal 13,8 mm x 2,7 mm bis maximal 28,2 mm x 11,2 mm sein und weiter nach proximal zunehmend runder mindestens 13,8 mm x 2,7 mm bis maximal 14,9 mm x 22,4 mm werden.

Der radiale Schaft sollte als Zylinder geformt sein mit einer Grundfläche proximal von 3,1 mm x 5,5 mm bis 11,6 mm x 17,4 mm. Diese verjüngt sich nach distal um 35 %.

Der ulnare Schaft ist ein gleichbleibend großer Zylinder der im Mittel 8,2 mm ($\pm 2,3$ mm) x 6,6 mm ($\pm 2,4$ mm) groß ist.

Bei einer zementierten Prothese könnte die Grössenvariation teilweise im für den Zement zu schaffenden Spalt (Empfehlung: 2 mm, Conzemius et al, (2005)) zwischen Markhöhle und Prothesenschaft abgefangen werden.

Der humerale Prothesenkopf ersetzt den Condylus. Ein der Anatomie entsprechender Prothesekopf sollte nicht isometrisch zylindrisch, sondern konisch, mit kreisrunder Grundfläche ausgeführt sein. Der laterale Durchmesser dieses Konus ist lateral min. 14 mm und max. 16 mm. Medial ist er 3 mm größer. Der Konus sollte eine Mindestlänge von 33,8 mm haben und eine Maximallänge von 50,7 mm nicht übersteigen.

Da der Condylus symmetrisch zum schmalsten Radius ist, kann der Schaft in der Mitte des Prothesenkopfes verankert werden.

Die radioulnare Komponente ersetzt die Gelenkpfanne und verbindet Radius und Ulna fest miteinander. Der Prothesenkopf wird unter Berücksichtigung des Neigungswinkel der Inc. trochlearis gegenüber der Markhöhlenmitte von $153^\circ (\pm 5,4^\circ)$ in die Tiefe der Inc. trochlearis eingepasst. Die radioulnare Artikulationsfläche ergibt sich aus der Breite und Länge der Fovea capitis radii, min. $1,25 \text{ cm}^2$ bis $3,21 \text{ cm}^2$, sowie der Breite von Proc. coronoideus lat. zu Proc. coronoideus med von 16,7 mm bis 23,1 mm und Tiefe der Inc. trochlearis von 3,8 mm bis 7,8 mm.

7. Zusammenfassung

Die Ellbogengelenksdysplasie (ED) ist die häufigste Ursache einer Lahmheit der Vordergliedmaße bei Hunden großwüchsiger Rassen. Folgen sind meist auch bei frühzeitiger, sei es chirurgischer, chirurgisch-medikamenteller, medikamenteller und/oder physiotherapeutischer Maßnahme, dauerhaft schmerzhaft osteoarthritische Veränderungen des Ellbogengelenks. Deswegen werden schon seit den 70er Jahren Anstrengungen unternommen, eine Prothese zu entwickeln, ähnlich der Totalendoprothese des Hüftgelenks, die einen möglichst großen funktionellen Erfolg gewährleistet. Bisher ist dies nicht gelungen.

Ziel dieser Studie war, CT-gestützt morphometrische Bestimmungen von den ellbogengelenksbildenden Knochen von Hunden zu gewinnen, die einer ED-prädisponierten Rasse angehören. Die Daten sollten verglichen werden, um gegebenenfalls einen Totalendoprothesentyp für das Ellbogengelenk entwickeln zu können.

Zunächst wurde das Verfahren an Mazeraten validiert. Der damit definierte Goldstandard im Hinblick auf Lagerungen und Messungen wurde sodann an archivierten CT-Daten von Patienten der Klinik, die wegen einer Ellbogengelenksdiagnostik ohne standardisiertes Protokoll erhoben worden waren, genutzt.

Mazerate: Es wurden 16 Ellbogengelenke von 8 Hunden verschiedener großwüchsiger Rassen und deren Mischlinge verwendet. Um den Goldstandard für diese Studie zu bestimmen, wurde das Ellbogengelenk aus dem Tierkörper ausgelöst, mazeriert und getrocknet. Humerus und Ulna wurden entlang 7 ausgewählter Strecken zersägt und die entstehenden Schnittflächen mittels Schieblehre vermessen. Mögliche Messfehler durch Mazeration und Trocknung ($p = 0,07$) wurden als nicht signifikant bewertet. In Wiederholungsmessungen konnte belegt werden, dass der Untersuchermessfehler $\pm 0,2$ mm beträgt. Zuvor wurden dieselben 7 Strecken an allen 16 Ellbogengelenken im Tierkörper CT-gestützt in standardisierter Lagerung bei 90° Beugewinkel und in beliebiger Lagerung, die der Lagerung des narkotisierten Patienten entspricht, vermessen. Zusätzlich wurden sie mit den isolierten Knochen CT-gestützt verglichen.

Ergebnis: Die Messergebnisse aller drei Messmethoden verglichen mit dem Goldstandard, stimmen innerhalb eines tolerierbaren Fehlers von $\pm 0,4$ mm überein. Damit ist jede CT-gestützte Messung hinreichend exakt, um sie zur Bestimmung der Morphometrie von Knochen zu verwenden. Somit kann für die Morphometrie von Gelenken auf alle archivierten, klinischen, CT-Daten zurückgegriffen werden, was das zur Verfügung stehende Datenvolumen deutlich vergrößert.

Patienten: Es wurden 44 Ellbogengelenke von Hunden großwüchsiger, für ED-prädisponierter Rassen aus allen archivierten, klinischen CT-Scans der Kleintierklinik der FU Berlin zur Bestimmung der Morphometrie des Ellbogengelenks herangezogen. Von der Studie ausgeschlossen wurden Hunde mit voriger Gelenkeröffnung, Verdacht auf Tumor,

insbesondere Osteosarkom, oder generalisierter Skeletterkrankung. Die Ellbogengelenke ED-erkrankter Labrador Retriever wiesen leichte Veränderungen gegenüber den ED-freien auf (u.a. einen 12 % längere Condylus humeri), die aber für die Dimensionierung einer Endoprothese nicht relevant waren.

Ergebnis: Das Ellbogengelenk ist spiegelsymmetrisch zur Körperachse (Student T-Test auf Abweichungen Art cubiti dexter et sinister zwischen $p = 0,08$ und $p = 1$). Es wird in folgender Rangfolge um den Faktor 1,75 größer: Labrador Retriever < Golden Retriever < Rottweiler < Berner Sennenhund < Deutscher Schäferhund < Boredeauxdogge. Die anatomische Form bleibt erhalten. Lediglich der Condylus humeri wird zur größeren Gelenken hin um 10 % kompakter. Das Ellenbogengelenk ist größtenteils isometrisch. Einzige Abweichung von der Isometrie stellt der Condylus humeri dar, der eine konische Aussenform mit kreisrunder Grundfläche aufweist, die medial im Durchmesser 3 mm größer ist als lateral.

Fazit: Anhand der Erkenntnisse zur Morphometrie und der gemessenen Parameter können sowohl das mittlere, als auch das minimale und maximale Ellbogengelenk eines Hundes einer großwüchsigen für ED-prädisponierten Rasse bestimmt werden und folgende Empfehlung für eine neue 2-Komponenten-Totalendoprothese aus humeralem und radioulnarem Anteil angegeben werden:

Der humerale Anteil wird mit einem Schaft in der Markhöhle versenkt, der radioulnare mit zwei Schäften, einem in der Ulna und einem im Radius. Gelenknah sind die Markhöhlendurchmesser größer, distal der Artikulationsflächen schmaler, daher sollte die Schaftform ebenfalls konisch sein. Der humerale Schaft sollte proximal des Condylus humeri ellipsoid minimal 13,8 mm x 2,7 mm bis maximal 28,2 mm x 11,2 mm sein und weiter nach proximal zunehmend runder mindestens 5,3 mm x 7,2 mm bis maximal 14,9 mm x 22,4 mm werden. Der radiale Schaft sollte als Zylinder geformt sein, so dass sich die proximale Grundfläche von 3,1 mm x 5,5 mm bis 11,6 mm x 17,4 mm nach distal im Mittel um 35% verringert. Der ulnare Schaft kann als Zylinder ausgeführt werden, der im Mittel 8,2 mm ($\pm 2,3$ mm) x 6,6 mm ($\pm 2,4$ mm) groß ist.

Der humerale Prothesenkopf ersetzt den Condylus. Ein das Gelenk imitierender Prothesenkopf sollte die konische Grundform widerspiegeln (s. oben), eine Mindestlänge von 33,8 mm haben und eine Maximallänge von 50,7 mm nicht übersteigen.

Der Condylus ist symmetrisch zum schmalsten Radius, der den Condylus humeri in zwei Hälften teilt, kann der Schaft in der Mitte des Prothesenkopfes verankert werden.

Die radioulnare Komponente wird unter Berücksichtigung des Neigungswinkel der Inc. trochlearis gegenüber der Markhöhlenmitte von $153^\circ (\pm 5,4^\circ)$ eingepasst. Die radioulnare Artikulationsfläche ergibt sich aus der Breite und Länge der Fovea capitis radii, min 1,25 cm² bis 3,21 cm², sowie der Breite von Proc. coronoideus lat. zu Proc. coronoideus med von 16,7 mm bis 23,1 mm und Tiefe der Inc. trochlearis von 3,8 mm bis 7,8 mm.

8. Summary: Comparative morphometrics of the elbow of elbow dysplasia predisposed large dog breeds

Elbow dysplasia (ED) is the most common cause of forelimb lameness in large dog breeds. It results in non-responsive, painful osteoarthritis, even though it has been treated surgically, with NSAIDs and/or by physiotherapy from the very first. This is why since the 70ies there have been many approaches to develop an elbow replacement, as it was successfully done for the hip replacement. To date this has not worked out.

Objective of the study was to assess the morphometrics of the elbow of ED predisposed large dog breeds by using computed tomography (CT). This data should be compared for the development of a new total elbow replacement.

First, the procedure was validated on macerated bones and defined as gold standard with regard to recumbencies and measurements. Then this gold standard was used for stored CT-data of clinical patients, that were gained due to diagnostics of forelimb lameness without following a standardized protocol.

Macerated bones: 16 elbows of 8 dogs of large (mixed-) breeds were used for validation. To define the gold standard of this study the elbow joint was released from soft tissue, macerated and dried. Then humerus and ulna were sawed at 7 user-defined distances and measured at the cutting edges by a calliper. Possible errors in measurement because of maceration and drying ($p = 0,07$) were evaluated as non-significant. The intra-observer failure was documented as $\pm 0,2\text{mm}$ by repeated measurements.

Previously the same 7 distances were measured CT-based on the elbow joint still being in the cadaver of those dogs which were positioned with elbows in 90° flexion and any recumbency of the forelimb. The macerated bones were measured isolated in the CT as well.

Results: The measurements of all three methods were compared to the gold standard and coincide with those by a tolerated error of $\pm 0,4\text{ mm}$. Therewith every single CT-based measurement is precisely enough for determining morphometrics of bones. Hence, all stored clinical data of patient's joints can be used for morphometrics, which means there is a lot more data volume to use.

Patients: 44 elbows of dogs of ED-predisposed large breeds of stored clinical CT-data of the small animal clinic of the FU Berlin were used to determine the morphometrics of the elbow. Dogs where excluded because of any invasive joint trauma, suspected tumors, especially osteosarcoma, or generalized skeletal disease. The elbows of Labrador Retriever suffering from ED showed mild differences to those without ED (e. g. the humeral condyle was 12 % longer), which would not have an influence on the dimensions of an elbow replacement.

Results: The elbow shows bilateral symmetry to the axis of the body (Student T-Test on variation Art. Cubiti dexter et sinister between $p = 0,08$ and $p = 1$). It is becoming bigger by

the factor 1,75: Labrador Retriever < Golden Retriever < Rottweiler < Berner Sennenhund < Deutscher Schäferhund < Bordeauxdogge. There are no changes in the anatomical shape. Only the humeral condyle becomes 10 % more compact, when the joint becomes bigger. The elbow joint is mainly isometrical. Only the humeral condyle differs from that, because of its conical shape with a circular base, that is medial 3 mm larger than lateral.

Conclusion: With the results of the morphometrics and measured parameters it is possible, to define a medium, minimum and maximum joint for any dog of ED-predisposed large breeds and to give recommendations for a new 2-component total elbow replacement consisting of a humeral and a radioulnar part.

The humeral part is mounted into the medullary canal by one stem, the radioulnar part by two - one for the radius and one for the ulna. Near to the articulating surfaces the medullary canal is wider than distal, this is why the stem should be conical as well. The stem of the humeral portion should be elliptical near to the humeral condyle minimum 13,8 mm x 2,7 mm and maximum 28,2 mm x 11,2 mm and distal minimum 5,3 mm x 7,2 mm and maximum 14,9 mm x 22,4 mm. The radial stem should be a conical cylinder with an expanse of minimum 3,1 mm x 5,5 mm and maximum 11,6 mm x 17,4 mm (proximal), which becomes 35 % smaller at the distal end. The ulnar stem is a cylinder with mean expanse of 8,2 mm ($\pm 2,3$ mm) x 6,6 mm ($\pm 2,4$ mm).

The humeral head portion replaces the humeral condyle. Due to its morphometrics it should be conical (s. above) with a minimum length of 33,8 mm and a maximum length of 50,7 mm. The humeral condyle is symmetric to its minimum radius, which divides the condyle into half. This is the point were to insert the stem to the head portion.

The radioulnar head portion should be fixed concerning the angle between Inc. trochlearis and the axis of the medullary canal with $153^\circ (\pm 5,4^\circ)$. The radioulnar articulating surface is the product of width by length of the Fovea capitis radii, minimum $1,25 \text{ cm}^2$ to $3,21 \text{ cm}^2$ and the length between Proc. coronoideus lat. to med. 16,7 mm to 23,1 mm and the depth of the Inc. trochlearis 3,8 mm to 7,8 mm.

9. Literaturverzeichnis

Acker, R. (2010): "TATE elbow development"

World Veterinary Orthopaedic Conference 2010 - Proceedings, Bologna, Italy: 97-99

Adamik, K.-N. (2006): "Vergleich zweier computergestützter Messverfahren für Röntgenbilder zur Bewertung der Ellbogendysplasie beim Rhodesian Ridgeback und Beagle" Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere, Freie Universität Berlin. Vet. med. Dis.

An, K. N. (2005): "Kinematics and constraint of total elbow arthroplasty"

J. Shoulder Elbow Surg. 14 (1): 168-173

Arthrex (2012): "Canine Unicompartmental Elbow- Client Information" Internetseite:

<http://www.arthrexvetsystems.com/int/mediacenter/ForPatientsOwner/upload/CUE-VLP0006A.pdf>

Aumarn, W. (2007): "Comparative diagnosis of Canine Elbow Dysplasia between Radiography, Computer Tomography and Arthroscopy" Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere, Freie Universität Berlin. Vet. med. Dis.

Bäcker, C. (2010): "Die geometrische Konfiguration der Knochen des Hüftgelenks bei Hunden kleinwüchsiger Rassen" Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere Berlin, Freie Universität Berlin. Vet. med. Dis.

Bennett, D., D. Bennett, S.R. Duff, R.O. Kene und O. Lee (1981): "Osteochondritis dissecans and fragmentation of the coronoid process in the elbow joint of the dog"

Vet. Rec. 109 (15): 329-336.

Beuing, R., N. Janssen, H. Wurster, O.Schmied und M. Flückiger (2005): "The significance of elbow dysplasia (ED) for breeding in Bernese Mountain Dogs in Germany" Schweiz. Arch.

Tierheilkd. 147 (11): 491-497

Bienz, H. A. (1985): "Über den fragmentierten Processus coronoideus medialis im Ellbogengelenk des Berner Sennenhund und der anderen Sennenhund-Rassen"

Veterinärmedizinische Fakultät, Universität Zürich. Vet. med. Dis.

Böttcher, P., H. Werner, E. Ludewig und G. Oechtering (2009): " Visual Estimation of Radioulnar Incongruence in Dogs Using Three Dimensional Image Rendering: An In Vitro Study Based on Computed Tomography Imaging" Vet. Surg. 38: 161-168

Braden, T. D., R. L. Stickle, L. M. Dejardin (1994): "The use of computed tomography in fragmented coronoid disease: A case report" Vet. Comp. Orthop. Traumatol. 7: 40-44

Brunnberg, L. und H. Waibl (1986): "Osteochondrosis dissecans der Trochlea humeri und/oder Fraktur des Processus coronoideus medialis ulnae beim Hund"
26. Jahrestagung der DVG Fachgruppe "Kleintierkrankheiten", Oldenburg: 310-314

Brunnberg, L., B. Viehmann, H. Waibl (1999): "Computergestützte Auswertung von Röntgenbildern zur Erfassung von Parametern der Ellbogengelenksdysplasie - Teil 2: Stufenbildung im Gelenk" Kleintierpraxis 44: 637-646

Burton, N. J., E. J. Comerford, M. Bailey, M.J. Pead und M.R. Owen (2007): "Digital analysis of ulnar trochlear notch sclerosis in Labrador retrievers " J. Small Anim. Pract. 48: 220-224

Buzug, T. M. (2004): "Dreidimensionale Rekonstruktionsverfahren. Einführung in die Computertomographie: Mathematisch-physikalische Grundlagen" Berlin, Heidelberg, Springer Verlag: 249-345

Buzug, T. M. (2004): "Inverse Radontransformation und Fourier-Slice Theorem. Einführung in die Computertomographie: Mathematisch-physikalische Grundlagen" Berlin, Heidelberg, Springer-Verlag: 120-125

Carpenter, L. G., P. D. Schwarz, J.E. Lowry, R.D. Park und Steyn, P.F. (1993). "Comparison of radiologic imaging techniques for diagnosis of fragmented coronoid process of cubital joint in dogs" J. Am. Vet. Med. Assoc. 203: 78-83.

Cohen, J. (1998): "Current concepts review. Corrosion of metal orthopaedic implants" J. Bone Joint Surg. 80 (10): 15-54

Conzemius, M. (2001): "Total elbow arthroplasty system" Patentnummer 6306171,
Internetseite: www.patentstorm.us, Iowa State University Research Foundation, Inc.

Conzemius, M. (2009): "Nonconstrained elbow replacement in dogs"
Vet. Surg. 38 (2): 279-284

Conzemius, M. G. (2000): "Total elbow replacement in the dog: Development and evaluation. Biomedical Engineering" Ames, Iowa State University, PhD

Conzemius, M. G., R. L. Aper und L.B. D Corti (2003): "Short-term outcome after total elbow arthroplasty in dogs with severe, naturally occurring osteoarthritis" Vet. Surg. 32 (6): 545-552

Conzemius, M. G., R. L. Aper und C.M. Hill (2001): "Evaluation of a canine total-elbow arthroplasty system: a preliminary study in normal dogs" Vet. Surg. 30 (1): 11-20

Conzemius, M. G. and J. Vandervoort (2005): "Total joint replacement in the dog" Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract. 35 (5): 1213-1231

Cook, J. L., K. Schulz und J. Kames (2010): "Canine Unicompartmental Elbow (CUE) arthroplasty in dogs" World Veterinary Orthopedic Conference 2010 - Proceedings, Bologna, Italy: 475

Coopman, F., G. Verhoeven, J. Saunders, L. Duchateau und H. Van Bree (2008): "Prevalence of hip dysplasia, elbow dysplasia and humeral head osteochondrosis in dog breeds in Belgium" Vet. Rec. 163: 654-658

Crownshield, 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. (62): 68-78

Déjardin, L. M., R. P. Guillou (2012): "Total Elbow Replacement In Dogs" ACVS Conference 2012- The Surgical Summit- Proceedings, National Harbour, Maryland, Internetseite: <http://www.acvs.org/Symposium/Proceedings2012/data/papers/211.pdf>.

De Rycke, L. M., I. M. Gielen, H. van Bree und P.J. Simoens (2002): "Computed tomography of the elbow joint in clinically normal dogs" Am. J. Vet. Res. 63 (10): 1400-1407

Dennis, R. (1995): "An introduction to veterinary CT and MR scanning" Vet. Annual 36: 16-40

Effenberger, H., M. Imhof und U. Witzel (2004): "Aktueller Stand der Pressfit Pfannen" Orthopädische Praxis 40 (11) 637-647

El-Warrak, A.O., M.L. Olimstead und von Rechenberg (2001): " A review of aseptic loosening in total hip arthroplasty" Vet. Comp. Orthop.Traumatol. 14: 115-124

Ellenberger, W. und H. Baum (1974): " Das Ellbogengelenk und seine Bänder" in Handbuch der vergleichenden Anatomie der Haustiere, Berlin Heidelberg, New York, Springer Verlag: 148-149

Engelke, E., R. Koch, L. Brunnberg und H. Waibl (2005): "Das Ligamentum olecrani des Ellbogengelenkes bei Hund und Katze" Kleintierpraxis 5: 281-348

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" J. Arthroplasty. 5 (15): 584-589

Evans, H.E. und G.C. Christensen (1979): "Arthrology" in: Miller's anatomy of the dog Philadelphia, London, Toronto, W.B. Saunders Co.

Feeney, D. A., T. F. Fletcher und R.M. Handy (1991): "Atlas of correlative imaging anatomy of the normal dog, ultrasound and computed tomography" Philadelphia, USA, W.B. Saunders

Fox, S. M., M. S. Bloomberg und R.M. Bright (1983): "Developmental anomalies of the canine elbow" J. Am. Anim. Hosp. Assoc. 19: 605-615

Fox, S.M. und R. Roberts (1987): "Linear Tomography in diagnosing fragmented coronoid process in canine elbows" Compend. Contin. Educ. Pract. Vet. 9 (1): 60-65

Frewein, J. und B. Vollmerhaus (1983): "Muskulatur" in Anatomie von Hund und Katze, Berlin, Blackwell Wissenschaft

Gemmill, T., G. Hammond, D. Mellor, M. Sullivan, D. Benett und S. Carmichael (2006): "Use of reconstructed computed tomography for the assessment of joint spaces in the canine elbow" J. Small. Anim. Pract. 47: 66-74

Gielen, I. und H. Van Bree (2003): "Computed Tomography (CT) in Small Animals Part 2. Clinical Applications" Vlaams Diergen Tijds 72: 168-179

Gielen, I., A. Van Caelenberg und H. van Bree (2003): "Computed Tomography (CT) in Small Animals Part 1. Technical aspects" Vlaams Diergen Tijds 72: 158-167

Gielen, I., B. Van Rijssen, J. Buljtels, H. Luckerath und H. van Bree (2001): "Canine elbow incongruity evaluated with computerised tomography (CT), radiography and arthroscopy" Vet. Radiol. & Ultrasound 42: 360 ff

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

Goring, R. L. und M. S. Bloomberg (1983): "Selected developmental abnormalities of the canine elbow: radiographic evaluation and surgical management" *Comp. Cont. Educ. Pract. Vet.* 5 (3): 178-188.

Gronau, F. (2007): "Die Ellbogendysplasie beim Golden Retriever- Ein Vergleich von zwei computergestützten Messverfahren" *Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere, Freie Universität Berlin, Vet. med. Dis.*

Grondalen, J. (1982): "Arthrosis in the Elbow Joint of Young Rapidly Growing Dogs. VI" *Nord. Vet. Med.* 34: 65-75

Grondalen, J. and L. F. (1991): "Arthrosis in the elbow joint of young rapidly growing dogs: a genetic investigation" *J. Small. Anim. Pract.* 32: 460-464

Grußendorf, C. (2001): "Einsatz computergestützter Fütterungsberechnungen bei Hunden mit Skelettanomalien im Wachstumsalter" *Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere, Freie Universität Berlin, Vet. med. Dis.*

Guthrie, S. (1989): "Use of radiographic scoring technique for the assessment of dogs with elbow osteochondrosis" *J. Small Anim. Pract.* 30: 639-644

Guthrie, S. und H. G. Pidduck (1990): "Heritability of elbow osteochondrosis within a closed population of dogs" *J. Small Anim. Pract.* 31: 93-96

Guthrie, S., J. Plummer, et al. (1992): "Aetiopathogenesis of canine elbow osteochondrosis: a study of loose fragments removed at arthrotomy" *Res. Vet. Sci.* 52: 284-291

Hangartner, T. N. und V. Gilsanz (1996): "Evaluation of cortical bone by computed tomography" *J. Bone Miner. Res.* 11 (10): 1518-1525

Hathcock, J. T. und R. L. Stickle (1993): "Principles and concepts of computer tomography" *Vet. Clin. N. Am. Small Anim. Pract.* 23: 399-415

Hazewinkel, H. A. und R.C. Nap (2009a): "Elbow dysplasia, definition and known aetiologies" *IEWG 2009 Meeting, Sao Paulo, Brasil: 6-18*

Hazewinkel, H.A. und R.C. Nap (2009b): "Screening programme for elbow dysplasia" IEWG 2009 Meeting, Sao Paulo, Brasil: 28-31

Hedhammer, A., F. M. Wu, L. Krook, H. F. Schryer, A. Delahunta, J.P Whalen, F.A. Kallfeiz, E.A. Nunes, H.F. Hintz, B.E. Sheffy, G.D. Rya (1974): "Overnutrition and skeletal disease. An experimental study in growing Great Dane dogs" Cornell Vet. 64 (2): Supl 5:5-160

Heine, A., H. Hamann, B. Tellhelm und O. Distl (2009): "Estimation of population genetic parameters and breeding values for elbow dysplasia in Rottweilers" Berliner und Münchener Tierärztliche Wochenschrift 122: 100-107

Hemmes, M.-J. (2004): "Zum Bandapparat des Ellbogengelenkes des Hundes insbesondere zu Verlauf und Struktur der Kollateralbänder" Anatomisches Institut, Tierärztliche Hochschule Hannover. Vet. med. Dis.

Herman, G. T. (2009): "Advances in Pattern Recognition" in Fundamentals of computerized tomography" London, UK, Springer Verlag: 27-36

Holsworth, I. G., E. R. Wisner, W.E. Scherrer, P.H. Kass, K.S. Schulz und H. Pooya (2005): "Accuracy of computerize tomographic evaluation of canine radio-ulnar incongruity in vitro" Vet. Surg. 34: 108-113

Hitz, D. (1973): "Untersuchungen über Skelett- und Gelenksveränderungen beim Bassethund" Veterinärmedizinische Fakultät, Universität Zürich. Vet. med. Dis.

House, M.R., D.J. Marino und M.L. Lesser (2009): "Effect of limb position on elbow congruity with CT evaluation" Vet. Surg. 38 (2): 154-160

Huygens, W. und A. Baert (1983): "Axiale computertomografie. Radiologische oderzoeksmethoden" Belgium, Acco Verlag

Ingham, E. und J. Fisher (2005): "The role of macrophages in osteolysis of total joint replacement" Biomaterials (11): 1271-1286

Janach, K.J., S.M. Breit und W.W. Kunzel (2006): "Assessment of the geometry of the cubital (elbow) joint of dogs by use of magnetic resonance imaging" Am. J. Vet. Res. 67 (2): 211-218

Janutta, V., H. Hamann, S. Klein, B. Tellhelm und O. Distl (2006): "Genetic analysis of three different classification protocols for the evaluation of the elbow dysplasia in German Shepherd dogs" J. Small. Anim. Pract. 2 (47)

Jupp, K.V. und P.C. Kennedy (1970): "Pathology of domestic animals" London, Academic Press New York

Kalender, W. A. (2000): "Computed Tomography: Fundamentals, System technology, Image Quality, Applications" Erlangen, Deutschland, MC Verlag

Kirberger, R. M. und S. L. Fourie (1998): "Elbow dysplasia in the dog: pathophysiology, diagnosis and control" J. S. Afr. Vet. Assoc. 69 (2): 43-54

Kirberger, R.M. und N. Stander (2007): "Incidence of canine elbow dysplasia in South Africa" J. S. Afr. Vet. Assoc. 78 (2): 721-726

Koch, R., M.-J. Hemmes, E. Engelke, W. Meyer und H. Waibl (2005): "Die Kollateralbänder des Ellbogengelenks bei Hund: Morphometrie und Struktur" Kleintierpraxis 50 (3): 753-764.

Kramer, A., I.G. Holsworth, E.R. Wisner, P.H. Kass und K.S. Schulz (2006): "Computed tomographic evaluation of canine radioulnar incongruence in vivo" Vet. Surg. 35 (1): 24-29

LaFond, E., G.J. Breur und C.C. Austin (2002): "Breed susceptibility for developmental orthopedic diseases in dogs" J. Am. Anim. Hosp. Assoc. 38: 467-477

Lang, J., A. Busato, D. Baumgartner, M. Flückiger und U.T. Weber (1998): "Comparison of two classification protocols in the evaluation of elbow dysplasia in the dog" Journal of Small Animal Practice 39: 169-174

Lewis, R.H. (1996): "Development of total elbow arthroplasty (Canine) clinical trials" 6th Annual ACVS Symposium, San Francisco, Californien: 110

Lieve M. De Rycke, I.M. Gielen, H. van Bree und P.J. Simoens (2002): "Computed tomography of the elbow joint in clinically normal dogs" Am. J. Vet. Res. 63 (10): 1400-1407

Maierl, J. (2003): "Zur funktionellen Anatomie und Biomechanik des Ellbogengelenkes (Articulatio cubiti) des Hundes (Canis familiaris)" Veterinärmedizinische Fakultät, Ludwig Maximilian Universität München, Habilitationsschrift

- 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" J. Bone Joint Surg. 73-B (1): 43-46
- Mäki, K., A.F. Groen, A.E. Liinamo und M. Ojala (2000): "Population structure, Inbreeding trend and their association with Hip and Elbow dysplasia in dogs" J. Anim. Sci. 73 (2): 402-408
- Mäki, K., A.E. Liinamo und M. Ojala (2000): "Estimates of genetic parameters for hip and elbow dysplasia in Finnish Rottweiler" J. Anim. Sci. 78: 1141-1148
- Malm, S., W.F. Fiske, B. Danell und E. Strandberg (2008): "Genetic variation and genetic trends in hip and elbow dysplasia in Swedish Rottweiler and Bernese Mountain Dog" J. Anim. Breed Genet. 125 (6): 403-412
- 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. 1 (15): 62-68
- Martin, P. (1923): "Lehrbuch der Anatomie der Haustiere - Band 4" Stuggart, Schikhardt und Ebner, 2. Auflage: 121-302
- Meyer-Lindenberg, A. (1991): "Der isolierte Proc. anconaeus des Hundes - Vorkommen, Behandlung und Ergebnisse" Kleintierpraxis 36: 671-679
- Meyer-Lindenberg, A., M. Fehr und I. Nolte (2006): "Co-existence of ununited anconeal process and fragmented medial coronoid process of the ulna in the dog" J. Small Anim. Pract. 47: 61-65
- Montavon, P.M. und D. Savoldelli (1995): "Clinical and radiologic evaluation of the integrity of medial and lateral collateral ligament of the elbow in dogs" Schw. Arch. f. Tierheilkd. 137: 475-479
- Morgan, J.P., A. Wind und A.P. Davidson (1999): "Bone dysplasias in the Labrador Retriever: A radiographic study" J. Am. Anim. Hosp. Assoc. 35: 332-340.
- Morgan, J.P., A. Wind und A.P. Davidson (2000): "Elbow dysplasia. Hereditary Bone and Joint Diseases in the Dog" Hannover, Schlütersche: 41-91
- Morrey, B.F. und R. Adams (1992): "Semiconstrained arthroplasty for the treatment of rheumatoid arthritis of the elbow" J. Bone Joint Surg. 74-A: 479-490

Nickel, R., A. Schummer, E. Seiferle, K.-H. Wille, J. Frewein und H. Wilkens (2003): "Knochen der Schultergliedmaße der Fleischfresser und Ellbogengelenk" in Lehrbuch der Anatomie der Haussäugetiere, Band 1 Bewegungsapparat, Berlin Parey. 8. Auflage: 79ff, 232ff

Olsson, S.E. (1993): "Pathophysiology, morphology and clinical signs of osteochondrosis in the dog" in Disease Mechanisms in Small Animal Surgery, Philadelphia, Lea & Febiger. 2. Auflage: 777-796

Pelletier, J. und L. Breton (1992): "Fragmentation of the coronoid process in two shetland sheepdogs" Canine Pract. 17 (3): 29-31

Preston, C. (2010): "Elbow replacement in dogs - Australian experience" 2010 ACVSc College Science Week, Melbourne, Australia

Reichle, J.K., R.D. Park, A. M. Bahr (2000): "Computed tomographic findings of dogs with cubital joint lameness" Vet. Radiol. Ultrasoun. 41: 125-130

Reichle, J.K. und F. Snaps (1999): "The elbow" Clin. Tech. Small Anim. Pract. 14 (3): 177-186

Remy, D., L. Neuhart und J.P. Genevois (2004): "Canine elbow dysplasia and primary lesions in German shepherd dogs in France" J. Small Anim. Pract. 45 (5): 244-248

Rovesti, G., M. Biasibetti, A. Schumacher und M. Fabiani (2002): "The use of computed tomography in the diagnostic protocol of the elbow in the dog: 24 joints" Vet. Comp. Orthop. Traumatol. 14: 35-43

Salomon, F.-V., H. Geyer und U. Gille (2008): "Anatomie für die Tiermedizin" Stuttgart, Enke Verlag, 2. Auflage: 200-2002

Samoy, Y., I. Gielen, H. van Bree und B. van Ryssen (2011): "Dysplastic elbow diseases in dogs" Vlaams Diergen Tijds 80: 327-338

Samoy, Y., B. Van Ryssen, I. Gielen, N. Walschrot und H. van Bree (2006): "Review of the literature: elbow incongruity in the dog" Vet. Comp. Orthop. Traumatol. 19 (1): 1-8

Schledderer, J. (1999): "Ellbogengelenksdysplasie beim Hund: Röntgenologische und pathomorphologische Befunde im Vergleich" Veterinärmedizinische Fakultät, Universität Wien, Vet. med. Dis.

Schleich, S. (1997): "Vergleich klinischer, röntgenologischer und intraoperativer Befunde beim fragmentierten Processus coronoideus medialis ulnae und der Osteochondrosis dissecans an der Trochlea humeri beim Hund" Veterinärmedizinische Fakultät, Justus-Liebig Universität Giessen, Vet. med. Dis.

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

Schulz, K. S. (2009): "Gelenkerkrankungen. Chirurgie der Kleintiere" T. W. Fossum, München, Urban & Fischer: 1199ff

Schulz, K. S. (2009): "Isolierter Proc. anconaeus. Chirurgie der Kleintiere" T. W. Fossum. München, Urban & Fischer Verlag: 1268 ff

Schulz, K. S. (2010): "Elbow Arthroplastic: Terminologies and Designs" 15th Annual American College Veterinary Surgeons Symposium, San Diego, Kalifornien

Seelig, U. (2009): "Klinisch-pathologische Untersuchungen zum Ligamentum olecrani bei Hunden mit Ellbogengelenksdysplasie" Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere, Freie Universität Berlin, Vet. med. Dis.

Seiler, S. (2002): "Untersuchungen zur Entwicklung und funktionsrelevanten Morphologie antebrachialer Komponenten des kaninen Ellbogengelenks" Veterinärmedizinische Universität Wien, Vet. med. Dis.

Simank, H.G, S. Simank, A. Schuh, G. Hornsteiner, C. Stier, M. Rickert und R. Greiner-Perth (2007): "Langzeitergebnisse des anatomischen Titanhüftschaftes "Euroform" " Z. Orthop. Unfallchir. 145: 303-306

Sjöstrom, L. (1998): "Ununited anconeal process in the dog" Vet. Clin. N. Am. Small Anim. Pract. (28(1)): 75-86

Staszyk, C. und H. Gasse (2001a): "Das Foramen supratrochleare humeri: Ein Passageweg der Ellbogenarthroskopie beim Hund" Kleintierpraxis 46: 221-224

Stein, S. (2006): "Die computergestützte Ausmessung von Röntgenbildern des Ellbogengelenks mittels zweier Meßmethoden beim Berner Sennenhund" Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere, Freie Universität Berlin, Vet. med. Dis.

Stüben, J. (1967): "Über den Blut- und Wassergehalt im kompakten Knochen" Zeitschrift für die gesamte experimentelle Medizin 134 (2): 210-228

Sun Valley Animal Center (2010): "TATE Elbow Surgery"
Internetseite: http://www.svanimal.com/surgeries_TATE.php

Swenson, L., L. Audell und A. Hedhammer (1997): "Prevalence and inheritance of and selection for elbow arthrosis in Bernese mountain dogs and Rottweilers in Sweden and benefit: cost analysis of a screening and control program" J. Am. Vet. Med. Assoc. 210(2): 215-221

Temwichitr, J. (2009): "The genetic defect of fragmented coronoid process in Labrador Retrievers and other skeletal diseases in dogs" The Department of Clinical Sciences of Companion Animals, Uetrecht University, PhD

Ticer, J.W., L.Y. Kerr, H.B. Hammilton (1991): "Elbow Dysplasia in the Shar Pei" Calif Vet. 45 (3): 25-26

Tietz, E. (1997): "Über die frühzeitige Erkennung der Coronoidfraktur beim Berner Sennenhund und beim Großen Schweizer Sennenhund" Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere", Freie Universität Berlin. Vet. med. Dis.

Ubbink, G.J., J. van de Broek, H.A.W. Hazewinkel, W.T.C. Wolvekamp und J. Rothuizen (2000): "Prediction of the genetic risk for fragmented coronoid process in Labrador Retrievers" Vet. Rec. 147: 149-152

Vermote, K.A., A.L. Bergenhuyzen, I.Gielen, H. van Bree, L. Duchateau und B. van Ryssen (2009): "Elbow lameness in dogs of six years and older" Vet Comp Orthop Traumatol 23 (1): 43-50

Viehmann, B. (1998): "Zur Diagnostik der Ellbogengelenkdysplasie beim Hund: Standardröntgen, Feinfokusröntgen und computergestützte Auswertung" Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere, Freie Universität Berlin, Vet. med. Dis.

Viehmann, B., H. Waibl und L. Brunnberg (1999): "Computergestützte Auswertung von Röntgenbildern zur Erfassung von Parametern der Ellbogengelenksdysplasie Teil 1: Incisura trochlearis ulnae" Kleintierpraxis 44(8): 595-606

Wind, A. (1982): "Incidence and radiographic appearance of coronoid process"
Calif. Vet. 36: 19-25

Wind, A. und E. Packard (1986): "Elbow incongruency and developmental diseases in the dog: Part 2" J. Am. Anim. Hosp. Assoc. 22: 725-730

Winhart, S. (1991): "Zur Fraktur des Processus coronoideus medialis ulnae beim Hund"
Veterinärmedizinische Fakultät, Ludwig-Maximilian Universität. Vet. med. Dis.

Wolschrijn, C. F. und W. A. Weijs (2004): "Development of the trabecular structure within the ulnar medial coronoid process of young dogs" Anat. Rec. Part. A. 278: 514-519

10. Anhang

10.1. Anhang 1: Abkürzungsverzeichnis

a	Jahre
Abb.	Abbildung
Art.	Articulatio
BSH	Berner Sennenhund
bds.	beidseits
bzw.	beziehungsweise
CT	Computertomographie
DDH	Deutsch Drahthaar
DKH	Deutsch Kurzhaar
DSH	Deutscher Schäferhund
ED	Ellbogendysplasie
Engl. Bull.	Englische Bulldogge
FPC	Fragmentierter Processus coronoideus medialis
ggr	geringgradig
hgr	hochgradig
HU	Hounsfield Unit
I EWG	International Working Elbow Group
INC	Inkongruenz zwischen Radius und Ulna
Inc.	Incisura
k	kastriert
kg	Kilogramm
KGW	Körpergewicht
kV	Kilovolt
m	männlich
M.	Musculus
mA	Milliampère
MCD	Medial Compartment Disease
mgr	mittelgradig
mm	Millimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
MW	Mittelwert

N.	Nervus
n	Anzahl der Messungen
NSAID	non-steroidal anti-inflammatory drug
OA	Osteoarthritis
OCD	Osteochondrosis dissecans
p	Maß für Signifikanz
PMMA	Polymethylmethacrylat
Proc.	Processus
Procc.	Processi
ROI	Region of Interest
Std.abw.	Standardabweichung
SSH	Schweizer Sennenhund
T	Ergebnis vom Student T-Test
Tab.	Tabelle
UAP	Ununited anconeal process
UHMWPE	ultra high molecular weight polyethylen
VR	volume-rendering
w	weiblich
%	Prozent
°	Grad
<	kleiner
>	größer
±	plus und minus

10.2. Anhang 2: Softwareeinstellungen für die Messungen an CT-Scans

Es wurde eine Fenstergröße von 500-2500 Hounsfield, eine Schichtdicke von 1,25 mm und für jede Streckenmessung eine Zoomeinstellung von 6,5 cm gewählt.

In 5 Fenstern stellt man die Knochen in der axialen, sagittal, coronalen, volume-rendering (VR)- und 3D- Ebene dar. Zur Orientierungshilfe sollte das Reference Image angezeigt werden, das die Orientierung der gerade betrachteten Position auf der Ausgangssituation anzeigt.

Zur Erleichterung der Achsenbestimmung und den dazu angelegten Orthogonalen zur Streckenbestimmung legt man ein Raster mit 1 cm^2 auf das gesamte Bild. Man wählt die regenbogenfarbige Skala zur Darstellung verschiedener HU, um die Grenzen zwischen Compacta und Spongiosa deutlicher darstellen zu können, als bei der gewöhnlich verwendeten Grauskalierung.

Beginnt man eine Messung in einer bestimmten Ebene (sagittal, coronal, oder axial), stellt man die Darstellung um auf „oblique“. Ab diesem Zeitpunkt lässt sich der gescannte Körper dreidimensional bewegen. Auf dem großen Monitor, der die 3D-Ansicht zeigt, dreht sich der Körper mit. Dadurch sind bereits zeitgleich zwei Ebenen im Blick. Die dritte Ebene kann überprüft werden, indem man eine weitere Ansicht auf „oblique“ wechselt und diese um 90° in die fehlende Richtung bewegt. Dazu sollte man die vorher in dem ersten Fenster gewählte Einstellung sperren lassen. Tut man dies nicht und bewegt ein zweites Fenster im „oblique“-Modus, bewegen sich alle Fenster im „oblique“-Modus an dieselbe Position und eine zu überprüfende Ebene geht verloren. Zusätzlich bietet das Raster eine schnelle Möglichkeit, den Knochen an einer geraden Achse, die durch die Mitte der Markhöhle läuft, auszurichten. Gute anatomische Kenntnisse werden vorausgesetzt, um die jeweils beste Lagerung zur Bestimmung einer bestimmten Strecke zu wählen. Sind alle Strecken berechnet worden wird eine Reformatspeicherung davon angelegt.

10.3. Anhänge der Originaldaten

10.3.1. Anhang 3: Mittelwerte (MW) der Strecken 1-7 und jeder Messmethode für links und rechts getrennt [mm]

		Mittelwert 90° Lagerung links	Mittelwert 90° Lagerung rechts	Mittelwert beliebige Lagerung links	Mittelwert beliebige Lagerung rechts	Mittelwert isolierte Knochen links	Mittelwert beliebige Lagerung rechts	Mittelwert Direkt- messung links	Mittelwert Direkt- messung rechts		
Strecke	1	Hund	2	45,6	45,65	46,10	45,5	45,70	45,3	45,4	45,35
			3	35,3	35,75	35,35	35,4	35,10	34,5	35,0	35,15
			4	39,3	40,10	39,75	40,1	39,60	39,7	40,2	39,71
			5	43,0	43,15	43,00	42,2	42,91	42,8	42,7	42,87
			6	42,5	42,20	42,75	42,2	42,35	42,1	42,5	42,33
			7	56,8	56,50	56,70	57,4	56,80	57,3	56,3	57,05
			8	39,7	39,25	38,90	39,0	38,95	39,4	39,3	39,19
			9	43,2	42,95	43,05	43,4	42,70	43,3	43,2	42,90
			2	Hund	2	45,5	45,35	46,00	45,9	45,60	45,6
	3	35,7			35,70	35,75	35,3	35,00	35,6	35,0	35,16
	4	39,9			39,75	40,70	39,7	39,80	40,2	40,3	39,71
	5	43,2			43,30	43,25	42,9	43,10	42,8	42,7	42,87
	6	42,3			42,20	42,75	42,2	42,30	42,5	42,5	42,32
	7	56,7			56,45	56,75	57,1	57,15	57,2	56,4	57,05
	8	39,8			39,75	39,50	39,1	39,15	39,5	39,3	39,19
	9	43,3			43,45	43,00	43,4	42,75	42,3	43,3	42,90
	3	Hund			2	16,9	17,25	16,70	17,1	16,85	17,1
			3	14,3	14,45	14,80	14,4	14,30	14,6	14,6	14,45
			4	15,5	16,05	15,60	15,5	15,10	15,6	15,2	15,59
			5	18,0	17,85	17,30	18,0	17,45	17,8	17,6	17,90
			6	17,0	16,10	16,40	16,9	16,20	16,6	16,9	16,79
			7	20,7	20,10	20,40	19,5	20,15	19,6	20,2	20,15
			8	14,9	15,05	14,75	14,8	14,80	15,4	14,5	15,02
			9	14,8	15,00	14,50	15,2	14,30	15,3	14,9	14,91
			4	Hund	2	17,9	16,80	17,85	17,4	17,45	17,5
	3	14,6			14,75	15,00	14,8	14,60	14,8	14,8	14,73
	4	15,6			15,80	15,55	16,1	15,90	15,8	15,3	15,53
5	17,5	17,75			17,75	17,4	17,70	18,1	17,8	17,57	
6	16,9	16,85			16,60	17,5	16,30	16,9	17,1	17,10	
7	20,1	19,95			20,30	21,0	20,50	20,2	20,2	20,17	
8	15,1	15,20			15,35	15,1	15,60	15,2	15,0	15,02	
9	14,7	15,45			15,10	15,3	14,80	15,0	15,3	15,13	
5	Hund	2			20,5	20,15	20,10	19,6	20,10	19,8	19,9
		3	13,7	12,75	13,60	12,8	13,05	12,5	13,5	12,86	
		4	18,8	18,20	18,75	18,6	18,30	18,6	19,0	18,60	
		5	20,0	19,40	19,80	19,7	19,55	19,9	19,8	19,65	
		6	17,1	17,10	17,50	16,7	16,90	16,5	17,8	17,80	
		7	27,0	27,55	26,80	27,3	26,25	27,4	27,0	27,38	
		8	18,2	18,10	18,15	18,4	18,80	18,2	18,6	18,76	
		9	19,6	20,20	18,70	19,6	18,80	19,2	19,9	20,04	
		6	Hund	2	11,0	10,85	10,80	10,8	10,45	10,8	10,9
3	8,8			8,75	8,75	8,9	8,80	8,8	8,9	8,95	
4	11,2			11,45	11,50	11,4	11,15	11,4	11,0	11,01	
5	11,3			10,70	10,60	10,6	10,60	10,9	10,8	10,64	
6	10,3			10,25	10,65	10,5	10,50	10,0	10,9	10,50	
7	17,8			17,15	17,85	17,5	17,45	17,9	17,2	17,25	
8	10,3			10,30	10,25	10,2	10,15	9,9	10,4	10,28	
9	11,3			11,15	11,20	10,0	10,85	10,9	10,7	10,55	
7	Hund			2	20,7	20,25	20,30	20,1	20,40	20,1	20,5
		3	16,5	15,65	15,65	16,0	15,55	16,2	16,2	16,20	
		4	17,7	18,95	17,75	18,7	17,90	18,7	18,0	18,45	
		5	19,0	20,55	19,75	20,9	19,55	20,5	19,4	20,09	
		6	19,2	18,50	18,75	18,9	19,25	19,0	18,8	18,77	
		7	22,7	22,80	21,85	21,9	21,85	22,3	22,4	22,36	
		8	16,3	16,35	16,40	16,6	16,55	16,4	16,8	16,75	
		9	15,8	16,30	16,35	16,5	16,70	16,8	16,3	16,45	

10.3.2. Anhang 4: Originaldaten der 1. Messung, linke Seite, aller vier Messmethoden zur Validierung [mm]

			1. Messung, 90° Lagerung, links	1. Messung, beliebige Lagerung, links	1. Messung, isolierte Knochen, links	1. Messung, Direktmessung, links	
Hund	2	Strecke	1	45,5	46,1	45,7	45,4
			2	45,0	45,8	45,7	45,4
			3	16,4	16,4	16,8	17,1
			4	17,7	17,8	16,9	17,4
			5	20,4	19,8	20,0	19,8
			6	10,7	10,9	10,7	10,9
			7	20,4	20,3	20,0	20,5
	3	Strecke	1	35,3	34,8	34,7	35,0
			2	35,6	35,7	35,2	35,0
			3	14,0	14,8	13,9	14,6
			4	14,6	15,0	14,3	14,8
			5	13,8	13,6	13,2	13,6
			6	8,5	8,7	8,5	8,9
			7	16,2	15,5	15,7	16,1
	4	Strecke	1	39,5	40,2	40,1	40,2
			2	39,9	40,8	40,5	40,3
			3	15,3	15,5	14,9	15,1
			4	15,2	15,4	15,9	15,2
			5	18,7	19,1	18,2	18,9
			6	11,4	11,4	11,2	11,2
			7	17,6	17,6	17,5	17,9
	5	Strecke	1	42,8	43,2	42,9	42,7
			2	43,0	43,3	43,3	42,7
			3	17,6	17,3	17,2	17,5
			4	17,9	17,7	17,8	17,9
			5	20,4	19,6	19,7	19,8
			6	11,2	10,2	10,8	10,9
			7	19,2	19,5	19,6	19,4
	6	Strecke	1	41,9	42,8	42,7	42,6
			2	42,0	42,7	42,7	42,6
			3	16,9	16,2	16,2	16,8
			4	16,9	16,6	16,3	17,1
			5	16,8	17,6	17,3	17,8
			6	10,3	10,8	10,5	10,9
			7	18,9	19,2	19,2	18,9
	7	Strecke	1	56,5	56,9	56,4	56,1
			2	56,9	57,0	57,3	56,3
			3	20,6	20,2	20,0	20,1
			4	20,0	20,0	20,5	20,0
			5	27,2	26,6	26,0	26,9
			6	17,8	17,9	17,6	17,3
			7	23,0	22,0	22,7	22,3
	8	Strecke	1	39,5	38,8	38,8	39,5
			2	39,7	39,8	39,1	39,5
			3	14,7	14,5	14,5	14,5
			4	14,6	15,3	15,6	14,9
			5	18,7	18,5	18,9	18,8
			6	10,5	10,3	10,1	10,4
			7	16,4	16,1	16,8	16,8
9	Strecke	1	42,9	43,2	42,7	43,0	
		2	43,2	42,8	42,7	43,1	
		3	14,7	14,6	14,3	15,1	
		4	14,5	14,6	14,9	15,3	
		5	19,1	18,7	18,7	20,0	
		6	11,2	11,3	10,5	10,6	
		7	15,4	16,3	16,6	16,3	

10.3.3. Anhang 5: Originaldaten der 2. Messung, linke Seite, aller vier Messmethoden zur Validierung [mm]

			2. Messung, 90° Lagerung, links	2. Messung, beliebige Lagerung, links	2. Messung, isolierte Knochen, links	2. Messung, Direktmessung, links	
Hund	2	Strecke	1	45,7	46,1	45,7	45,4
			2	46,0	46,2	45,5	45,3
			3	17,3	17,0	16,9	17,3
			4	18,0	17,9	18,0	17,6
			5	20,5	20,4	20,2	20,0
			6	11,3	10,7	10,2	10,9
			7	21,0	20,3	20,8	20,5
	3	Strecke	1	35,3	35,9	35,5	34,9
			2	35,7	35,8	34,8	34,9
			3	14,6	14,8	14,7	14,7
			4	14,6	15,0	14,9	14,8
			5	13,6	13,6	12,9	13,4
			6	9,1	8,8	9,1	8,9
			7	16,9	15,8	15,4	16,3
	4	Strecke	1	39,0	39,3	39,1	40,2
			2	39,9	40,6	39,1	40,2
			3	15,7	15,7	15,3	15,4
			4	15,9	15,7	15,9	15,4
			5	18,8	18,4	18,4	19,0
			6	10,9	11,6	11,1	10,9
			7	17,7	17,9	18,3	18,1
	5	Strecke	1	43,2	42,8	42,9	42,7
			2	43,4	43,2	42,9	42,7
			3	18,3	17,3	17,7	17,6
			4	17,0	17,8	17,6	17,6
			5	19,7	20,0	19,4	19,7
			6	11,3	11,0	10,4	10,7
			7	18,9	20,0	19,5	19,3
	6	Strecke	1	43,0	42,7	42,0	42,4
			2	42,5	42,8	41,9	42,4
			3	17,1	16,6	16,2	16,9
			4	16,9	16,6	16,3	17,1
			5	17,3	17,4	16,5	17,8
			6	10,3	10,5	10,5	10,9
			7	19,5	18,3	19,3	18,7
	7	Strecke	1	57,1	56,5	57,2	56,5
			2	56,5	56,5	57,0	56,5
			3	20,7	20,6	20,3	20,2
			4	20,1	20,6	20,5	20,5
			5	26,8	27,0	26,5	27,1
			6	17,7	17,8	17,3	17,2
			7	22,4	21,7	21,0	22,4
	8	Strecke	1	39,8	39,0	39,1	39,1
			2	39,9	39,2	39,2	39,1
			3	15,0	15,0	15,1	14,6
			4	15,5	15,4	15,6	15,1
			5	17,7	17,8	18,7	18,5
			6	10,0	10,2	10,2	10,3
			7	16,1	16,7	16,3	16,8
	9	Strecke	1	43,4	42,9	42,7	43,3
			2	43,4	43,2	42,8	43,5
			3	14,9	14,4	14,3	14,7
			4	14,9	15,6	14,7	15,2
			5	20,1	18,7	18,9	19,8
			6	11,4	11,1	11,2	10,8
			7	16,2	16,4	16,8	16,3

10.3.4. Anhang 6: Originaldaten der 1. Messung, rechte Seite, aller vier Messmethoden zur Validierung [mm]

			1. Messung, 90° Lagerung, rechts	1. Messung, beliebige Lagerung, rechts	1. Messung, isolierte Knochen, rechts	1. Messung, Direktmessung, rechts	
Hund	2	Strecke	1	45,4	45,6	45,1	45,4
			2	44,9	45,5	45,5	45,5
			3	16,9	16,5	16,5	17,0
			4	16,4	16,9	17,2	16,9
			5	20,1	19,4	19,7	19,9
			6	10,8	10,6	10,8	10,5
			7	19,8	19,6	20,1	19,8
	3	Strecke	1	35,9	35,9	34,5	35,3
			2	35,7	35,5	35,9	35,3
			3	14,4	14,0	14,0	14,3
			4	14,3	14,6	14,3	14,8
			5	12,9	12,9	12,4	12,8
			6	9,1	8,9	8,8	8,8
			7	15,6	16,4	16,2	16,1
	4	Strecke	1	40,1	39,7	39,3	39,7
			2	39,7	39,4	40,0	39,7
			3	16,0	15,1	15,4	15,4
			4	15,5	15,9	16,0	15,5
			5	18,0	18,7	18,2	18,7
			6	11,8	11,3	11,2	10,9
			7	18,9	18,9	18,9	18,4
	5	Strecke	1	42,9	42,5	42,7	43,0
			2	43,4	43,2	42,7	43,0
			3	17,8	18,2	18,3	17,9
			4	18,0	17,4	18,1	17,6
			5	19,5	19,9	19,9	19,6
			6	10,7	10,2	10,8	10,6
			7	19,9	20,5	20,5	20,1
	6	Strecke	1	42,2	41,8	42,0	42,4
			2	42,2	42,2	43,1	42,4
			3	16,0	16,8	16,6	16,7
			4	16,8	17,4	16,9	17,1
			5	17,1	16,7	15,9	17,8
			6	10,6	10,0	10,0	10,5
			7	18,5	18,8	18,9	18,4
	7	Strecke	1	56,4	57,5	57,3	57,1
			2	56,2	56,8	57,2	57,0
			3	20,1	19,4	19,2	20,0
			4	19,8	20,9	20,1	20,1
			5	27,7	27,4	27,6	27,5
			6	17,0	17,4	18,1	17,3
			7	23,0	22,0	22,6	22,6
	8	Strecke	1	38,9	38,8	39,5	39,1
			2	39,9	39,1	39,4	39,1
			3	14,9	14,7	15,3	14,9
			4	15,2	14,9	15,7	15,0
			5	18,0	18,5	18,3	18,8
			6	10,1	10,3	10,0	10,2
			7	15,9	16,2	16,5	16,7
9	Strecke	1	43,0	43,3	43,5	42,8	
		2	43,6	43,6	42,4	42,8	
		3	15,1	15,6	14,9	14,9	
		4	15,9	15,6	14,5	15,1	
		5	20,3	19,6	19,3	20,0	
		6	11,0	10,0	10,9	10,5	
		7	16,2	16,5	16,7	16,5	

10.3.5. Anhang 7: Originaldaten der 2. Messung, rechte Seite, aller vier Messmethoden zur Validierung [mm]

			2. Messung, 90° Lagerung, rechts	2. Messung, beliebige Lagerung, rechts	2. Messung, isolierte Knochen, rechts	2. Messung, Direktmessung, rechts	
Hund	2	Strecke	1	45,9	45,4	45,5	45,3
			2	45,8	46,2	45,6	45,3
			3	17,6	17,6	17,6	17,0
			4	17,2	17,9	17,9	16,8
			5	20,2	19,8	19,8	19,8
			6	10,9	11,0	10,8	10,4
			7	20,7	20,5	20,1	19,8
	3	Strecke	1	35,6	34,9	34,4	35,0
			2	35,7	35,1	35,3	35,0
			3	14,5	14,7	15,2	14,6
			4	15,2	15,0	15,2	14,6
			5	12,6	12,6	12,5	12,9
			6	8,4	8,8	8,8	9,1
			7	15,7	15,7	16,2	16,3
	4	Strecke	1	40,1	40,4	40,0	39,7
			2	39,8	39,9	40,3	39,7
			3	16,1	15,9	15,7	15,7
			4	16,1	16,2	15,6	15,6
			5	18,4	18,5	19,0	18,5
			6	11,1	11,5	11,5	11,1
			7	19,0	18,4	18,5	18,5
	5	Strecke	1	43,4	41,9	42,8	42,7
			2	43,2	42,5	42,9	42,7
			3	17,9	17,8	17,3	17,9
			4	17,5	17,4	18,0	17,6
			5	19,3	19,4	19,8	19,7
			6	10,7	11,0	10,9	10,7
			7	21,2	21,2	20,4	20,1
	6	Strecke	1	42,2	42,5	42,2	42,2
			2	42,2	42,2	41,9	42,2
			3	16,2	17,0	16,6	16,9
			4	16,9	17,5	16,8	17,1
			5	17,1	16,6	17,0	17,8
			6	9,9	10,9	10,0	10,5
			7	18,5	19,0	19,0	19,1
	7	Strecke	1	56,6	57,2	57,2	57,0
			2	56,7	57,3	57,1	57,1
			3	20,1	19,7	20,0	20,3
			4	20,1	21,0	20,2	20,2
			5	27,4	27,1	27,2	27,3
			6	17,3	17,6	17,7	17,2
			7	22,6	21,8	21,9	22,1
	8	Strecke	1	39,6	39,2	39,2	39,3
			2	39,6	39,0	39,5	39,3
			3	15,2	14,8	15,4	15,2
			4	15,2	15,2	14,6	15,0
			5	18,2	18,3	18,1	18,7
			6	10,5	10,0	9,7	10,3
			7	16,8	17,0	16,2	16,8
	9	Strecke	1	42,9	43,5	43,0	43,0
			2	43,3	43,1	42,3	43,0
			3	14,9	14,7	15,6	14,9
			4	15,0	15,0	15,4	15,2
			5	20,1	19,6	19,0	20,1
			6	11,3	10,0	10,9	10,6
			7	16,4	16,4	16,8	16,4

10.3.6. Anhang 8: Originaldaten der Trocknungsmessung (Scheibenpräparate) [mm]

Strecken	Messung im getrockneten Zustand	Messung im feuchten Zustand	Differenz zwischen feuchtem und getrocknetem Zustand
1	3,46	3,47	-,01
2	3,29	3,29	,00
3	2,87	2,98	-,11
4	3,42	3,58	-,16
5	3,09	2,80	,29
6	2,59	2,82	-,23
7	2,70	2,55	,15
8	7,96	7,84	,12
9	18,02	17,98	,04
10	6,00	6,10	-,10
11	23,47	23,23	,24
12	6,63	6,55	,08
13	7,57	7,91	-,34
14	11,51	11,05	,46
15	3,33	3,38	-,05
16	2,06	2,59	-,53
17	3,07	3,07	,00
18	3,43	3,50	-,07
19	3,33	3,44	-,11
20	3,42	2,90	,52
21	2,10	2,37	-,27
22	6,73	6,73	,00
23	17,37	17,82	-,45
24	7,30	7,30	,00
25	21,88	22,04	-,16
26	6,93	6,84	,09
27	7,67	7,60	,07
28	1,86	1,86	,00
29	2,08	2,22	-,14
30	1,98	2,09	-,11
31	2,59	2,58	,01
32	1,92	2,05	-,13
33	1,87	1,88	-,01
34	1,77	1,83	-,06
35	7,35	7,41	-,06
36	17,48	17,56	-,08
37	6,11	6,30	-,19
38	22,22	22,12	,10
39	6,45	6,35	,10
40	7,66	7,69	-,03
41	10,35	10,66	-,31
42	2,53	2,57	-,04
43	2,21	2,25	-,04
44	2,63	2,69	-,06
45	2,21	2,29	-,08
46	2,63	2,63	,00
47	2,45	2,57	-,12
48	2,42	2,48	-,06
49	7,29	7,32	-,03
50	17,34	17,34	,00
51	6,50	6,72	-,22
52	21,92	22,16	-,24
53	6,69	6,67	,02
54	7,32	7,35	-,03
55	10,56	10,47	,09

10.3.7. Anhang 9: Originaldaten der Trocknungsmessung (Balkenpräparate) [mm]

Strecke	Messung im getrockneten Zustand	Zustand im feuchten Zustand	Differenz zwischen feuchtem und getrocknetem Zustand
56	2,21	2,15	,06
57	1,94	2,13	-,19
58	1,98	2,04	-,06
59	1,46	1,57	-,11
60	2,32	2,39	-,07
61	2,37	2,43	-,06
62	2,23	2,29	-,06
63	3,02	3,01	,01
64	1,92	1,91	,01
65	1,57	1,59	-,02
66	1,90	1,91	-,01
67	1,80	2,09	-,29
68	2,48	2,40	,08
69	2,09	2,18	-,09
70	1,56	1,54	,02
71	2,41	2,50	-,09
72	1,70	1,80	-,10
73	2,00	1,80	,20
74	1,55	1,65	-,10
75	2,02	2,11	-,09
76	1,92	2,14	-,22
77	2,92	3,09	-,17
78	2,06	2,12	-,06
79	3,92	2,74	1,18
80	2,37	2,47	-,10
81	2,48	1,78	,70
82	1,75	2,13	-,38
83	2,11	1,97	,14
84	2,21	1,89	,32
85	2,07	2,00	,07
86	1,78	1,93	-,15
87	4,53	4,37	,16
88	2,24	2,14	,10
89	1,54	1,60	-,06
90	1,71	1,80	-,09
91	1,87	1,84	,03
92	1,80	1,96	-,16
93	1,78	2,04	-,26
94	1,77	1,77	,00
95	2,56	2,60	-,04
96	1,80	1,88	-,08
97	1,76	1,69	,07
98	8,24	7,94	,30
99	9,58	9,42	,16
100	9,37	9,33	,04
101	7,54	7,58	-,04
102	7,31	7,59	-,28
103	11,99	12,25	-,26
104	10,63	10,81	-,18
105	7,89	8,07	-,18
106	11,23	11,45	-,22
107	10,92	11,28	-,36
108	5,56	5,79	-,23
109	9,88	9,89	-,01
110	11,82	12,22	-,40
111	8,40	8,38	,02
112	10,44	10,50	-,06
113	8,47	8,65	-,18
114	8,23	8,27	-,04

10.3.8. Anhang 10: Originaldaten der rassespezifischen morphometrischen Untersuchung Teil1 (äußere Abmaße von Humerus, Radius und Ulna) [mm]

Seite	Patientennummer	Humerus			Radius				Ulna			
		l	t	h	B _{FR}	L _{FR}	T _{FR1}	T _{FR2}	T _I	H _I	B _{PC}	α
Golden Retriever												
links	1	39,9	14,9	14,7	16,3	12,2	1,3	1,3	4,9	16,6	20,1	156,2
rechts	1	39,8	14,8	14,1	16,6	12,8	1,5	1	4,6	16,5	19,4	158,2
links	2	36	13,9	13,8	17,4	12,9	2,4	0,8	5,8	17	22,5	159,1
rechts	2	36,2	14,2	14,1	17,5	12,1	2,3	0,7	5,6	17,3	21,9	156,1
links	3	37,7	14,7	15,1	17,5	12,7	1,8	1,1	4,5	16,9	19,2	157,9
rechts	3	37,1	15,2	15,5	16,8	12,5	1,6	1	4,8	17,5	19,5	158,4
		37,4	14,8	14,4	17,1	12,6	1,7	1,0	4,9	17,0	19,8	158,1
Bordeauxdogge												
links	4	50,7	16,9	18,4	23	17,5	1,6	1	6,4	21,9	22,5	148,3
rechts	4	50,1	16,5	18	21,3	15,9	1,8	1,1	6,4	21,2	21,7	152,7
links	5	45,3	15,7	17	16	9,1	2,7	1,6	6,5	19,9	25,3	156,3
rechts	5	45,5	14,1	17,2	16,4	10	2,1	1,2	5,5	21,2	24,8	157
links	6	46,3	15,1	16,3	18,1	12,8	1,7	1,2	5,8	20,6	21,5	160,8
rechts	6	46,7	15,3	16	21,1	14,3	1,8	1,3	6	20,4	22,3	171,4
Mittelwerte		46,5	15,5	17,1	19,6	13,55	1,8	1,2	6,2	20,9	22,4	156,65
Rottweiler												
links	7	42,2	16	16,8	18,9	14,1	1,7	1,1	5,6	19,9	23,1	160,3
rechts	7	42,4	16,1	16,7	18	14,6	1,6	1,1	5,4	19,5	23,1	159,6
links	8	35,4	13,1	13,6	17,1	11,4	1,6	1,1	5,5	15,4	19,6	160,4
rechts	8	36	13,4	13,7	17,5	12	1,7	1,2	5,7	15	20	158,3
links	9	39	15,7	16,8	18,7	15,6	2	0,8	6	19,9	20,4	153,3
rechts	9	38,9	16	16,4	17,5	16	1,7	1	4,3	18,1	21,2	151
Mittelwerte		38,95	15,85	16,55	17,75	14,35	1,7	1,1	5,55	19,5	20,8	158,95
DSH												
links	10	37,3	14,7	15,1	15,3	12	1,8	1,3	5,3	16,2	18,6	151,3
rechts	10	36,8	14	14,7	14,1	12	1,6	0,2	5,4	16,5	17,6	156,2
links	11	45,5	17,6	18,9	20,1	17,5	2,2	1,1	6,7	21,1	22,3	151,3
rechts	11	44,6	18	18,6	20,2	17,8	3,6	1,7	7,4	20,9	18	155,8
links	12	40,9	16,3	16,5	18	17,7	1,9	1	6,3	20,4	19,1	151,2
rechts	12	40,9	15,5	15,9	18,9	17,5	2,2	1,1	5,6	17,9	19,1	156,6
links	13	41,1	17,2	17,7	19,7	17,7	3,6	0,6	7,8	21,1	20,2	146,5
rechts	13	41,1	17,3	17,8	19,4	16,6	2,4	0,6	7,2	21,6	20,7	146
Mittelwerte		41,1	17,25	17,75	19,55	17,6	2,3	1,05	6,95	21	19,65	151,25
Labrador Retriever mit ED												
links	14	40,8	13,9	14,1	16,8	13,9	2,2	1	5,2	16,1	22,2	144,1
rechts	14	39,7	12,3	12,6	17,7	15,1	2,5	1,3	4,6	13,4	22,8	150,6
links	15	34	12	12,6	14,6	12,6	2,1	0,5	5	14,5	17,8	148,9
rechts	15	33,8	10,8	11,5	15,5	11,3	1,7	1,1	4,9	14,6	17,9	153,5
links	16	40,6	13,7	14,5	18,6	15,5	2,2	0,1	5,5	17,5	22,3	151,7
rechts	16	41,5	14,7	13,4	18	15,1	2	1	5	17	21	152,5
Mittelwert		40,15	13	13	17,25	14,5	2,15	1	5	15,35	21,6	151,15

Seite	Patienten- nummer	Humerus			Radius				Ulna			
		l	t	h	B _{FR}	L _{FR}	T _{FR1}	T _{FR2}	T _i	H _i	B _{PC}	α
Labrador Retriever ohne ED												
links	17	37,5	12,1	13	16,3	13,5	1,8	0,7	4,1	14,1	16,7	155,6
rechts	17	37,3	12,9	12,9	16	13	1,9	0,7	3,8	14,4	17,2	155
links	18	39,6	14,3	14,3	17,2	13,9	1,7	0,9	5,4	16,8	17	145,5
rechts	18	39,5	14,7	15	16,1	13,2	2,5	1	5,1	16,7	17,3	148,1
links	19	37,5	13,8	14,6	17,1	14,4	1,7	1	5,7	16,6	18,4	152,4
rechts	19	37,3	13,7	14,3	17,5	13,7	1,9	1,2	4,8	15,6	19,8	148,2
Mittelwerte		37,5	13,75	14,3	16,7	13,6	1,85	0,95	4,95	16,1	17,25	150,3
BSH												
links	20	44,1	15,4	15,6	17,5	13,5	2,3	0,8	6,9	17,7	20,8	147,8
rechts	20	44,3	15	16	21,5	17,6	2,1	1,2	6,2	18,1	21,5	150,1
links	21	42,5	15,4	16	16,4	12,4	1,4	1	6,3	19,1	19,7	148,9
rechts	21	42,8	15,5	17	19,4	14,1	2,1	1	6,4	18,6	19	151,3
links	22	42,9	17,4	16,9	18,9	16,4	1,3	1	6,8	19,8	20,8	149,6
rechts	22	42,4	17,5	16,9	19,4	15,6	2,7	1	6	19,7	20,8	147,5
Mittelwerte		42,85	15,45	16,45	19,15	14,85	2,1	1	6,35	18,85	20,8	149,25

10.3.9. Anhang 11: Originaldaten der rassespezifischen morphometrischen Untersuchung Teil 2 (Markhöhlenparameter) [mm]

Seite	Patientennummer	Humerus					Radius				Ulna				
		MH _{ap}	MH _L	MH _m	MH3 _{ml}	MH3 _{ap}	MR _{ap}	MR _{ml}	MR3 _{ap}	MR3 _{ml}	MU _{ml}	Mu _{ap}	MU3 _{ml}	MU3 _{ap}	
Golden Retriever															
links	1	19	5	11	9,1	10,2	8,3	12	5	6,6	6	6,7	5,3	5,5	
rechts	1	18,3	4,5	10,5	9,1	10,2	7,6	10,3	5,2	6,0	5,5	7	5,1	5,6	
links	2	13,8	3,8	7	7,4	8,8	9,6	12,4	2,9	5,9	6,5	7,3	5,1	5,4	
rechts	2	14,5	4,1	7,5	7,4	9,1	10	12,8	4,1	6,0	6,2	6,7	5,1	5,5	
links	3	16,1	4,8	8,7	7,7	8,6	8,5	12,4			6,7	7,4			
rechts	3	17,2	5,3	7,9	7,8	8,4	8,4	11,3			6,6	7,8			
Mittelwerte		16,7	4,7	8,3	7,8	9,0	8,5	12,2	4,6	6,0	6,4	7,2	5,1	5,5	
Bordeauxdoggen															
links	4	28,8	11,2	14,9	17,9	22,3	9,8	17,4	4,8	8,1	11	13,2	11,4	15	
rechts	4	26,3	9,1	13	18,3	20,2	10,1	17,4	5	8,4	11,2	12,7	11,3	15	
links	5	22,1	6,7	11,4			9	14,4	4,8	7,4	6,5	6,5	5,6	8,9	
rechts	5	24,1	8,3	12,6			9,3	13,8			7,3	8			
links	6	20,3	7,3	11	10,1	12,6	4,6	9,1	4,4	8,6	8,7	8,9	8,5	9	
rechts	6	21,8	5,8	11,6	11,6	13,8	4,8	8,8	4,8	8,8	8,4	8,6	9	9,1	
Mittelwerte		23,1	7,8	12,1	14,75	17	9,15	14,1	4,8	8,4	8,55	8,75	9	9,1	
Rottweiler															
links	7	18,9	5,8	13,4	12,7	14,2	11,5	14	4,8	9,8	9	9,6	7,4	9,5	
rechts	7	18	6	12,1	12,7	13,8	11,5	12	5	9,4	9	10	6,8	8,9	
links	8	18,2	3,2	6,3			10	10			6,9	7			
rechts	8	17,4	4	5,3			10	10			6,8	7,5			
links	9	18,2	6,3	10,7	12,9	13,6	9,3	12,2	7,3	9,3	9,8	11,6	9,3	9,3	
rechts	9	21,5	5,6	10,6	12,1	13,6	9,7	10,8	5,8	7,6	11,4	12,8	9,2	9,2	
Mittelwerte		18,2	5,7	10,65	12,7	13,7	10	11,4	5,4	9,4	9	9,8	8,3	9,25	
DSH															
links	10	18,5	4,7	11,3	10	11,6	10,7	13,3	6	6,5	7,3	7,4			
rechts	10	18,3	4,4	10,5	11	11,6	5	12,4	2,6	9,7	5	11,2	5,3	9,3	
links	11	20,8	7	14,3	14,3	14,8	10,8	13,8	8,3	11,1	10,8	11,8	10,7	10,7	
rechts	11	20,7	7,4	13,7	14,4	14,8	10,1	10,9	8,6	10,5	10,7	12,8	11,4	11,7	
links	12	19,9	3,8	12,7	10,3	11,8	7	8,5	4,6	5,8	8,1	9,1	7,6	8,3	
rechts	12	19,6	7,6	12,9	11,4	13,5	6,1	7,1	6	6,5	8,6	10,2	8,2	8,8	
links	13	18,2	5,8	11,9	10,5	12,3	7,4	15,6	3	7,0	7,4	8,3	6,3	7,5	
rechts	13	19,2	4,9	11,1	10,7	11	8,4	11,7	5,2	5,8	7,2	8,4	6,5	6,9	
Mittelwerte		19,75	6,4	12,8	11,05	12,9	7,9	11,3	5,6	6,8	8,35	9,65	7,9	8,55	

Seite	Patienten- nummer	Humerus					Radius				Ulna			
		MH _{ap}	MH _L	MH _m	MH3 _{ml}	MH3 _{ap}	MR _{ap}	MR _{ml}	MR3 _{ap}	MR3 _{ml}	MU _{ml}	Mu _{ap}	MU3 _{ml}	MU3 _{ap}
Labrador Retriever ohne ED														
links	14	20,3	3	8,8	6,8	8,8	5,1	5,6	5,7	6,5	5,9	6,7	3,9	5,7
rechts	14	20,8	2,7	8,2	7,4	7,4	5,1	5,5	3,4	4,6	5,7	6,3	4,8	5,6
links	15	18,2	3,7	8,8	10	10,7	4,5	6,8	3,4	4,1	4,6	3,6	4,8	5,4
rechts	15	17,1	4,8	9,5	10,3	10,5	4,2	7,8	3,3	4,1	3,6	5,9	3,7	6,5
links	16	20,5	3,1	9,3	8,3	9	7	10,5	3,4	8,0	4,5	6,4	4,2	7,9
rechts	16	21,2	2,8	8,5	8,1	9,1	8,3	9,3	2,3	7,9	4,7	6,7	4,2	8,1
Mittelwerte		20,4	3,05	8,8	8,2	9,05	5,1	7,3	3,4	5,6	4,65	6,35	4,2	6,1
Labrador Retriever mit ED														
links	17	17,8	2,9	8,4	7	9,5	4,6	12,7	2,6	8,0	3,1	8,8	4,2	8,2
rechts	17	17,5	3	10	7,9	9,2	3,1	8,3	2,6	7,2	3,7	8,2	3,6	8,6
links	18	21	4,8	10,3	8,6	9,2	5,2	7,9	2,3	7,3	5,5	6,8	4,5	8,1
rechts	18	19,8	4,6	9,7	9,7	9,8	7,7	10,8			5,8	5,8	5	8,4
links	19	14,4	4,1	7,5	6,2	7,2	6,2	8,2	2,6	7,5	5,3	5,6	3,8	8,5
rechts	19	18,5	4,8	7,1	7,1	9,1	6,2	9,5	2,7	7,6	5,6	5,8	4	8,6
Mittelwerte		18,15	4,35	9,05	7,5	9,2	5,7	8,9	2,6	7,5	5,4	6,3	4,1	8,45
BSH														
links	20	18,5	4,7	11	8,7	9,6	9,9	15	4,7	7,7	5,5	7,4	5,6	8
rechts	20	18,3	3,6	10,7	10	11,1	10	12,4	5	6,4	4,8	5,5	6,2	6,2
links	21	21,5	4,6	12,4	10,1	12,8	11,6	15	4,3	0,1	6,3	7,1	5,6	7,7
rechts	21	22,4	4,8	13,8	9,8	12,6	10,3	16,6	4,1	6,3	5	7,4	5,6	8,1
links	22	21,4	5,8	13	10	12,1	10,6	16,2	5,3	7,0	6,2	8,5	7,6	8,2
rechts	22	21,6	5,2	11,3	9,9	12,1	10,5	13,8	4,9	8,8	6,2	8		
Mittelwerte		21,45	4,75	11,85	9,95	12,1	10,4	15	4,8	6,7	5,85	7,4	5,6	8

10.3.10. Anhang 12: Originaldaten der rassespezifischen morphometrischen Untersuchung Teil 3 (Parameter zur Beschreibung der Isometrie) [in mm]

Seite	Patienten-nummer	f	e	g	hu _T	hu _C	hu _{theor}	hu	hu _{PC}	s1	s3
Golden Retriever											
links	1	11,6	21	11,9	4,4	3	1,4	1,4	1,8	1,4	2,5
rechts	1	10,5	20,5	11,7	4,1	2,5	1,7	1,4	1,6	1,4	2,8
links	2	10,4	18,5	11,8	3,7	2,3	1,4	2	2,4	2,1	2,8
rechts	2	10,6	18,1	11,9	3,8	2,1	1,7	1,8	2,1	2,2	2,9
links	3	10,9	19,1	11,4	3,4	2	1,4	1,4	1,5	1,6	
rechts	3	10,7	18,9	11,6	3,5	2,1	1,4	1,5	1,4	1,3	
Mittelwerte		10,8	19,4	11,7	3,8	2,3	1,5	1,6	1,8	1,7	2,8
Bordeauxdoggen											
links	4	14,3	26,9	12,8	5,5	3,2	2,3	2,1	2,5	3,2	3,3
rechts	4	14	26,7	13	4,8	3	1,8	1,8	2,2	3,1	3,4
links	5	12,8	23,2	12,6	4,6	3,6	1	1	2,3	2,2	3,4
rechts	5	12,6	23,8	12,6	4,7	3,6	1,1	1,1	2,1	1	3,4
links	6	12,7	24,6	12,9	5,1	3,6	1,5	0,9	1,7	1,7	3
rechts	6	12,9	24,7	12,8	5,4	3,2	1,8	2,2	1,8	2,1	2,8
Mittelwerte		13,2	25,0	12,78	5,07	3,4	1,6	1,5	2,1	2,2	3,2
Rottweiler											
links	7	11,7	22,2	12,2	4,1	2,9	1,2	1,5	2,3	2,3	3,2
rechts	7	11,7	21,7	12,1	3,8	2,8	1	1,5	2,3	2	3,5
links	8	9,5	17,5	10,7	4,2	2,7	1,5	1,5	1,8	1,2	
rechts	8	9,3	18	10,6	4	2,9	1,1	1,8	1,8	1,7	
links	9	10,7	19,6	12,2	3,4	2,1	1,3	1,3	2,3	1,4	2,1
rechts	9	10,5	19,4	12,2	3,5	2,3	1,2	1,1	1,9	1,1	1,7
Mittelwerte		10,6	19,7	11,7	3,8	2,6	1,2	1,4	2,1	1,6	2,6
DSH											
links	10	11,3	20,1	11,3	3,8	2,2	1,6	1,4	0,8	1,4	2,9
rechts	10	11,6	20,2	11,3	3,3	1,8	1,5	1,5	1,2	1,5	2,1
links	11	11,4	22,3	12,8	5,5	3,7	1,8	0,8	2	1,9	4,6
rechts	11	11	20,9	13	3	2,2	0,8	0,8	2,1	2,3	4
links	12	11,4	19,9	13,8	5,5	3,7	1,8	1,9	2,2	1,2	1,5
rechts	12	11,9	20,8	14,2	5,6	3,5	2,1	2,2	1,4	2,1	2,1
links	13	10,5	19,9	14,2	4	2,2	1,8	1,8	2	1,7	3,9
rechts	13	10,9	20,8	13,6	4,1	1,8	2,3	2,2	1,4	1,7	4,5
Mittelwerte		11,2	20,8	13,6	4,6	2,85	1,8	1,6	1,85	1,8	3,4
Labrador Retriever ohne ED											
links	14	10,3	20,9	13,1	4,3	2,8	1,5	1,5	1,7	1,8	1,8
rechts	14	10,3	21,1	11,9	3,8	4,8	1	1,2	2,3	1,3	2,1
links	15	9,2	16,8	10,1	4,4	2,7	1,7	1,5	2,1	2	2
rechts	15	9,6	16,3	9	4,2	2,7	1,5	1,8	1,5	1	1,7
links	16	10,9	20,6	10,8	4,6	3,3	1,3	1,2	2,5	1,7	3,4
rechts	16	10,7	21,8	12,2	5	3,9	1,1	1,3	2,3	0,7	3,2
Mittelwerte		10,2	19,6	11,2	4,4	3,4	1,3	1,4	2,1	1,4	2,4

Seite	Patienten- nummer	e	f	g	hu _T	hu _C	hu _{theor}	hu	hu _{PC}	s1	s3
Labrador Retriever mit ED											
links	17	11,5	19,1	11	4,6	2,9	1,7	1,3	2,6	1,8	2,3
rechts	17	10,7	19,3	11	4,6	2,5	2,1	2,1	2	2,2	2,3
links	18	12	21,4	11,6	5,4	3,6	1,8	1,5	2	1,2	2,1
rechts	18	11,4	20,2	11,6	5	3,6	1,4	1,4	1,9	1,2	2,3
links	19	11,7	18,3	10,2	3,7	2	1,7	1,4	1,7	1,2	2,3
rechts	19	11,8	17,9	10	3,5	1,8	1,7	1,5	1,6	1	2,5
Mittelwerte		11,5	19,4	10,9	4,5	2,7	1,7	1,5	2,0	1,4	2,3
BSH											
links	20	10,7	22,6	12,1	4,8	3	1,8	1,2	3,2	2,3	5,3
rechts	20	11	21,5	12,3	5	3	2	1,3	2,8	2,6	6,3
links	21	10,7	21,2	11,9	4	2,5	1,5	1,5	2,7	3,3	5,6
rechts	21	11	21,8	11,9	3,9	3,3	0,6	1,1	2,4	3	6,2
links	22	11,2	21,5	12,4	4,3	2,9	1,4	0,8	4,2	2,3	5,3
rechts	22	11,4	20,9	12,1	4,4	2,9	1,5	1,5	3,2	2,5	4,8
Mittelwerte		11	21,6	12,1	4,4	2,9	1,5	1,2	3,1	2,7	5,6

10.4. Anhang 13: Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Linke Art. cubiti in lateraler Ansicht.....	5
Abb. 2: Distales Endstück des linken Humerus in kranialer Ansicht.....	7
Abb. 3: Proximales Endstück des Radius in kranialer Ansicht.....	7
Abb. 4: Proximales Endstück der Ulna in kranialer Ansicht	8
Abb. 5: Lokalisation röntgenologisch nachweisbarer Osteophyten an Ellbogengelenken mit ED (Hazewinkel, 2009).....	15
Abb. 6: Haltevorrichtung für die 90° Lagerung	31
Abb. 7: Lagerung standardisiert im 90° Winkel, kraniokaudale Ansicht.....	32
Abb. 8: Lagerung im 90° Winkel, laterale Ansicht (oben), CT-Scout (unten).....	33
Abb. 9: Lagerung in beliebig gewählter Position, kraniokaudale Ansicht.....	34
Abb. 10: Lagerung in beliebig gewählter Position, CT-Scan, ventrodorsale 3D-Ansicht	35
Abb. 11: geschnittener, linker Humerus, kraniale Ansicht.....	37
Abb. 12: Foto des Trocknungsgerätes Übersicht (links) und Sicht auf die beiden 250 W Glühbirnen zur Trocknung (rechts)	38
Abb. 13: Extrahierter Humerus nach Trocknung im UltraX (Vorversuch)	38
Abb. 14: Beispielbild einer Scheibe und daran gemessene Strecken, hier dargestellt am getrockneten Knochen	40
Abb. 15: Beispielbild eines Balken und daran gemessene Strecken, hier dargestellt am getrockneten Knochen	40
Abb. 16: Gemessene Strecken 1-7, dargestellt am mazerierten Knochen (oben) und am CT-Scan (unten).....	42
Abb. 17: Darstellung eines Boxplots nach Bland- Altman mit den in dieser Arbeit verwendeten Intervallen	46
Abb. 18: Messdifferenzen der Größen von Scheiben- und Balkenpräparaten vor und nach der Trocknung im Boxplot (95%-Konfidenzintervall).....	49
Abb. 19: Messdifferenzen in mm von Scheiben- und Balkenpräparaten vor und nach der Trocknung gruppiert nach absoluter Probengröße im Boxplot (95%-Konfidenzintervall).....	50
Abb. 20: Messdifferenzen von Scheiben- und Balkenpräparaten vor und nach der Trocknung entsprechend Abb. 19 relativ zur absoluten Probengröße	50
Abb. 21: Differenz beider Messreihen der 90° Lagerung (bds.), aufgeteilt nach Strecke 1-7.....	53
Abb. 22: Differenzen beider Messreihen der beliebigen Lagerung (bds.), aufgeteilt nach Strecke 1-7	53
Abb. 23: Differenz beider Messreihen der isolierten Knochen (bds.), aufgeteilt nach Strecke 1-7	54

Abb. 24: Differenz der Mittelwerte der CT-gestützten Streckenmessung an isolierten Knochen und der Direktmessung am Knochen (in mm), dargestellt im Boxplot (95%-Konfidenzintervall).....	56
Abb. 25: Differenz der Mittelwerte zwischen der CT-gestützten Streckenmessung in 90° Lagerung und der Direktmessung am Knochen, dargestellt im Boxplot (95%-Konfidenzintervall).....	57
Abb. 26: Differenz der Mittelwerte der CT-gestützten Streckenmessungen in beliebiger Lagerung und der Direktmessung am Knochen, dargestellt im Boxplot (95%-Konfidenzintervall).....	58
Abb. 27: Strecken zur Beschreibung des Condylus humeri, dargestellt am mazerierten Knochen (oben) und am CT-Scan (unten)	64
Abb. 28: Parameter zur Bewertung von Isometrie und Spiegelbildlichkeit der Art. cubiti, dargestellt am mazerierten Knochen (oben) und im CT-Scan (unten).....	66
Abb. 29: Parameter zur Beschreibung der Inc. trochlearis, dargestellt am mazerierten Knochen (oben) und im CT-Scan (unten)	67
Abb. 30: Strecken zur Bestimmung der Fovea capitis radii, dargestellt am mazerierten Knochen (oben) und im CT-Scan (unten)	69
Abb. 31: Bestimmung der Spaltbreite zwischen Radius und Ulna im Bereich der Art. radioulnaris proximalis , dargestellt am mazerierten Knochen (links) und im CT-Scan (rechts)	70
Abb. 32: Markhöhlendurchmesser des Humerus, dargestellt am mazerierten Knochen (oben) und im CT-Scan (unten).....	71
Abb. 33: Markhöhlendurchmesser des Radius, dargestellt am Knochenpräparat	72
Abb. 34: Markhöhlendurchmesser der Ulna, dargestellt am Knochenpräparat	72
Abb. 35: Markhöhlendurchmesser von Radius und Ulna, dargestellt im CT-Scan	73
Abb. 36: Vergleich ED-betroffener und ED-freier Hunde, dargestellt an der Größe des Gelenks (Parameter S)	77
Abb. 37: Boxplots: Mittelwerte der Höhenunterschiede zwischen Trochlea humeri und Capitulum humeri (Tab.15), rassespezifisch	80

10.5. Anhang 14: Tabellenverzeichnis

Tab. 1a: Graduierung der Ellbogengelenksdysplasie (ED)	16
Tab. 1b: Rasse der Hunde, die Anzahl, der prozentuelle Anteil der an ED erkrankten Tiere und das ED- Ausmaß nach Angaben der Orthopedic Foundation for Animals (2009)	18
Tab. 2: Gewählte Strecken für Validierung und Vergleich der einzelnen Messmethoden	41
Tab. 3: Liste der Patienten der Validierung der CT-gestützten Messungen	48
Tab. 4: Mittelwerte der Messdifferenzen der Scheiben- und Balkenpräparate vor und nach der Trocknung. Beschreibung der Mittelwerte, des Standardfehlers, Student T-Test und damit p (Sig. (2-seitig))	51
Tab. 5: Beschreibung der Signifikanz der Differenz zwischen der ersten und zweiten Messwiederholung jeder Lagerung (bds.)	52
Tab. 6: T-Test zur Beschreibung der Signifikanz der Differenz der Mittelwerte zwischen Direktmessung und den verschiedenen Lagerungen	58
Tab. 7: Parameter, die am Humerus gemessen wurden	61
Tab. 8: Parameter, die an der Ulna gemessen wurden	62
Tab. 9: Parameter, die am Radius und im Spalt zwischen Radius und Ulna gemessen wurden.....	63
Tab. 10: Parameter, die anhand der gewonnenen Daten berechnet wurden	63
Tab. 11: Übersicht der ausgewählten Tiere und Rassen zur Datenerhebung	75
Tab. 12: Vergleich der Art. cubiti dexter et sinister der Probanden.....	76
Tab. 13: Parameter zur Darstellung der Proportionen im Vergleich: Mittelwerte (\pm Standardabweichung)	78
Tab. 14: Relative Größe verschiedener morphometrisch relevanter Parameter, berechnet als prozentualer Anteil an der Größe des Gelenks (S)	78
Tab. 15: Mittelwerte der Parameter Isometrie und Spiegelbildlichkeit	79
Tab. 16: Spaltbreiten zwischen Radius und Ulna auf Höhe der Art. radioulnaris proximalis.....	81
Tab. 17: Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (Std.abw.), Minimum und Maximum der Morphometrie des Humerus bei den Hunden der Studie.....	82
Tab. 18: Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (Std.abw.), Minimum und Maximum der Morphometrie des Radius bei den Hunden der Studie	83
Tab. 19: Mittelwerte(MW) und Standardabweichungen (Std.abw.), Minimum und Maximum der Morphometrie der Ulna bei den Hunden der Studie	84

11. Publikationsliste

K. Loth, L. Brunnberg (2012): Vergleichende Morphometrie des Ellbogengelenks großer, für Ellbogengelenksdysplasie prädisponierter Hunderassen

Vortrag, Doktorandensymposium der Veterinärmedizinischen Fakultät, FU Berlin

K. Loth, L. Brunnberg (2011): Morphometrische Datenerhebung am Ellbogengelenk großer Hunderassen

Posterpräsentation, Doktorandensymposium der Veterinärmedizinischen Fakultät, FU Berlin

12. Danksagung

Ich danke Ihnen, Herr Prof. Brunnberg, für die Überlassung meines Themas, die Unterstützung meiner Doktorarbeit und meiner selbst und alles, was ich von Ihnen lernen konnte. Es war und ist ein gutes Gefühl, mir Ihrer Unterstützung sicher sein zu dürfen.

Dr. Melanie Wergin und Rüdiger Obst aus der radioonkologischen Abteilung der Kleintierklinik: Bilder hoch und Bilder runter, Hounsfield größer und Hounsfield kleiner, Reformatspeicherung oder doch mehr, Raster ja und Verzweiflung nein.

Die Pathologie der FU Berlin hat mir freundlicherweise bei der Mazeration und dem Zersägen der Knochen geholfen. Vor allem Ines' außergewöhnliche Hilfsbereitschaft dabei hat mich beeindruckt.

Danke an meine lieben Kollegen in der Kleintierklinik und besonders denen – Alex, Christine, George, Hanna, Isa, Jördis und Simone -, die mir zu Freunden geworden sind. Ob fachliche Gespräche, gemeinsame Dienste, wertvolle Ratschläge und Tipps, Humor in jeder Lebenslage, gemeinsames Zeitverbringen nach Dienstschluss- so hat „Berlin“ doppelt soviel Spaß gemacht.

Alice, ganz sicher gilt das nicht nur für nächtliches gemeinsames Werken an unseren Doktorarbeiten: Zusammen ist man weniger allein! (WG-Außenstelle Schöneberg schließt mit dieser Arbeit)

Danke für das große Glück meine Freunde, insbesondere Judith und Marc, außerhalb der Kleintierklinik immer, immer, immer an meiner Seite zu haben; wie gut tat manches offene Ohr.

Bassi, mein großer großartiger Bruder, was hätte ich ohne deinen Rat und das gemeinsame fröhliche Eintauchen in die Tiefen der Statistik getan.

Mama und Papa, ich kann mich kaum für alles bedanken, was ihr mir in meinem Leben gegeben, geholfen und mich unterstützt habt; aber vielleicht kann ich euch hiermit ein Stück zurückgeben: VOLLENDET!

13. Selbstständigkeitserklärung

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

Berlin, den 29.04.2013

Kristina Loth