

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

und

aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Ludwig-Maximilians-Universität München
(Univ.-Prof. Dr. Dr. med. habil. Dipl.-Ing. V. Jansson)

angefertigt unter Anleitung von
Univ.-Prof. Dr. Dr. med. vet. habil. U. Matis

**Untersuchungen zur Entwicklung einer Endoprothese für das canine
Ellbogengelenk**

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Tierärztlichen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

von
Stephanie Ilse Steigmeier
aus
München

München 2011

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

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Braun

Referent: Univ.-Prof. Dr. Matis

Korreferent: Priv.-Doz. Dr. Maierl

Univ.-Prof. Dr. Stangassinger

Univ.-Prof. Dr. Gabius

Univ.-Prof. Dr. Zerbe

Tag der Promotion: 30. Juli 2011

Meinen Eltern

*Dass mir der Hund das Liebste sei,
sagt Du, oh Mensch, sei Sünde,
mein Hund ist mir im Sturme treu,
der Mensch nicht mal im Winde.
Franz von Assisi*

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
2.	Literaturübersicht	3
2.1.	Anatomie des Ellbogengelenks und der Radioulnargelenke des Hundes	3
2.1.1.	Knochen	3
2.1.1.1.	Oberarmknochen	3
2.1.1.2.	Speiche und Elle	4
2.1.1.3.	Sesambein	6
2.1.2.	Bänder	6
2.1.3.	Gelenkkapsel	7
2.1.4.	Gelenkknorpel	8
2.1.5.	Muskeln des Ellbogengelenks	10
2.1.6.	Muskeln der Radioulnargelenke	11
2.2.	Gelenkmechanismus	12
2.3.	Belastungsverhältnisse im Ellbogengelenk	14
2.3.1.	Subchondrale Knochendichte	15
2.3.2.	Knorpelspaltlinien und Knochenspaltlinien	19
2.3.3.	Kontaktflächen und Gelenkspalt des Ellbogengelenks	21
2.4.	Biomechanik der Schultergliedmaße	25
2.4.1.	Biostatik der Schultergliedmaße	25
2.4.2.	Biodynamik der Schultergliedmaße	29
2.4.2.1.	Kinetik der Schultergliedmaße	31
2.4.2.2.	Kinematik der Schultergliedmaßen	34
2.5.	Erkrankungen des Ellbogengelenks	37
2.5.1.	Cubarthrose	37
2.5.2.	Ellbogendysplasie	41
2.6.	Endoprothesen des caninen Ellbogengelenks	44
2.6.1.	Teilendoprothesen	45
2.6.2.	Totalendoprothesen	45
2.6.2.1.	Prothese nach Conzemius	46
2.6.2.2.	Prothese nach Cook	49
2.6.2.3.	IOWA-Prothese	51

2.6.2.4.	Prothese nach Lewis	54
2.6.2.5.	Prothese nach Smirthwaite	58
2.6.2.6.	TATE-Ellbogenprothese (TATE-Elbow™)	61
2.7.	Computertomographie	65
3.	Material und Methoden	68
3.1.	Computertomographische Untersuchung	68
3.2.	Oberflächenform der humeralen und ulnaren Gelenkfläche des Deutschen Schäferhunds und dessen Mischlingen	69
3.2.1.	Humorale Gelenkfläche	69
3.2.2.	Ulnare Gelenkfläche	75
3.3.	Oberflächenform der humeralen, ulnaren und radialen Gelenkfläche verschiedener Rassen	77
3.4.	Größenverteilung der distalen Gleitfläche des Humerus	82
4.	Ergebnisse	86
4.1.	Oberflächenform der humeralen und ulnaren Gelenkfläche des Deutschen Schäferhunds und dessen Mischlingen	86
4.1.1.	Humorale Gelenkfläche	86
4.1.2.	Ulnare Gelenkfläche	98
4.1.3.	Korrelationen	100
4.2.	Oberflächenform der humeralen, ulnaren und radialen Gelenkfläche verschiedener Rassen	102
4.2.1.	Humorale Gleitfläche des Ellbogengelenks	102
4.2.2.	Ulnare Gleitfläche des Ellbogengelenks	107
4.2.3.	Radiale Gleitfläche des Ellbogengelenks	111
4.3.	Größenverteilung der distalen Gleitfläche des Humerus	115
5.	Diskussion	118
5.1.	Oberflächenform der humeralen und ulnaren Gelenkfläche des Deutschen Schäferhunds und dessen Mischlingen	118
5.2.	Oberflächenform der humeralen, ulnaren und radialen Gelenkfläche verschiedener Rassen	122
5.2.1.	Humorale Gelenkfläche	122
5.2.2.	Ulnare Gelenkfläche	124
5.2.3.	Radiale Gelenkfläche	125
5.3.	Größenverteilung der distalen Gleitfläche des Humerus	126

5.4.	Ausblick.....	128
6.	Zusammenfassung.....	129
7.	Summary.....	132
8.	Anhang.....	135
9.	Quellenverzeichnis.....	136
10.	Danksagung.....	159

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Topographische Darstellung der durchschnittlichen subchondralen Knochendichte des linken Humerus von 29 Hunden (aus Maierl 2003); Ansicht von kaudomedial (a), kaudal (b), kaudolateral (c), distal (d) und kranial (e).....	17
Abb. 2: Topographische Darstellung der durchschnittlichen subchondralen Knochendichte der linken Ulna von 29 Hunden (aus Maierl 2003), Ansicht von medial (a), kranial (b), lateral (c), kranioproximal (d) und kraniodistal (e).....	18
Abb. 3: Topographische Darstellung der durchschnittlichen subchondralen Knochendichte des linken Radius von 29 Hunden; Ansicht von proximal (aus Maierl 2003).....	18
Abb. 4: ...Kontaktfläche des Humerus eines Deutschen Schäferhunds bei zunehmender Belastung (aus Maierl 2003).....	22
Abb. 5: Kontaktfläche der Ulna eines Deutschen Schäferhunds bei zunehmender Belastung (aus Maierl 2003).....	23
Abb. 6: Kontaktfläche des Radius eines Deutschen Schäferhunds bei zunehmender Belastung; Ansicht von proximal (aus Maierl 2003).....	24
Abb. 7: Lage des Körperschwerpunkts abhängig vom Körperbau (aus Larché 1962).....	26
Abb. 8: Knochenpunkte zur Erhebung der Gelenkwinkel (aus Off, 1992).....	28
Abb. 9: Ausrichtung der Bodenreaktionskräfte (BRK) des gesunden Hundes im Schritt (nach Budsberg et al. 1987).....	31
Abb. 10: Vertikale BRK der Schultergliedmaße als Vielfaches des Körpergewichts beginnend mit der Standphase.....	32
Abb. 11: Loading und Unloading der vertikalen BRK während der Standphase.....	33
Abb. 12: Vertikale und kraniokaudale Bodenreaktionskraft.....	33
Abb. 13: Beispiel eines Hundes mit auf den Knochenpunkten der Vordergliedmaße angebrachten Markern und den dadurch definierten Gelenkwinkeln.....	35

Abb. 14: Vertikale BRK und Abfolge der Flexion und Extension von Schulter-, Ellbogen- und Karpalgelenk beginnend mit der Standphase.....	36
Abb. 15: Prothese nach Conzemius, Ansicht von lateral (aus Conzemius 2001).....	47
Abb. 16: Prothese nach Conzemius; Ansicht von kranioventral (aus Conzemius 2001).....	48
Abb. 17: Prothese nach Cook (aus Cook et al. 2008).....	50
Abb. 18: Humerale Komponente; Ansicht von lateral, kranial und kaudal (aus Conzemius et al. 2008).....	52
Abb. 19: Humerale Komponente; Ansicht von lateral (aus Conzemius et al., 2000).....	52
Abb. 20: Radioulnare Komponente; Ansicht von lateral, kranial und kaudal (aus Conzemius et al. 2008).....	53
Abb. 21: Radioulnare Komponente; Ansicht von lateral (aus Conzemius et al. 2000).....	53
Abb. 22: Bestimmung des Winkels α anhand der Ulna (aus Lewis et al. 2004).....	55
Abb. 23: Prothese nach Lewis (aus Lewis et al. 2004).....	57
Abb. 24: Prothese nach Smirthwaite; Ansicht von kraniolateral (aus Smirthwaite et al. 2010).....	59
Abb. 25: Prothese nach Smirthwaite; Ansicht von lateral (aus Smirthwaite et al. 2010).....	60
Abb. 26: Einzelkomponenten der TATE-Prothese (aus Acker et al. 2008).....	62
Abb. 27: Zusammengesetzte TATE-Prothese (aus Acker et al. 2008).....	62
Abb. 28: Operationstechnik der TATE-Prothese (aus Déjardin und Guillou 2010).....	64
Abb. 29: Lage der TATE-Prothese im Ellbogengelenk nach der Implantation.....	64
Abb. 30: Beispiel eines 3-dimensionalen Körpers des distalen Humerus generiert aus den computertomographischen Aufnahmen.....	72
Abb. 31: Beispiel eines Humerus (blau) und der von ihm abgegriffenen Gelenkfläche (rot).....	72

Abb. 32: Beispiel einer humeralen Gleitfläche mit in der Trochlea humeri eingelagerter Kugel; Ansicht von kranial.....	73
Abb. 33: Beispiel einer humeralen Gleitfläche mit in der Trochlea humeri eingelagerter Kugel; Ansicht von medial.....	73
Abb. 34: Beispiel eines Humerus mit Einzeichnung der Messung der Breite der humeralen Gelenkfläche; Ansicht von kranial (links) und von kaudal (rechts).....	74
Abb. 35: Beispiel eines 3-dimensionalen Körpers der proximalen Ulna generiert aus den computertomographischen Aufnahmen; Ansicht von kranial.....	75
Abb. 36: Beispiel einer Ulna und der von ihr abgegriffenen Gelenkfläche; Ansicht von kraniolateral.....	75
Abb. 37: Beispiel einer ulnaren Gleitfläche mit eingelagerter Kugel; Ansicht von kranial (oben links), von lateral (oben rechts) und von medial (links).....	76
Abb. 38: Beispiel des 3-dimensionalen Körper von Humerus (links) und Ulna (rechts).....	80
Abb. 39: Beispiel des Beispiel des 3-dimensionalen Körpers eines Radiusköpfchens.....	81
Abb. 40: Beispiel eines Radius und der von ihm abgegriffenen Gelenkfläche, Ansicht von kranial.....	82
Abb. 41: Gewichtsverteilung der 100 Hunde.....	84
Abb. 42: Altersverteilung der 100 Hunde.....	84
Abb. 43: Innendurchmesser der Trochlea humeri der 3 Hunde.....	88
Abb. 44: Mittlere humerale Gleitfläche der 32 Hunde (rot).....	88
Abb. 45: Standardabweichung der humeralen Gleitfläche der Deutschen Schäferhunde und deren Mischlingen vom Rassemittel.....	89
Abb. 46: 3D-Vergleich der Gleitfläche des Humerus Nr. 11 mit der mittleren Gleitfläche; Ansicht von kranial (links) und von ventral (rechts).....	89
Abb. 47: 3D-Vergleich der Gleitfläche des Humerus Nr. 12 mit der mittleren Gleitfläche; Ansicht von kranial (links) und von ventral (rechts).....	90
Abb. 48: Punkte der maximalen Abweichung übertragen auf die mittlere Gleitfläche des Humerus; Ansicht von kranial (links) und von ventral (rechts).....	90

Abb. 49: Punkte der maximalen Abweichung übertragen auf die mittlere Gleitfläche des Humerus; Ansicht von kaudolateral (links) und von kaudomedial (rechts).....	91
Abb. 50: Mittlere Gleitfläche aller 32 Humeri mit in der Trochlea humeri eingepasster Kugel; Ansicht von kranial (links) und von dorsal (rechts).....	91
Abb. 51: Mittlere Gleitfläche aller 32 Humeri mit in der Trochlea humeri eingepasster Kugel; Ansicht von lateral (links) und von medial (rechts).....	92
Abb. 52: Beispiel einer Gleitfläche mit in den lateralen Epicondylus humeri integrierter Kugel; Ansicht von kranial (links) und von dorsal (rechts)	93
Abb. 53: Beispiel einer Gleitfläche mit in den lateralen Epicondylus humeri integrierter Kugel; Ansicht von lateral (links) und von medial (rechts).....	93
Abb. 54: Beispiel einer Gleitfläche mit in den medialen Epicondylus humeri integrierten Kegel; Ansicht von kranial (links) und von dorsal (rechts)	95
Abb. 55: Beispiel einer Gleitfläche mit in den medialen Epicondylus humeri integrierten Kegel; Ansicht von medial (links) und von lateral (rechts).....	96
Abb. 56: Standardabweichung der ulnaren Gleitfläche der Deutschen Schäferhunde und deren Mischlingen vom Rassemittel.....	99
Abb. 57: 3D-Vergleich der Gleitfläche der Ulna Nr. 11 (links) und Nr. 17 (rechts) mit der mittleren Gleitfläche; Ansicht von kranial.....	99
Abb. 58: Punkte der maximalen Abweichung übertragen auf die mittlere Gleitfläche der Ulna; Ansicht von kranial (oben links), lateral (oben rechts) und medial (links).....	100
Abb. 59: Punkte der maximalen Abweichung übertragen auf die mittlere Gleitfläche des Humerus; Ansicht von kranial (links) und von ventral (rechts).....	106
Abb. 60: Punkte der maximalen Abweichung übertragen auf die mittlere Gleitfläche des Humerus; Ansicht von kaudomedial (links) und von kaudolateral (rechts).....	106

Abb. 61: Punkte der maximalen Abweichung übertragen auf die mittlere Gleitfläche der Ulna; Ansicht von kranial (oben links), von lateral (oben rechts) und von medial (links).....	110
Abb. 62: Punkte der maximalen Abweichung übertragen auf die mittlere Gleitfläche des Radius; Ansicht von dorsal.....	114
Abb. 63: Innendurchmesser der Trochlea humeri der rechten Humeri der 100 Hunde in aufsteigender Folge.....	115
Abb. 64: Innendurchmesser der Trochlea humeri des rechten Humerus in Relation zum Körpergewicht.....	116
Abb. 65: Einteilung des Innendurchmessers der Trochlea humeri und Darstellung der Häufigkeit des Auftretens.....	116
Abb. 66: Einteilung des Innendurchmessers der Trochlea humeri und Darstellung der Häufigkeit des Auftretens.....	117

Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Standwinkel des Ellbogengelenks nach Rasse.....	29
Tab. 2:	Morphologische Daten der Deutschen Schäferhunde und deren Mischlinge.....	71
Tab. 3:	Morphologische Daten der untersuchten Rassen.....	79
Tab. 4:	Aufstellung der untersuchten Rassen.....	83
Tab. 5:	Innendurchmesser der Trochlea humeri der DSH und DSH-Mischlinge.....	87
Tab. 6:	Durchmesser der Innenkugel im lateralen Condylus und das Verhältnis zum Innendurchmesser der Trochlea humeri.....	94
Tab. 7:	Messwerte der humeralen Gleitfläche der 32 Hunde.....	97
Tab. 8:	Durchmesser der Kugel in der Incisura trochlearis ulnae.....	98
Tab. 9:	Standardabweichung der Gleitfläche des Humerus der Hunde vom jeweiligen Rassemittel.....	103
Tab. 10:	Mittlere Standardabweichung der humeralen Gleitfläche der Hunde vom jeweiligen Rassemittel.....	104
Tab. 11:	Abweichung der mittleren Gleitflächen des Humerus der verschiedenen Rassen.....	105
Tab. 12:	Standardabweichung der Gleitflächen der Ulna der Hunde vom jeweiligen Rassemittel.....	107
Tab. 13:	Mittlere Standardabweichung der ulnaren Gleitfläche der Hunde vom jeweiligen Rassemittel.....	109
Tab. 14:	Abweichung der mittleren Gleitflächen der Ulna der verschiedenen Rassen.....	109
Tab. 15:	Standardabweichung der Gleitflächen des Radius der Hunde vom jeweiligen Rassemittel.....	111
Tab. 16:	Mittlere Standardabweichung der radialen Gleitfläche des Radius der Hunde vom jeweiligen Rassemittel.....	113
Tab. 17:	Abweichung der mittleren Gleitflächen des Radius der verschiedenen Rassen.....	113
Tab. 18:	Werte des Kegels im medialen Epicondylus humeri.....	133

Abkürzungen

Art.	Articulatio
BRK	Bodenreaktionskraft
BSH	Berner Sennenhund
CT	Computertomographie
DSH	Deutscher Schäferhund
DSH-Mischling	Mischling des Deutschen Schäferhundes
ED	Ellbogendysplasie
FCP	fragmentierter Processus coronoideus
FrBd	Französische Bulldogge
IPA	isolierter Processus anconaeus
KGW	Körpergewicht
Lig.	Ligamentum
LR	Labrador Retriever
m	männlich
mk	männlich-kastriert
M.	Musculus
N	Newton
N.	Nervus
NL	Neufundländer
OA	Osteoarthrose
Proc.	Processus
w	weiblich
wk	weiblich-kastriert

1. Einleitung

Erkrankungen des Ellbogengelenks sind ein häufiger Grund für das Auftreten einer Lahmheit beim Hund (Fox et al. 1983, Hayes et al. 1979). Die bedeutendste Erkrankung stellt dabei die Ellbogendysplasie dar. Bardet (2004) spricht bei der Ellbogendysplasie sogar von der häufigsten Lahmheitsursache beim Hund. Zahlreiche Untersuchungen haben sich mit der Früherkennung und Behandlung der Erkrankungen des Ellbogengelenks beschäftigt, dennoch tritt in ihrer Folge häufig eine Osteoarthritis (Cubarthrose) auf. Diese chronische, progressive Arthritis kann am Ellbogengelenk durch konservative oder nicht gelenkersetzende Maßnahmen oft nicht adäquat behandelt werden und die Behandlungen, die zur Schmerzfreiheit des Patienten führen, haben erhebliche motorische Einschränkungen zur Folge (Déjardin und Guillou 2010).

Der Bedarf nach einer Endoprothese des Ellbogengelenks ist zweifelslos vorhanden. Der Gelenkersatz stellt bei Erkrankungen des Hüftgelenks eine etablierte Therapie dar (Liska 2010a). Sogar eine Endoprothese des Kniegelenks beginnt sich zu etablieren (Liska 2010b). Für das Ellbogengelenk wurden in den letzten 20 Jahren bereits verschiedene Systeme mit unterschiedlichen Funktionsprinzipien entwickelt (Acker und Van Der Meulen 2007, Conzemius et al. 2000, Conzemius 2001, Cook et al. 2008, Cook et al. 2010, Déjardin und Guillou 2010, Lewis et al. 2004, Turner 2009). Viele dieser Systeme wurden aufgrund einer sehr hohen Komplikationsrate nach den ersten klinischen Versuchen nicht weiter verfolgt. Auch die beiden im Moment kommerziell erhältlichen Systeme (IOWA-, TATE-Prothese) führen zwar bei erfolgreicher Implantation zur Schmerzfreiheit, unterliegen jedoch weiterhin im Vergleich zu den Endoprothesen anderer Gelenke einer hohen Komplikationsrate. Selbst bei einem komplikationsfreien Verlauf ist die Rekonvaleszenz langwierig und in vielen Fällen bleibt ein biomechanisch verändertes Gangbild zurück.

In der Humanmedizin sind Totalendoprothesen seit den 1970-er Jahren ein fester Bestandteil der Therapie posttraumatischer oder degenerativer Erkrankungen des Ellbogengelenks (Loehr et al. 2003). Aufgrund der unterschiedlichen biomechanischen Verhältnisse des humanen Ellbogengelenks, im Vergleich zum

Caninen Gelenk, lassen sich die in der Humanmedizin gewonnenen Erkenntnisse jedoch nur bedingt auf den Hund übertragen.

Die optimale Endoprothese des Ellbogengelenks ersetzt die geschädigte Gelenkfläche unter Erhaltung der biomechanischen Verhältnisse. Ihre Implantation schont die anatomischen Strukturen und geht nur mit einem geringen Knochensubstanzverlust einher. Die Operationstechnik lässt wenig Platz für intraoperative Fehler. Durch die genannten Punkte bleibt die Komplikationsrate niedrig und die postoperative Rehabilitationsphase kurz. Daneben dürfen wirtschaftliche Punkte nicht außer Acht gelassen werden. Der reine Oberflächenersatz der Gelenkfläche würde viele dieser Punkte erfüllen. Um jedoch einen solchen Gelenkersatz entwickeln zu können, müssen folgenden Fragen geklärt werden, die im Rahmen dieser Dissertation untersucht werden sollen:

Inwieweit unterscheiden sich die Gelenkflächen der Hunde einer Rasse?

Inwieweit unterscheiden sich die Gelenkflächen von Humerus, Radius und Ulna der Hunde unterschiedlicher Rassen?

Verhält sich die Größe der Gelenkfläche proportional zu Größe des Hundes?

2. Literaturübersicht

2.1. Anatomie des Ellbogengelenks und der Radioulnargelenke des Hundes

Bei dem Ellbogengelenk (Art. cubiti) handelt es sich um ein zusammengesetztes Gelenk (Evans 1993b, Salomon 2005). Es artikulieren der Condylus humeri, die Incisura trochlearis ulnae und die Fovea capitis radii miteinander. Zudem ist das Ellbogengelenk ein Scharniergelenk (Liebich und König 2001). Das Gelenk selbst lässt sich unterteilen in die Art. humeroulnaris und die Art. humeroradialis. Des Weiteren ist die Art. radioulnaris proximalis von der Gelenkkapsel eingeschlossen und wird daher zum Ellbogengelenk gezählt. Zur Vollständigkeit sei die Art. radioulnaris distalis erwähnt, da deren Beweglichkeit Einfluss auf die Biomechanik des Ellbogengelenks nehmen kann. Der größere Teil der Last wird durch das Humeroradialgelenk getragen (Salomon 2005, Vollmerhaus und Roos 1980). Einen kleinen Teil der Last trägt das Humeroulnargelenk des Hundes, es wirkt zudem stabilisierend und bewegungseinschränkend.

2.1.1. Knochen

2.1.1.1. Oberarmknochen

Der Oberarmknochen, Humerus, ist ein langer Röhrenknochen (Nickel et al. 1992a, Salomon 2005). Er ist in der Regel schlank, kann allerdings bei chondrodystrophen Rassen von gedrungener, gebogener Form und zum Teil in seiner Achse gedreht sein (Vollmershaus et al., 1994). Der Aufbau des Humerus erlaubt eine Gliederung in ein proximales Endstück mit dem Gelenkkopf, den Schaft und das distale Endstück mit dem Gelenkknorren, Condylus humeri (Salomon 2005). Die Gelenkfläche des Gelenkkopfs, Caput humeri, ist längsoval und konvex gewölbt und seine Mittelachse steht in einem Winkel von 115-120° zur Längsachse des Schaftes (Vollmerhaus et al. 1994). Das Caput humeri ist durch einen Hals, den Collum humeri, vom Humerusschaft zu unterscheiden. Durch die Drehung des Humerusschaftes um

seine Längsachse, bilden die Querachse des Caput humeri und die Querachse durch den Condylus humeri einen Winkel von 15° (Vollmerhaus et al. 1994).

Das distale Endstück trägt den Gelenkknorrn, Condylus humeri, welchen man in das laterale Capitulum humeri als Gegenspieler zur Fovea capitis radii und die mediale Trochlea humeri als Widerlager für die Incisura trochlearis ulnae unterteilt (Evans 1993a, Nickel et al. 1992a, Salomon 2005). Da das Caput radii deutlich größer ist als das Capitulum humeri, hat es ebenfalls Kontakt zum lateralen Teil der Trochlea humeri (DeLahunta und Habel 1986a). Kaudal über dem Condylus humeri liegt die Fossa olecrani. Sie nimmt bei Streckung des Ellbogengelenks den Proc. anconaeus der Ulna auf und ist beim Hund in der Regel über das Foramen supratrochleare mit der kranial liegenden Fossa radialis verbunden (Nickel et al. 1992a, Salomon 2005, Vollmerhaus et al. 1994). In seltenen Fällen fehlt ein Foramen supratrochleare. Dies ist für kleine Hunde, wie den Dachshund, typisch (Detels 1980, Salomon 2005).

Sowohl medial als auch lateral an der Trochlea humeri sind je eine Bandgrube und ein Bandhöcker für den Ursprung der Seitenbänder des Ellbogengelenks vorhanden (Salomon 2005). Kaudal der Trochlea befinden sich zwei große Fortsätze, der Epicondylus medialis, der als Ursprung der Beugemuskeln des Unterarms dient, und der kleinere Epicondylus lateralis, der die meisten Streckmuskeln des Unterarms entlässt (Dyce et al. 1991, Evans 1993a, Nickel et al. 1992a, Salomon 2005, Vollmerhaus et al. 1994).

Vollmerhaus et al. (1983) beschreiben eine Besonderheit des Ellbogengelenks des Dackels im Vergleich zu normalwüchsigen Hunden. Bei dieser Rasse ist die Querachse durch den Condylus humeri um 10° nach dorsolateral verschoben. Daher führt eine Beugung des Ellbogens zu einer Außenrotation von 15° . Das Ellbogengelenk des Dackels wird deshalb als Schraubengelenk bezeichnet.

2.1.1.2. Speiche und Elle

Speiche (Radius) und Elle (Ulna) bilden das Skelett des Unterarms (Salomon 2005). Beide Knochen sind beim Hund durchgehend ausgebildet, wobei sich die Ulna nach distal deutlich verjüngt. Die Elle befindet sich in Pronationsstellung der Gliedmaße in

ihrem proximalen Abschnitt kaudomedial zur Speiche, ihr distales Ende liegt dann der Speiche kaudolateral an. Nach Vollmerhaus und Roos (1980) findet sich diese gekreuzte Stellung von Elle und Speiche bereits ab der Geburt und bleibt zeitlebens erhalten. Die beiden Knochen beschreiben einen Winkel von 10° zueinander. Beim Hund sind beide Knochen durch die Membrana interossea antebrachii gelenkig miteinander verbunden, nur ein kleines Spatium interosseum antebrachii bleibt frei (Salomon 2005). Dies ermöglicht dem Hund eine Rotationsbewegung im Unterarm (Vollmerhaus et al. 1994, Salomon 2005).

Der Radius ist ein Röhrenknochen und lässt sich in den proximalen Radiuskopf, Caput radii, den Schaft, Corpus radii, und eine distale Gelenkknorre, Trochlea radii, untergliedern (Salomon 2005). Das Caput radii trägt eine querovale Gelenkfläche, die Fovea capitis, und ist durch das Collum radii vom Schaft getrennt (Evans 1993a). An der kaudalen Seite des Caput radii befindet sich eine wenige Millimeter hohe, umlaufende Gelenkfläche, die Circumferentia articularis radii. Sie bildet mit der Elle in der Incisura radialis ulnae das proximale Radioulnargelenk. (Koch und Berg 1985, Nickel et al. 1992a, Salomon 2005, Vollmerhaus et al. 1994). Dorsomedial an der proximalen Speiche ist die Tuberositas radii ausgebildet. Sie dient dem M. biceps brachii als Ansatz. Der Radiuschaft, Corpus radii, ist in seinem Querschnitt queroval und in der Sagittalebene kranial konvex gebogen (Evans 1993a). Die Trochlea radii trägt distal die konkave Gelenkfläche, Facies articularis carpea, die mit den Vorderfußwurzelknochen artikuliert und lateral die Incisura ulnaris radii, die mit der Circumferentia articularis ulnae gelenkig verbunden ist (Salomon 2005, Vollmerhaus et al. 1994).

Der proximale Anteil der Ulna wird gebildet vom vierkantigen Olekranon gebildet (Salomon 2005, Vollmerhaus et al. 1994). Das freie Ende des Olekranons, das Tuber olecrani, trägt einen Muskelhöcker und zwei Muskelleisten und dient dem M. triceps brachii als Ansatz. Vom Tuber olecrani entspringt der schnabelförmige Proc. anconaeus. Wie bereits erwähnt, greift der Proc. anconaeus bei Streckung des Ellbogens in die Fossa olecrani des Humerus. Er besitzt beim Hund ein eigenes Ossifikationszentrum (Salomon 2005). Die Basis des Olekranons wird von der halbkreisförmigen Incisura trochlearis geprägt, die zur Artikulation mit der Trochlea humeri dient. Ellenberger und Baum (1943) sprechen hier auch von einer Incisura semilunaris. Die Gelenkfläche besteht aus einem lateralen und einem medialen Anteil. Diese sind durch einen sagittalen Kamm voneinander getrennt (Evans 1993a,

Nickel et al. 1992a). Die Incisura trochlearis wird proximal vom hakenförmigen Proc. anconaeus und distal bzw. seitlich durch den größeren, medialen und den kleineren, lateralen Kronenfortsatz, Proc. coronoideus ulnae, begrenzt. Sie schließen die Gelenkfläche zum Radius, Incisura radialis ulnae, ein. Aus dem Olekranon geht der Schaft der Elle, Corpus ulnae, hervor (Nickel et al. 1992a, Salomon 2005). Der Schaft der Ulna ist in seinem Querschnitt dreikantig und verjüngt sich beim Hund deutlich von proximal nach distal. Die distale Ulna wird durch das Caput ulnae gebildet. Mit einer kleinen Gelenkfläche, der Circumferentia articularis ulnae, bildet es in der Incisura ulnaris des Radius das distale Radioulnargelenk. Darüber hinaus trägt es den Processus styloideus lateralis mit seiner Facies articularis carpea, einer Gelenkfläche, die mit dem Os carpi ulnare artikuliert.

2.1.1.3. Sesambein

Bei jedem dritten Hund kommt kraniallateral auf Höhe des Caput radii ein Sesambein vor (Berger 1992). Baum und Zietzschmann (1936) fanden das Sesambein im Bereich des Zusammentreffens von Lig. collaterale cubiti laterale und dem Lig. anulare radii. Das Sesambein tritt im Gegensatz zur Katze beim Hund in der Regel an beiden Ellbogengelenken auf und gilt daher als physiologisch (Breit et al. 1998, Mayerhofer 1980).

2.1.2. Bänder

Am Ellbogengelenk des Hundes finden sich **zwei Seitenbänder**, ein mediales und ein laterales (Süppel 1921, Salomon 2005, Vollmerhaus et al. 1994). Beide Bänder inserieren zweischenklig. Das laterale Seitenband, Lig. collaterale cubiti laterale, nimmt seinen Ursprung in der Bandgrube des Epicondylus lateralis humeri und es inseriert mit einem kräftigeren Schenkel am Radius und einem schmaleren Schenkel am Processus coronoideus lateralis ulnae. Am kranialen Rand des ulnaren Schenkels fließt das Lig. anulare radii ein. In diesem Bereich kommt eine

Knorpel­einlagerung vor. Das Lig. collaterale cubiti mediale entspringt an der Bandgrube des Epicondylus medialis humeri und zieht mit einem kranialen Schenkel an die Tuberositas radii und einem kaudalen Schenkel in das Spatium interosseum antebrachii, es inseriert vor allem an der Ulna. Hier gilt, dass sich das mediale Seitenband bei steigender Größe der Hunderassen nicht proportional zu dieser verstärkt. Schroeder (1978) zeigte, dass das mediale Seitenband bei einer Vervielfachung der Größe des Hundes seine Breite und Länge nur verdoppelt.

Das **Lig. olecrani** befindet sich beim Hund zwischen dem medialen Rand der Fossa olecrani, das heißt axial am Epicondylus medialis humeri, und dem Proc. anconaeus (Salomon 2005, Vollmerhaus et al. 1994). Es strafft die Gelenkkapsel, da es mit ihr verwachsen ist (Liebich et al. 2001).

Die Knochen des Unterarms sind durch vier verschiedene Bänder miteinander verbunden (Salomon 2005, Vollmerhaus et al. 1994).

Das **Lig. anulare radii** entspringt vom Lig. collaterale cubiti mediale verdeckt am Proc. coronoideus medialis ulnae, umläuft das Caput radii und inseriert im Lig. collaterale cubiti laterale (Nickel et al. 1992b, Salomon 2005). Das Lig. anulare radii liegt somit auf der Beugeseite des Gelenks und bildet zusammen mit der Incisura radialis ulnae das Radgelenk, in dem der Radiuskopf sich bewegt.

Die **Membrana interossea antebrachii** befindet sich zwischen den sich zugewandten Flächen von Radius und Ulna. Sie ist etwa auf halber Höhe des Unterarms durch das **Lig. interosseum** verstärkt.

Zusätzlich findet sich beim Hund das harte, knorpelige **Lig. radioulnare distale** (Fox et al. 1983, Henschel 1983, Frewein 1994a). Es entspringt an der Trochlea radii und inseriert am Proc. styloideus ulnae.

2.1.3. Gelenkkapsel

Die Gelenkkapsel (Capsula articularis) umfasst die Art. humeroulnaris, die Art. humeroradialis und die Art. radioulnaris proximalis (Nickel et al. 1992b, Frewein 1994a). Sie setzt am Rand des Gelenkknorpels an. Drei Aussackungen, Recessus,

der Gelenkkapsel sind beschrieben: zum einen der Recessus craniolateralis unter dem M. extensor digitalis communis, der Recessus craniomedialis unter dem M. biceps brachii und der Recessus caudalis zwischen dem Epicondylus lateralis humeri und dem Olekranon. Das Lig. anulare radii teilt die kraniolaterale Aussackung in einen proximalen und einen lateralen Anteil (Kaser 1998). Die Gelenkkapsel ist auf der Ellbogenbeugeseite durch das Lig. obliquum verstärkt (Evans 1993b, Kaser 1998). Es zieht von lateroproximal nach mediodistal (Ellenberger und Baum 1974).

2.1.4. Gelenkknorpel

Die Gleitfläche des Ellbogengelenks ist von hyalinem Gelenkknorpel, Cartilago articulari, bedeckt (Nickel et al. 1992b). Der Gelenkknorpel junger Hunde schimmert bläulich und ist glatt. Mit zunehmendem Alter verfärbt sich der Knorpel ins gelbliche, zudem sinkt der Wassergehalt und damit die Elastizität des Knorpels. Zwischen Knorpel und Knochen befindet sich eine verkalkte Schicht, die den Knorpel am Knochen befestigt.

Generell ist der Gelenkknorpel an konkaven Gleitflächen am Rand stärker ausgebildet und an konvexen Gleitflächen im Zentrum dicker. Über die Stärke des Gelenkknorpels beim Hund werden unterschiedliche Aussagen getroffen. Nickel et al. (1992b) sprechen von wenigen Millimetern, wohingegen Dyce et al. (1991) von ca. 1 mm sprechen. Simon (1970, 1971) und Simon et al. (1973) geben die Dicke des Gelenkknorpels im caninen Ellbogengelenk mit 0,76 mm an. Dabei gilt, je mehr Gleitfläche eines Gelenks mit Knorpel überzogen ist, desto dünner ist dieser ausgebildet. Jedoch ist der Gelenkknorpel einer Gleitfläche nicht an allen Stellen gleich dick. Stärker belastete Stellen der Gleitflächen tragen eine dickere Knorpelschicht im Vergleich zu weniger belasteten Bereichen (Müller-Gerbl et al. 1987, Schenk 1998). Guthrie et al. (1992) fanden bei jungen Hunden medial am Condylus humeri und an der Spitze des Processus coronoideus medialis einen stärker ausgebildeten Knorpel. Maierl (2003) ermittelte Knorpeldicken von 0,3-0,65 mm für die humerale Gleitfläche des Ellbogengelenks, von 0,26-0,5 mm für die ulnare Gelenkfläche und 0,5-1,0 mm für die radiale Gelenkfläche.

Der hyaline Gelenkknorpel enthält weder Blut- oder Lymphgefäße noch Nerven, sodass seine Ernährung über Diffusion aus der Gelenkschmiere (Synovia), aus den Blutgefäßen des subchondralen Knochen und aus dem Knochenmark stattfinden muss (Dämmrich 1979, Liebich et al. 2001). Dazu trägt die Be- und Entlastung des Knorpels im Rahmen der physiologischen Bewegung entscheidend bei. Aufgrund der fehlenden Gefäßversorgung ist hyaliner Gelenkknorpel nur bedingt in der Lage sich zu erneuern (Schenk 1980). Beim adulten Hund schließen sich Defekte des hyalinen Knorpels durch die Bildung von Faserknorpel. Dagegen können oberflächliche und sogar tiefe Defekte im unreifen, hyalinen Knorpel heilen (Jadin et al. 2005). Der Knorpel hat eine stoßbrechende Funktion und ist aufgrund seiner hohen Elastizität sehr tolerant gegenüber Druck (Nickel et al. 1992b, Liebich et al. 2001). Durch ihn passen sich Gelenkflächen besser ineinander.

Hyaliner Gelenkknorpel kann in vier unterschiedliche Schichten unterteilt werden (Liebich und König 2001). Die Tangentialschicht liegt oberflächlich und enthält Kollagenfasern, die senkrecht vom subchondralen Knochen weg bis unter die Knorpeloberfläche verlaufen, dann in der Tangentialschicht parallel zur Oberfläche, um danach wieder zum Knochen zu ziehen (Kumar et al. 2001). Über der Tangentialschicht liegt lediglich noch eine azelluläre, kollagenfreie und eine fibrilläre Schicht. Die Zugrichtung und Anordnung der Kollagenfasern erhöhen die Stabilität des Knorpels (Benninghoff 1925, Liebich und König 2001). Unter der Tangentialschicht befindet sich die Übergangszone, gefolgt von der Radiärzone. Diese enthält ebenfalls Kollagenfasern. Sie sind zum Teil in Bündeln radiär angeordnet (Liebich und König 2001). Die Kollagenfasern der abschließenden Verkalkungszone verbinden über eine Zwischenschicht den Knorpel mit dem Knochen. Wie bereits erwähnt finden sich in der tiefen Schicht keine fibrillären Strukturen.

2.1.5. Muskeln des Ellbogengelenks

M. brachialis

Der M. brachialis nimmt seinen Ursprung distal vom Caput humeri, kaudal am Humerus und zieht entlang der Crista tuberculi majoris des Humerus von lateral nach kranial (Frewein et al. 1994b). Nachdem er über die Beugeseite des Ellbogengelenks gezogen ist, inseriert er mit einer Endsehne am Proc. coronoideus medialis ulnae und mit einer zweiten schwächeren Endsehne am M. biceps brachii, der zur Tuberositas radii verläuft. Funktionell betrachtet ist der M. brachialis ein Beuger des Ellbogengelenks. Er wird vom N. musculocutaneus innerviert.

M. biceps brachii

Der M. biceps brachii entspringt am Tuberculum supraglenoidale der Skapula (Frewein et al. 1994b). Dabei verläuft seine Ursprungssehne im Sulcus intertubercularis humeri über die Streckseite des Schultergelenks. Er zieht erst medial und dann kranial des Humerus nach distal bis zur Ellbogenbeuge. Hier beginnt seine zweigeteilte Endsehne, deren stärkerer Anteil am Proc. coronoideus medialis ulnae und deren schwächerer Anteil an der Tuberositas radii ansetzt. Zusätzlich existiert ein Sehnenzug zur Fascia antebrachii. Der M. biceps brachii überquert zwei Gelenke und stellt einen Beuger des Ellbogengelenks und einen Strecker des Schultergelenks dar. Er wird vom N. musculocutaneus innerviert.

M. triceps brachii

Der M. triceps brachii besteht aus vier Anteilen: dem Caput longum, dem Caput laterale, dem Caput mediale und dem Caput accessorium (Frewein et al. 1994b). Das Caput longum ist zweigelenkig, nimmt seinen Ursprung in den distalen, zwei Dritteln des kaudalen Skapularands und inseriert mit seiner Endsehne am kaudalen Olekranon. Die Endsehne ist von einem Schleimbeutel unterlagert. Das Caput laterale entspringt an der Linea musculi tricipitis und fließt distal vor allem ins Caput longum ein, aber auch in der Fascia antebrachii distal bzw. lateral vom Ellbogengelenk. Das Caput laterale nimmt seinen Ursprung zwischen dem M. coracobrachialis und dem M. teres major und hat seinen Ansatz medial am

Olekranon. Das Caput accessorium verläuft von der Crista tuberculi minoris an die Sehne des Caput longum und laterale. Dabei liegt das Caput zwischen den anderen Bäuchen des M. triceps brachii. Der M. triceps brachii funktioniert als Strecker des Ellbogengelenks, wobei das Caput longum auch als Beuger des Schultergelenks dient. Der M. triceps brachii wird durch den N. radialis innerviert.

M. anconaeus

Der M. anconaeus entspringt kaudal und distal am Humerus und zieht, die Fossa olecrani bedeckend, lateral ans Olekranon (Frewein et al. 1994b). Er wirkt als Strecker des Ellbogengelenks und wird innerviert vom N. radialis.

M. tensor fasciae antebrachii

Der M. tensor fasciae antebrachii hat seinen Ursprung lateral am M. latissimus dorsi (Epimysium) und inseriert distal, zum Teil zusammen mit dem M. triceps brachii, am Olekranon, aber vor allem setzt er an der Fascia antebrachii an (Frewein et al. 1994b). Dieses dünne Muskelband dient als Strecker des Ellbogengelenks und als Spanner der Unterarmfaszie und wird vom N. radialis innerviert.

2.1.6. Muskeln der Radioulnargelenke

M. brachioradialis

Der M. brachioradialis entspringt an der Crista supracondylaris lateralis, zieht über die Ellbogenbeuge und inseriert am Processus styloideus (Frewein et al. 1994b). Er verläuft zwischen der oberflächlichen und tiefen Unterarmfaszie und ist beim Hund schwach ausgebildet oder fehlt ganz. Er agiert als Supinator der Pfote und wird durch den N. radialis innerviert.

M. supinator

Der M. supinator befindet sich in der Beuge des Ellbogens direkt auf der Gelenkkapsel (Frewein et al. 1994b). Er entspringt am Epicondylus lateralis humeri, dem Lig. collaterale cubiti laterale und dem Lig. anulare radii und inseriert proximal am Radius. Distal liegt er unter dem M. pronator teres. Der M. supinator wirkt als Auswärtsdreher der Pfote und wird vom N. radialis innerviert.

M. pronator teres

Der M. pronator teres nimmt seinen Ursprung am Epicondylus medialis humeri, läuft dorsomedial an den Radius und setzt distal vom M. supinator an (Frewein et al. 1994b). Er wirkt als Einwärtsdreher der Pfote und wird vom N. medianus innerviert.

M. pronator quadratus

Die Fasern des M. pronator quadratus sind senkrecht zur Längsachse des Unterarms gestellt und finden ihren Ansatz medial von der Ulna kaudal und medial am Radius (Frewein et al. 1994b). Er findet sich über die gesamte Länge des Spatium interosseum und funktioniert als Pronator der Pfote. Der M. pronator quadratus wird durch den N. medianus innerviert.

2.2. Gelenkmechanismus

Wie oben beschrieben wird das Ellbogengelenk gebildet durch den Condylus humeri, das Caput radii und die Incisura trochlearis gebildet (Nickel et al. 1992b, Vollmerhaus et al. 1994). Man spricht von einem **zusammengesetzten Gelenk**. Die Gelenkkapsel schließt die Art. humeroradialis, die Art. humeroulnaris und die Art. radioulnaris proximalis ein. Darüber hinaus stellt das Ellbogengelenk ein **Wechselgelenk** dar, da durch die Oberflächenform der beteiligten Knochen und durch die straffen Seitenbänder ist nur eine Beugung und Streckung des Gelenks möglich ist (Evans 1993b, Fox et al. 1983, Nickel et al. 1992b). Zusätzlich funktioniert das Ellbogengelenk beim Hund zudem als **Schnappgelenk**. Die Seitenbänder

entspringen am Humerus proximal der Drehachse des Gelenks, sodass die Spannung in den Bändern in der Standposition am geringsten ist, wobei das Ellbogengelenk im Stand nicht maximal gestreckt wird. Bei Beugung steigt die Bänderspannung an. Auch Zietzschmann (1943) spricht dem Ellbogengelenk nur die Fähigkeit zur Beugung und Streckung zu. Aufgrund dieser eingeschränkten Beweglichkeit wird das Ellbogengelenk auch als **vollkommenes Scharniergelenk**, *Ginglymus*, bezeichnet (Liebich und König 2001).

Das proximale Radioulnargelenk, *Articulatio radioulnaris proximalis*, ist ein **Zapfengelenk**, in dem sich der Radiuskopf mit seiner *Circumferentia articularis radii* in der *Incisura radialis ulnae* dreht (Frewein et al. 1994a). Es lässt beim Hund eine passive Supination zu. Dabei müssen das proximale und distale Radioulnargelenk als funktionelle Einheit betrachtet werden.

Ebenfalls von Bedeutung ist die beim Hund mögliche Pronation und Supination. Beim Fleischfresser befindet sich zwischen Radius und Ulna auf ganzer Länge ein schmaler Spalt, das *Spatium interosseum antebrachii* (Evans 1993b, Vollmerhaus und Roos 1980). Diese beim Hund gelenkige Verbindung erlaubt eine passive Rotationsbewegung des Radius um die Ulna (Nickel et al. 1992b), sodass der Hund ausgehend von der physiologischen Pronationsstellung im Stand eine Supinationsbewegung von 4° und eine Pronation von 20° ausführen kann (Dyce et al. 2002). Andere Autoren sprechen von einer Supination in Größe von 50° (Liebich et al. 2001, Roos et al. 1992, Vollmerhaus et al. 1994b) bzw. einer noch deutlich größeren Supination von 60–70° und einer Pronation von 40–50° (Campbell 1969). Vanini (1990) gibt die Supination sogar rasseunabhängig mit 90° an. Evans (1993b) berücksichtigt neben den Radioulnargelenken auch das Karpalgelenk und kommt dadurch ebenfalls auf eine Supinationsbewegung von 90°. Die Supination kann darüber hinaus durch die Trennung des lateralen Seitenbands um 15° vergrößert werden, eine Durchtrennung des medialen Seitenbands führt zu einer Steigerung der Pronation um 30° (Montavon und Savoldelli 1995). Jedoch führte nur die Durchtrennung des medialen Seitenbands zur Instabilität des Ellbogengelenks. Laut Roos et al. (1992) ist diese passive Beweglichkeit bei schnellen Richtungsänderungen, z.B. bei der Jagd, von Bedeutung.

2.3. Belastungsverhältnisse im Ellbogengelenk

Die Druckverhältnisse im caninen Ellbogengelenk sind nach Belchinger (1991) bewegungsabhängig. So fand er im gebeugten Gelenk in der kaudalen Aussackung der Gelenkkapsel den höchsten Druck, während der Druck im gestreckten Gelenk in der kranialen Aussackung am höchsten ist. Zwischen diesen beiden Extremstellungen durchschreitet das Gelenk die neutrale Stellung, die Gelenkschmiere (Synovia) wird dabei von kaudal nach kranial verlagert. Die Synovia trägt dabei zur Druckübertragung bei. Eine vermehrte Gelenkfüllung, wie sie in erkrankten Gelenken vorkommt, steigert die Gelenkkapselspannung und den intraartikulären Druck. Mit zunehmender Dauer der vermehrten Gelenkkapsel füllung sinkt die Elastizität der Gelenkkapsel und ihre Durchlässigkeit steigt, sodass der intraartikuläre Druck sinkt.

Die Kraftübertragung vom Oberarmknochen über das Gelenk nach distal zum Karpalgelenk geschieht bei Hunden ab einem Alter von drei Monaten vor allem über den Radius (DeLahunta und Habel 1986b, Evans 1993a, b, Lewis et al. 1989, Thomson und Robins 1995). Vollmerhaus et al (1983) fanden eine besondere Entwicklung von Radius und Ulna beim Hund. Sind die beiden Knochen bis zur Geburt fast gleichwertige Anteile des Skelettes, kommt es nach der Geburt wahrscheinlich als Folge der Belastung in der proximalen Hälfte der Unterarmknochen zur Entstehung von Oberflächenrauigkeiten, die als Ansatz für das Lig. interosseum antebrachii dienen. Durch die straffe Verbindung der Ulna mit dem Radius werden die Hebelwirkungen der proximalen Ulnahälfte auf den Radius übertragen. Als Folge der vermehrten Belastung des Radius wird dessen Kompakta verstärkt, wohingegen der distale Anteil der Ulna in der Lastübertragung an Bedeutung verliert. In der Folge verjüngt sich der Durchmesser der Ulna im distalen Anteil deutlich (Vollmerhaus et al. 1983). Einigkeit besteht in der Literatur in einer untergeordneten Rolle der Ulna an der Lastübertragung im Vergleich zum Radius. In Prozenten ausgedrückt ordnen Berzon und Quick (1980) und Miller et al. (1964) dem Radius 75-80 % der Lastübertragung und die restlichen 20-25 % in gleichen Teilen den beiden Dornfortsätzen der Ulna zu. Uneinigkeit besteht in der Bedeutung des Processus coronoideus medialis. Während Zietzschmann (1943) dem Proc. coronoideus medialis ulnae eine Stützfunktion zuspricht, vergrößert der Proc.

coronoideus medialis laut Evans (1993b) nur die Artikulationsfläche ohne in bedeutendem Umfang die Last zu übertragen. Nach Maierl (2003) kann der laterale Dornfortsatz der Ulna ohne jede Belastung bleiben. Darüber hinaus steigt die unterstützende Funktion der Ulna bei vorgestellter Gliedmaße, während sie bei zurückgestellter Vordergliedmaße sinkt (Vollmerhaus und Roos 1980).

2.3.1. Subchondrale Knochendichte

Durch die Anfertigung von computertomographischen Aufnahmen und ihre digitale Bearbeitung (computertomographische Osteoabsorptiometrie) lässt sich die Mineralisierungsdichte des subchondralen Knochens ermitteln (Körbel 2000, Müller-Gerbl 1991). Der subchondrale Knochen ist dabei als die direkt unter der Verkalkungszone des Knorpels liegende, 2-4 mm dicke Knochenlamelle definiert (Müller-Gerbl 1998). Er hat eine stoßdämpfende Funktion zum Schutz des Knorpels (Radin et al. 1970, Simon et al. 1972). Dabei besteht ein positiver Zusammenhang zwischen der Druckbelastung des Knochens, und damit des Gelenks, und seiner Dichte. Ein stärker belasteter Teil der Gelenkfläche weist eine erhöhte Knochendichte auf. Jedoch beeinflusst auch die Gelenkform die Belastungsverhältnisse und die subchondrale Dichte (Müller-Gerbl et al. 1989, Eckstein et al. 1995). Eckstein et al. (1999) sprechen auch den Zug- und Biegekräften einen Einfluss auf die subchondrale Knochendichte des humanen Ellbogens zu.

Wirkt eine Kraft senkrecht zur Knochenachse, wirken sowohl Druck- als auch Zugspannungen auf die Gelenkfläche (Kaser 1998). Wirkt die Kraft nicht senkrecht zur Knochenachse, sondern exzentrisch auf den Knochen, treten Biegekräfte mit der konkaven Seite zur Last hin auf und der konvexen Seite von der Last weg (Kummer 1985a, b), somit wirken zur gleichen Zeit Zug- und Druckkräfte auf den Knochen ein. In dem Bereich des Knochens, in dem die beiden Kräfte ineinander übergehen, ist die auftretende Spannung gleich null („neutrale Faser“). Die größten Spannungen treten dagegen im Rand der Knochensäule auf („maximale Randspannung“). In den langen Röhrenknochen überwiegt die Bieungsbeanspruchung. Diesen Bieungsspannungen wirken die Muskeln und

Bänder entgegen. Daneben sind die Diaphysen der Röhrenknochen hohl (Markhöhle), sodass die Biegunskräfte bei einem geringen Materialaufwand aufgefangen werden können.

Die Röhrenknochen verdicken sich im Bereich der Epiphysen, ohne dabei ihr Prinzip der Leichtbauweise aufzugeben (Kaser 1998, Kummer 1985a, b). Da die Gelenkfläche aus weniger druckfestem Knorpel besteht, ist diese Verdickung nötig, um die Spannungen zu verringern, indem die den Druck aufnehmende Fläche vergrößert wird. Im Bereich des Gelenks können allerdings keine Biegunskräfte auftreten. Anstelle der Biegung treten hier Drehungsspannungen auf. Idealerweise werden die Elemente des spongiösen Knochens durch axialen Druck belastet. Werden die Knochenbälkchen nicht axial belastet, genügt ihr materialsparender Aufbau nicht der Beanspruchung, sie müssen verdickt werden. In diesem Fall werden die Bälkchen in Richtung der Druckkraft umgebaut, sodass dann wieder eine axiale Belastung stattfindet. Betrachtet man die auf ein Gelenk einwirkenden Kräfte und solche, die ausgleichend wirken, in einem mathematischen Kräfteparallelogramm, so ergibt sich eine Gelenkresultierende, die idealerweise im Stand durch den Drehpunkt des Knochens geht. Tritt nicht der Idealfall ein, sondern treffen die Kräfte auf den Randbereich der Gelenkfläche, so treten dort große Spannungen auf. Der Knorpel an dieser Stelle durch die vermehrte Beanspruchung geschädigt werden und es kommt zu einer subchondralen Knochenverdichtung.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass Veränderungen der Gelenkmechanik und damit der Belastung der Gelenkflächen zu einer Anpassung der Dichteverteilungsmuster des subchondralen Knochens führen (Körbel 2000, Müller-Gerbl 1998). Maierl et al. (2003) konnten für den caninen Humerus in der Fossa olecrani, kranial und distomedial an der Trochlea humeri sowie in der Rinne der Trochlea humeri eine stärkere subchondrale Knochendichte nachweisen. An der Ulna fanden sich am Proc. anconaeus und am Proc. coronoideus medialis ulnae Bereiche mit stärkerer Mineralisation, die durch Streifen erhöhter Dichte miteinander verbunden sind. Von allen Gelenkflächen zeigte der mediale Dornfortsatz die höchste Dichte. Im Bezug auf die radiale Gleitfläche wurde kranio-medial eine erhöhte Knochendichte ermittelt. Die Ergebnisse sprechen für eine stärkere Belastung der medialen Gelenkanteile. Die subchondrale Knochendichte steigt mit zunehmendem Alter des Hundes an (Maierl 2003). Beim wachsenden und jungen Hund vergrößert sich die Knochendichte der Gelenkfläche im Allgemeinen, beim erwachsenen und

alten Hund steigt sie vor allem an bestimmten Punkten. Maierl (2003) mittelte aus den mithilfe der CTOAM-ermittelten subchondralen Knochendichten von 29, toten Hunden je für den linken Humerus, die linke Ulna und den linken Radius ein Summationsbild (Abb. 1-3). Dabei unterschied sich die Knochendichte der Bereiche mit hoher Dichte am geringsten.

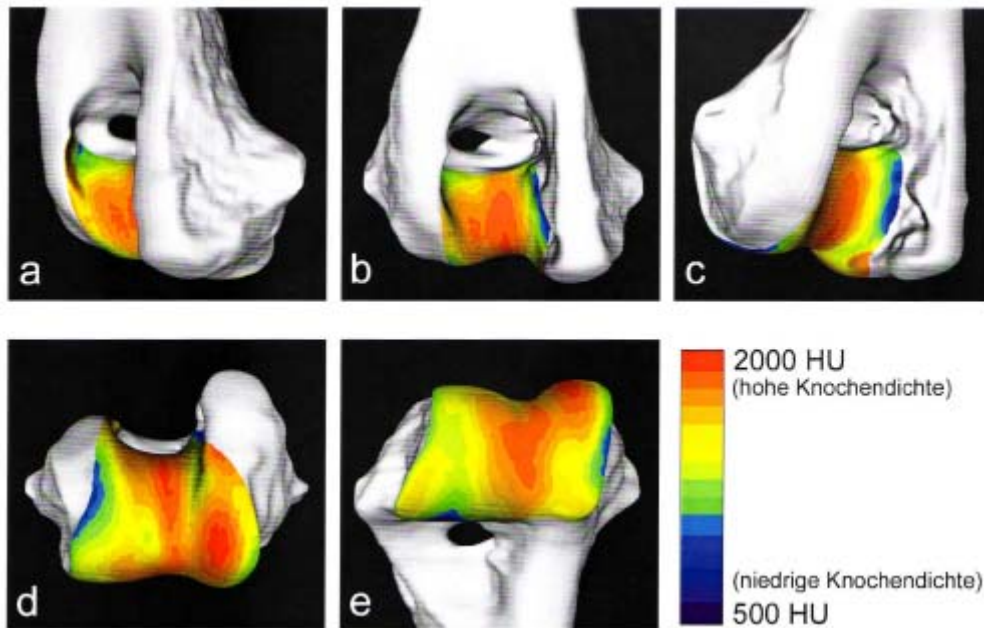


Abb. 1: Topographische Darstellung der durchschnittlichen subchondralen Knochendichte des linken Humerus von 29 Hunden (aus Maierl 2003); Ansicht von kaudomedial (a), kaudal (b), kaudolateral (c), distal (d) und kranial (e).

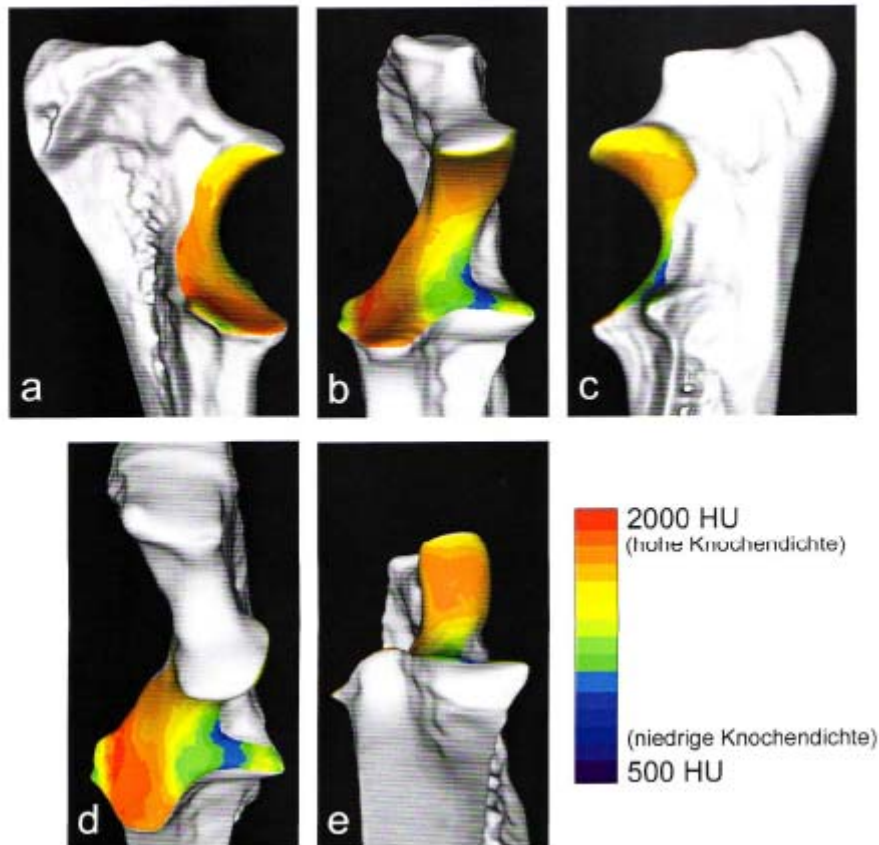


Abb. 2: Topographische Darstellung der durchschnittlichen subchondralen Knochendichte der linken Ulna von 29 Hunden (aus Maierl 2003); Ansicht von medial (a), kranial (b), lateral (c), kranioproximal (d) und kraniodistal.

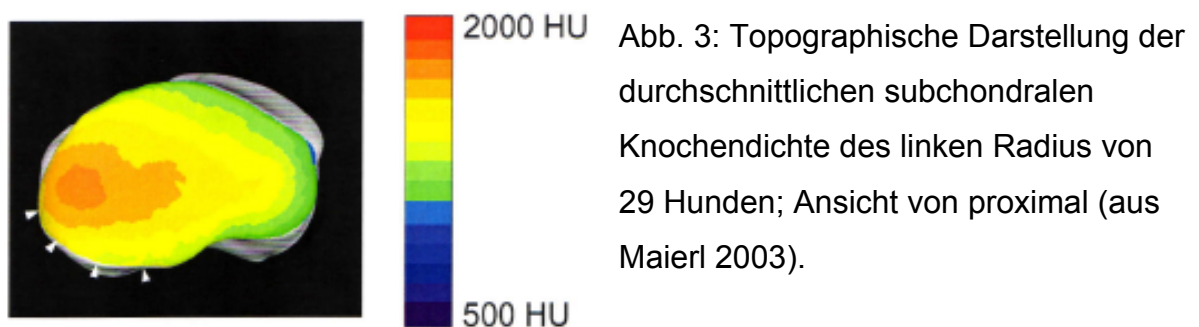


Abb. 3: Topographische Darstellung der durchschnittlichen subchondralen Knochendichte des linken Radius von 29 Hunden; Ansicht von proximal (aus Maierl 2003).

Körbel (2000) untersuchte die subchondrale Knochendichte am lebenden Hund, sowohl an „ellbogengesunden“ als auch an Tieren, die einseitig an einem fragmentierten Processus coronoideus medialis ulnae (FCP) oder einem isolierten Processus anconaeus (IPA) erkrankt waren. Für die gesunden Hunde fand sie einheitliche Dichtemuster und eine generell sinkende Dichte von der Ulna über den

Humerus zum Radius. Bei den Hunden mit IPA war die subchondrale Knochendichte aller am Ellbogengelenk beteiligten Knochen, auch jene der kontralateralen gesunden Gliedmaße, verringert. Zudem ist die Dichte des Processus anconaeus geringer. Für die Tiere mit FCP konnte keine deutlich verringerte subchondrale Knochendichte ermittelt werden, die Verteilung der Knochendichte erwies sich als nicht pathognomisch. Körbel (2000) folgerte daraus, dass die untersuchten Hunde mit FCP die veränderte Biomechanik (noch) kompensieren konnten.

2.3.2. Knorpelspaltlinien und Knochenspaltlinien

Bereits 1898 beschäftigte sich Hultkrantz mit der fibrösen Natur des Knorpels und rief durch Einstechen des Knorpels mit einer Nadel Knorpelspaltlinien hervor. Die Knorpelspaltlinien spiegeln die Ausrichtung der kollagenen Fasern der oberflächlichen Schicht des Gelenkknorpels wieder (Jeffrey et al. 1991). Sie kommen in der oberflächlichen und intermediären Schicht des Gelenkknorpels vor und sind dort schicht- bzw. blattförmig angeordnet. Ihre Ausrichtung zeigt die funktionelle Anpassung des Knorpels an die Belastung an. Dabei richten sie sich parallel zur Dehnungsspannung aus (Roth und Mow 1980). Die Belastbarkeit des Knorpels ist in Richtung der Knorpelspaltlinien 2- bis 3-mal größer als bei einer Belastung senkrecht zu den Spaltlinien (Kempson et al. 1968). Dieses Ergebnis wird durch zwei weitere Beobachtungen unterstrichen. Schneidet man den Gelenkknorpel parallel zu den Spaltlinien, so ist der Widerstand kleiner als bei einer Schnittführung im rechten Winkel zu ihnen (Cameron et al. 1975). Daneben ist die Zugfestigkeit parallel zu den Spaltlinien deutlich größer als die Zugfestigkeit senkrecht zu den Spaltlinien (Roth und Mow 1980). Die Knorpelspaltlinien lassen sich durch Einstechen einer runden und spitzen Nadel in den Knorpel und späteres Auftragen einer Farbe (z.B. Methylenblau) darstellen (Dickomeit 2002, Maierl 2003).

Ähnlich wie im Knorpel lassen sich auch im Knochen Spaltlinien nachweisen (Maierl 2003). Sie sind dabei durch das Einstechen einer spitzen, gefärbten Nadel in den entkalkten Knochen bzw. subchondralen Knochen sichtbar zu machen (Benninghoff 1925b, Schön et al. 1998). Wie bei den Knorpelspaltlinien lässt sich anhand des Verlaufs der Knochenspaltlinien auf die Art der Belastung schließen. Es entstehen

runde oder schlitzförmige, sich anfärbende Risse. Runde Einstiche sprechen für eine hauptsächlich Druckbelastung, denn Druckbelastung führt zu einer Ausrichtung der Kollagenfasern radiär in alle Richtungen (Maierl 2003). Schlitzförmige Spaltlinien sprechen für eine Dehnungsspannung, da die Kollagenfasern sich entlang der Belastung ausrichten.

Zwischen dem Verlauf der Knochen- und Knorpel­spaltlinien finden sich große Ähnlichkeiten (Maierl 2003). Der Verlauf der Knorpel­spaltlinien ist wie folgt beschrieben: Die Knorpel­spaltlinien am Humerus ziehen in der Fossa olecrani am Rand der Gelenkfläche transversal beginnend in einem Bogen in die tiefe Rinne der Fossa (Maierl 2003). In der Rinne sind die Linien sagittal ausgerichtet. Dieses Muster ist auch distal an der Gelenkfläche erhalten, während kranial am Rand der Gelenkfläche eine transversale und in der Mitte eine sagittale Ausrichtung zu finden ist. In der Incisura trochlearis der Ulna nehmen die Knorpel­spaltlinien eine sagittale Ausrichtung ein (Maierl 2003). Distal an der Incisura trochlearis und am Processus coronoideus lateralis ändern sie ihren Verlauf von sagittal nach transversal. Am Processus coronoideus medialis findet sich eine spiralförmige Anordnung der Spaltlinien. Die Knorpel­spaltlinien des Radius zeigen einen medialen und einen lateralen Wirbel und am kaudalen, zur Ulna hingewandten Rand einen transversalen Verlauf (Maierl 2003).

Die Knochenspaltlinien nehmen einen ähnlichen Verlauf: In der Fossa olecrani des Humerus finden sich bis zu den Gelenkflächenrändern nur querverlaufende Knochenspaltlinien (Maierl 2003). Distal an der humeralen Gelenkfläche zeigen die Knochenspaltlinien auch einen quergestellten und auf dem medialen Kondylus einen radiären Verlauf. An der kranialen Gelenkfläche verlieren sich die querlaufenden Knorpel­spaltlinien bis kranio­medial nur noch punktförmige Spaltlinien zu erkennen sind. Dies spricht für eine Druckbelastung dieser Stelle. An der ulnaren Gelenkfläche konnte Maierl (2003) einen sagittalen Verlauf der Knochenspaltlinien nachweisen. Diese Ausrichtung fand sich auch am Processus anconaeus und weniger deutlich am Processus coronoideus lateralis, wohingegen am medialen Processus coronoideus die Knorpel­spaltlinien radiär ausgerichtet sind, was für eine Dehnungsspannung zum kranialen und medialen Rand hin spricht. Nach Maierl (2003) weisen die Knochenspaltlinien am Radiusköpfchen eine bogenförmige Anordnung vom kranio­medialen Fortsatz nach kaudomedial und kaudolateral auf. Ursächlich sei hier

eine Biegung des Knochenfortsatzes nach kranial während der Fortbewegung. Die Knochenspaltlinien des Radius sind als Fortsetzung der Spaltlinien der Incisura trochlearis ulnae zu sehen.

Aus den gewonnenen Ergebnissen schließt Maierl (2003) auf eine starke Dehnungsspannung in der Incisura trochlearis zwischen dem Processus anconaeus und dem Processus coronoideus medialis. Eine solche Spannung sei dabei nur bei einem physiologisch inkongruenten Gelenk zu erreichen, das heißt die Incisura trochlearis ist größer als notwendig, um den Humerus zu umfassen. Diese Theorie wird durch die ermittelten Gelenkkontaktflächen (siehe Kapitel 2.3.3.) bestätigt. Vergleichbare Ergebnisse wurden für das menschliche Ellbogengelenk erhoben (Eckstein et al. 1995a, Schön et al. 1998). Die Spaltlinien am Humerus legen zudem eine Dehnungsspannung in der Fossa olecrani und distal und medial an der Trochlea humeri nahe. Die Spaltlinien des Radius sprechen für ein Wegbiegen des kraniomedialen Fortsatzes unter Belastung, wodurch eine Biegespannung entsteht (Maierl 2003). Durch die Verbindung der Ulna mit dem Radius ist diese Spannung als Fortsetzung der Dehnungsspannung der Ulna zu betrachten.

2.3.3. Kontaktflächen und Gelenkspalt des Ellbogengelenks

Die Knochen des caninen Ellbogengelenks sind während der Bewegung und damit während der Lastübertragung nicht immer und nicht vollständig miteinander in Kontakt (Preston et al. 2000, 2001, Maierl 2003). Zur Bestimmung der Kontaktflächen eines Gelenks können färbende (z.B. Methylenblau-, Safranin-O-Färbung) oder aushärtende Substanzen (z.B. Polyether, Silikon) verwendet werden, die in das Gelenk eingespritzt werden, sich in bestimmten Bereichen des Gelenks anreichern und zum Teil aushärten (Eckstein et al. 1995a, Greenwald et al. 1978, Maierl 2003, Palmer et al. 1994). Dabei kann das Gelenk unterschiedlich stark belastet werden oder sich in unterschiedlichen Graden der Flexion oder Extension befinden. In Bereichen, in denen die Gelenkflächen während der Lastübertragung Kontakt zueinander haben, kann sich die ins Gelenk verbrachte Substanz nicht anreichern. Diese Flächen gelten später als die Kontaktflächen, die unter den jeweiligen

Bedingungen, wie Belastung und Gelenkwinkel, auftreten. Athesian et al. (1994) zeigten, dass unter der Verwendung von färbenden Substanzen die Kontaktfläche oft größer und bei Verwendung von aushärtenden Substanzen die Kontaktfläche kleiner eingeschätzt wird, als sie tatsächlich ist.

Bei niedriger Belastung finden sich isolierte Kontaktflächen distal am Humerus und in der Fossa olecrani (Maierl 2003). Die Kontaktfläche vergrößert sich mit zunehmender Belastung, sodass die einzelnen isolierten Kontaktflächen letztlich zusammenfließen und sich später als eine Kontaktfläche weiter vergrößern. Prozentual betrachtet befinden sich bei einer Belastung von 25 N 8 % der humeralen Gelenkfläche in Kontakt. Dies steigt bis die Kontaktfläche bei einer Belastung von 800 N 30 % der Gelenkfläche einnimmt.

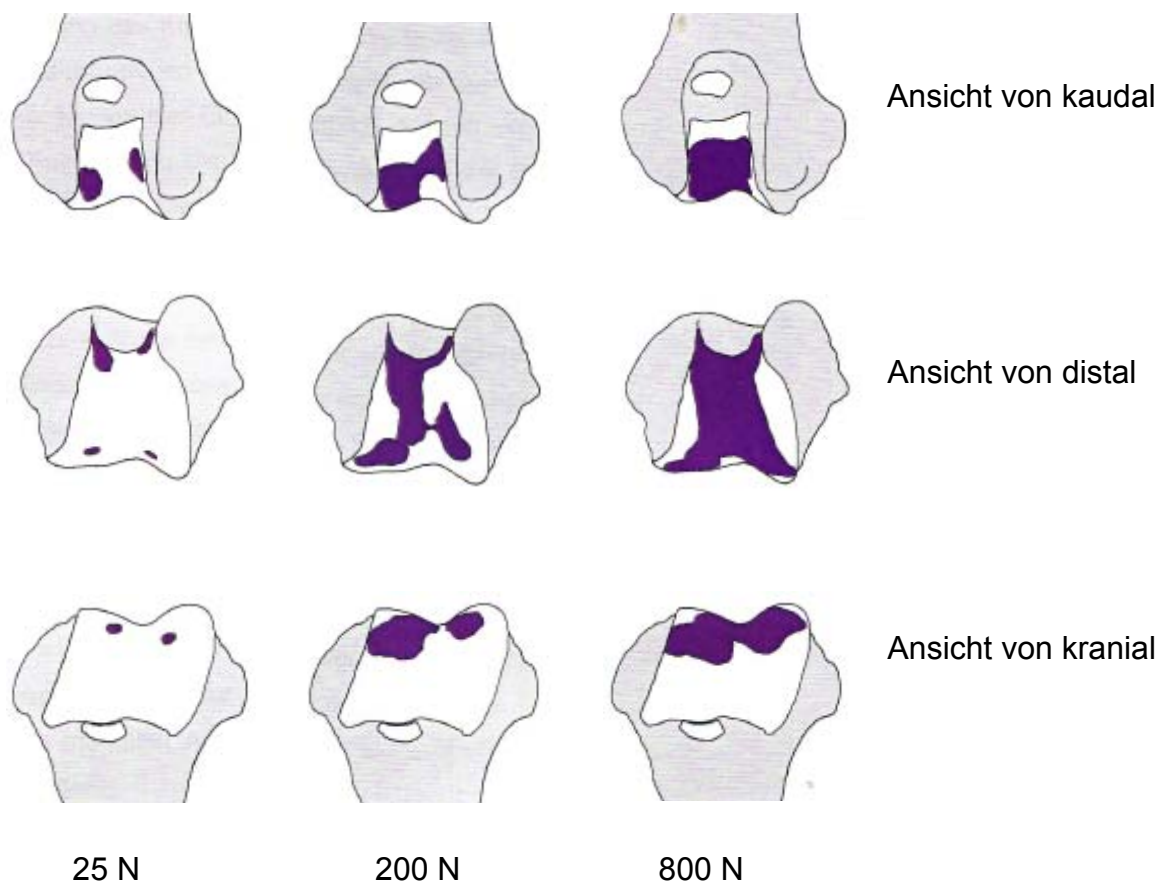


Abb. 4: Kontaktfläche des Humerus eines Deutschen Schäferhunds bei zunehmender Belastung (aus Maierl 2003).

An der Ulna finden sich die Kontaktflächen bei geringer Belastung am Processus coronoideus medialis und medial bzw. lateral am Processus anconaeus (Maierl 2003, Preston et al. 2000). Mit zunehmender Belastung vereinigen sich die beiden isolierten Kontaktflächen am Processus anconaeus. Sowohl die Kontaktfläche am Dornfortsatz als auch die am Processus anconaeus vergrößert sich mit steigender Belastung bis sich beide vereinigen. Anschließend steigt die Größe der gesamten Kontaktfläche in alle Richtungen weiter an. Letztlich fließt auch der Processus coronoideus lateralis in die Kontaktfläche ein. Von der ulnaren Gelenkfläche sind bei niedrigen Belastungen (25 N) 12 % Kontaktfläche und bei großer Belastung (800 N) 50 %.

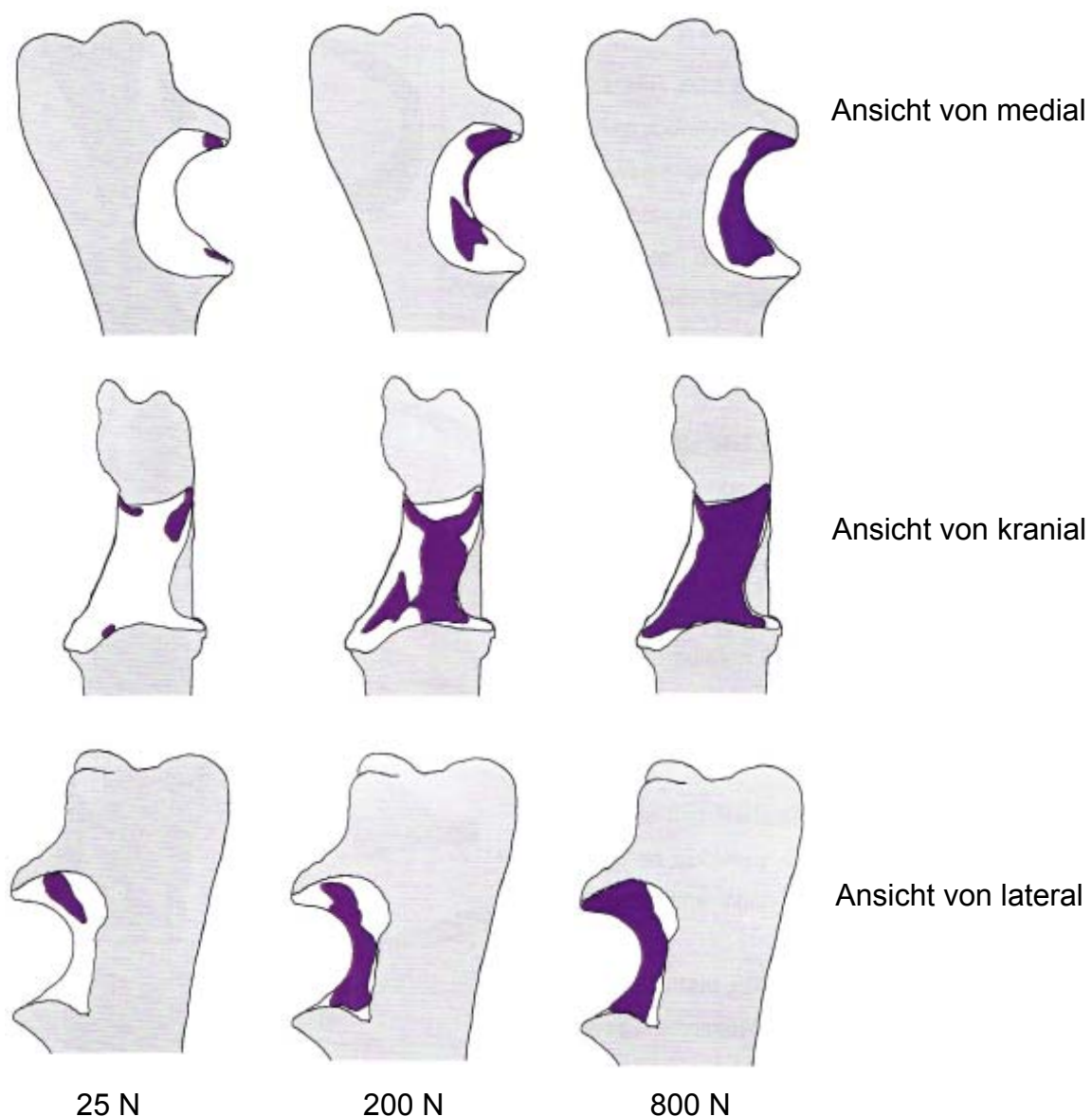


Abb. 5: Kontaktfläche der Ulna eines Deutschen Schäferhunds bei zunehmender Belastung (aus Maierl 2003).

Auf der Gelenkfläche des Radius findet sich bei niedriger Belastung eine Kontaktfläche am kaudomedialen Rand, die sich mit steigender Belastung zunehmend ausdehnt (Maierl 2003, Preston et al. 2000). Seltener finden sich zwei isolierte Kontaktflächen, je eine am kaudo- und am kraniomedialen Rand, die sich bei zunehmender Belastung schnell vereinen und gemeinsam vergrößern. Der Anteil der Kontaktfläche an der radialen Gelenkfläche beträgt bei niedriger Last (25 N) 9 % und steigt bis auf 25 % bei hoher Last (800 N).

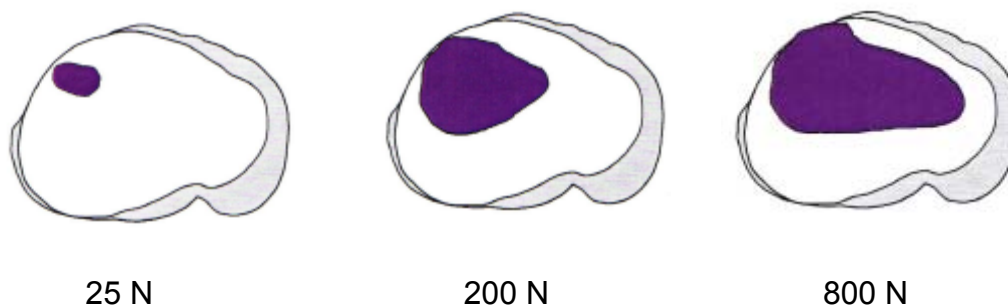


Abb. 6: Kontaktfläche des Radius eines Deutschen Schäferhundes bei zunehmender Belastung; Ansicht von proximal (aus Maierl 2003).

Maierl (2003) fasst zusammen, dass die Kontaktfläche von Humerus und Ulna bzw. Radius sich mit zunehmender Last vergrößert. Der größte Zuwachs findet dabei bei Belastungen zwischen 25 und 200 N statt, darüber verlangsamt sich der Zuwachs. Die Kontaktfläche der humeralen Gelenkfläche ist so groß, wie die ulnare und radiale Kontaktfläche zusammen.

Zusammenfassend bestätigt sich die bereits bei den Spaltlinien ermittelte physiologische Inkongruenz des caninen Ellbogengelenks (Maierl 2003). Durch diese Inkongruenz werden periphere Gelenkflächenanteile zuerst für die Lastübertragung verwendet. In den Außenbereichen der Gelenkfläche herrscht dann eine Druckspannung und im Zentrum eine Dehnungsspannung (Eckstein et al. 2000). Erst bei zunehmender Belastung werden die zentralen Gelenkflächen mit in die Lastübertragung einbezogen. Durch die Umwandlung von Druck- und Dehnungsspannung können deutlich höhere Belastungen abgefangen werden.

Maierl (2003) ermittelte zudem die Weite des Gelenkspalts an seiner tiefsten Stelle zwischen Incisura trochlearis und Condylus humeri und erhielt dabei Werte von 0,63 mm bei einer Belastung von 25 N und 0,14 mm bei einer Belastung von 800 N. Wie der Zuwachs der Kontaktfläche erfolgt auch das Absinken der Spaltweite nicht linear, sondern der stärkste Abfall findet zwischen 25 und 200 N statt. Maierl (2003) und Maierl et al. (2003) sehen aufgrund dieser Ergebnisse die physiologische Inkongruenz des caninen Ellbogengelenks, wie sie bereits für das humane Ellbogengelenk nachgewiesen wurde, bestätigt (Eckstein et al. 1995a, b).

2.4. Biomechanik der Schultergliedmaße

Die Biomechanik besteht aus den Teilbereichen Biokinematik (Biophoronomy), Biodynamik und Biostatik (Hatze 1974). Die Biostatik untersucht ein sich im Gleichgewicht befindendes bzw. ruhendes, biologisches System. Die Biodynamik umfasst die Kräfte und Massen, die während der Bewegung eines Körpers auftreten und die Biokinematik untersucht die Bewegung eines Körpers in sich mithilfe von geometrischen Funktionen. Diese Definition gilt für Menschen, Tiere und Pflanzen. Nach Dalin und Jeffcott (1985) besteht die Biomechanik aus den Bereichen Kinetik und Kinematik. Die Kinetik betrachtet die Kräfte, die ein Körper während seiner Bewegung verursacht und die Kinematik beschäftigt sich mit der Bewegung eines Körpers in sich, ohne die entstehenden Kräfte zu berücksichtigen (Off und Matis 1997a, DeCamp 1997).

2.4.1. Biostatik der Schultergliedmaße

Bei Belastung aller vier Gliedmaßen liegt der Körperschwerpunkt des stehenden Hundes aufgrund des Gewichts von Kopf und Hals näher an den Vordergliedmaßen als an den Hinterbeinen (Larché 1962). Auch durch die Bewegung des Schwanzes und den Füllungsgrad der Baueingeweide verlagert sich der Körperschwerpunkt. Durch Senken des Kopfes kann dieser Schwerpunkt noch weiter nach kranial

verschoben werden. Untersuchungen an verschiedenen hochläufigen Hunderassen haben gezeigt, dass der Körperschwerpunkt bei durchschnittlich 43,72 % der Rumpflänge, das heißt ungefähr auf Höhe des 9. Zwischenrippenraums, liegt (Larché 1962, Roy 1971). Ausgehend von der Lage des Körperschwerpunkts im Stand wird dieser in der Bewegung rhythmisch nach vorne verlagert (Seiferle und Frewein 1992).

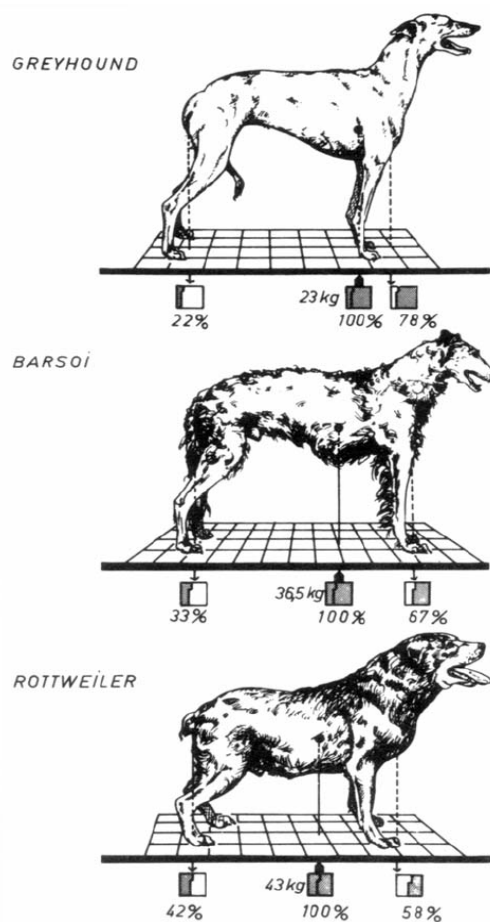


Abb. 7: Lage des Körperschwerpunkts abhängig vom Körperbau (aus Larché 1962).

Der Massenmittelpunkt ist definiert als Schnittpunkt der Medianebene mit der Transversalebene hinter dem Processus xiphoideus und der Horizontalebene zwischen dem unteren und dem mittleren Drittel des Rumpfes (Kaser 1998). Auch der Massenmittelpunkt liegt weiter an den Vorder- als an den Hinterbeinen.

Aufgrund der Lage des Schwerpunkts werden die Vordergliedmaßen sowohl im Stand als auch in der Bewegung des Hundes stärker belastet als die

Hintergliedmaßen (Pandy et al. 1988, Rumph et al. 1994). Von der Körpergesamtlast tragen die beiden Vordergliedmaßen etwa 60 % bzw. zwei Drittel und die Hinterbeine 40 % bzw. ein Drittel (Budsberg et al. 1987, Hutton et al. 1969a, Larché 1962, Raith 2010, Seiferle und Frewein 1992b, Unkel-Mohrmann 1999). Die genaue Verteilung ist dabei ebenfalls abhängig vom Körperbau des Hundes (Budsberg et al. 1987, Larché 1962). Nach Kaser (1998) tragen die Schultergliedmaßen 58–78 % des Körpergewichts und die Beckengliedmaßen 22–42 %. Einige Rassen, wie Boxer, Whippet, Greyhound und Barsoi, tragen den Körperschwerpunkt weiter kranial und haben somit eine größere Belastung der Schultergliedmaßen (70–80 % des Körpergewichts) als Rassen, wie Deutsch Drahthaar, Pointer, Pudel, Dobermann, Deutscher Schäferhund und Rottweiler. Bei ihnen befindet sich der Körperschwerpunkt kaudaler als bei den zuerst genannten Hunden. So entfällt bei ihnen im Vergleich eine geringere Last auf die Schultergliedmaßen (Larché 1962, Raith 2010, Unkel- Mohrmann 1999). Da der Hund seine linke und rechte Körperhälfte zu gleichen Teilen belastet, ergeben sich 30 % der Körperlast für jedes Vorderbein und 20 % der Last für jedes Hinterbein (Budsberg et al. 1987, Unkel-Mohrmann 1999, Raith 2010). Dieses Verhältnis gilt nur für die physiologische Fortbewegung, denn die orthopädische Erkrankung einer Gliedmaße kann zur Verlagerung der Belastung weg von der erkrankten Gliedmaße führen (Hofmann 2002, Roy 1971).

Das Konstruktionsprinzip der Vordergliedmaße ist das einer dreifach gewinkelten Säule (Seiferle und Frewein 1992). Das Schulterblatt stellt das Hypomochlion dar und liegt in Richtung der aufzufangenden Last, seitlich der Brustwand an. Im Stand fällt das Schwerelot vom Angriffspunkt der Last durch die Drehachse des Ellbogengelenks, das heißt die Fußungsfläche liegt vertikal unter dem Hypomochlion (Seiferle und Frewein 1992). Somit befindet sich das Schultergelenk kranial des Schwerelots, während das Karpalgelenk sich kaudal davon befindet. Damit das Ellbogengelenk nicht unter der Last des Körpers einknickt, gibt es nach Kapandji (1984) drei Mechanismen, welche die Streckung des Ellbogengelenks bremsen: Das Olekranon fügt sich bei Streckung des Ellbogengelenks in die Fossa olecrani ein, die vordere Gelenkkapsel spannt sich bei Streckung an und die Beugemuskeln bieten bei Streckung einen passiven Dehnungswiderstand. Talcott et al. (2002) konnten darüber hinaus durch In-Vitro-Versuche an caninen Ellbogengelenken nachweisen,

dass bei einem 135° gebeugten Ellbogengelenk, was etwa dem Winkel der maximalen Belastung während der Bewegung entspricht, primär der Processus anconaeus das Gelenk gegen Pronationsbewegungen stabilisiert. Das laterale Seitenband stützt das Gelenk in der Supinationsbewegung (48 %). Der Processus anconaeus (24%) und das mediale Seitenband (7 %) tragen ebenfalls dazu bei. Sie schließen daraus, dass vor allem eine Entfernung oder Schädigung des Processus anconaeus oder des lateralen Seitenbands die Stabilität des Ellbogengelenks negativ beeinflusst.

Im Stand nehmen die Gelenke eine bestimmte Stellung ein. Für die Ermittlung des Winkels, den das Ellbogengelenk im Stand einnimmt, werden folgende tastbare Knochenpunkte herangezogen: das Tuberculum majus humeri, der Epicondylus lateralis humeri und der Processus styloideus ulnae (Mai 1995, Off 1992, Rauscher 1986, Vollmerhaus und Roos 1985).

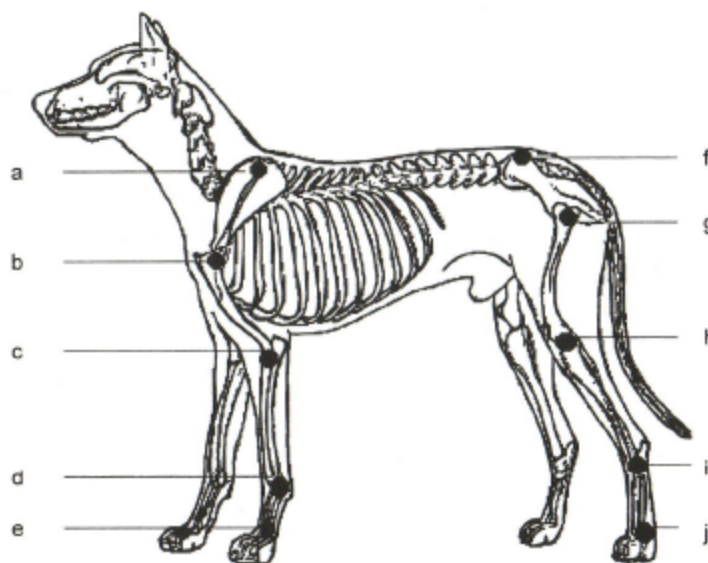


Abb. 8: Knochenpunkte zur Erhebung der Gelenkwinkel (aus Off, 1992).

b = Tuberculum majus humeri
c = Epicondylus lateralis humeri
d = Processus styloideus ulnae

In der Literatur werden unterschiedliche Werte für den Standwinkel des Ellbogengelenks beim Hund genannt. Die Ursache hierfür scheint eine große Variabilität zwischen den verschiedenen Rassen und Methoden der Messung zu sein.

Tab. 1: Standwinkel des Ellbogengelenks nach Rasse.

Rasse	Winkel (°)	Autor
Basset	120	Vollmerhaus et al. (1983)
Boxer	152,1	Lott (1989), Lott et al. (1990)
Dackel	124–140	Mai (1995)
	124	Rauscher (1986)
	110–130	Vollmerhaus et al. (1983)
Deutsche Dogge	150	Mai (1995)
Deutscher Schäferhund	149,4	Lott (1989), Lott et al. (1990)
	137	Mai (1995)
	140	Rauscher (1986)
	135–140	Vollmerhaus et al. (1983)
Dobermann	138	Mai (1995)
Pudel	140–150	Vollmerhaus et al. (1983)
Rasse nicht bekannt	120–147	Watson et al. (2003)
	125–140	Prieur (1998)
	130–140	deHann et al. (1996)
	140	Roy (1971)
	145	Ellenberger und Baum (1943)
	145	Zietzschmann (1943)
	145	Schwarze und Schröder (1960)

2.4.2. Biodynamik der Schultergliedmaße

Die Fortbewegung des Hundes ist ein dynamischer Vorgang, dessen kleinstes Bewegungsmuster, der Schritt, sich in zyklischer Folge wiederholt (DeCamp et al. 1993).

Die beiden Gliedmaßenpaare des Hundes übernehmen unterschiedliche Aufgaben (Hutton et al. 1969a, Roy 1971). Während die Hinterbeine die Schubkraft für die Vorwärtsbewegung liefern und dadurch die Körperlast über die Vorderbeine schieben, dienen die Vorderbeine zur Unterstützung und eignen sich durch ihre muskulöse Verbindung mit dem Rumpf sehr gut zum elastischen Abfangen der Druck- und Stoßkräfte in der Bewegung. Das heißt, die Vordergliedmaßen haben vor allem stützende und bremsende Funktion und gleichen, die durch die Bewegung entstandene Verlagerung des Schwerpunkts aus (Budsberg et al. 1987, Fischer 1957, Hutton et al. 1969a, Roy 1971).

Jeder Schritt kann unterteilt werden in eine Stand- und eine Schwungphase (Dalin et al. 1973, Drevemo et al. 1980, Jeffcott et al. 1982). Während der Standphase berührt die Pfote den Boden und in der Schwungphase wird die Pfote ohne Bodenkontakt nach vorne geführt. Die beiden Phasen stehen abhängig von der Bewegungsgeschwindigkeit in einem zeitlichen Verhältnis zueinander (Leach 1989). So dauert laut Unkel-Mohrmann (1999) im Schritt bei einer Geschwindigkeit etwa 0,9 m/s die Standphase 2,33-mal so lang wie die Schwungphase. Im Trab verkürzen sich mit steigender Geschwindigkeit sowohl die Dauer der Stand- als auch die der Schwungphase, wodurch die Gesamtdauer des Schrittes sinkt. Dabei verkürzt sich die Standphase mehr als die Schwungphase (Colborne 2006). Gleiches gilt auch für die Gangart Schritt (eigene Untersuchungen).

Im Bezug auf die Standphase bestehen unterschiedliche Meinungen, ob eine Differenz zwischen der Dauer der Standphase der Schulter- und Beckengliedmaßen besteht. Laut Hutton et al. (1969a) ist die Standphase der Schultergliedmaßen 1,5-mal länger als die der Beckengliedmaßen. Sie ist abhängig von der Beinlänge der verschiedenen Hunderassen. So fanden sie beim Labrador Retriever eine längere Standphase als beim vergleichsweise kurzbeinigen Beagle. Im Gegensatz dazu stehen die Ergebnisse von Hildebrand (1969), der von einer längeren Standphase der Beckengliedmaßen spricht. Unkel-Mohrmann (1999) fand bei der Ganganalyse an Deutschen Schäferhunden keinen Unterschied in der Länge der Standphase zwischen Schulter- und Beckengliedmaßen. Sie konnte allerdings nicht ausschließen, dass dieses Ergebnis durch das für die Ganganalyse verwendete Laufband beeinflusst wurde. Raith (2010) kam ebenfalls unter Verwendung eines instrumentierten Laufbands zum gleichen Ergebnis.

Es bestehen sowohl im Schritt als auch im Trab Unterschiede zwischen dem linken und dem rechten Bein eines Paares und dies sowohl bezüglich der Kinetik als auch der Kinematik. Diese Differenzen sind allerdings vernachlässigbar klein, sodass von einer Symmetrie der Gliedmaßen gesprochen werden kann (Budsberg et al. 1993, Gillette und Zebas 1999, Raith 2010, Unkel-Mohrmann 1999). Owen et al (2004) sprechen von einem Seitenunterschied von weniger als 8 % des Körpergewichts. Die bestehenden Unterschiede lassen sich allerdings nicht sicher auf eine natürliche Differenz zwischen den Gliedmaßen eines Paares, auf eine Differenz aufgrund unterschiedlicher Geschwindigkeiten der Gliedmaßen, auf Unterschiede zwischen

den einzelnen Versuchen oder schlicht auf eine Ungenauigkeit der Messungen zurückführen.

Im Verlauf der Vorwärtsbewegung übernimmt das Ellbogengelenk vor allem die Aufgabe des Stoßfängers (Pandy et al. 1988). Es absorbiert Energie und kontrolliert die Bewegung der Gliedmaße. In sehr schneller Vorwärtsbewegung werden diese Aufgaben zum Teil umverteilt, sodass das Karpalgelenk die Aufgabe des Stoßfängers übernimmt.

2.4.2.1. Kinetik der Schultergliedmaße

Während der Bewegung eines Hundes übt die Gliedmaße im Verlauf der Standphase eine Kraft auf den Untergrund aus (Barclay 1953, Hutton et al. 1969a, Kimura und Endo 1972, Alexander 1974, Dueland 1977). Diese Kraft lässt sich in drei Komponenten in drei verschiedene Raumrichtungen (kraniokaudal, mediolateral, vertikal) aufschlüsseln. Die Orientierung der drei Raumrichtungen bzw. Achsen wird durch folgende Abbildung verdeutlicht:

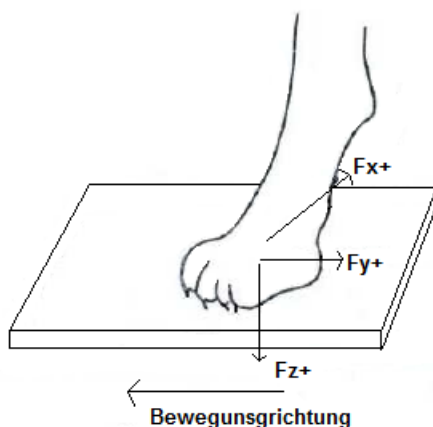


Abb. 9: Ausrichtung der Bodenreaktionskräfte (BRK) des gesunden Hundes im Schritt:

F_z = vertikale BRK

F_y = kraniokaudale BRK

F_x = mediolaterale BRK

(nach Budsberg et al. 1987).

Die x-Achse ist dabei in kraniokaudaler Richtung, die y-Achse in mediolateraler und die z-Achse in vertikaler Richtung orientiert (Budsberg et al. 1987). Die vertikale Kraft (F_z) ist am stehenden Tier als die Gewichtskraft definiert und im Stand am

niedrigsten (Budsberg et al. 1987). Wie bereits erwähnt, kann generell von einer Verteilung des Körpergewichts von ca. 30 % je Schultergliedmaße und ca. 20 % je Beckengliedmaße ausgegangen werden. Diese Verteilung wird auch im Schritt und Trab aufrechterhalten. Die vertikale Bodenreaktionskraft (BRK) wird in Newton (N) gemessen und, um verschieden schwere Hunde vergleichen zu können, in % kg Körpergewicht (KGW) angegeben (Budsberg et al. 1987). Die Größe der vertikalen Bodenreaktionskraft ist abhängig von der Bewegungsgeschwindigkeit (Riggs et al. 1993). Im Schritt beträgt sie 55–70 % kg KGW und im Trab 97–117 % kg KGW (Besancon et al. 2003, Budsberg et al. 1987, DeCamp 1997, Hutton et al. 1969a, Jevens et al. 1993, Rumph et al. 1994). Bei der Landung nach einem Sprung treten die höchsten Werte auf (Yanoff et al. 1992). Die Belastung ist dabei abhängig von der Sprunghöhe. Bei einer Hindernishöhe von 63 cm (79 cm bzw. 94 cm) entstehen Belastungen in Höhe von 155 % des Körpergewichtes (185 % bzw. 215 % des Körpergewichtes). Da die vertikale Bodenreaktionskraft die Größte der Kräfte ist, ist sie am besten reproduzierbar und wird am häufigsten in der Ganganalyse verwendet.

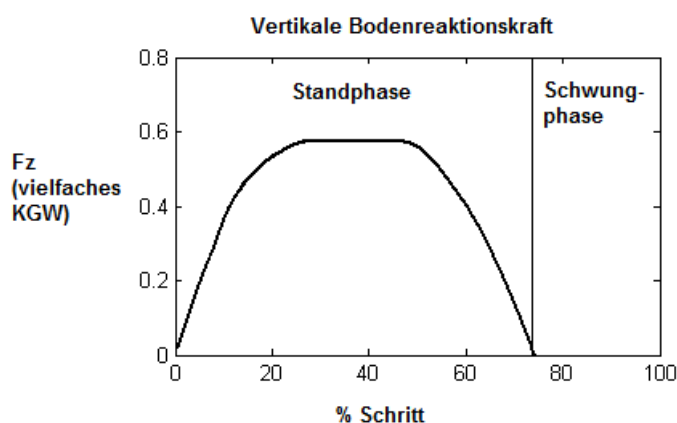


Abb. 10: Vertikale BRK der Schultergliedmaße als Vielfaches des Körpergewichtes beginnend mit der Standphase.

Die vertikale BRK der Standphase lässt sich in eine Phase der Belastungsübernahme (Loading) und eine Phase der sinkenden Belastung (Unloading) unterteilen (Budsberg et al. 1995). Die Belastungsübernahme ist dabei nicht konstant. Sie erreicht im ersten Viertel des Belastungsaufbaus, das heißt im ersten Achtel der Standphase, ihren höchsten Wert. In der Phase der zunehmenden Entlastung bis zum Abfußen ist der Punkt der maximalen Entlastungsrate im letzten Viertel der Entlastungsphase zu finden, das heißt im letzten Achtel der Standphase (Budsberg et al. 1995). Darüber hinaus fanden Budsberg et al. (1995) bei vielen Hunden einen sogenannten initialen „Impact Peak“ zu Beginn der Standphase,

dessen genaue Bedeutung allerdings noch unklar ist. Sie gehen aber davon aus, dass dadurch der Punkt der maximalen Belastungsübernahme verschoben wird.

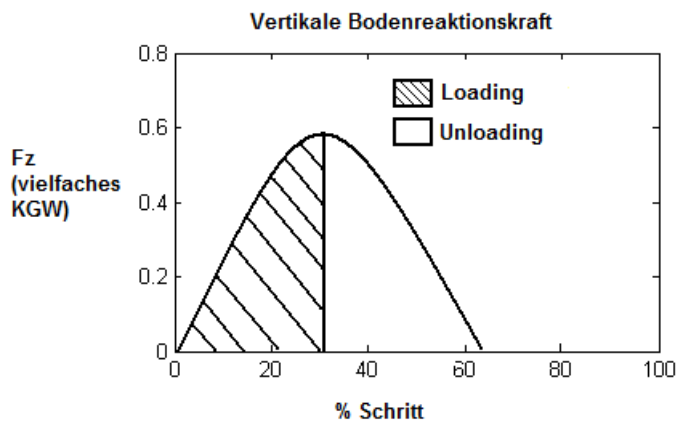


Abb. 11: Loading und Unloading der vertikalen BRK während der Standphase.

Die y-Achse zeigt das Auftreten von Brems- und Schubkräften an (Budsberg et al. 1987). Eine Kraft (F_y) in kaudaler Richtung ist dabei positiv, in kranialer Richtung negativ. Während der Vorwärtsbewegung findet beim Aufsetzen der Vordergliedmaße eine Bremsung statt, sodass eine Kraft in negativer Richtung entsteht. Diese hat im Schritt einen Betrag von 9–14 % des Körpergewichts. Vor dem Abfußen tritt eine positive Schubkraft von 6–9 % des Körpergewichts auf (Budsberg et al. 1987, DeCamp 1997, Hutton et al. 1969). Im Trab betragen die Kräfte 14–17 % bzw. 6–8 % des Körpergewichtes (DeCamp 1997, Rumph et al. 1994). Sie sind somit deutlich kleiner als die vertikalen Bodenreaktionskräfte.

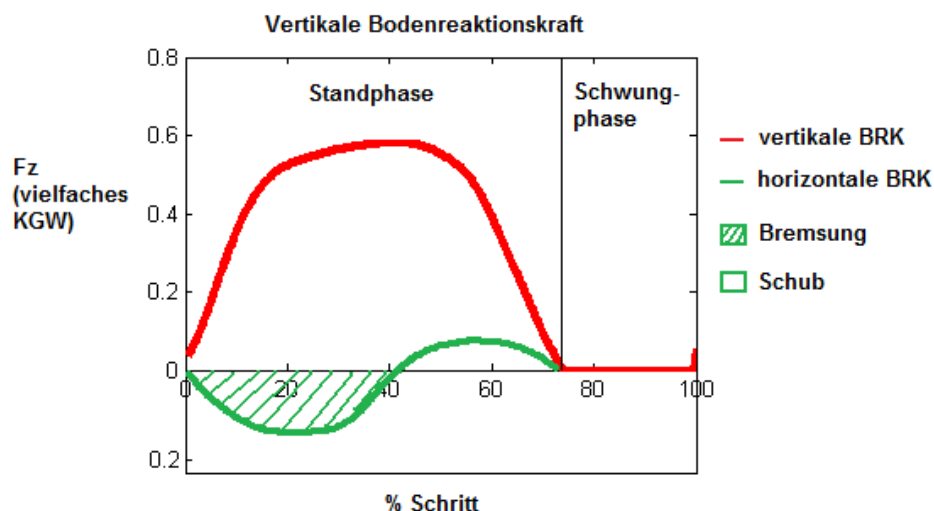


Abb. 12: Vertikale und kranio-kaudale Bodenreaktionskraft.

Die x-Achse zeigt die Richtung auftretender Querkräfte (F_x) an (Budsberg et al. 1987). Wirkt die Kraft nach medial, wird sie mit positivem Vorzeichen wiedergegeben, wirkt sie nach lateral, führt das zu einem negativen Vorzeichen. Während der Standphase wird eine Kraft in medialer Richtung gemessen. Am Ende der Standphase entsteht eine kleine, nach lateral wirkende Kraft. Mediolaterale Kräfte sind mit einer Größe von bis zu 4 % kg KGW im Schritt und bis zu 6 % kg KGW im Trab die kleinsten Kräfte im Vergleich zu den kraniokaudalen und vertikalen Kräften (Budsberg et al. 1987, Rumph et al. 1994). Andere Autoren kommen zu anderen Ergebnissen bzgl. der mediolateralen BRK. So sind nach Rumph et al. (1994) nur in 15 % der Schritte eine nach medial gerichtete Kraft, bei 80 % der Schritte wurde eine nach lateral gerichtete Kraft gemessen und 5 % der Schritte waren nicht auswertbar.

2.4.2.2. Kinematik der Schultergliedmaßen

Im Gegensatz zur gliedmaßenspezifischen Kinetik kann man mithilfe der Kinematik eine Aussage über die einzelnen Gelenke treffen (DeCamp 1997, DeCamp et al. 2002). Ein großer Bestandteil der Kinematik der Schultergliedmaße ist die Beschreibung der Winkel des Schulter-, Ellbogen- und Karpalgelenks. Da die Gelenke der Schultergliedmaße sich gegenseitig beeinflussen, werden an dieser Stelle alle Gelenke der Vordergliedmaße besprochen.

Zwischen verschiedenen Hunden und Hunderassen bestehen Differenzen in der Kinematik, vor allem bzgl. der Amplituden, die reine Abfolge von Extension und Flexion eines bestimmten Gelenks ist jedoch für jeden Hund gleich (Hottinger et al. 1996). Um die Gelenkwinkel bestimmen zu können, wurden spezielle Knochenpunkte bestimmt (Off und Matis 1997b). Dabei sollen die Knochenpunkte den Drehpunkt des Gelenks auf der Haut widerspiegeln (Off und Matis 1997a). Zur Bestimmung der Schulter-, Ellbogen- und Karpalgelenkwinkel werden folgende Knochenpunkte benötigt (siehe auch Abb. 13):

- 1 dorsaler Rand der Spina scapula
- 2 Tuberculum majus humeri
- 3 Epicondylus lateralis humeri
- 4 Processus styloideus ulnae
- 5 distal am Os metacarpale quintum

Die Gelenkwinkel sind definiert als die Winkel zwischen drei Punkten (Abb. 13):

- | | | |
|----------|-----------------------|---------|
| α | Schultergelenkwinkel: | 1, 2, 3 |
| β | Ellbogengelenkwinkel: | 2, 3, 4 |
| γ | Karpalgelenkwinkel: | 3, 4, 5 |

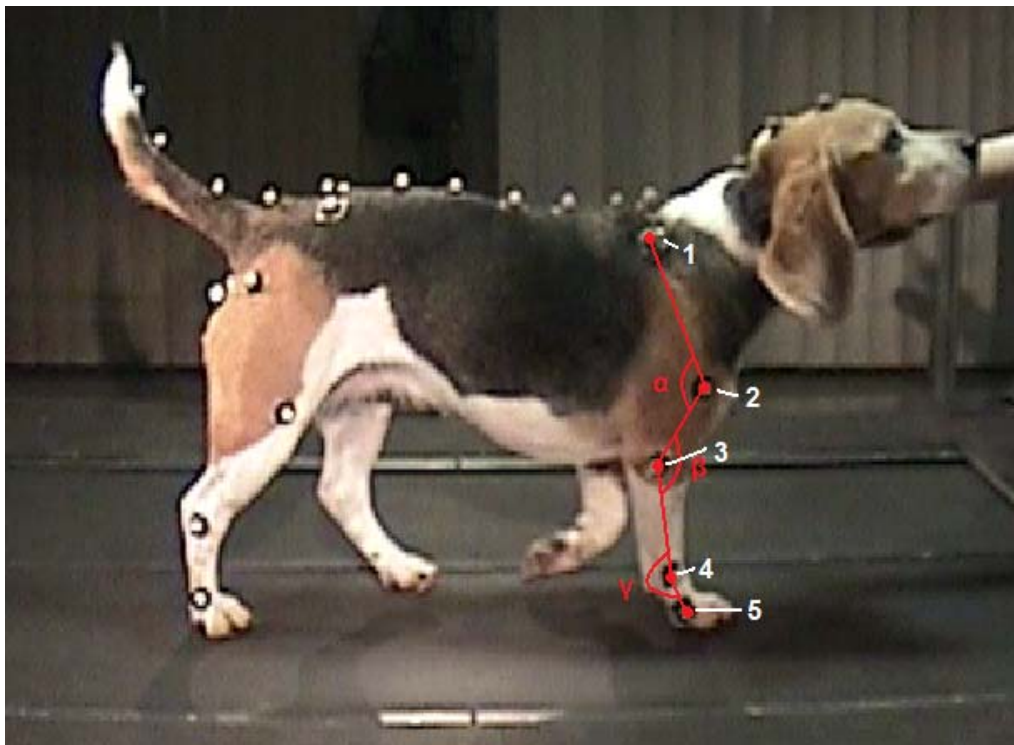


Abb. 13: Beispiel eines Hundes mit auf den Knochenpunkten der Vordergliedmaße angebrachten Markern und den dadurch definierten Gelenkwinkeln.

Die Abfolge der Beugung und Streckung eines Gelenks während des Schrittes ist charakteristisch und für die Vordergliedmaße wie folgt beschrieben (Hottinger et al. 1996): Zum Zeitpunkt des Auffußens befindet sich das Schultergelenk kurz nach seiner maximalen Streckung, das Ellbogengelenk ist kurz vor seinem kleineren

Extensionsmaximum und das Karpalgelenk ist maximal gestreckt. Durch die Übernahme der Last wird das Ellbogengelenk in der frühen Standphase kurz gebeugt. In der Standphase wird das Schultergelenk anhaltend gebeugt, das Ellbogengelenk gestreckt und das Karpalgelenk geht in die Hyperextension. Das Schultergelenk ist kurz vor dem Abfußen maximal gebeugt, das Ellbogengelenk maximal gestreckt. In der folgenden Schwungphase wird das Schultergelenk bis zu seinem maximalen Extensionswinkel gestreckt. Ellbogen- und Karpalgelenk werden maximal gebeugt und am Ende der Schwungphase zur Vorbereitung für das Aufsetzen gestreckt (Hottinger et al. 1996, Unkel-Mohrmann 1999).

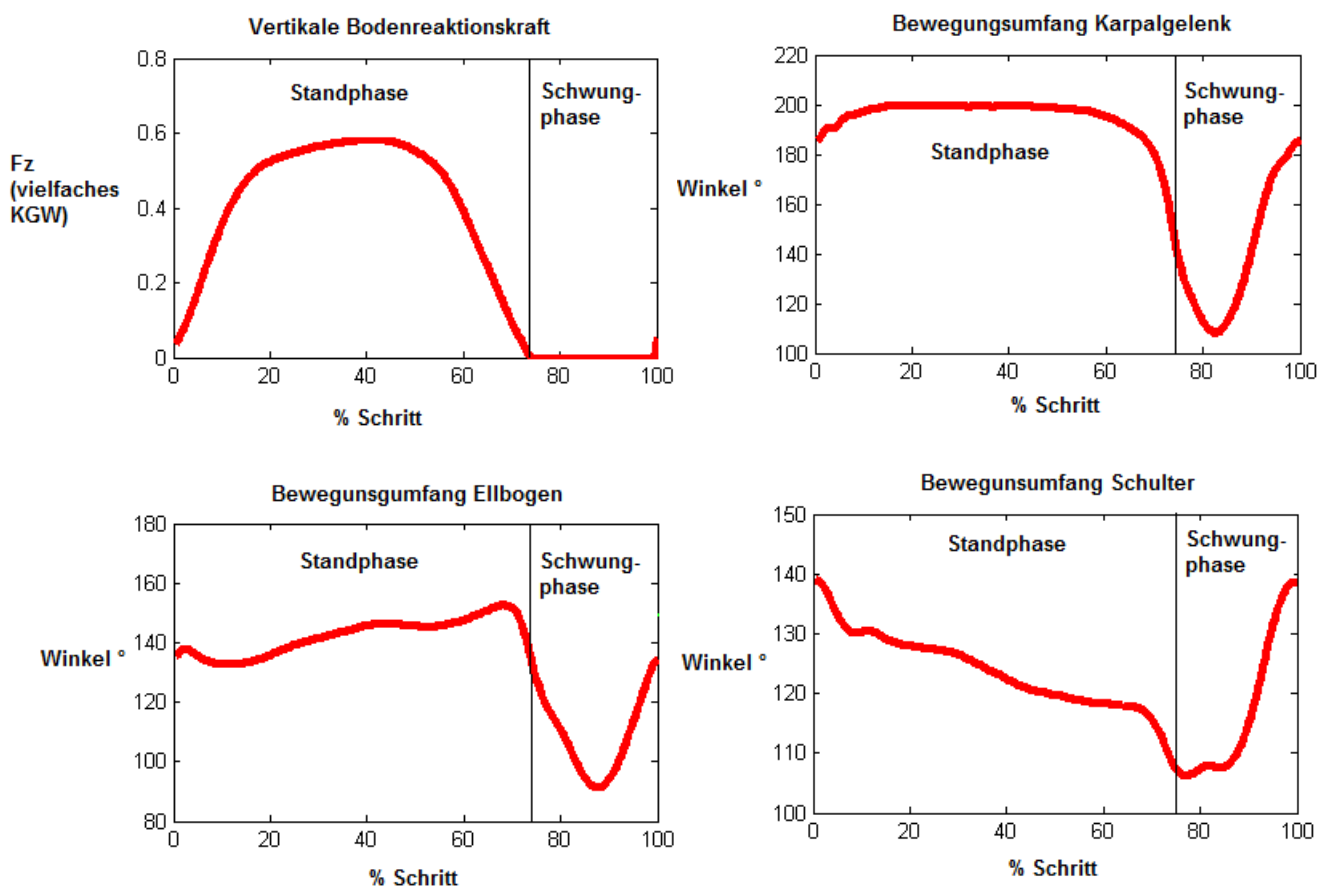


Abb. 14: Vertikale BRK und Abfolge der Flexion und Extension von Schulter-, Ellbogen- und Karpalgelenk beginnend mit der Standphase.

Die Differenz zwischen der maximalen Streckung und der maximalen Beugung stellt den Bewegungsumfang (Range Of Motion, ROM) eines Gelenks dar. Für die Gangart Schritt werden für das Schultergelenk maximale Extensionswinkel von etwa 125–160° und Flexionswinkel von etwa 93–115° genannt (Hottinger et al. 1996, Raith 2010,

Unkel-Mohrmann 1999). Für das Ellbogengelenk sind maximale Winkel von 138–157° und minimale Gelenkwinkel von 82–103° beschrieben. Das Karpalgelenk zeigt maximale Winkel von 204–211° und minimale Winkel von 92–115°. Daraus ergeben sich Bewegungsumfänge von ca. 20–38° für das Schultergelenk, 45–62° für das Ellbogengelenk und etwa 90–96° für das Karpalgelenk. Für den Trab wurden Bewegungsumfänge von etwa 30–43° für das Schultergelenk ermittelt. Das Ellbogengelenk zeigt einen Bewegungsumfang zwischen 49° und 70° und das Karpalgelenk einen Bewegungsumfang von 102–150° (Allen et al. 1994, Clements et al. 2005, DeCamp et al. 1993, Gillette und Zebas 1999, Owen et al. 2005).

Die Unterschiede in den kinematischen Werten können durch die Untersuchung morphometrisch verschiedener Rassen entstanden sein. Zudem nimmt die Bewegungsgeschwindigkeit Einfluss auf die Gelenkwinkel. Daneben können Differenzen durch die beim Hund vorhandene Hautverschieblichkeit und durch eine nicht exakte Anbringung der Marker auf der Haut auftreten (DeCamp et al. 1993, Van Weeren et al. 1988). Vor allem an der proximalen Gliedmaße ist die Hautverschieblichkeit groß, während sie an der distalen Gliedmaße eher gering ist (Van Weeren et al. 1992).

2.5. Erkrankungen des Ellbogengelenks

In diesem Abschnitt sollen die Erkrankungen des Ellbogengelenks Erwähnung finden, deren Endstadium im Moment nicht adäquat behandelt werden kann und bei denen der Einsatz einer Endoprothese die Therapie der Wahl darstellen würde. In erster Linie ist hier die Cubarthrose und das Endstadium der Ellbogendysplasie (ED) zu erwähnen (Acker et al. 2008a).

2.5.1. Cubarthrose

Kasá et al. (2006) und Sanderson et al. (2009) definieren die Osteoarthrose (OA) als eine nicht entzündliche und degenerative Erkrankung der Gelenke. Sie ist die

häufigste Form der Arthritis des Hundes (Bennett, 1990). Nach Brunnberg (2008) sind in Deutschland 13 % aller Hunde an einer schmerzhaften Osteoarthrose erkrankt. Millis (2002) spricht sogar von 20 % aller Hunde.

Im Rahmen der OA kommt es durch Druck- und Scherkräfte zu Verletzungen des Gelenkknorpels, in dessen Folge werden Proteasen freigesetzt werden, Kollagen abgebaut und der Knorpel Proteoglykane und Wasser verliert (Brinker et al. 1993, Renberg 2005). Beginnend bei den oberflächlichen Schichten des Knorpels fasert dieser zunehmend bis in tiefe Schichten auf, wodurch weitere Chondrozyten abgebaut und erneut Proteasen freigesetzt werden. Es kommt zur Entwicklung einer Entzündung des Gelenks (Synovialitis) und zur Hyperplasie der Gelenkkapsel. Der Gelenkknorpel wird zunehmend dünner bzw. verschwindet gänzlich, wodurch die Belastung für den Knochen größer wird. In der Folge kommt es zur subchondralen Sklerose, zur weiteren Verdickung der Gelenkkapsel und zur Bildung von knöchernen Zubildungen. Zusammengefasst kommt es im Rahmen der Arthrose zur progressiven Degeneration des Gelenkknorpels, wobei die veränderten Gelenkverhältnisse auch zu Veränderungen des Knochens und des umliegenden Weichteilgewebes führen (Brinker et al. 1993, Brunnberg 2008, Lipowitz 1993, Johnston 1997). Zudem kommt es zu Knochenzubildungen (Osteophyten) an den Rändern der Gelenkfläche.

Generell wird die OA in eine primäre, idiopathische und eine sekundäre Form unterteilt (Brinker et al. 1993, Brunnberg 2008, Pedersen et al. 2000). Der primären OA liegt keine verursachende Erkrankung des Gelenks zugrunde, während die sekundäre OA durch eine Erkrankung des Gelenks erst hervorgerufen wird. Zu diesen Krankheiten zählt nicht nur die Ellbogendysplasie (ED), sondern auch verschiedene traumatische Schädigungen, wie zum Beispiel gelenksnahe Frakturen, Bänderrisse, Luxationen und erworbene Dysplasien. Auch starkes Übergewicht, Arthritiden anderer Genese und Neuropathien können sekundär zur Arthrose führen. Dennoch stellt die häufigste Ursache der sekundären Cubarthrose die ED dar. Die primäre Cubarthrose tritt in der Regel in mehreren Gelenken gleichzeitig und vermehrt im Alter auf. Da sie eine chronische und langsam fortschreitende Erkrankung ist, treten klinische Beschwerden oft erst im fortgeschrittenen Alter des Tieres auf.

Klinisch tritt die Cubarthrose durch Lahmheiten, eine vermehrte Gelenkfüllung aufgrund der Entzündung im Gelenk und ein steifes bzw. klammes Gangbild des Hundes in Erscheinung (Bennett 1990, Brinker et al. 1993, Brunnberg 2008). Das Gelenk ist vor allem nach stärkerer Belastung und/oder nach längerem Liegen schmerzhaft. Oft läuft sich der Hund nach dem Aufstehen innerhalb weniger Schritte ein, sodass keine Lahmheit mehr erkennbar ist. Erst im fortgeschrittenen Stadium kommt es zur anhaltenden Lahmheit, daneben besteht eine eingeschränkte Beweglichkeit des Ellbogengelenks. Bei Manipulation des Gelenks tritt Krepitation auf.

Das diagnostische Mittel der Wahl ist neben der orthopädischen und neurologischen Untersuchung das Anfertigen von Röntgenbildern des Ellbogengelenks in zwei Ebenen (anterior-posteriorer und mediolateraler Strahlengang). Klassische Anzeichen einer Cubarthrose sind dabei ein engerer Gelenkspalt, eine subchondrale Sklerose, Osteophyten und Entesiophyten (Brunnberg 2008). Dabei besteht kein positiver Zusammenhang zwischen dem Schweregrad der radiologischen Veränderungen und der klinischen Manifestation (Brunnberg 2008). Neueste Untersuchungen ergaben erhöhte Werte des Biomarkers Myeloperoxidase in der Gelenkschmiere erkrankter und klinisch auffälliger Hunde. Die Diagnose- und Prognosefindung kann durch die Computer- oder Magnetresonanztomographie, Sonographie und die Arthroskopie unterstützt werden (Harari 1997, Moores et al. 2008). Auch die instrumentierte Ganganalyse kann zur Diagnose beitragen (Hofmann 2002, Whitlock 2010).

Für die Behandlung der Cubarthrose gibt es konservative und chirurgische Ansätze, jedoch ist in beiden Fällen keine Heilung der Erkrankung möglich (Budsberg 2008, Zamprogno et al. 2010). Ziel der Therapie ist die Schmerzfreiheit und eine Verlangsamung der Progression der Cubarthrose.

Die konservative Therapie sollte dabei einem multimodalen Ansatz folgen (Budsberg 2008, Huck et al. 2008). Eine individuelle Kombination aus Ernährungsumstellung, Gewichtsreduktion, moderater und gezielter Bewegung, physikalischer Therapie und medikamentöser Analgesie verspricht dabei den größten Erfolg. Eine anhaltende und konsequente Therapie des chronischen Schmerzes erleichtert die Unterdrückung des Schmerzes in der akuten Phase.

Über ein chirurgisches „Cleaning-up“ des Gelenks, das heißt die Abtragung der Osteophyten und die Entfernung isolierter Knochenfragmente aus dem Gelenkspalt,

kann zum Teil eine vorübergehende Linderung erreicht werden (Conzemius 2008). Jedoch schreitet die OA weiterhin fort. Ist allein der mediale Anteil der humeralen Gelenkfläche betroffen, kann durch eine Umstellungsosteotomie (Sliding Humeral Osteotomy) die Last auf den lateralen Kondylus umverteilt werden (Fitzpatrick et al. 2010). Voraussetzung ist jedoch, dass keine pathologische Inkongruenz des Ellbogengelenks vorliegt.

Lässt sich trotz intensiver Therapie keine Schmerzfreiheit erreichen, bleibt als Therapiemöglichkeit die Versteifung des Gelenks. Die Arthrodesse des Ellbogengelenks führt zwar zur Schmerzfreiheit, aber die Rehabilitationsdauer ist lang und es entstehen erhebliche biomechanische Einschränkungen (Conzemius 2008, deHann et al. 1996).

Neueste Forschungen versuchen zum Beispiel mithilfe von allogenen Chondrozyten oder Wachstumsfaktoren im Rahmen des „Tissue engineering“ Teile oder die ganze Gelenkfläche mit „neuem“ Gelenkknorpel zu versorgen (Franklin et al. 2010). In Zukunft könnten Knorpeldefekte so regeneriert werden, bevor Folgeschäden in Erscheinung treten. Liegt dem Knorpelschaden jedoch eine biomechanische Veränderung oder Inkongruenz zugrunde, wird auch der „Ersatzknorpel“ zugrunde gehen. Black et al. (2008) erzielten mit der Injektion von autologen Stammzellen in das Hüftgelenk von Hunden, die aufgrund einer Coxarthrose lahm gingen, eine klinische Verbesserung. Franke und Meyer (2010) beschreiben einen weiteren therapeutischen Ansatz, die Radiosynoviorthese (RSO). Hierbei wird das erkrankte Gelenk in Narkose punktiert, ein Betastrahler (z.B. Rhenium-186) und anschließend Kortison injiziert. Eine Verbesserung der präoperativen Lahmheit trat wenige Wochen nach der Injektion bei 43–75 % der Hunde ein. Dabei handelte es sich bei 76 % der behandelten Gelenke um Ellbogengelenke. Durch die Injektion kommt es zu einer zeitlich begrenzten Bestrahlung der Synovialis und zum Rückgang der entzündlichen Zellproliferation (Franke und Meyer 2010). So kann die Lebensqualität gehoben und lahmheitsfreie Intervalle verlängert werden. Einige andere neue Therapieansätze sind in der Entwicklungsphase (Cook und Cook 2010, Pullen et al. 2010). Dies unterstreicht das Fehlen einer adäquaten Therapie der OA.

Die Endoprothese als Therapie von arthritischen Gelenkerkrankungen im Endstadium ist in der Humanmedizin eine zufriedenstellende Option und oft Mittel der Wahl (Conzemius 2002, Kraay et al. 1994, Loehr et al. 2003). In der Tiermedizin existieren zwar einige Endoprothesen des Ellbogengelenks, jedoch unterliegen sie

noch erheblichen Einschränkungen (siehe Kapitel 2.6.). Da jedoch die konservative und gelenkerhaltende Therapie im Endstadium der Cubarthrose des Hundes nicht zu einem funktionell und analgetisch zufriedenstellenden Ergebnis führt und die Arthrodesse des Ellbogengelenks großen biomechanischen Einschränkungen unterliegt, besteht weiterhin der Bedarf nach einer caninen Ellbogenendoprothese (Cook et al. 2010, deHann et al. 1996, Déjardin und Guillou 2010).

2.5.2. Ellbogendysplasie

Die Ellbogendysplasie (ED) ist eine der häufigsten Ursachen für eine Lahmheit beim Hund (Bardet 2004). Unter dem Begriff Ellbogendysplasie wird eine Gruppe von chronischen Erkrankungen des Ellbogengelenks des Hundes zusammengefasst. Zu ihnen gehören der fragmentierte Processus coronoideus (FCP), der isolierte Processus anconaeus (IPA) und die Osteochondrosis dissecans (OCD) des medialen Condylus humeri. Die International Elbow Working Group (IEWG) teilt eine weitere Erkrankung dem Komplex der ED zu. Es handelt sich dabei um eine pathologische Inkongruenz der Gelenkfläche des Humerus im Vergleich zu Radius und Ulna. Die Inkongruenz ist entweder die Folge eines ungleichen Längenwachstums von Radius und Ulna, sodass es zu einer Stufenbildung im Ellbogengelenk kommt (short radius/ short ulna) oder die Folge der Entwicklung einer elliptischen, statt runden Form der Incisura trochlearis ulnae, sodass sich die Trochlea humeri nicht mehr in die Incisura ulnae einpassen kann (Samoy et al. 2006). Preston et al. (2000) und Maierl (2003) unterscheiden eine physiologische von einer pathologischen Inkongruenz des Ellbogengelenks. Eine physiologische, konkave Inkongruenz zwischen Humerus und Ulna bei entlasteter Gliedmaße, wie sie auch für das Ellbogengelenk des Menschen angenommen wird, führt während der Belastung zu einer besseren Lastverteilung im Gelenk und zu einer besseren Ernährung des Gelenkknorpels (Eckstein et al. 1993). Die pathologische Inkongruenz kann, je nach Lokalisation, in eine humeroulnare und eine radioulnare Inkongruenz unterschieden werden (Napp 1995). Welche Rolle jedoch die Inkongruenz bei der Entstehung einer Lahmheit spielt, ist nicht eindeutig (Morgan und Wind 1999). Die Ursache dieser Erkrankungen ist als multifaktoriell zu bezeichnen, das heißt

genetische, ernährungs- und umweltbedingte Faktoren spielen zusammen (Flückiger 2005, Kapatkin et al. 2003, Wind 1986). Ihnen gemeinsam ist eine Störung der enchondralen Ossifikation (Pobisch 1972).

Von den genannten Erkrankungen sind vor allem junge Hunde schnellwüchsiger Rassen betroffen (Bienz 1985, Boulay 1998, Johnson et al. 1994). Manche Rassen, wie Rottweiler, Golden und Labrador Retriever, scheinen prädisponiert zu sein (Grøndalen 1979, Janutta und Distl 2008, Olsson 1983). Darüber hinaus sind männliche Tiere häufiger betroffen als weibliche (Berzon und Quick 1980, Boudrieau et al. 1983, Cook 2001, Grøndalen 1979a, 1982b, Guthrie 1989, Kirberger und Fourie 1998, Olsson 1983, Read 1990) und der einzelne Hund kann an unterschiedlichen Erkrankungen des ED-Komplexes gleichzeitig erkranken (Bouck et al. 1995, Guthrie 1989, Huibregste et al. 1994, Meyer-Lindenberg et al. 2006).

Eine erste Episode der Lahmheit tritt in der Regel im Alter von 4–5 Monaten auf. Oft gehen die Tiere nach Ruhephasen lahm, laufen sich allerdings ein (Olsson 1983). Eine erneute Lahmheit tritt nach starker Beanspruchung des Hundes auf. Die erkrankten Hunde werden aufgrund dieser zweiten Lahmheitsepisode gehäuft in einem Alter von 8–9 Monaten dem Tierarzt vorgestellt (Olsson 1975, 1977, 1983). Die orthopädische Untersuchung zeigt eine Vorderhandlahmheit. Das Ellbogengelenk ist bei starker Extension, seltener bei Beugung oder Supination des Gelenks, schmerzhaft. Darüber hinaus kann ein steifer bzw. klammer Gang auffallen und das Ellbogengelenk ist vermehrt gefüllt bzw. in seiner Bewegung eingeschränkt sein (Boudrieau et al. 1983, Olsson 1975). In chronischen Fällen wird häufig eine Cubarthrose diagnostiziert, da die Inkongruenz und die damit verbundene Instabilität führt zu sekundären Veränderungen am Knorpel führt. Die Ausprägung der Inkongruenz steht dabei in positivem Zusammenhang zur Ausprägung der Arthrose (Morgan und Wind 1999).

Neben der orthopädischen und neurologischen Untersuchung gilt die Anfertigung von Röntgenbildern in anterior-posteriorem, mediolateralem und bei gebeugtem Gelenk bei mediolateralem Strahlengang als Standardmittel für die Diagnosestellung (Cook und Cook 2009, Brunberg et al. 1999, Viehmann et al. 1999). Auf dem Röntgenbild überlagern sich jedoch entscheidende Strukturen. Dieser Nachteil kann durch eine computertomographische Untersuchung überwunden werden (Brunberg et al. 1999,

Reichle et al. 2000, Viehmann et al. 1999). Mithilfe der computertomographischen Untersuchung und der Magnetresonanztomographie kann das Ellbogengelenk in verschiedenen Ebenen und 3-dimensional dargestellt werden (Cook und Cook 2009). Dadurch ist eine präzisere Evaluierung der Inkongruenz möglich (Schulz 2005). Dabei ist zu bedenken, dass die Lagerung des Hundes im CT das Ausmaß der Inkongruenz beeinflussen kann (House et al. 2009). Daneben kann die Gelenkfläche über eine Arthrotomie, aber vor allem durch eine Arthroskopie direkt in Augenschein genommen werden (Van Ryssen et al. 1993, Bardet 1997, Meyer-Lindenberg et al. 1997, Meyer-Lindenberg 2001, Schulz 2005). Durch Ultraschalldiagnostik können die umgebenden Weichteile und oberflächlichen Knochenstrukturen untersucht werden (Samoy et al. 2006). Ist eine Lokalisation der Ursache der Vorderhandlahmheit auf das Ellbogengelenk nicht mithilfe der klinischen Untersuchung möglich bzw. liegen keine radiologischen Veränderungen vor, kann eine Fokussuche durch die Szintigraphie erfolgen (Cook und Cook 2009, Punke et al. 2009).

Die Therapie der ED wird kontrovers diskutiert (Fitzpatrick und Yeadon 2009). Es stehen chirurgische und konservative Therapieansätze zur Auswahl. Im Vordergrund der chirurgischen Therapie steht die Entfernung von Knochenfragmenten (FCP) bzw. deren Fixierung (IPA) und die Entfernung von geschädigten Knorpelschuppen (Holsworth 2004). Durch eine Osteotomie oder Ostektomie des Humerus, der Ulna oder des Radius soll die Inkongruenz des Ellbogengelenks verringert und die biomechanischen Verhältnisse verbessert werden. Ihnen gemeinsam ist eine in der Regel schnelle Rekonvaleszenz des Hundes (Bouck et al. 1995, Holsworth 2004, Huibregste et al. 1994, Meyer-Lindenberg et al. 2002, Puccio et al. 2003, Read et al. 1990). Allerdings entwickelt sich in den meisten Fällen langfristig eine Cubarthrose bzw. eine bestehende Arthrose verschlechtert sich (Boudrieau et al. 1983, Iden 2007). Letztlich stellt die Cubarthrose die schmerzauslösende und bewegungseinschränkende Ursache dar, sodass an diesem Punkt therapeutisch an die oben genannten Ansätze anzuknüpfen ist.

2.6. Endoprothesen des caninen Ellbogengelenks

Zu Beginn dieses Abschnitts soll die Terminologie der Prothetik angesprochen werden. Unterschieden werden Totalendoprothesen, die alle Anteile eines Gelenks ersetzen, von Hemiprothesen, die nur eine der beteiligten Gelenkflächen ersetzt (Schulz 2005). Wird nur die Gelenkoberfläche ersetzt, spricht man von einem Oberflächenersatz oder „resurfacing arthroplasty“.

Darüber hinaus werden die Ellbogenprothesen in gekoppelte, teilgekoppelte und nicht gekoppelte Prothesen unterteilt (Schulz 2005). Bei einer gekoppelten Prothese sind nur Beugung und Streckung möglich. Die Komponenten der Prothese sind über ein Gelenk bzw. Scharnier miteinander verbunden. Als Beispiel ist hier die erste Prothese nach Lewis zu nennen. Diese Prothesentypen sind sehr stabil bezüglich der Gelenkfläche, die auftretenden Kräfte werden jedoch nicht an der Gelenkfläche abgefangen, sondern die Kontaktfläche Implantat-Zement oder Implantat-Knochen wird stärker belastet. Implantatlockerungen können die Folge sein, wohingegen Luxationen nicht möglich sind. Teilgekoppelte Prothesen lassen neben Beugung und Streckung auch Rotationsbewegungen zu. Dadurch ist die Verbindung der Komponenten weniger stabil und die Belastung der Kontaktfläche zwischen Implantat und Zement bzw. Knochen sinkt. Sie stellt den Kompromiss zwischen gekoppelten und nicht gekoppelten Prothesen dar. Bei nicht gekoppelten Prothesen ist die Stabilität an der Gelenkfläche gering, das heißt das Weichteilgewebe des Gelenks muss die Komponenten in der richtigen Position zueinander fixieren. Dafür ist die Belastung der Implantat-Zement- bzw. Implantat-Knochen-Kontaktfläche gering. Eine Implantatlockerung ist weniger wahrscheinlich, wohingegen (Sub-)Luxationen leichter auftreten können.

Von den im Folgenden genannten Prothesen sind die IOWA-Prothese und die TATE-Prothese kommerziell erhältlich. Die aufgeführte Teilendoprothese ist noch nicht erhältlich, eine Markteinführung erscheint nach den positiven Ergebnissen der ersten In-vivo-Studie jedoch möglich (Cook et al. 2010). Ein klinischer Einsatz der anderen Prothesen konnte ausgeschlossen (Prothese nach Vasseur-, Lewis-Prothese) oder nicht ermittelt werden (Prothese nach Conzemius, nach Cook, Lewis-Prothese). Andere Prothesensysteme scheinen sich noch in der In-vitro-Testphase zu befinden (Smirthwaite et al. 2010). Ergebnisse waren nicht zu ermitteln.

2.6.1. Teilendoprothesen

Die Veränderungen am arthritischen caninen Ellbogengelenk treten vor allem am medialen Condylus humeri und am Processus coronoideus medialis ulnae auf, sodass einige Autoren vom „medial compartment disease“ sprechen (Fitzpatrick et al. 2010, Schulz 2005). Cook et al. (2010) entwickelten daher eine Teilendoprothese, die speziell die Gelenkfläche des medialen Epicondylus humeri ersetzen kann (Canine Unicompartmental Elbow, CUE). Die Ergebnisse einer ersten klinischen Erprobung der Prothese an drei Hunden mit einer Lahmheit aufgrund Cubarthrose wurden im Jahr 2010 veröffentlicht. Die Hunde zeigten sechs Wochen nach der Implantation eine Verbesserung der Lahmheit, die sich bis zu sechs Monate postoperativ weiter verbesserte. Der Bewegungsumfang des Ellbogengelenks vergrößerte sich postoperativ und zum Kontrollzeitpunkt sechs Monate nach der Operation lag die maximale Flexion bei 90°. Die klinische Situation der Hunde entwickelte sich zum Positiven, jedoch scheint die Rekonvaleszenz im Vergleich zur Hüftgelenkendoprothese lange zu dauern und eine Lahmheitsfreiheit lag nur bei einem Hund sechs Monate postoperativ vor. Es bleibt die Frage, ob die bestehende geringgradige Lahmheit aufgrund von Schmerzhaftigkeit oder biomechanischen Gründen besteht. Komplikationen traten bei einem Hund intraoperativ auf, sodass die Ausrichtung der Prothese optimiert werden musste. Weitere Komplikationen kamen nicht vor. Der Vorteil von Hemiprothesen liegt in ihrer geringeren Invasivität, die Biomechanik des Gelenks bleibt weitgehend erhalten und die Knochensubstanz wird geschont (Schulz 2005). Die Hemiprothese verzeiht jedoch Fehler in der Positionierung der Prothese weniger.

2.6.2. Totalendoprothesen

Über die ersten Versuche, eine Endoprothese für das canine Ellbogengelenk zu entwickeln, können nur rudimentäre Beschreibungen gefunden werden. Dr. Ralph Lewis implantierte die erste Ellbogenendoprothese beim Hund (Conzemius 2002, Conzemius 2006, Déjardin und Guillou 2010, Schulz 2005). Bei ihr handelte es sich um eine zementierte, gekoppelte Prothese mit einem Scharniergelenk, das heißt,

dass nur Beugung und Streckung, aber keine Rotationsbewegungen möglich waren. Da die Komplikationsrate, vor allem in Form von Implantatlockerung, zu hoch war, sollte das Prothesendesign überarbeitet werden. Lewis et al. (2004) ließen jedoch später ein nicht gekoppeltes System patentieren.

Die erste ungekoppelte Totalendprothese des caninen Ellbogengelenks wurde durch Dr. Phil Vasseur entwickelt (Conzemius 2001, Conzemius 2006, Déjardin und Guillou 2010). Die Prothese besteht aus vier Komponenten und wurde an nur drei von OA betroffenen Hunden implantiert. Es wurden keine Ergebnisse veröffentlicht und das Projekt wurde aufgrund hoher Komplikationsraten eingestellt.

Déjardin und Guillou (2010) erwähnen eine zementierte, ungekoppelte Scharnierprothese nach Chancrin, die sich ebenfalls nicht durchsetzen konnte. Bei gekoppelten Prothesen des caninen Ellbogengelenks werden die entstehenden Kräfte an der Kontaktfläche von Knochen und Implantat oder Zement und Implantat abgefangen und es kommt dort vermehrt zu Komplikationen (Conzemius 2001). Zu allen weiteren Prothesen konnten detailliertere Beschreibungen ermittelt werden. Sie sind in den folgenden Abschnitten dem Alphabet nach aufgeführt.

2.6.2.1. Prothese nach Conzemius

Für das Ellbogengelenk ist eine nicht gekoppelte Totalendprothese für den Quadrupeden und den Menschen beschrieben (Conzemius 2001). Sie wurde im Jahr 2001 patentiert und besteht aus einer humeralen, einer radialen und einer Kugel-Komponente. Die humerale Komponente ist aus einem Schaft und einem Körper aufgebaut. Der Schaft wird mithilfe von Knochenzement in der Markhöhle des Humerus verankert. Dazu wird am distalen Humerus ein Teil der Trochlea humeri reseziert. Darüber hinaus steht der Schaft in einem Winkel zum Körper, der dem natürlichen Verhältnis des Humerusschaftes zu den Kondylen entspricht. Der Körper trägt an seinem distalen Ende eine Aussparung, welche die Gelenkfläche darstellt. Die radiale Komponente besteht aus einem Schaft, einem Körper und einem Verbindungsstück (Hals) am proximalen Ende. Der Schaft der radialen Komponente

wird mit Knochenzement im proximalen Anteil des Radius fixiert und der Körper kommt auf dem Radius und nicht auf der Ulna zum Liegen. Die Kugel-Komponente ist rund und wird auf die radiale Komponente durch Press-Fit aufgesetzt. Sie artikuliert mit der Aussparung im Körper der humeralen Komponente. Die drei Komponenten bilden zusammen ein nicht gekoppeltes Kugelgelenk. Die Gelenkfläche betreffend sind keine verschiedenen Formen für das rechte und linke Ellbogengelenk beschrieben.

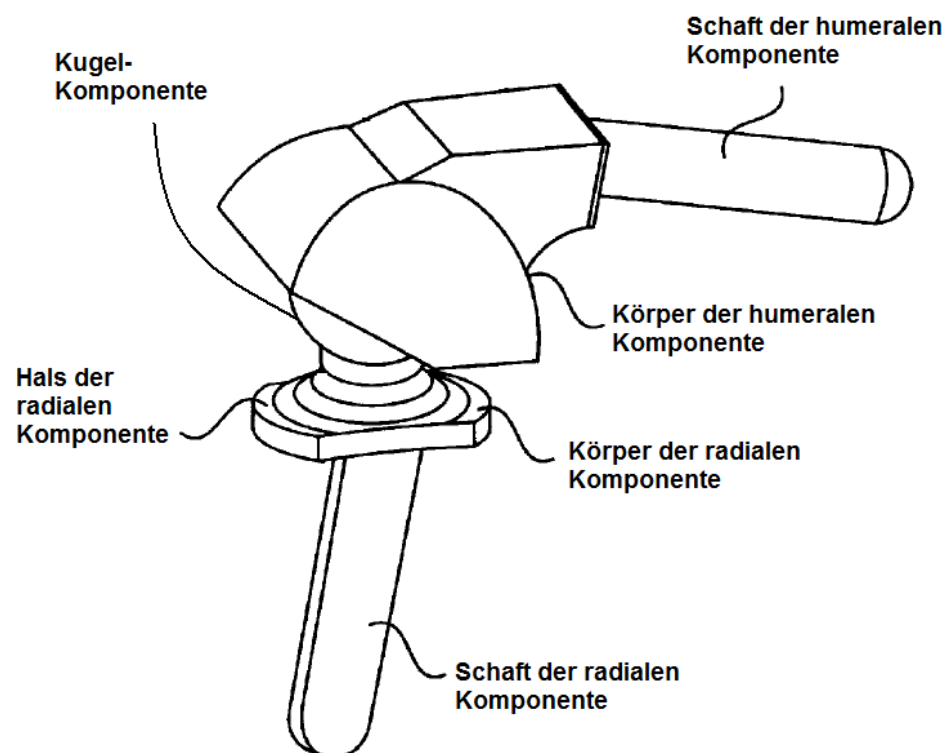


Abb. 15: Prothese nach Conzemius; Ansicht von lateral (aus Conzemius 2001).

Die Implantation erfolgt über einen kaudalen Zugang. Der Schnitt beginnt distal und kaudal am Humerus und läuft kaudal bis auf halbe Höhe der Ulna. Etwa 3 cm distal des Radiusköpfchens erfolgt eine Osteotomie der Ulna. Nach der Durchtrennung der humero- und radioulnaren Bänder wird die Ulna nach proximal luxiert. So erhält man Zugang zum distalen Humerus und dem proximalen Radius unter Schonung der Seitenbänder. Ein intramedullärer Pin wird von distal in den Humerus eingebracht. Über diesen Pin wird eine Führungsschablone zur Resektion der Trochlea humeri fixiert. Nach der Resektion wird das Radiusköpfchen abgesetzt und der Schaft des

Radius für die Implantation der radioulnaren Komponente vorbereitet. Anschließend wird erst der Schaft der humeralen Komponente und dann die radioulnare Komponente mithilfe von Knochenzement im Humerus verankert. Ein Probe-Kugelelement wird eingesetzt, das Gelenk reponiert und der Bewegungsumfang getestet. Ist die richtige Größe für das Kugelelement gefunden, wird dieses eingesetzt, das Gelenk reponiert und der Wundverschluss erfolgt. Verschiedene Modifikationen waren im Patentantrag genannt, da jedoch keine weiteren Veröffentlichungen zu dieser Prothese gefunden werden konnten, ist unklar, ob das Projekt noch weiter verfolgt wird.

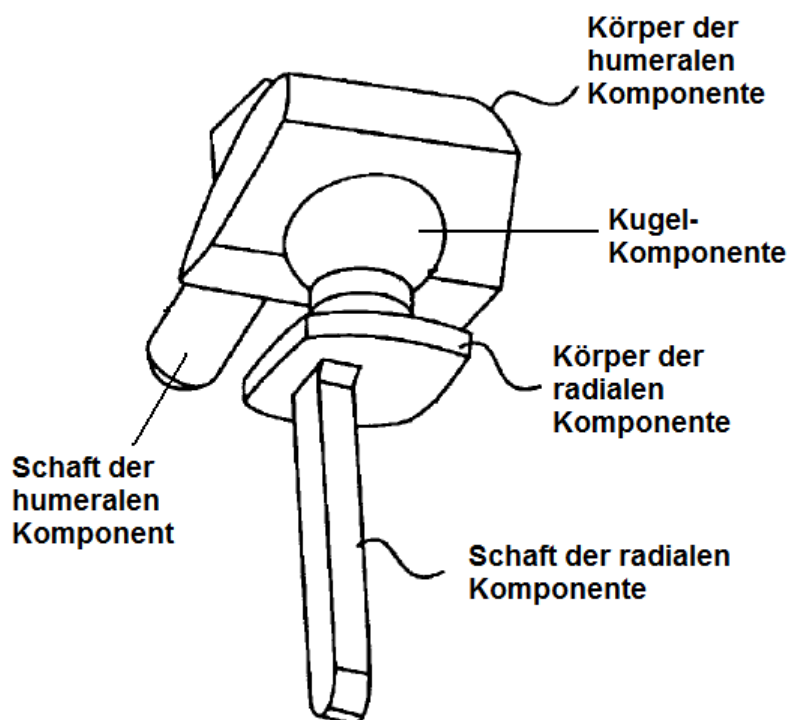


Abb. 16: Prothese nach Conzemius; Ansicht von kranioventral
(aus Conzemius 2001).

2.6.2.2. Prothese nach Cook

Conzemius (2006) berichtet von einer weiteren Prothese, entwickelt durch die Universität von Missouri. Es handelt sich um eine teilgekoppelte Prothese. Im Jahr 2008 patentieren Cook et al. (2008) ein Prothesensystem für den caninen und den humanen Ellbogen. Dabei könnte es sich um die von Conzemius beschriebene Prothese handeln.

Die Prothese besteht aus zwei Komponenten, einer humeralen und einer radioulnaren (Cook et al. 2008). Die humerale Komponente wird im Oberarmknochen verankert und ist aus einem Schaft und einer zylindrischen Spule aufgebaut. Die Spule trägt die konkave Gelenkfläche zur Artikulation mit der radioulnaren Komponente und ähnelt in ihrer Form der Trochlea humeri. Durch das Zentrum der Spule führt ein Bohrloch, sodass die humerale Komponente über eine Osteosyntheseschraube fixiert werden kann. Zwischen Spule und Schaft ist eine bogenförmige Klammer eingefügt. Dadurch entsteht eine Mulde, in welcher ein Teil der radioulnaren Komponente Rotationsbewegungen gegen die humerale Komponente ausführen kann. Der Schaft dient zur Fixierung der humeralen Komponente im Knochenmarkskanal des Oberarmknochens und wird durch Knochenzement fixiert. Zur besseren Adhäsion des Knochenzements an der Prothese sind in den Schaft längliche Aussparungen angebracht. Die humerale Komponente soll aus Kobalt-Chrome, rostfreiem Stahl, Titanium oder Keramik hergestellt werden.

Die radioulnare Komponente wird in der Ulna verankert und ist aus einem Körper und zwei Armen aufgebaut (Cook et al. 2008). Sie ist u-förmig und trägt die konvexe Gelenkfläche zur Artikulation mit dem humeralen Anteil. Vom ventralen Arm zieht ein Bolzen nach distal. Er dient zur Verankerung der radioulnaren Komponenten in der Ulna. Der proximale Arm wird von einem Bohrloch durchzogen, dieses steht orthogonal zum distal angebrachten Bolzen. Durch dieses Bohrloch kann die radioulnare Komponente mithilfe einer Schraube an der Ulna fixiert werden. Entlang des Bolzens und der Rückfläche der radioulnaren Komponente wird mit Knochenzement gearbeitet. Die Rückfläche der radioulnaren Komponente ist aufgeraut, um die Integration des Knochenzements zu fördern. Die „Gelenkflächen“ der beiden Komponenten sind in ihrer Form eng aufeinander abgestimmt und die

Gleitfläche der radioulnare Komponenten schließt sich um mehr als 180° , dadurch halten die beiden Komponenten im Sinne eines Schnappmechanismus zusammen. Die Prothese gilt als teilgekoppelt. Zu dem System gehören zudem eine dreiarmlige Führungsschablone zum Aussägen der Trochlea humeri und Anbringen des transkondylären Bohrlochs und eine Führungsschablone zum Aussägen der proximalen Ulna. Die Sägeschnitte sind teilweise halbrund angesetzt, wodurch Kanten vermieden werden, in denen sich die Belastung konzentriert.

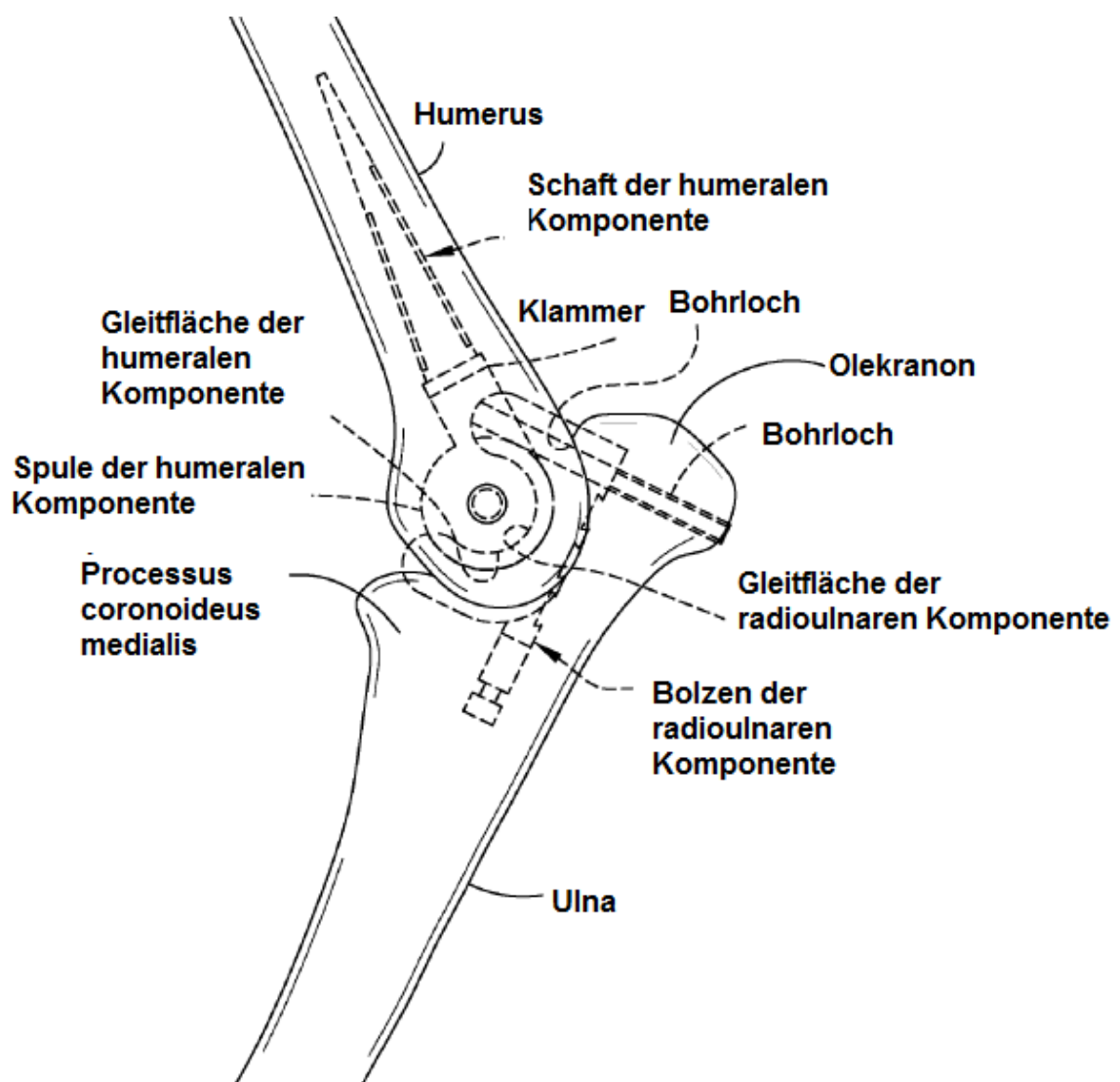


Abb. 17: Prothese nach Cook (aus Cook et al. 2008).

Der operative Zugang erfolgt über den lateralen Aspekt des Ellbogengelenks (Cook et al. 2008). Anschließend werden Radius und Ulna durch eine Zugschraube miteinander verbunden, wodurch das Ellbogengelenk zum vollständigen Scharniergelenk wird. Durch eine Osteotomie des Olekranons kann der M. triceps brachii weggeklappt werden und der kaudale Abschnitt des Ellbogengelenks wird zugänglich. Die Seitenbänder werden durch den Zugang von kaudal geschont. Der Processus anconaeus wird abgesetzt. Mithilfe der humeralen Führungsschablonen wird das transkondyläre Bohrloch gesetzt und die Trochlea humeri entfernt. Anschließend werden mithilfe der radioulnaren Schablone die Schnitte in der Ulna vorgenommen und die Bohrungen für den distalen Bolzen und das Bohrloch durch das Olekranon gesetzt. Danach werden die humerale Komponente und anschließend die radioulnare Komponente mit Knochenzement und Zugschraube fixiert. Spule und Körper der radioulnaren Komponente werden zusammengesteckt. Das Olekranon wird refixiert und der Wundverschluss erfolgt.

Es existieren drei weitere Varianten für die humerale Komponente (Cook et al. 2008). Sie unterscheiden sich im Wesentlichen durch das Fehlen eines Schaftes und der Möglichkeit auf unterschiedliche Designs für rechte und linke Ellbogengelenke zu verzichten. Nach Déjardin und Guillou (2010) ist der generelle Nachteil von Prothesensystemen, die über einen Schaft verankert werden, dass die Komponenten nacheinander implantiert werden und daher eine Kongruenz der Komponenten zueinander nicht sicher gegeben ist und so die Gefahr aseptischer Prothesenlockerungen steigt. Nach Schulz (2005) wurden In-vitro-Studien erfolgreich abgeschlossen und die Prothese wird zurzeit in klinischen Studien getestet.

2.6.2.3. IOWA-State-Prothese

Bei dem IOWA-State-Prothesensystem handelt es sich um eine ungekoppelte, isometrische Totalendoprothese aus zwei Komponenten mit den entsprechenden Operationsinstrumenten (Conzemius und Aper 1998, 2000, Conzemius 2001, 2002, 2006, 2008, 2009, 2010, Conzemius und Vandervoort 2005). Die humerale Komponente besteht aus einem Körper und einem Schaft und wird aus rostfreiem Stahl gefertigt. Der Schaft der humeralen Komponente wird mithilfe von

Knochenzement im Markraum des distalen Oberarmknochens fixiert. Der Körper der humeralen Komponente trägt die Gleitfläche zum Ersatz der humeralen Gelenkfläche. Die Gleitfläche ist glatt, während die anderen Flächen aufgeraut sind. Dies verbessert die Adhärenz zwischen Knochenzement und Implantat.

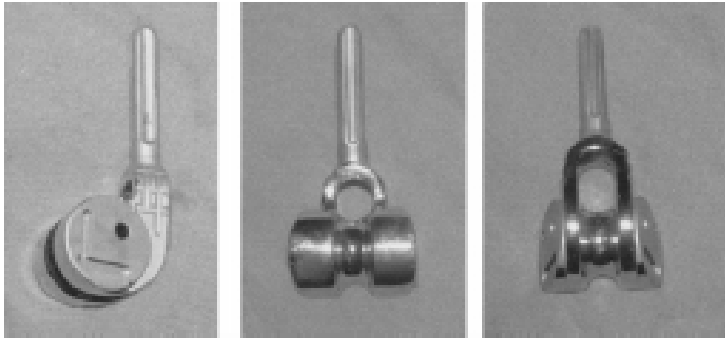


Abb. 18: Humerale Komponente; Ansicht von lateral, kranial und kaudal (aus Conzemiuss et al. 2008)

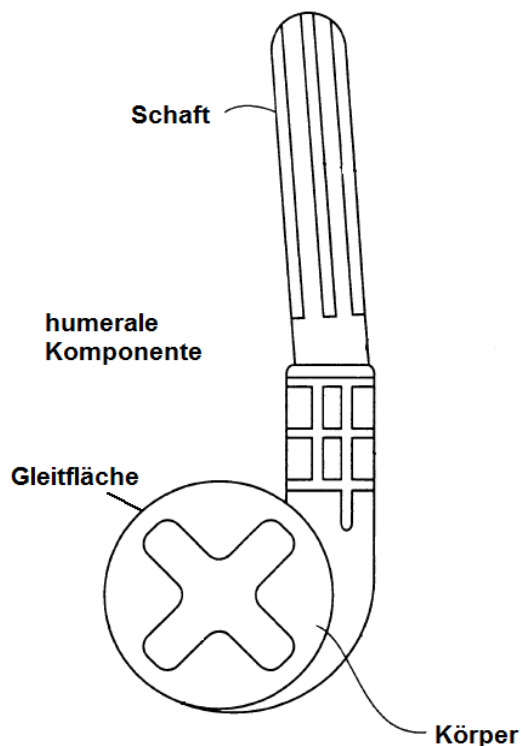


Abb. 19: Humerale Komponente; Ansicht von lateral (aus Conzemiuss et al. 2000).

Die radioulnare Komponente besteht aus einem Körper, zwei Schäften und wird aus Polyethylen (UHMWPE) gefertigt (Conzemiuss 2009, Conzemiuss und Vandervoort 2005). Der kraniale Schaft wird im proximalen Radius fixiert, der kaudale Schaft in der Ulna. Der proximale Anteil der radioulnaren Komponente dient zur Artikulation mit dem Körper der humeralen Komponente.

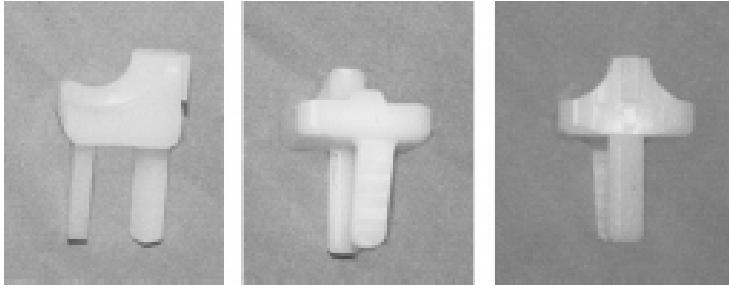


Abb. 20: Radioulnare Komponente; Ansicht von lateral, kranial und kaudal (aus Conzemius et al. 2008).

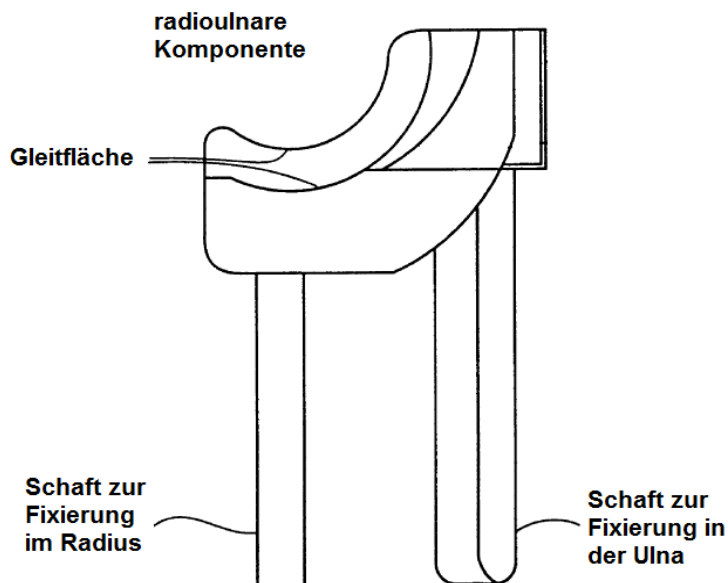


Abb. 21: Radioulnare Komponente; Ansicht von lateral (aus Conzemius et al. 2000).

Die Implantate sind asymmetrisch geformt, das heißt es existieren unterschiedliche Implantate für das linke und das rechte Ellbogengelenk. Präoperativ wird anhand von Röntgenbildern in zwei Ebenen die geeignete Implantatgröße bestimmt. Es existieren vier Implantatgrößen (S, M, L, XL). Die Zielgruppe stellen mittelgroße und große Hunde mit einem Gewicht von etwa 25–40 kg dar.

Der operative Zugang erfolgt von kaudolateral und unter Lösung des lateralen Seitenbands an seinem radialen Ansatz und Luxation des Gelenks nach medial (Conzemius 2001). Mithilfe von Führungsinstrumenten wird ein Teil des distalen Humerus sowie ein Teil der Ulna und des Radius entfernt und die Probeimplantate verwendet. Anschließend werden mit Knochenzement erst die humerale und dann die radioulnare Komponente implantiert. Nach der Härtung des Zements wird das Gelenk wieder eingenenkt und das laterale Seitenband reinsertiert. Abschließend erfolgt der Wundverschluss.

Nach Conzemius et al. (2001) ist die postoperative Komplikationsrate hoch. Die Hunde, bei denen keine Komplikationen auftreten, sind zwar nach der Rekonvaleszenz schmerzfrei, zeigen jedoch einen eingeschränkten Bewegungsumfang, vor allem in der Beugung und ein verändertes Gangbild. Infektionen, Frakturen von Humerus oder Ulna und Luxationen werden als Komplikationen beschrieben (Preston 2010). Conzemius (2010) sieht in der Luxation nach lateral die häufigste Komplikation. Déjardin und Guillou (2010) sprechen von einer Komplikationsrate von 20 %. Sollte die Implantation fehlschlagen oder erhebliche Komplikationen in der postoperativen Phase auftreten, bleibt nur die Arthrodesse oder Amputation. Aufgrund der Komplikationsrate wurde das Design der Prothese vollständig überarbeitet und befindet sich im Moment wieder in der In-vitro-Testphase (Conzemius 2010).

2.6.2.4. Prothese nach Lewis

Im Jahre 2004 ließen Lewis et al. (2004) eine Ellbogen-Endprothese patentieren. Es handelte sich dabei um die erste nicht gekoppelte, aus mehreren Komponenten bestehende Totalendoprothese für das canine Ellbogengelenk. Diese Prothese erhält dabei den gleichen Bewegungsumfang wie ein gesundes Gelenk. Dennoch konnte sich diese Prothese auf dem Markt nicht durchsetzen.

Die Prothese besteht aus einer humeralen, einer radioulnaren und einer radialen Komponente (Lewis et al. 2004). Die humerale Komponente besteht aus einem Schaft und einem zylindrischen Kopf. Sie wird über die Entfernung eines Knochenkeils aus dem distalen Humerus in den Schaft zementiert. Die radioulnare Komponente ist aus einem Körper aufgebaut, der einen Plastiksattel trägt und einer Platte zur Fixierung an der Ulna. Der Kopf der humeralen Komponente gleitet auf dem Sattel des radioulnaren Anteils. Dafür trägt die Plastikfläche der radioulnaren Komponente einen vertikalen Kamm und auf der humeralen Komponente ist eine spiralförmige Rinne auf dem Kopf angebracht. Diese Rinne entspricht in ihrer Form der Incisura trochlearis der Ulna. Durch die Anbringung des Kammes und der Rinne wird eine Stabilität in laterolateraler Richtung erreicht. Um den physiologischen Verhältnissen näher zu kommen, wurde die spiralförmige Rinne in der humeralen

Komponente in einem Winkel α zur Längsachse der humeralen Komponente angebracht, der etwa 13° entspricht (Abb. 22). Dadurch bewegt sich der humerale Gelenkanteil bei der Streckung des Gelenks im Verhältnis zu Radius und Ulna nach medial. Der Winkel α entspricht dem Winkel zwischen der Ausrichtung der Incisura trochlearis ulnae zur Längsachse der physiologisch ausgebildeten Ulna (Abb. 23). Eine radiale Komponente, bestehend aus einem zylindrischen Schaft und einer Kuppe, wird mithilfe des Schaftes im proximalen Radius angebracht, wobei die Kuppe auf dem proximalen Ende des Radius liegt (Lewis et al. 2004). Dazu wird ein Teil des Radiusköpfchens abgesetzt und der Schaft der radialen Komponente wird parallel der longitudinalen Achse des Radius implantiert. Die Kuppe der radialen Komponente artikuliert mit einer konkaven Aussparung an der ventralen Seite der radioulnaren Komponente. Daher bleiben Radius und Ulna auch nach der Implantation in ihrer longitudinalen Achse gegeneinander beweglich, sodass weiterhin Pronation und Supination des Unterarms möglich bleiben. Dies soll die Wahrscheinlichkeit einer Implantatlockerung verringern.

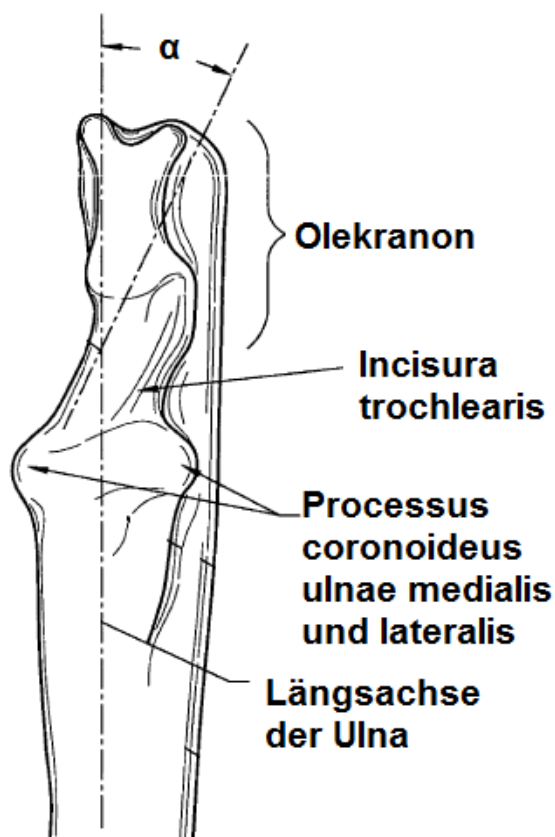


Abb. 22: Bestimmung des Winkels α anhand der Ulna.

α = Winkel zwischen der Ausrichtung der Incisura trochlearis ulnae und der Längsachse der Ulna (aus Lewis et al. 2004)

Über den Radius erfolgen auch nach der Implantation 80 % der Lastübertragung und über die Ulna 20 % (Lewis et al. 2004). Dies entspricht den anatomischen und physiologischen Verhältnissen beim gesunden Hund. Der Bewegungsumfang der Prothese, das heißt der humeralen gegen die radioulnare Komponente, liegt bei 120°. Dies entspricht damit den Werten des gesunden, caninen Ellbogengelenks. Nach Déjardin und Guillou (2010) ist der generelle Nachteil von Prothesensystemen, die über einen Schaft verankert werden, dass die Komponenten nacheinander implantiert werden und daher eine Kongruenz der Komponenten einander nicht sicher gegeben ist und so die Gefahr aseptischer Prothesenlockerungen steigt.

Bollert et al. (2006) berichten über den erfolgreichen Einsatz dieser Prothese bei einem Labrador Retriever. Der Hund belastete bereits nach 8 Wochen das operierte Bein scheinbar schmerzfrei. In den darauffolgenden 18 Monaten traten mehrere kleinere Komplikationen auf. Es blieb ein verändertes Gangbild in Form einer ausgestellten Gliedmaße und eine Beugehemmung zurück.

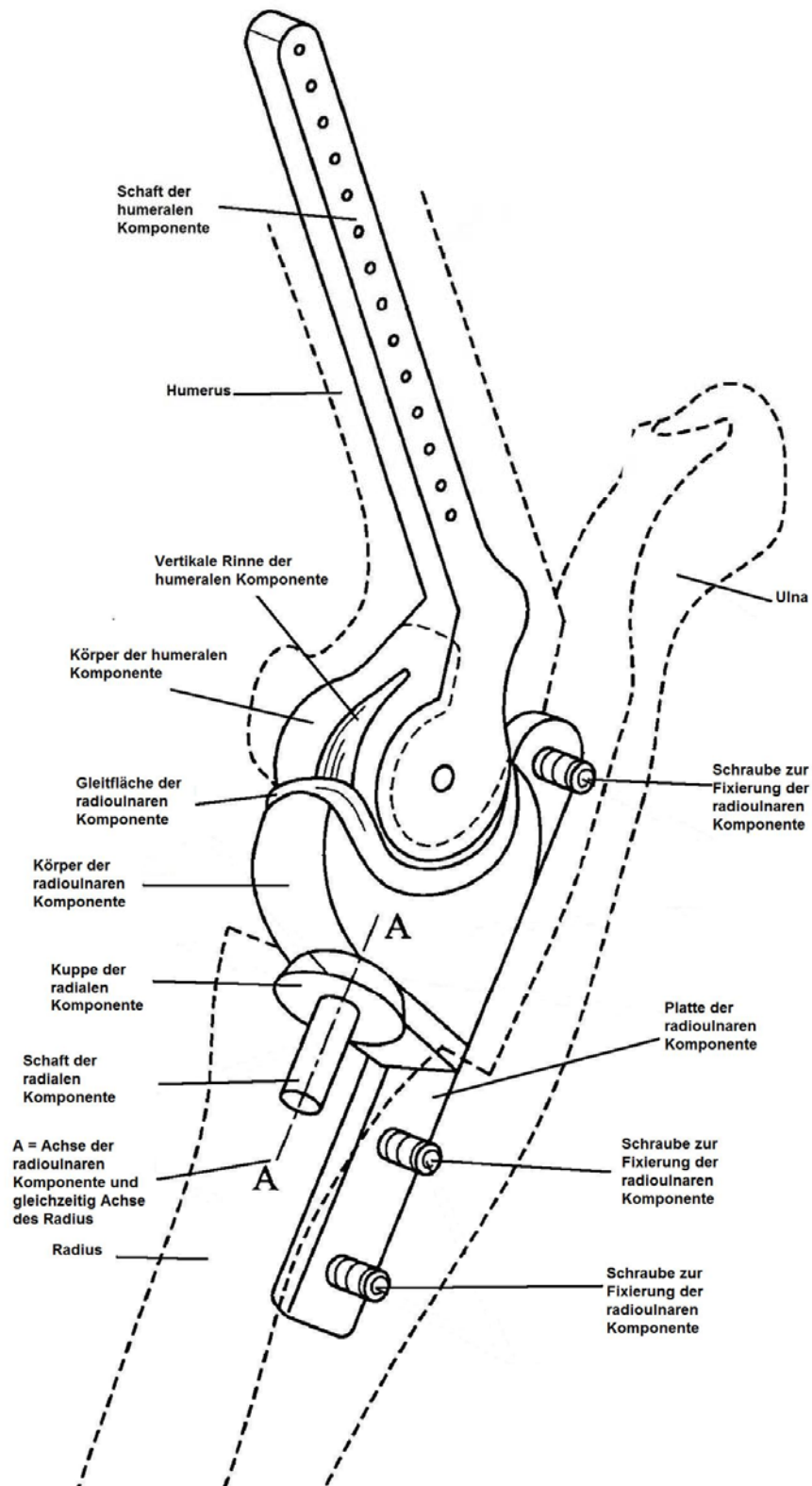


Abb. 23: Prothese nach Lewis (aus Lewis et al. 2004).

2.6.2.5. Prothese nach Smirthwaite

Die von Smirthwaite et al. (2010) beschriebene Endoprothese für das canine Ellbogengelenk besteht aus zwei Komponenten: einer humeralen und einer radioulnaren. Die humerale Komponente wird durch einen Haken und einen Schaft gebildet, welcher mithilfe von Knochenzement in der Markhöhle des Humerus Halt findet. Der Schaft sorgt für axiale Stabilität. Im Unterschied zu den bereits erwähnten Systemen wird die humerale Gelenkfläche entfernt, aber ein Knochensteg zwischen dem medialen und lateralen Epicondylus humeri belassen. Auf diesem kommt der Haken der humeralen Komponente zum Liegen. Durch diese Technik kann die Prothese aus einem leichteren Material bestehen und die auftretenden Kräfte werden auf den subchondralen Knochen übertragen. Zudem ist keine weitere Fixierung der humeralen Komponente, beispielsweise durch eine transkondyläre Schraube, notwendig. Der Haken trägt die konvexe, humerale Gleitfläche. Zwischen dem Haken und dem Schaft befindet sich eine Aussparung, die die Fossa olecrani bzw. das Foramen supratrochleare ersetzt. In dieser Aussparung findet später, bei Streckung des Gelenks, der Processus anconaeus Platz, wodurch das Ellbogengelenk in der Bewegung mehr Stabilität erhält.

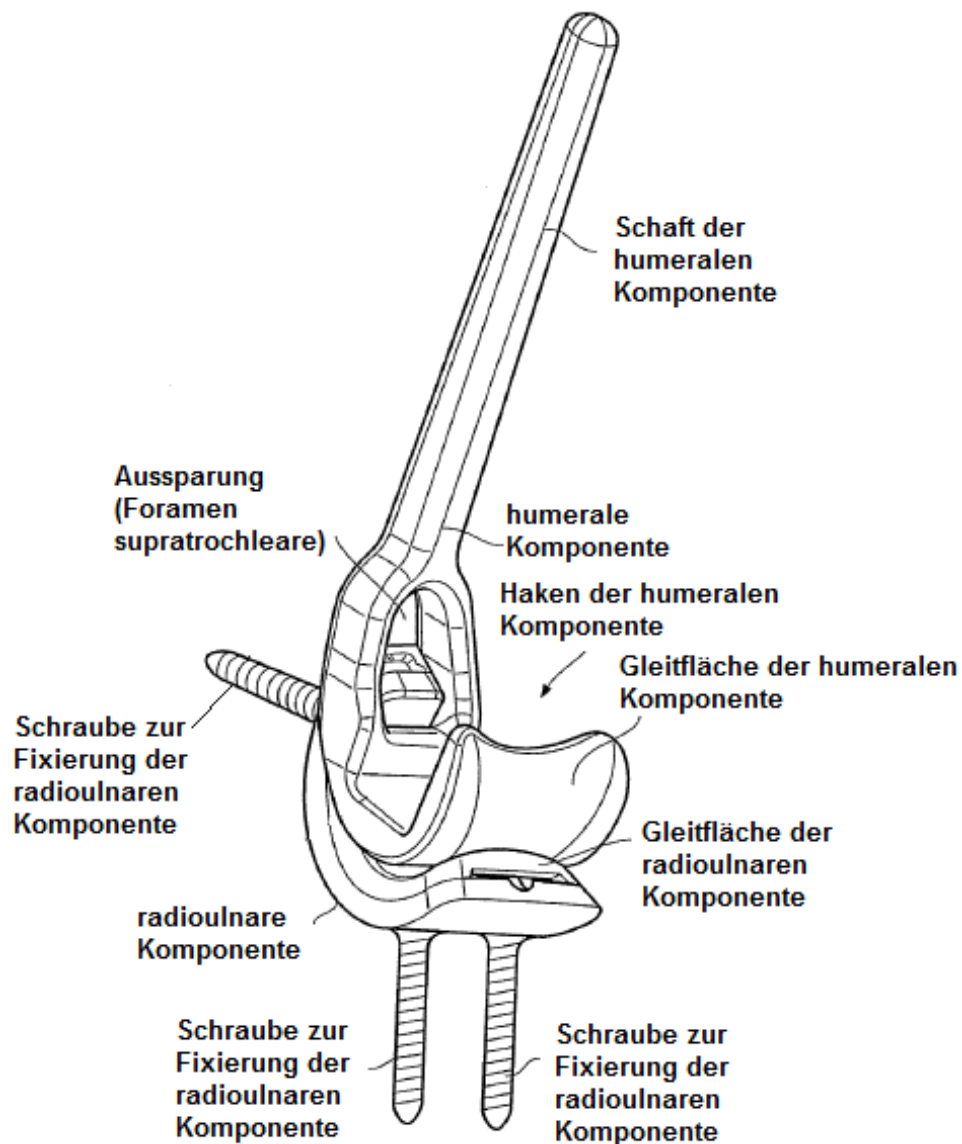


Abb. 24: Prothese nach Smirthwaite; Ansicht von kranio-lateral
(aus Smirthwaite et al. 2010).

Die radioulnare Komponente ist aus einer gebogenen Basis und einer Gleitfläche zusammengesetzt und ersetzt sowohl die ulnare als auch die radiale Gelenkfläche (Smirthwaite et al. 2010). Die Form der Basis orientiert sich stark an der Krümmung der Incisura trochlearis. Dadurch muss für die Implantation weniger Knochen abgetragen werden und die Wahrscheinlichkeit der Fraktur des Olekranons, wie sie bei anderen Prothesen beschrieben ist, sinkt. Die Basis der radioulnaren Komponente wird über Schrauben im Knochen verankert, auf ihr wird später die konkave Gleitfläche angebracht. Die Gleitfläche trägt eine Erhebung in Anlehnung an

die Incisura trochlearis und als Gegenstück zur Trochlea humeri. Ein weiterer Vorteil dieser Prothese ist die Erhaltung des Processus anconaeus, des medialen und lateralen Processus coronoideus und des Radiusköpfchens. Dadurch wird erneut die Knochensubstanz geschont, die Implantation weniger invasiv und die postoperative Stabilität steigt.

Eine Verbindung von Radius und Ulna zur Ausschaltung von Pronation und Supination mithilfe einer Zugschraube ist jedoch auch bei dieser Prothese notwendig (Smirthwaite et al. 2010). In der vorliegenden Patentschrift sind neben der humeralen und ulnaren Komponente Führungsschablonen, Fräsen und Ähnliches beschrieben. Auf die Art des operativen Zugangs zum Ellbogengelenk wird nicht weiter eingegangen. Neben der Patentschrift aus dem Jahr 2010 konnten keine weiteren Veröffentlichungen zu diesem Prothesensystem ermittelt werden, sodass die Vermutung nahe liegt, dass sich das System noch in der Entwicklungs- und Testungsphase befindet.

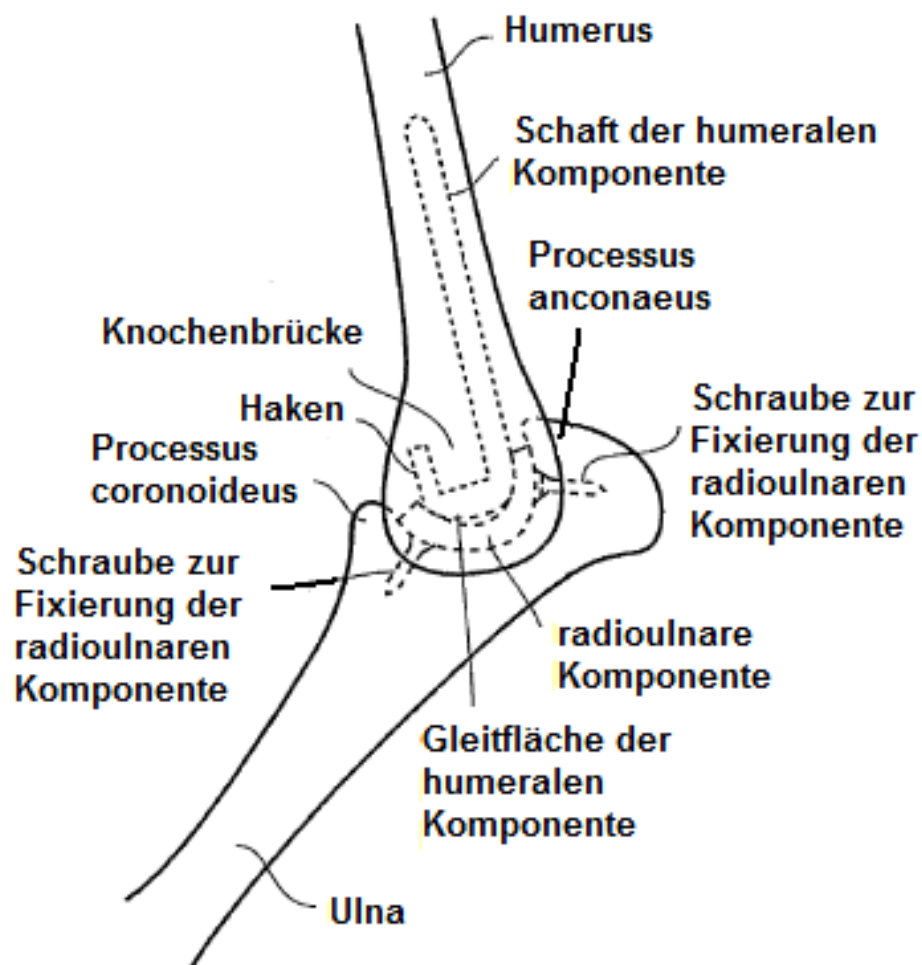


Abb. 25: Prothese nach Smirthwaite; Ansicht von lateral
(aus Smirthwaite et al. 2010).

2.6.2.6. TATE-Ellbogenprothese (TATE-Elbow™)

Bei der TATE-Endoprothese handelt es sich um einen zementfreien, teilgekoppelten 2-Komponenten-Oberflächenersatz mit den dazugehörigen Instrumenten für die Implantation (Acker 2010, Acker und Van Der Meulen 2007, Déjardin und Guillou 2010). Die ersten Hunde aus Privatbesitz erhielten im Jahr 2007 die Prothese implantiert. Das System ist seit 2008 kommerziell erhältlich (Acker und Van Der Meulen 2008). Ziel war es, ein System zu entwickeln, das Knochen und Weichteile bei der Implantation maximal schont und die Wahrscheinlichkeit für technische Fehler während der Implantation auf ein Minimum verringert (Acker et al. 2008a).

Die humerale Komponente besteht aus Kobalt-Chrome ASTM F-799, es ersetzt 200° der humeralen Gelenkfläche und wird ohne Schaft implantiert (Acker et al. 2008a). Die Grundlage der radioulnaren Komponente ist aus Kobalt-Chrome ASTM F-799 und die Beschichtung der Gleitfläche aus Polyethylene (UHMWPE). Sie ersetzt 175° der radioulnaren Gelenkfläche. Die beiden Komponenten werden für die Implantation über eine kleine Platte, die „set-plate“, aneinander fixiert und gemeinsam eingesetzt. Nach dem Einsetzen wird die „set-plate“ entfernt, um eine Beweglichkeit der beiden Komponenten gegeneinander zu ermöglichen. Das gleichzeitige Einsetzen der beiden Komponenten garantiert eine gut Passform der Implantate zueinander und damit eine gute Kongruenz während der Bewegung. So entstehen weniger Materialabrieb und eine bessere Verträglichkeit. Die Prothese ist im Moment in sechs verschiedenen Größen mit einem Durchmesser von 15–25 mm erhältlich. Um die geeignete Implantatgröße auswählen zu können, werden präoperativ Röntgenaufnahmen des Ellbogengelenks in zwei Ebenen angefertigt. Von Bedeutung ist dabei der Durchmesser der Trochlea humeri und die Breite der Trochlea humeri. Es existieren unterschiedliche Implantate für das rechte und linke Ellbogengelenk.

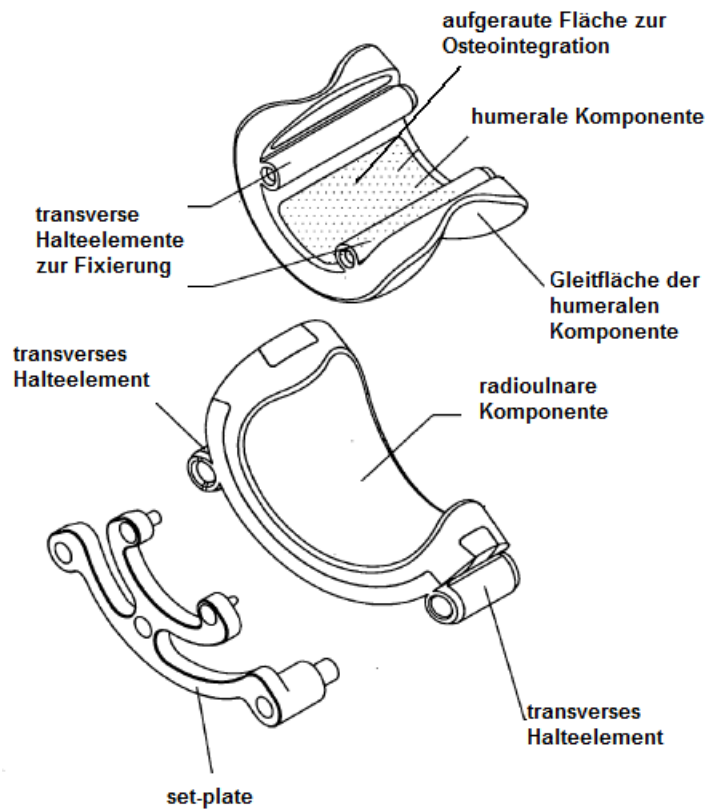


Abb. 26: Einzelkomponenten der TATE-Prothese (aus Acker et al. 2008).

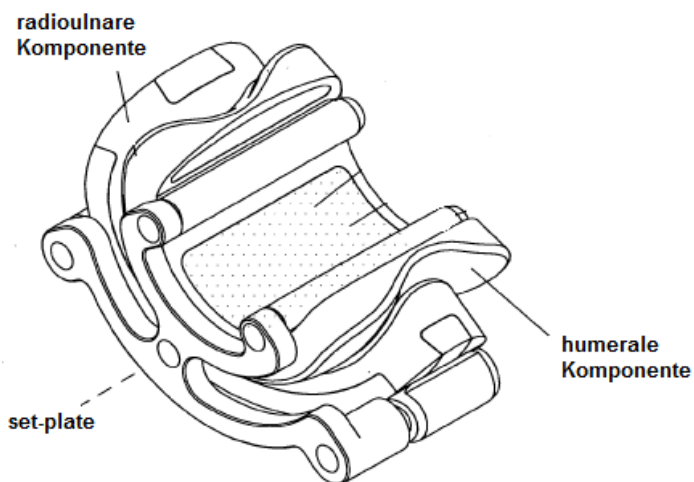


Abb. 27: Zusammengesetzte TATE-Prothese (aus Acker et al. 2008).

Die Implantationstechnik wird geprägt von fünf Schritten (Acker et al. 2008a, Déjardin und Guillou 2010). Der Zugang zum Ellbogengelenk erfolgt über medial. Radius und Ulna werden über eine Zugschraube miteinander verbunden und durch eine Osteotomie des Epicondylus medialis werden die Seitenbänder geschont, was postoperativ die Stabilität des Gelenks fördert und Luxationen vermeidet. In einem

zweiten Schritt wird die Rotationsachse der Trochlea humeri mithilfe speziell entwickelter Instrumente gesucht und durch einen Pin gekennzeichnet. Danach wird die Gliedmaße mithilfe einer speziellen Vorrichtung fest am Tisch fixiert. Anschließend wird an Humerus, Radius und Ulna in einem Schritt mithilfe einer Schablone die Aussparung für das Implantat gleichzeitig gefräst und gebohrt. Nach dem Fräsen und der Implantatprobe werden beide Komponenten, gleichzeitig und durch die „set-plate“ aneinander fixiert und in die gefräste Aussparung geschoben. Aufgrund der Art der Implantation wird auch von einem „Kassettenimplantat“ gesprochen. Anschließend erfolgen die Refixierung des Epicondylus medialis und der Wundverschluss. Das Implantat wird aufgrund seiner Form (Querbolzen an der Außenfläche der Komponenten) und durch Druck (Press-Fit) im Knochen verankert. Daher kann auf Knochenzement verzichtet werden. Die Rückseiten der Komponenten sind so geschaffen, dass eine Osteointegration leichter stattfinden kann.

Acker (2010) berichtet von schweren Komplikationen in 7 % der Fälle und von leichteren Komplikationen in weiteren 7 % der Fälle. Folgende Komplikationen sind beschrieben: Frakturen (Humerus, Ulna), Infektionen und intraoperative Nervenläsionen (Déjardin und Guillou 2010). Dabei scheint die Komplikationsrate mit steigender Erfahrung des Chirurgen mit dem Implantationssystem zu sinken (Acker 2010). War die Prothese nicht zu erhalten, wurde eine Arthrodesse oder eine Amputation vorgenommen oder die Tiere wurden euthanasiert. Als größter Nachteil dieses Systems ist die fehlende Rekonstruktionsmöglichkeit, wenn die Implantation versagt oder schwere Komplikationen auftreten, zu sehen (Déjardin und Guillou 2010). Da die Cubarthrose häufig bilateral auftritt, kommt eine Amputation oft nicht infrage und die Arthrodesse stellt das Mittel der Wahl dar. Zudem scheinen die Hunde nach einer erfolgreichen Implantation zwar schmerzfrei zu sein und die Beweglichkeit des Gelenks im Vergleich zum präoperativen Zustand besser zu sein, dennoch bleibt ein verändertes Gangbild oder eine undeutliche Lahmheit zurück.

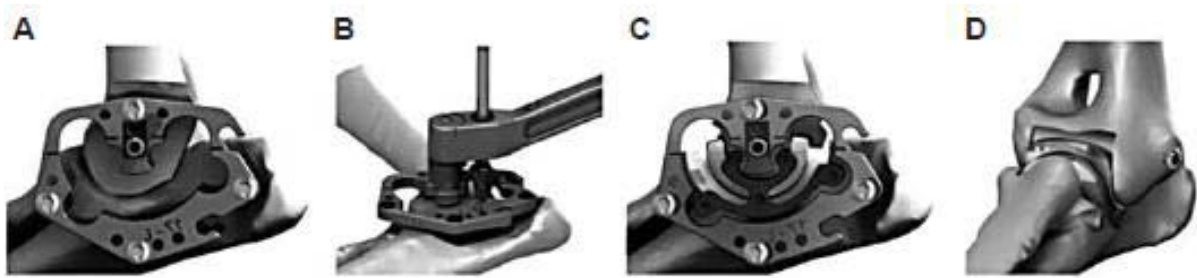


Abb. 28: Operationstechnik der TATE-Prothese: A: Ellbogen mit angebrachter Schablone zum Fräsen und Bohren nach der medialen Epicondylus-Osteotomie und Fixation der Gliedmaße, die Ausrichtung erfolgt am Zentrum der Trochlea humeri, B: Instrument zum Fräsen, C: nach Einfügen des Implantats, die „set-plate“ ist dorsal zu sehen, nach Refixierung des medialen Epicondylus humeri mittels Schraube (aus Déjardin und Guillou 2010).

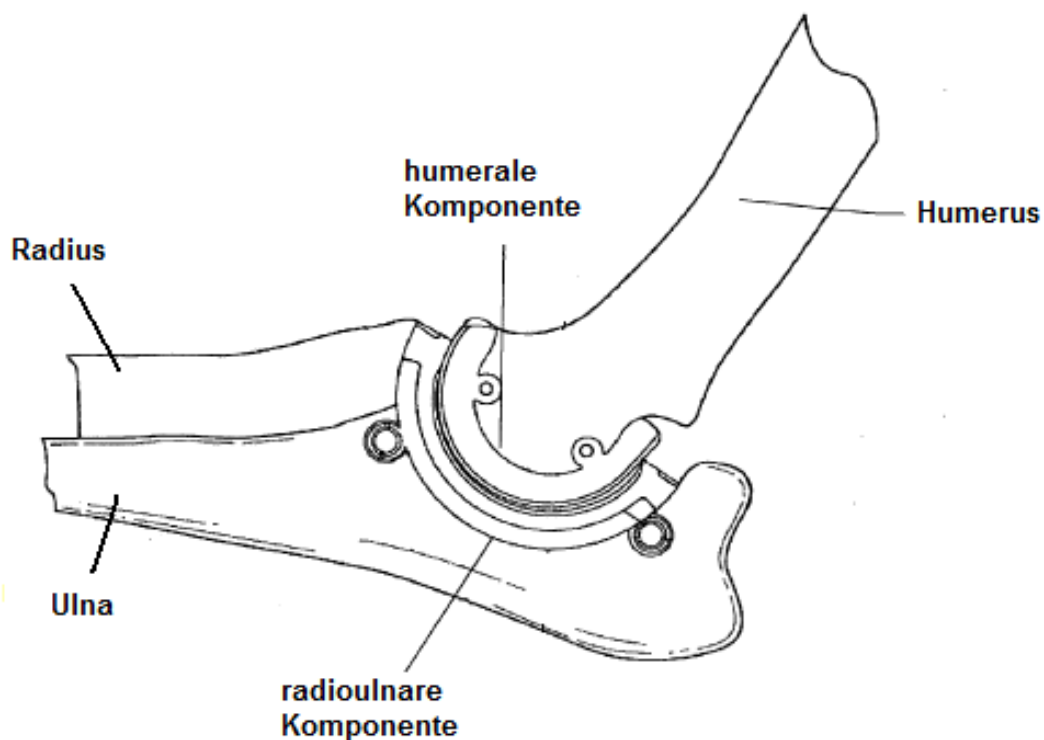


Abb. 29: Lage der TATE-Prothese im Ellbogengelenk nach der Implantation.

2.7. Computertomographie

Die Computertomographie (CT) ist ein Verfahren der Röntgendiagnostik, bei der transversale Schnittbilder eines Körpers angefertigt und später am Computer rekonstruiert und bearbeitet werden können (Greenspan 2000, Wiesner et al. 2000). Die Grundlagen für diese Technik wurden im Jahr 1895 durch die Entdeckung der Röntgenstrahlen durch Conrad Wilhelm Röntgen und im Jahr 1917 durch den Mathematiker Radin gelegt. Dieser zeigte, dass man einen Körper aus einzelnen Teilen rekonstruieren kann. Den Wert dieser Erkenntnisse konnten Hounsfield und Cormack zeigen, indem sie die Anwendung der Computertomographie in der Medizin einführten (Hounsfield 1973). Sie erhielten im Jahr 1979 dafür den Nobelpreis für Medizin (Hounsfield 1980).

Der Vorteil der CT ist eine überlagerungsfreie Darstellung der Strukturen eines Körpers, indem von dem zu untersuchenden Körper eine große Anzahl einzelner Schnitte, die parallel zueinander und hintereinander stehen, angefertigt werden (Berry 2002). Dazu wird der Patient auf dem Patiententisch des Computertomographen gelagert und auf diesem in die Öffnung der Aufnahmeeinheit (Gantry) vorgeschoben. In diesem Aufnahmesystem sind gegenüberliegend eine Röntgenröhre und eine Detektoreinheit angebracht. Es werden vier unterschiedliche Generationen der Aufnahmeeinheit unterschieden. Sie differieren in der Bewegung der Röntgenröhre, der Anordnung der Detektoreinheit und der Anzahl bzw. Form der Röntgenstrahlen (Assheuer und Sager 1997, Galanski und Prokop 1998, Schaller und Flohr 2004). Von der Röntgeneinheit werden Röntgenstrahlen ausgesendet, diese durchdringen den Körper und werden in abgeschwächter Form von der gegenüberliegenden Detektoreinheit empfangen und in elektrische Signale gewandelt. Die Dicke der Schichten wird dabei durch die sogenannten Kollimationsblenden, die vor der Detektoreinheit angebracht sind, bestimmt (Hofer 2003). Alle Einheiten des Computertomographen werden von einem Computer aus gesteuert und die gewonnenen Daten rekonstruiert und bearbeitet. Ausgehend von den transversalen Schnitten können andere Schichtebenen oder ein 3-dimensionaler Körper rekonstruiert werden. Das Prinzip dahinter ist, dass jede Schicht des durchstrahlten Körpers in eine Matrix aus vielen 2-dimensionalen Einzelquadraten (Pixel; Picture Element) zerlegt wird. Nach der Multiplikation der Einzelquadrate mit ihrer Schichtdicke erhält man ein 3-dimensionales Volumenelement (Voxel). Dadurch

stellt jeder Punkt auf dem späteren CT-Bild ein Voxel dar (Assheuer und Sager 1997, Hofer, 2003). Nähere Angaben zur Technik und zu den technischen Grundlagen sind unter anderem in folgenden Quellen zu finden: Hounsfield (1973; 1980), Wegener (1992), Mayerhofer und Henninger (1995), Assheuer und Sager (1997), Galanski und Prokop (1998), Berry (2002), Hofer (2003).

Verschiedene Fehlerquellen existieren bei der Verwendung eines CTs. Sie lassen sich in physikalisch bedingte, patienten- und geräteabhängige Fehler bzw. Artefakte unterscheiden (Hübener 1985, Wegener 1992). Bewegt sich der Hund während der Aufnahme, kommt es zu streifenförmigen Dichteerhöhungen oder -minderungen. Aus diesem Grund ist die computertomographische Untersuchung in der Veterinärmedizin nur unter tiefer Sedation oder Vollnarkose des Patienten möglich (Assheuer und Sager 1997). Jegliche Bewegung lässt sich jedoch nicht vermeiden, denn auch die Atmung, die Darmperistaltik und der Herzschlag können zu Artefakten führen (Hofer 2003). Zu den gerätebedingten Artefakten zählen vor allem linienförmige Fehler aufgrund defekter Detektoreinheiten. Bei der Verschiebungen der Kalibrierung des Computertomographen treten ringförmige Artefakte und zum Teil ein unscharfer Bereich in der Bildmitte auf (Laubenberger und Laubenberger 1994, Lehr 1983). Physikalisch bedingte Artefakte sind das Strahlauhfärtungsartefakt und das Teilvolumenartefakt. Das Strahlauhfärtungsartefakt oder Kantenartefakt kommt an den Organgrenzen mit hohem Kontrast zum Beispiel am Übergang von Knochen zu Pleura vor. Dort kann es zu streifenförmigen Bereichen verminderter Dichte kommen. Der Grund hierfür liegt in der Tatsache, dass energiearme Strahlen im Gewebe stärker absorbiert werden als energiereiche Strahlung, wodurch der Anteil der energiereichen Strahlung prozentual zur energiearmen Strahlung auf dem Weg durch den Körper zunimmt. Dazu zählen auch metallische Fremdkörper im Patienten, zum Beispiel Osteosyntheseplatten, Schrauben oder Geschosse (Hathcock und Stickle 1993, Hofer 2003). Das Teilvolumenartefakt wird auch Partial-Volumen-Effekt genannt. Der Grauwert eines Voxels stellt den Mittelwert der Absorptionswerte des Voxels dar, sodass am Übergang von einem Gewebe zum anderen oder bei sehr kleinen Strukturen, mit einer Größe kleiner als die Schichtdicke, eine Ungenauigkeit auftritt (Galanski und Prokop 1998, Greenspan 2000, Hübener 1985, Laubenberger und Laubenberger 1994, Wegener 1992). Dadurch wird unter Umständen ein Voxel

einem Organ zugeordnet, obwohl es nicht in seinem ganzen Ausmaß dem Organ angehört.

Die Computertomographie eignet sich zur Darstellung der Knochen, Bänder und Weichteile des Ellbogengelenks und stellt heute den Standard in der Diagnostik der Ellbogenerkrankungen dar (Griffon et al. 2010, De Rycke et al. 2002).

3. Material und Methoden

3.1. Computertomographische Untersuchung

Die im Folgenden erwähnten computertomographischen Aufnahmen wurden mit einem einzeiligen Spiral-CT (SOMATOM AR.SP) der Firma Siemens. Die Untersuchung erfolgte an Hunden in Vollnarkose oder an frischtoten Hunden. Die Tiere wurden in Brust-Bauch-Lage gelagert und die Vorderbeine nach vorne gezogen, sodass die Ellbogengelenke auf gleicher Höhe auf der Kopfstütze des Patiententischs zu liegen kamen. Die Vorderbeine sollten dabei parallel und die Vorderpfoten flach dem Tisch aufliegen. Die Ellbogengelenke nahmen so einen Winkel von ca. 100° ein. Der Kopf des Hundes wurde auf einem Schaumstoffklotz auf den Vorderbeinen gelagert. Mithilfe weiterer Klötze und Klettbänder und durch das Ausstrecken der Hinterbeine nach hinten wurde das Tier in seiner Lage stabilisiert.

Die Ellbogengelenke eines jeden Hundes wurden beginnend auf halber Höhe von Radius und Ulna nach proximal bis zur halben Höhe des Humerus geschnitten. Dazu wurde erst eine Übersichtsaufnahme (Topogramm) angefertigt und anhand dessen das Bild optimal ausgerichtet, sodass die Unterarmknochen senkrecht geschnitten wurden und der Bildausschnitt optimal ausgenutzt wurde. Unter Umständen wurde die Lagerung des Hundes nach Anfertigung des Topogramms korrigiert. Die Aufnahmen wurden mit einer Schichtdicke von 1 mm angefertigt. Da die Hunde stark in ihrer Größe variierten (7,6–70 kg), waren unterschiedlich viele Schnitte für jede Untersuchung nötig. Die gewonnenen Daten wurden in eine Datenbank exportiert, von dort als DICOM-Dateien auf ein externes Speichermedium verbracht und der weiteren Verarbeitung zugeführt.

Für die computertomographische Untersuchung der mazerierten Oberarmknochen und Ellen wurden die Knochen auf einem Schaumstoffkeil so gelagert, dass sie mit ihrem distalen bzw. proximalen Ende voran etwa zur Hälfte über den Keil ragten. Dieser Keil wurde, das überstehende Knochenstück in die Gantry reichend, auf der Kopfstütze des Patiententischs befestigt. Die Aufnahmen reichten von knapp kranial des distalen Humerus- bzw. Ulna-Endes bis etwa zur halben Höhe des Schaftes. Für

das weitere Vorgehen wurde nicht zwischen den Aufnahmen am lebenden oder toten Hund unterschieden.

3.2. Oberflächenform der humeralen und ulnaren Gelenkfläche des Deutschen Schäferhunds und dessen Mischlingen

Obwohl das Ellbogengelenk von Humerus, Ulna und Radius gebildet wird, sollen in diesem Abschnitt nur die Gelenkflächen von Humerus und Ulna untersucht werden. Die radiale Gelenkfläche ist deutlich weniger komplex aufgebaut und wird daher in diesem Abschnitt nicht beachtet.

3.2.1. Humerale Gelenkfläche

In einem ersten Schritt sollte überprüft werden, inwiefern sich die humeralen Gelenkflächen der Hunde einer Rasse in ihrer Form unterscheiden und ob die Form der humeralen Gelenkfläche einer geometrischen Form folgt. Dazu wurden die großen Knochen der Vorderbeine von 32 toten Deutschen Schäferhunden und deren Mischlingen gesammelt. Die Tiere wurden nicht aufgrund orthopädischer Erkrankungen euthanasiert und zeigten keine Anzeichen einer Cubarthrose oder Ellbogendysplasie. Dies wurde neben Röntgenbildern durch die Inspektion der Gelenkfläche nach dem Entbeinen überprüft. Humerus, Radius und Ulna von beiden Vorderbeinen wurden mazeriert, entfettet und mit Wasserstoffperoxid gebleicht.

Die Rasse des Deutschen Schäferhunds wurde gewählt, da sie als prädisponiert für Erkrankungen des Ellbogens gilt (Olsson 1983, Guthrie 1989, Meyer-Lindenberg 1991, Beuing et al. 2000, Cook 2001, Lafond et al. 2002, Flückiger 2005, Meyer-Lindenberg et al. 2006). Zudem entspricht er in Größe und Körperbau vielen ebenfalls häufig von Erkrankungen des Ellbogens betroffenen Rassen, beispielsweise dem Berner Sennenhund, dem Labrador oder dem Golden Retriever. Bei den verwendeten Mischlingen wurde Wert darauf gelegt, dass ihr Exterieur vom

Aussehen des Deutschen Schäferhunds vor allem in Größe und Körperbau dominiert wurde. Da es nicht immer möglich war, die Tiere vor der Euthanasie zu untersuchen, konnte die Widerristhöhe nicht erhoben werden, obwohl diese die Größe der Hunde sicherlich sinnvoll beschrieben hätte. Adipöse oder stark untergewichtige Hunde wurden für diese Studie nicht verwendet.

Es wurden die Knochen der Vorderbeine von 21 Deutschen Schäferhunden und 11 Mischlingen dieser Rasse verwendet. Dabei handelte es sich um 12 intakte und 5 kastrierte Rüden bzw. um 8 intakte und 7 kastrierte Hündinnen. Die Tiere wogen im Mittel $33,2 \pm 5,7$ kg (24,8–42,0 kg), wobei die Rüden mit $34,0 \pm 6,5$ kg im Durchschnitt geringgradig schwerer waren als die Hündinnen mit $32,3 \pm 4,6$ kg. Dieser Unterschied war jedoch nicht signifikant. In der folgenden Aufstellung sind die erhobenen morphologischen Daten der Hunde zusammengefasst.

Tab. 2: Morphologische Daten der Deutschen Schäferhunde und deren Mischlingen.

DSH = Deutscher Schäferhund, DSH-Mischling = Mischling des Deutschen Schäferhund, m = männlich, mk = männlich-kastriert, w = weiblich, wk = weiblich-kastriert.

HundNr.	Rasse	Gewicht (kg)	Geschlecht
1	DSH	32,5	m
2	DSH-Mischling	27,0	m
3	DSH	35,0	w
4	DSH	36,0	mk
5	DSH	34,5	w
6	DSH	31,0	m
7	DSH	33,0	m
8	DSH	31,5	wk
9	DSH-Mischling	24,8	m
10	DSH-Mischling	26,0	wk
11	DSH-Mischling	45,5	m
12	DSH	36,2	w
13	DSH	30,5	wk
14	DSH	36,5	mk
15	DSH	35,1	mk
16	DSH-Mischling	27,0	m
17	DSH-Mischling	30,0	mk
18	DSH	36,0	w
19	DSH	42,0	m
20	DSH-Mischling	24,8	wk
21	DSH-Mischling	26,3	w
22	DSH	37,6	wk
23	DSH	30,7	m
24	DSH-Mischling	33,8	w
25	DSH-Mischling	28,2	wk
26	DSH	41,3	w
27	DSH	31,3	m
28	DSH	29,4	wk
29	DSH	34,1	w
30	DSH-Mischling	48,3	m
31	DSH	27,9	mk
32	DSH	39,7	m

Für die weitere Messung wurde von einer Rechts-Links-Symmetrie des Hundes ausgegangen und jeweils nur die Knochen der rechten Gliedmaße untersucht. Für die Erhebung der humeralen Gelenkfläche wurden von allen 32 Oberarmknochen CTs der distalen Knochenhälfte wie oben beschrieben angefertigt. Diese wurden

mithilfe der Programme Amira 5.2.2. und Geomagic Studio 10 weiter bearbeitet. Aus den einzelnen CT-Schnitten eines Knochens (Schnittdicke 1 mm) wurde ein 3-dimensionaler Körper des Humerus generiert (stl-Bild, Polygonoberfläche).

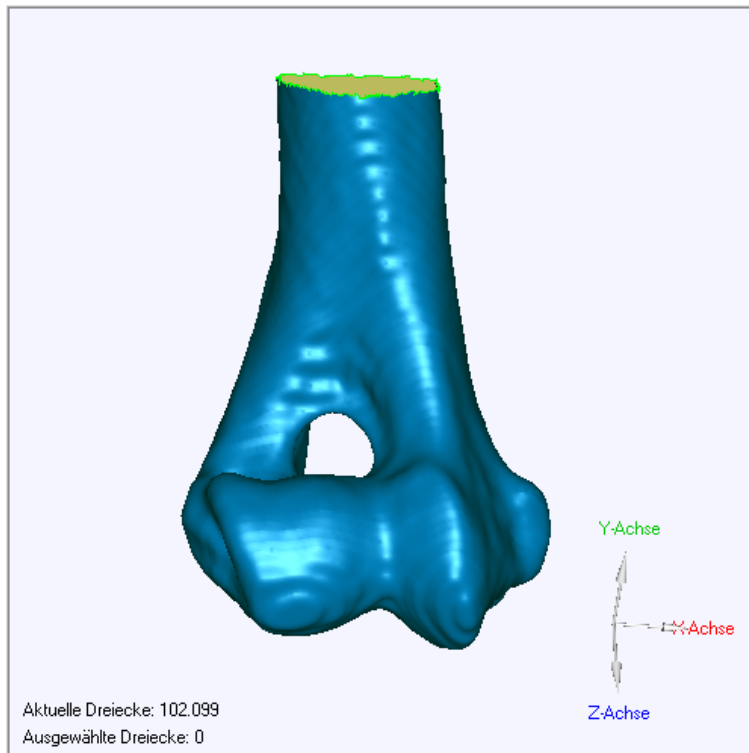


Abb. 30: Beispiel eines 3-dimensionalen Körpers des distalen Humerus generiert aus den computertomographischen Aufnahmen

An vorher definierten und bei allen Oberarmknochen nachvollziehbaren Linien wurde die distale Gleitfläche der rechten Humeri ausgeschnitten.

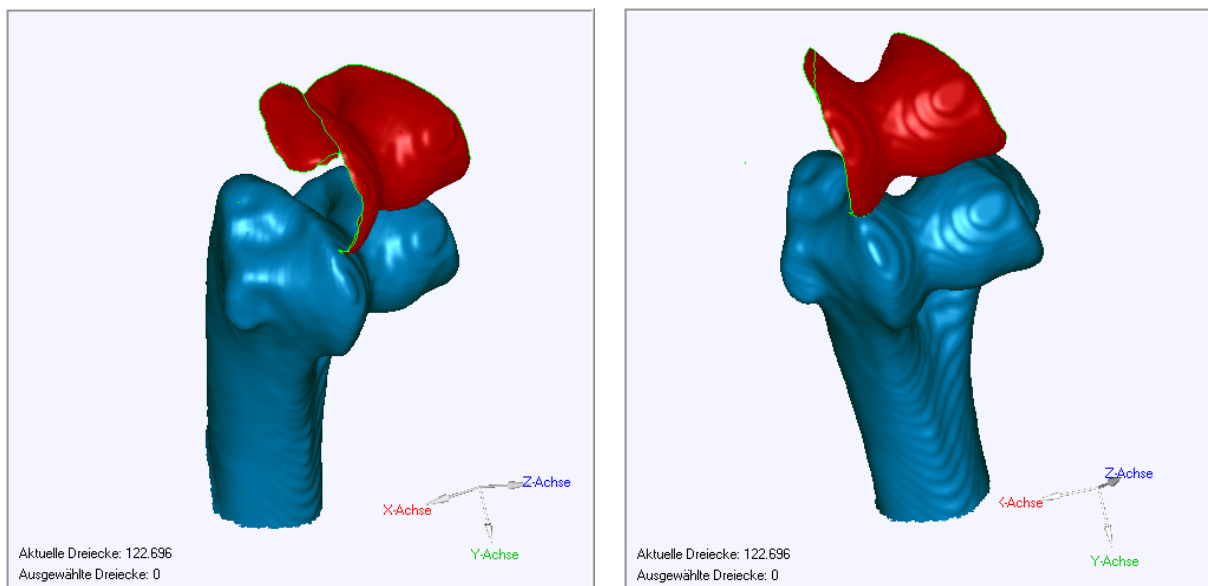


Abb. 31: Beispiel eines Humerus (blau) und der von ihm abgegriffenen Gelenkfläche (rot).

Im nächsten Schritt wurde der Innendurchmesser der Trochlea humeri der gewonnenen Gleitflächen eines jeden Hundes ermittelt. Dazu wurde eine Kugel in die Trochlea humeri integriert. Deren Durchmesser entsprach dem Innendurchmesser der Trochlea. Der Innendurchmesser der Trochlea humeri wurde gewählt, da die Trochlea humeri einer festen Form (Kreis) folgt und nicht beschrieben ist, dass eine Cubarthrose die Form der Trochlea humeri verändert.

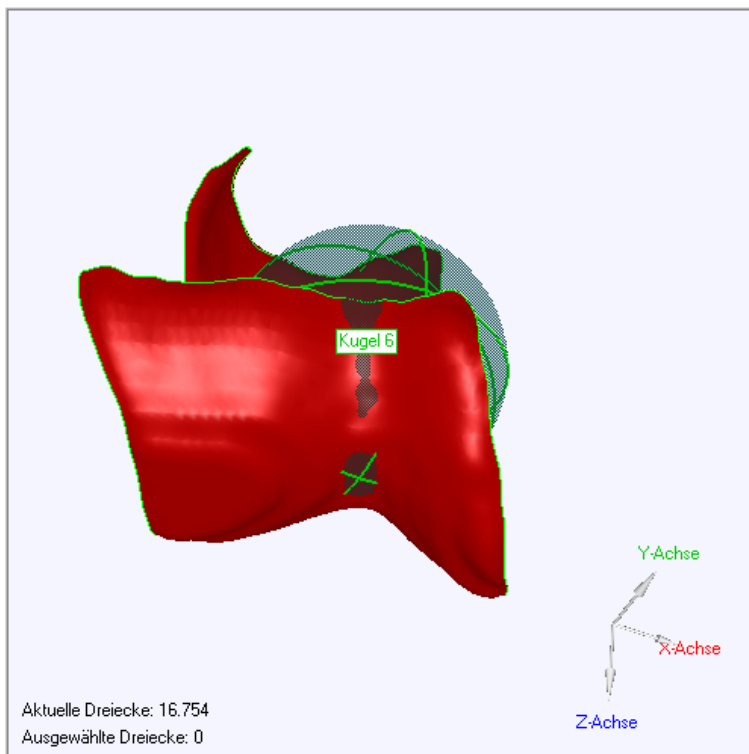


Abb. 32: Beispiel einer humeralen Gleitfläche mit in der Trochlea humeri eingelagerten Kugel; Ansicht von kranial.

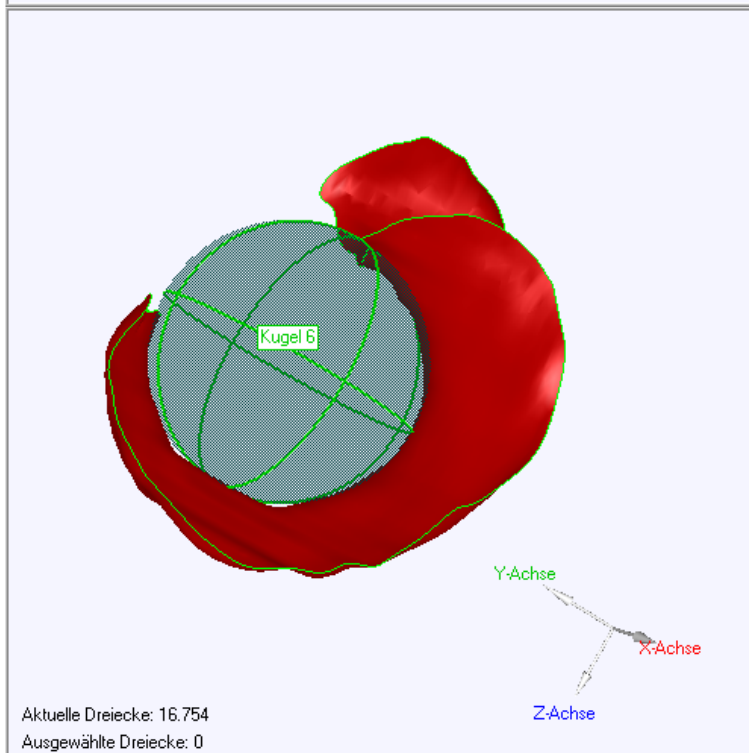


Abb. 33: Beispiel einer humeralen Gleitfläche mit in der Trochlea humeri eingelagerten Kugel; Ansicht von medial.

Um zu bestimmen, ob sich die Gelenkflächen nur aufgrund der unterschiedlichen Größe der Hunde oder ob sie sich auch in ihrer Form unterscheiden, wurde jede einzelne Gleitfläche auf einen Innendurchmesser von 1 cm skaliert. Nun hatten alle 32 Gleitflächen den gleichen Innendurchmesser und konnten optimal aneinander ausgerichtet werden. Nun wurde die mittlere Gleitfläche aller Humeri generiert. Anschließend wurde jeder Humerus mittels 3D-Varianzanalyse mit der mittleren Gleitfläche verglichen. Zusätzlich wurden der transkondyläre Abstand, die dorsale, kraniale, ventrale und kaudale Breite der Trochlea humeri und deren Verhältnis zueinander ermittelt. Dies sollte eventuell vorhandene Größenverhältnisse aufdecken.

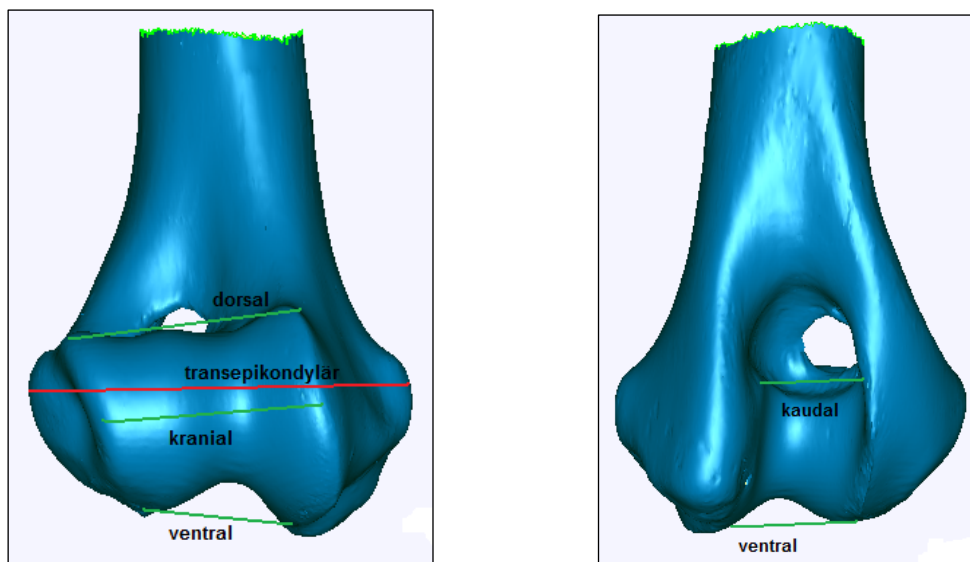


Abb. 34: Beispiel eines Humerus mit Einzeichnung der Messung der Breite der humeralen Gelenkfläche; Ansicht von kranial (links) und von kaudal (rechts).

Im nächsten Schritt wurde an der Gleitfläche der Oberarmknochen (Polygonoberfläche) mithilfe des Programmes Geomagic Studio 10 nach 3-dimensionalen Formen gesucht.

3.2.2. Ulnare Gelenkfläche

Wie bei den Oberarmknochen wurden computertomographische Aufnahmen der 32 Ellen angefertigt. Der Körper der proximalen Ulna wurde erstellt und die Gelenkfläche abgegriffen.

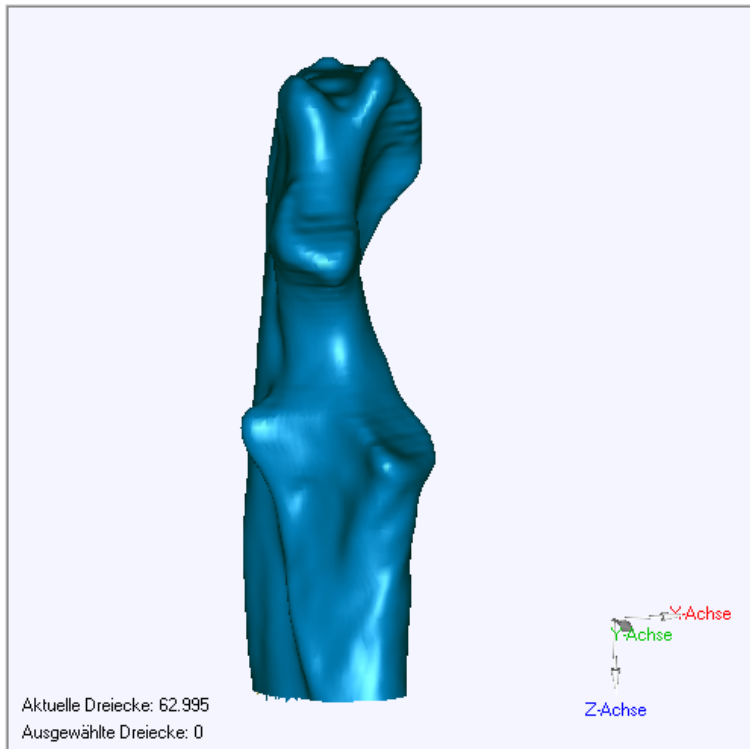


Abb. 35: Beispiel eines 3-dimensionalen Körpers der proximalen Ulna generiert aus den computertomographischen Aufnahmen; Ansicht von kranial.

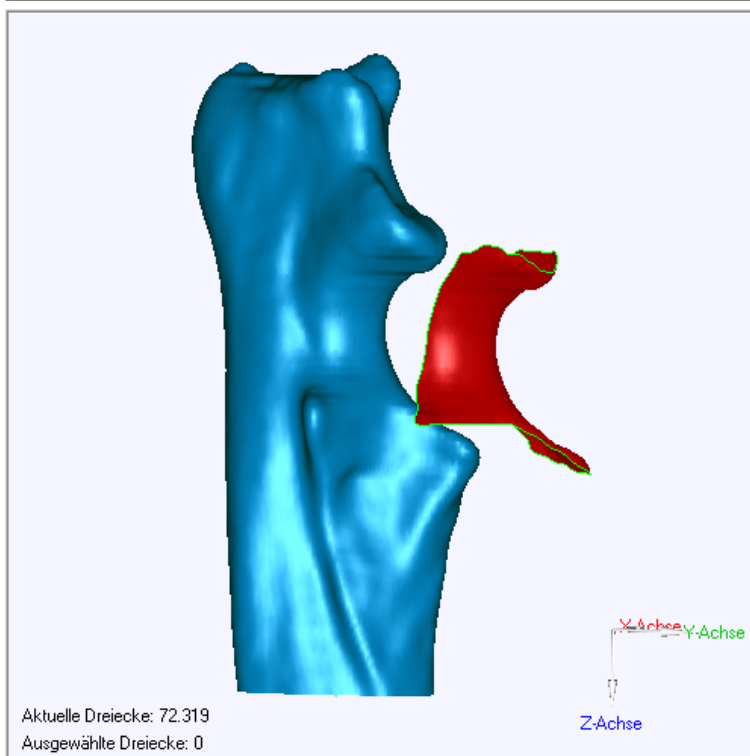


Abb. 36: Beispiel einer Ulna und der von ihr abgegriffenen Gelenkfläche; Ansicht von kranialateral

Um die unterschiedlich großen Gelenkflächen vergleichen zu können, musste ein Parameter festgelegt werden, der die Gelenkfläche beschreibt und reproduzierbar ist. Anders als beim Humerus bot sich kein Wert direkt an. Verschiedene Abstände (z.B. Processus anconaeus - Processus coronoideus medialis) wurden überlegt, diese waren jedoch nicht reproduzierbar und können zudem durch eine Arthrose beeinflusst werden. Letztlich wurde auch für die Ulna der Durchmesser einer Kugel, die in die Incisura trochlearis eingelagert werden kann, gewählt. Im Gegensatz zum Humerus wurde die Kugel auf die Gelenkfläche aufgelagert und die Form des Kreises wird über weniger als die Hälfte des Umfangs von der Incisura trochlearis verfolgt. Dennoch war diese Kugel und damit ihr Durchmesser reproduzierbar. Die Oberflächen wurden auf einen Kugeldurchmesser von 1 cm skaliert, aneinander ausgerichtet und anschließend die mittlere Gelenkfläche aller Ellen gebildet. Jede einzelne Ulna wurde anschließend mittels 3D-Varianzanalyse mit der mittleren Gleitfläche verglichen.

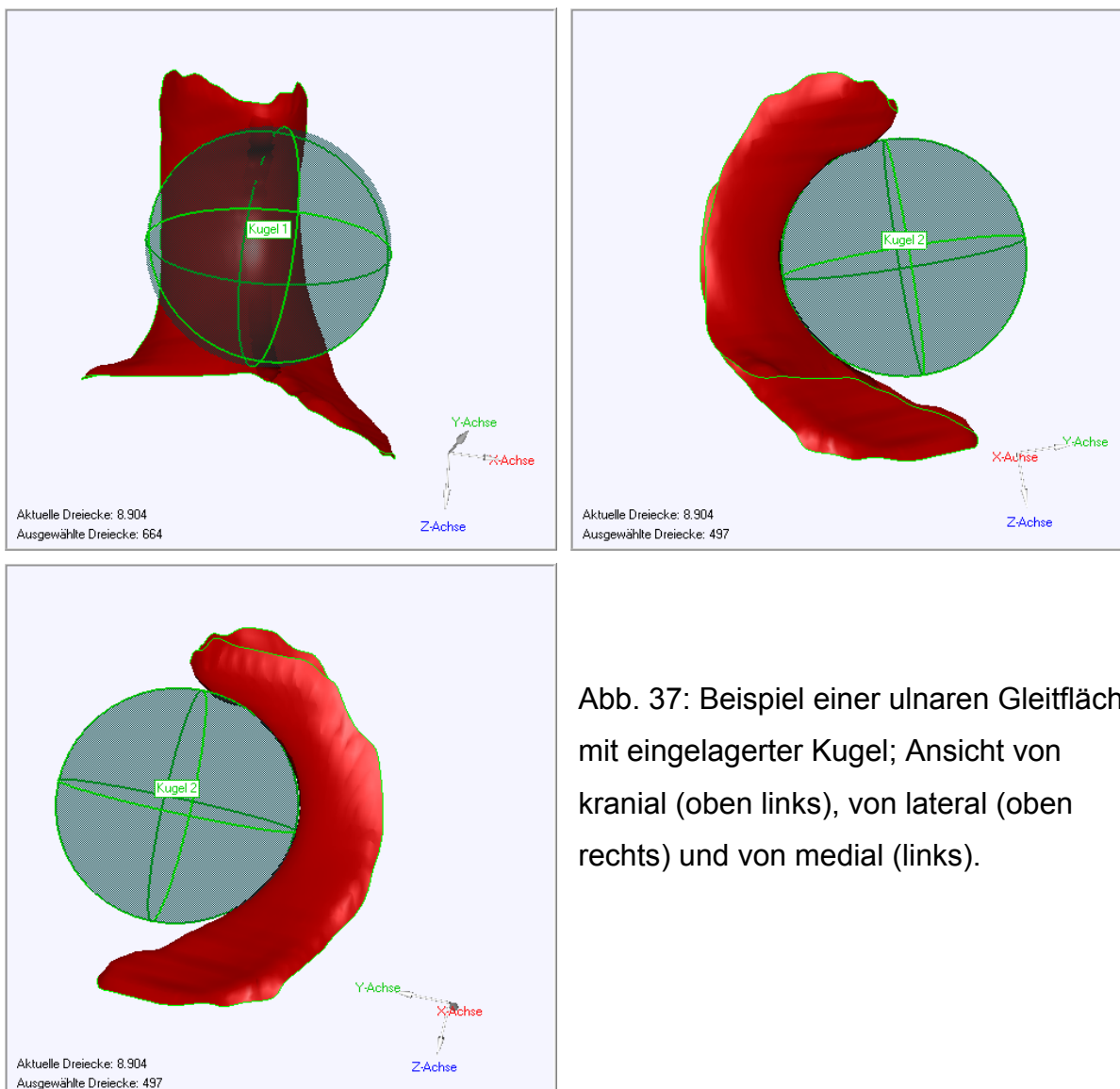


Abb. 37: Beispiel einer ulnaren Gleitfläche mit eingelagerter Kugel; Ansicht von kranial (oben links), von lateral (oben rechts) und von medial (links).

3.3. Oberflächenform der humeralen, ulnaren und radialen Gelenkfläche verschiedener Rassen

Im nächsten Schritt sollte untersucht werden, inwiefern sich die distalen Gleitflächen des Oberarmknochens verschiedener Rassen unterscheiden und unter Umständen durch ein rassespezifisches Prothesendesign darauf eingegangen werden sollte. Hierzu wurden die computertomographischen Aufnahmen des Ellbogens (Schichtdicke 1 mm) von sieben unterschiedlichen Hunderassen gesammelt. Zum einen wurden frisch euthanasierte oder gestorbene Hunde ohne orthopädische Erkrankung des Ellbogens verwendet. Zum anderen wurden Tiere in die Studie eingeschlossen, die zum Ausschluss einer Erkrankung des Ellbogengelenks einer computertomographischen Untersuchung unterzogen wurden. Alle in die Studie eingeschlossenen Hunde waren frei von Erkrankungen des Ellbogens. Dies wurde durch eine orthopädische Untersuchung, Röntgenaufnahmen der Ellbogen in zwei Ebenen und bei toten Tieren durch die Betrachtung der Gelenkoberfläche zusätzlich zum CT erwiesen.

Bei den gewählten Rassen handelte es sich um den Deutschen Schäferhund, den Berner Sennenhund und den Labrador Retriever als Vertreter großer, für Erkrankungen des Ellbogengelenks prädisponierter Rassen (Olsson 1983, Guthrie 1989, Meyer-Lindenberg 1991, Beuing et al. 2000, Cook 2001, Lafond et al. 2002, Flückiger 2005, Meyer-Lindenberg et al. 2006). Zusätzlich wurde der Setter als seltener von Cubarthrose betroffene Rasse untersucht. Als deutlich größerer Hund wurde der Neufundländer ausgewählt. Um die Veränderung der Gleitfläche auch zu kleineren Rassen hin zu überprüfen, wurden als mittelgroße Rassen der Beagle und die Französische Bulldogge gewählt. Auf noch kleinere Hunderassen wurde verzichtet, da sie nicht als primäre Zielgruppe einer Ellbogenprothese zu sehen sind.

10 Deutsche Schäferhunde mit einem durchschnittlichen Gewicht von $34,7 \pm 5,1$ kg und einem mittleren Alter von $6,39 \pm 3,82$ Jahren wurden untersucht. Dabei handelte es sich um 5 männliche, 3 männlich-kastrierte und 2 weiblich-kastrierte Tiere.

6 Berner Sennenhunde konnten gesammelt werden. Sie waren im Mittel $39,1 \pm 8,1$ kg schwer und zum Zeitpunkt der Aufnahmen $6,05 \pm 3,19$ Jahre alt. Von diesen Hunden waren 2 weiblich, 3 männlich-kastriert und 1 intakter Rüde.

Von den 11 Labrador Retrievern waren 4 männlich, 1 männlich-kastriert, 1 weiblich-intakt und 4 weiblich-kastrierte Tiere. Sie waren im Durchschnitt $25,6 \pm 3,0$ kg schwer und $3,5 \pm 3,57$ Jahre alt.

Der Gruppe der Setter bestand aus 8 Tieren (1 weiblich, 2 weiblich-kastriert, 4 männlich, 1 männlich-kastriert). Sie wogen im Schnitt $29,6 \pm 5,1$ kg und waren $4,77 \pm 3,87$ Jahre alt.

9 Neufundländer wurden in die Studie eingeschlossen. Die 2 weiblich-intakten, 2 weiblich-kastrierten und 5 männlich-intakten Tiere waren im Mittel $49,3 \pm 14,5$ kg schwer und $2,48 \pm 1,96$ Jahre alt.

Die sechs Französischen Bulldoggen wogen durchschnittlich $12,5 \pm 1,7$ kg bei einem mittleren Alter von $3,67 \pm 1,75$ Jahren. Es handelte sich um 1 weibliches, 3 männliche und 2 männlich-kastrierte Hunde.

Die letzte Gruppe bestand aus 8 Hunden der Rasse Beagle (3 weiblich, 4 weiblich-kastriert, 1 männlich). Sie wogen $13,7 \pm 1,5$ kg und waren zum Zeitpunkt der Aufnahmen $3,56 \pm 2,85$ Jahre alt.

In der folgenden Aufstellung sind die erhobenen morphologischen Daten der Hunde zusammengefasst. Die Gruppen unterschieden sich bzgl. des Alters bei der Aufnahme nicht signifikant. Lediglich die Neufundländer waren signifikant jünger als die Berner Sennenhunde und die Deutschen Schäferhunde. Die Französischen Bulldoggen und die Beagle unterscheiden sich in ihrem Gewicht nicht signifikant. Sie sind allerdings signifikant leichter als die anderen Rassen. Gleiches gilt für die Neufundländer und Berner Sennenhunde, sie sind signifikant schwerer als die anderen Hunde. Lediglich vom Gewicht der Deutschen Schäferhunde unterscheidet sich das Gewicht der Berner Sennenhunde nicht signifikant.

Tab. 3: Morphologische Daten der untersuchten Rassen.

Hund Nr.	Rasse	Alter (Jahre)	Gewicht (kg)	Geschlecht
1	Beagle	4,15	13,1	weiblich
2	Beagle	3,98	15,0	weiblich-kastriert
3	Beagle	10,14	13,0	weiblich-kastriert
4	Beagle	2,01	13,5	weiblich
5	Beagle	4,68	14,0	weiblich
6	Beagle	1,04	13,4	weiblich-kastriert
7	Beagle	1,48	10,9	männlich
8	Beagle	0,98	16,5	weiblich
9	Berner Sennenhund	1,54	36,5	weiblich
10	Berner Sennenhund	8,75	46,0	männlich-kastriert
11	Berner Sennenhund	8,24	31,9	männlich-kastriert
12	Berner Sennenhund	8,03	52,0	männlich
13	Berner Sennenhund	1,55	28,0	weiblich
14	Berner Sennenhund	8,18	40,0	männlich-kastriert
15	Deutscher Schäferhund	10,71	43,7	männlich
16	Deutscher Schäferhund	4,94	38,0	weiblich-kastriert
17	Deutscher Schäferhund	2,23	26,8	männlich-kastriert
18	Deutscher Schäferhund	9,20	36,0	männlich
19	Deutscher Schäferhund	2,26	36,0	männlich
20	Deutscher Schäferhund	10,12	28,0	männlich
21	Deutscher Schäferhund	3,92	37,0	männlich-kastriert
22	Deutscher Schäferhund	11,93	30,0	weiblich-kastriert
23	Deutscher Schäferhund	2,23	36,4	männlich
24	Deutscher Schäferhund	5,15	36,1	männlich-kastriert
25	Französische Bulldogge	1,62	12,7	männlich-kastriert
26	Französische Bulldogge	0,68	9,6	männlich
27	Französische Bulldogge	2,92	11,7	männlich
28	Französische Bulldogge	5,18	12,0	männlich
29	Französische Bulldogge	4,29	15,0	weiblich
30	Französische Bulldogge	6,30	14,0	männlich-kastriert
31	Labrador Retriever	0,92	27,1	männlich
32	Labrador Retriever	0,92	26,3	männlich-kastriert
33	Labrador Retriever	12,88	28,1	männlich
34	Labrador Retriever	0,86	20,5	weiblich
35	Labrador Retriever	7,03	31,5	männlich
36	Labrador Retriever	1,61	23,2	männlich
37	Labrador Retriever	1,10	21,7	weiblich-kastriert
38	Labrador Retriever	3,26	25,8	männlich-kastriert
39	Labrador Retriever	2,19	28,1	weiblich-kastriert
40	Labrador Retriever	6,03	25,0	weiblich-kastriert
41	Labrador Retriever	1,98	23,7	weiblich-kastriert

Hund Nr.	Rasse	Alter (Jahre)	Gewicht (kg)	Geschlecht
42	Neufundländer	1,27	75,0	männlich
43	Neufundländer	1,47	32,6	männlich
44	Neufundländer	1,96	39,2	männlich
45	Neufundländer	7,80	42,0	weiblich-kastriert
46	Neufundländer	2,58	75,0	männlich
47	Neufundländer	2,90	50,0	weiblich
48	Neufundländer	1,44	48,0	weiblich
49	Neufundländer	1,24	41,6	weiblich-kastriert
50	Neufundländer	1,69	40,4	männlich
51	Setter	2,26	30,5	männlich
52	Setter	1,59	27,8	männlich
53	Setter	6,40	26,0	männlich-kastriert
54	Setter	11,78	36,0	männlich
55	Setter	3,25	35,0	männlich
56	Setter	1,23	23,2	weiblich-kastriert
57	Setter	1,67	22,8	weiblich
58	Setter	9,96	35,3	weiblich-kastriert

Die weitere Auswertung wurde jeweils am rechten Ellbogengelenk eines jeden Hundes vorgenommen. Aus den computertomographischen Schnitten des Ellbogengelenks wurde mithilfe der Software Amira 5.2.2. und Geomagic Studio 10 je ein 3-dimensionaler Körper (stl-Bild, Polygonoberfläche) des distalen Humerus und der proximalen Anteile von Radius und Ulna angefertigt.

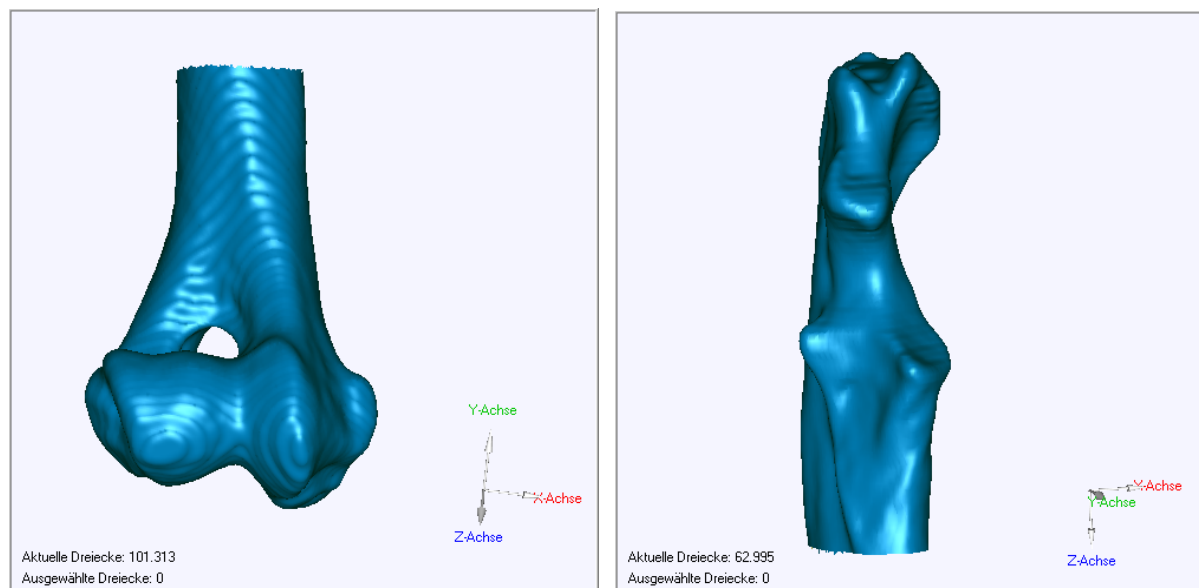


Abb. 38: Beispiel des 3-dimensionalen Körpers von Humerus (links) und Ulna (rechts).

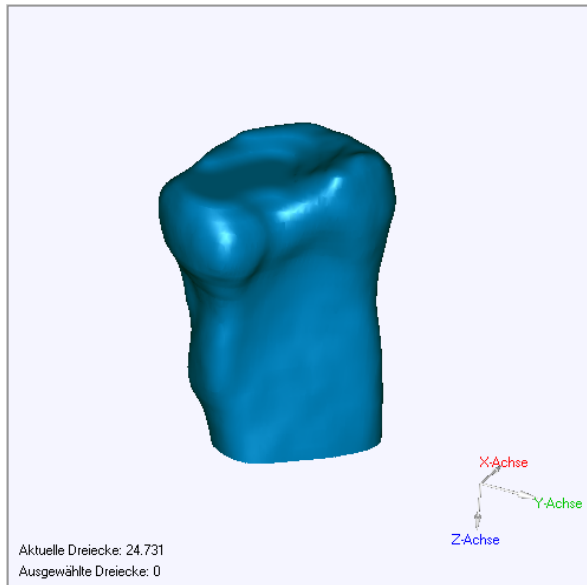


Abb. 39: Beispiel des 3-dimensionalen Körpers eines Radiusköpfchens.

Nun wurde von jedem Hund einer Rasse die distale Gleitfläche des Humerus anhand definierter Linien abgegriffen (siehe Abb. 31). Um die Humeri auf eine Größe zu normieren, wurde der Innendurchmesser der Trochlea humeri als Durchmesser einer in der Trochlea humeri liegenden Kugel bestimmt (siehe Abb. 32 und 33). Danach wurde jede Gleitfläche auf die Größe skaliert, in der der innere Durchmesser der Trochlea humeri 1 cm betrug. Die Gleitflächen der Hunde einer Rasse wurden optimal aneinander ausgerichtet und für jede Rasse wurde eine mittlere Gleitfläche gebildet. Die Gleitflächen der einzelnen Hunde einer Rasse wurden auf ihre Abweichung zur mittleren Gleitfläche der Rasse und die mittleren Gleitflächen auf ihre Abweichungen zueinander mithilfe einer 3D-Varianzanalyse untersucht.

Gleiches wurde für die Ulna vorgenommen. Die ulnare Gelenkfläche wurde abgegriffen und für die Normierung der Gelenkflächen der Durchmesser einer in der Incisura trochlearis liegenden Kugel ermittelt wurde (Abb. 36–39). Dieser Durchmesser wurde bei allen Ellen auf 1 cm skaliert, die Gleitflächen aneinander ausgerichtet und für jede Rasse eine mittlere, ulnare Gleitfläche gebildet. Die einzelnen Gleitflächen wurden mit dem Rassemittel und die Rassemittel miteinander verglichen. Wie bereits bei den Oberarmknochen und Ellen wurde mit den Speichen verfahren. Hier wurde die Breite der Gelenkfläche des Radiusköpfchens ermittelt und auf 1 cm skaliert.

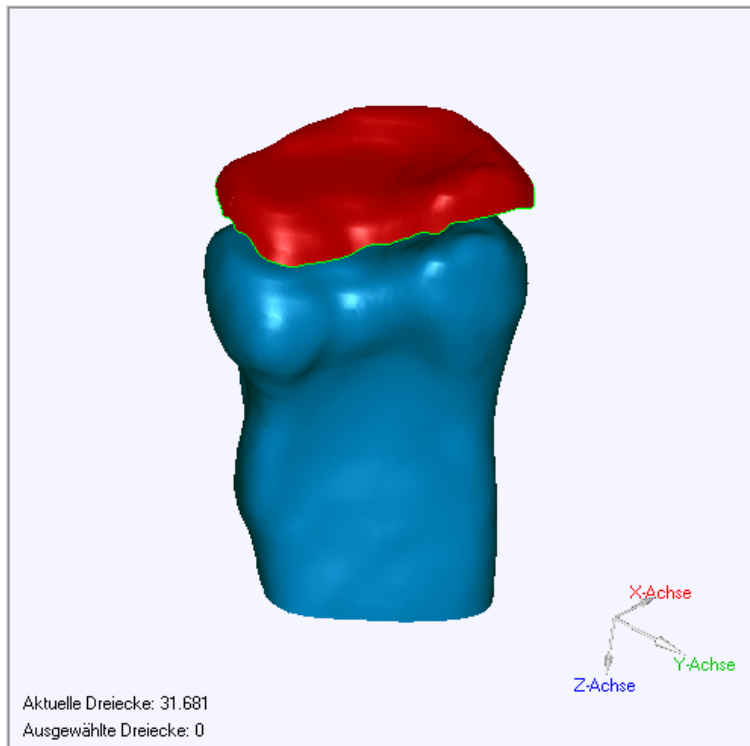


Abb. 40: Beispiel eines Radius und der von ihm abgegriffenen Gelenkfläche, Ansicht von kranial.

3.4. Größenverteilung der distalen Gleitfläche des Humerus

Für diesen Schritt wurden 100 computertomographische Aufnahmen caniner Ellbogengelenke verwendet. Die Hunde erhielten diese Untersuchung zum Ausschluss einer Erkrankung des Ellbogens oder konnten im frischtoten Zustand, das heißt in einem Zeitraum von bis zu 6 Stunde post mortem, aufgenommen werden. Ausgeschlossen wurden Hunde, die Anzeichen einer Erkrankung des Ellbogens zeigten, beispielsweise im Sinne einer Cubarthrose oder Ellbogendysplasie oder einer vorberichtlich bestehenden Vorderhandlahmheit. Dies wurde durch ein orthopädische Untersuchung, Röntgenaufnahmen der Ellbogen in zwei Ebenen und bei toten Tieren durch die Ansicht der Gelenkoberfläche bestätigt. Die Hunde gehörten 31 verschiedenen Rassen einschließlich der Gruppe der Mischlinge an.

Tab. 4: Aufstellung der untersuchten Rassen.

Rasse	Anzahl
Airdale Terrier	1
Azawakh	1
Beagle	8
Bernhardiner	1
Border Collie	3
Briard	1
BSH	5
Detusch Drahthaar	1
DSH	10
Englische Bulldogge	1
Foxhound	1
Französische Bulldogge	5
Golden Retriever	6
Gorden Setter	2
Hovawart	1
Husky	1
Irischer Setter	3
Kleiner Münsterländer	1
Kuvasz	1
Labrador Retriever	11
Leonberger	2
Lhasa Apso	1
Mischling großwüchsig	11
Mischling kleinwüchsig	3
Mischling mittelgroß	8
Neufundländer	3
Rhodesian Ridgeback	1
Riesenschnauzer	1
Saluki	1
Scottish Terrier	1
Tibet Terrier	1
Viszla	2
Weimeraner	1
Summe	100

Die Hunde wogen zwischen 7,6 und 75 kg und waren im Mittel $4,86 \pm 3,45$ Jahre (0,86–12,88 Jahre) alt. Von den 100 Hunden waren 22 weiblich, 25 weiblich-kastriert, 34 männlich und weitere 19 männlich-kastriert. In den folgenden beiden Abbildungen sind die Gewichtsverteilung und die Altersverteilung der Hunde dargestellt.

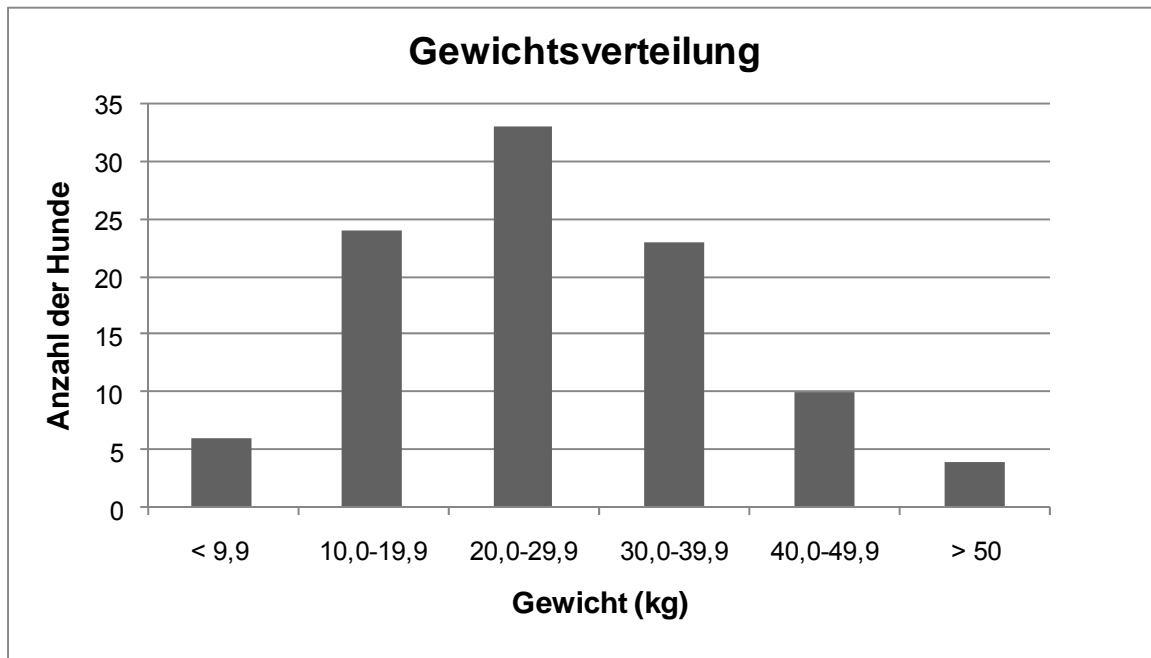


Abb. 41: Gewichtsverteilung der 100 Hunde.

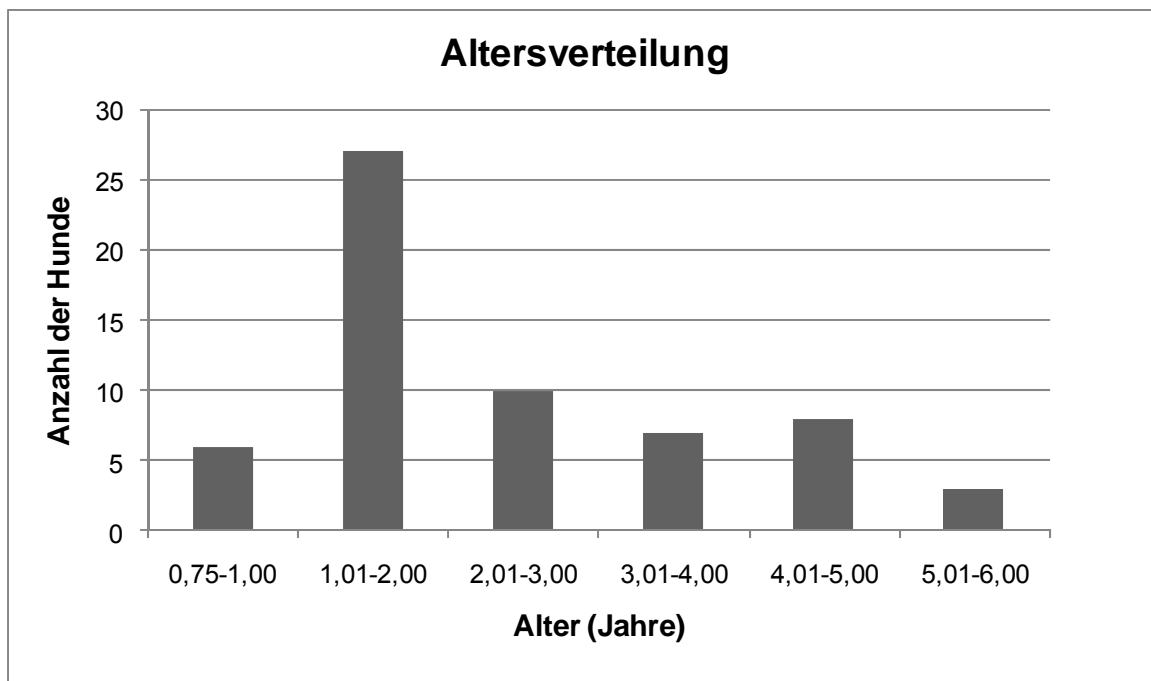


Abb. 42: Altersverteilung der 100 Hunde.

Von diesen 100 Hunden wurde der jeweils rechte Humerus ausgewertet. Dazu wurde mithilfe der Software Amira 5.2.2 aus den CT-Schnitten eines Hundes der 3-dimensionale Körper der distalen Humerushälfte generiert. Von jedem dieser Körper

(Polygone) wurden anschließend der innere Durchmesser der Trochlea humeri und der Durchmesser des lateralen Condylus humeri bestimmt.

4. Ergebnisse

4.1. Oberflächenform der humeralen und ulnaren Gelenkfläche des Deutschen Schäferhunds und dessen Mischlingen

4.1.1. Humerales Gelenk

Über eine in die Trochlea humeri eingelagerte Kugel wurde der Innendurchmesser der Trochlea bestimmt. Dabei ergab sich ein mittlerer, innerer Durchmesser von $1,5965 \pm 0,1314$ cm. Der maximale Durchmesser lag bei 1,8918 cm und der minimale Durchmesser bei 1,4137 cm. Der Durchmesser bewegte sich somit in einem Bereich von $1,5965 \text{ cm} \pm 8,1 \%$. Zusätzlich wurden der transkondyläre Abstand und die Breite der Trochlea humeri an vier verschiedenen Lokalisationen und deren Verhältnis zueinander ermittelt.

Tab. 5: Innendurchmesser der Trochlea humeri der DSH und DSH-Mischlingen.

Hund Nr.	Innendurchmesser Trochlea humeri (cm)
1	1,8918
2	1,5153
3	1,4506
4	1,7636
5	1,4213
6	1,7942
7	1,5449
8	1,5095
9	1,4598
10	1,5293
11	1,6711
12	1,7241
13	1,5214
14	1,7049
15	1,6467
16	1,5239
17	1,6438
18	1,6156
19	1,6736
20	1,4916
21	1,4284
22	1,7306
23	1,5422
24	1,5417
25	1,4137
26	1,8235
27	1,5791
28	1,5757
29	1,6108
30	1,8181
31	1,4356
32	1,7915

Die Größenverteilung der Humeri ist in der folgenden Abbildung dargestellt.

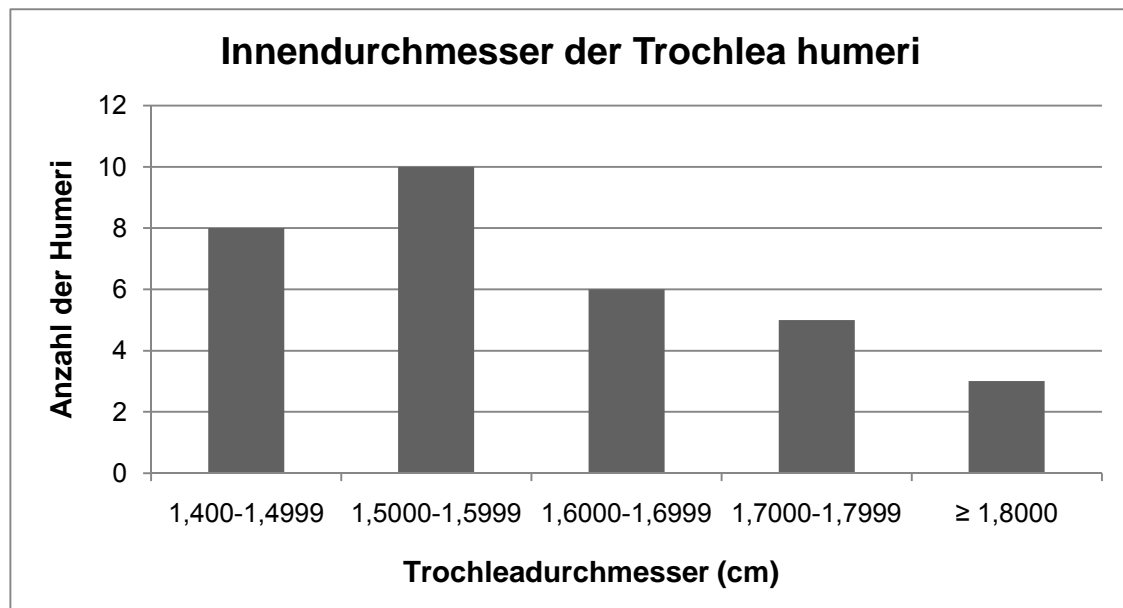


Abb. 43: Innendurchmesser der Trochlea humeri der 100 Hunde.

Die folgende Abbildung zeigt die gemittelte Gleitfläche der 32 Humeri.

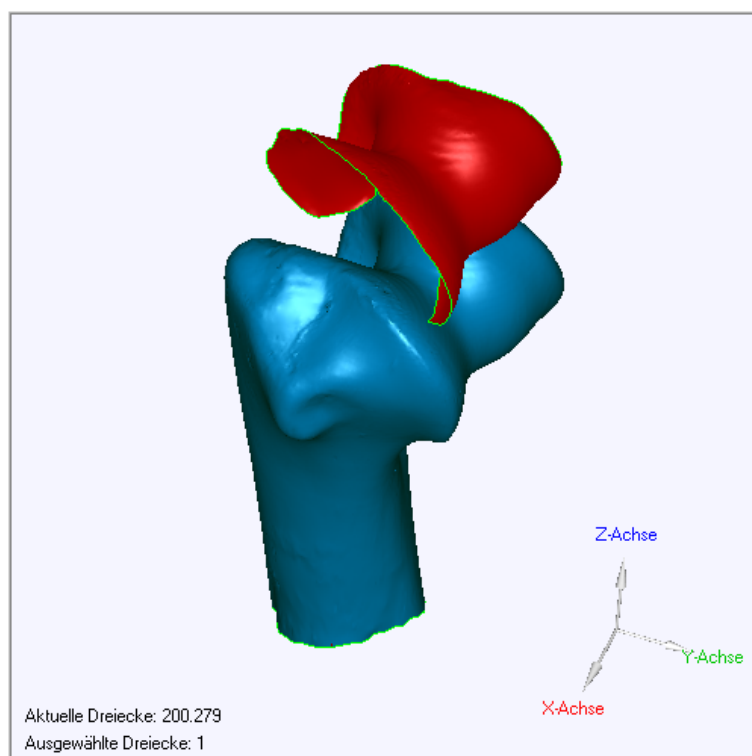


Abb. 44: Mittlere humerale Gleitfläche der 32 Hunde (rot).

Mittels 3D-Analyse wurde jede Gleitfläche mit der ermittelten mittleren Gleitfläche verglichen. Dabei ergaben sich folgende Standardabweichungen:

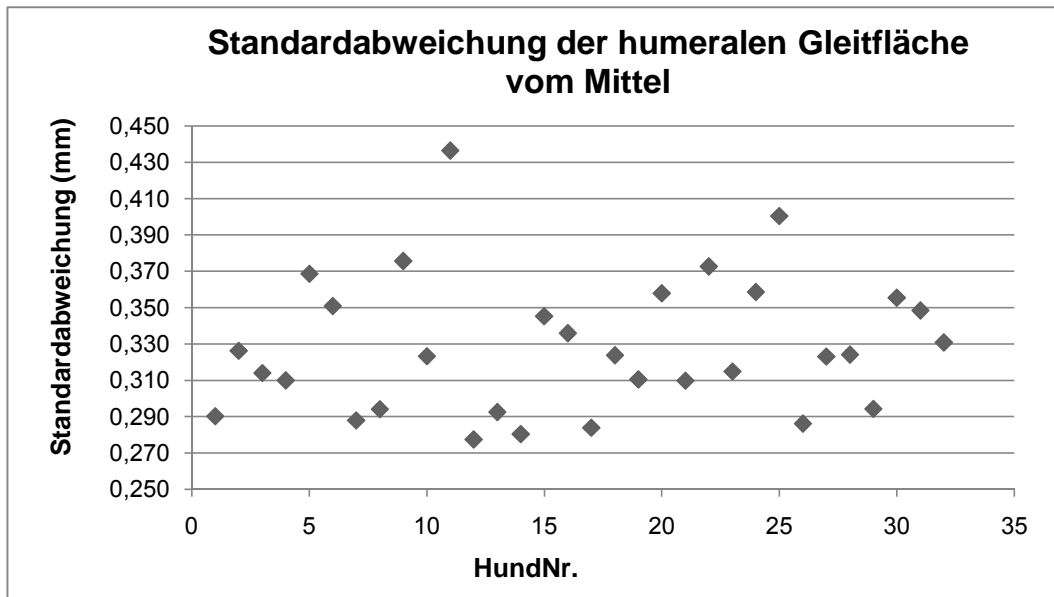


Abb. 45: Standardabweichung der humeralen Gleitfläche der Deutschen Schäferhunde und deren Mischlingen vom Rassemittel.

Die Standardabweichung betrug im Mittel $0,3285 \pm 0,0368$ mm (0,2774–0,4364 mm). Der Hund Nr. 11 zeigte die größte und Hund Nr. 12 die kleinste Abweichung zur mittleren Gleitfläche.

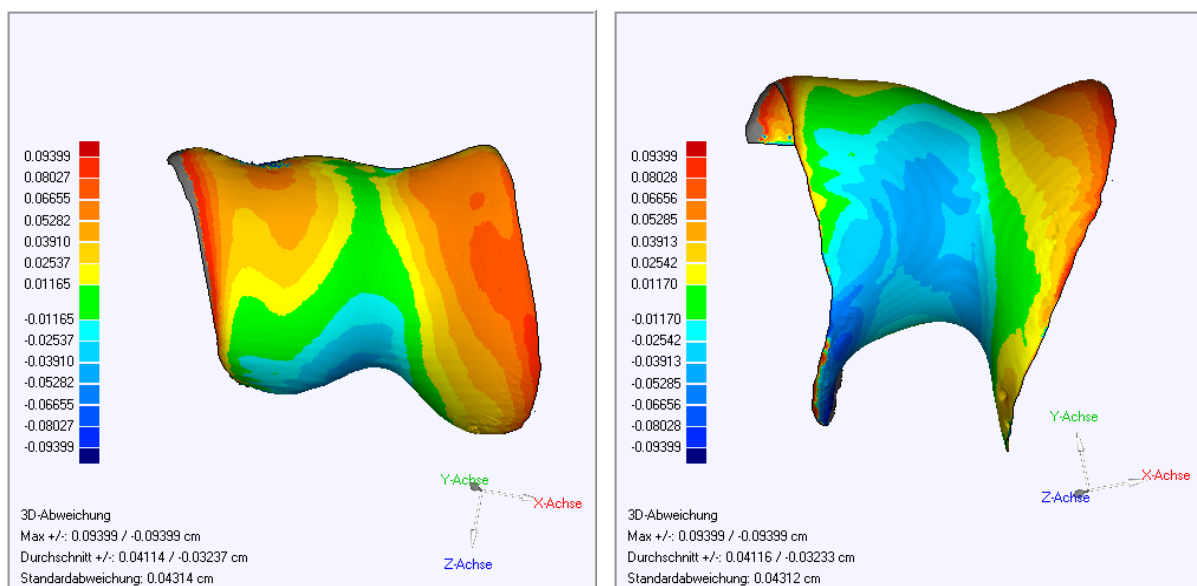


Abb. 46: 3D-Vergleich der Gleitfläche des Humerus Nr. 11 mit der mittleren Gleitfläche; Ansicht von kranial (links) und von ventral (rechts).

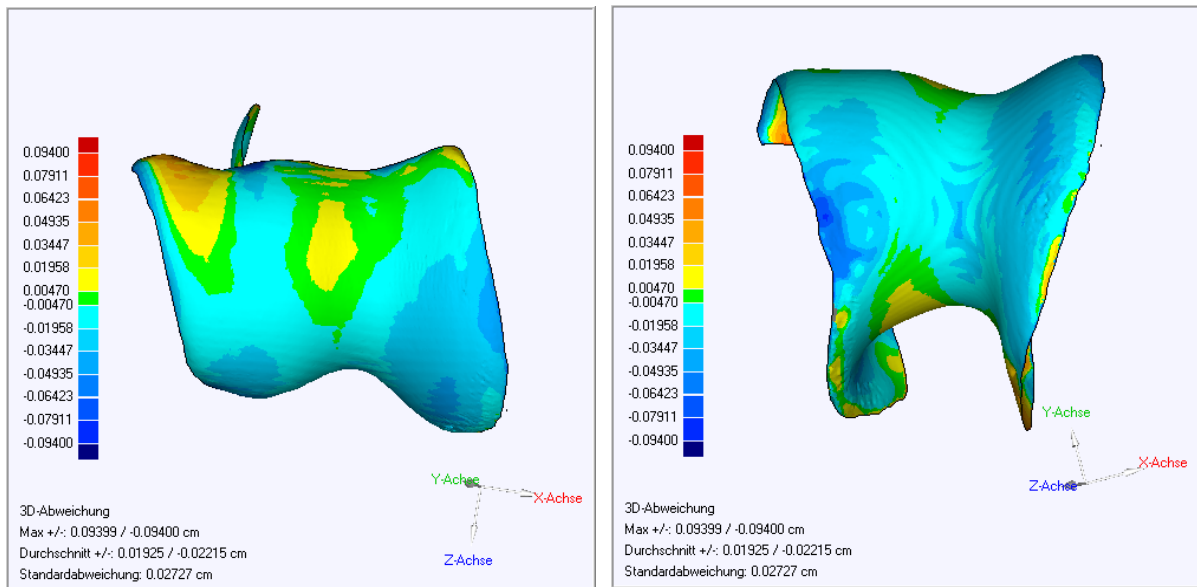


Abb. 47: 3D-Vergleich der Gleitfläche des Humerus Nr. 12 mit der mittleren Gleitfläche; Ansicht von kranial (links) und von ventral (rechts).

Neben der Standardabweichung der Gleitflächen zur mittleren Gleitfläche wurde auch der Punkt der maximalen Abweichung ermittelt. In den folgenden Abbildungen wurde die Lage des Punktes der maximalen Abweichung jedes untersuchten Oberarmknochens auf die mittlere Gleitfläche übertragen. Die Punkte lagen in der Regel am Rand der Gleitfläche, gehäuft am kraniodorsalen Rand und in der Fossa olecrani. In der Regel stieg die Abweichung der Gleitflächen zur mittleren Gleitfläche, je näher man dem Rand der Gleitfläche kam.

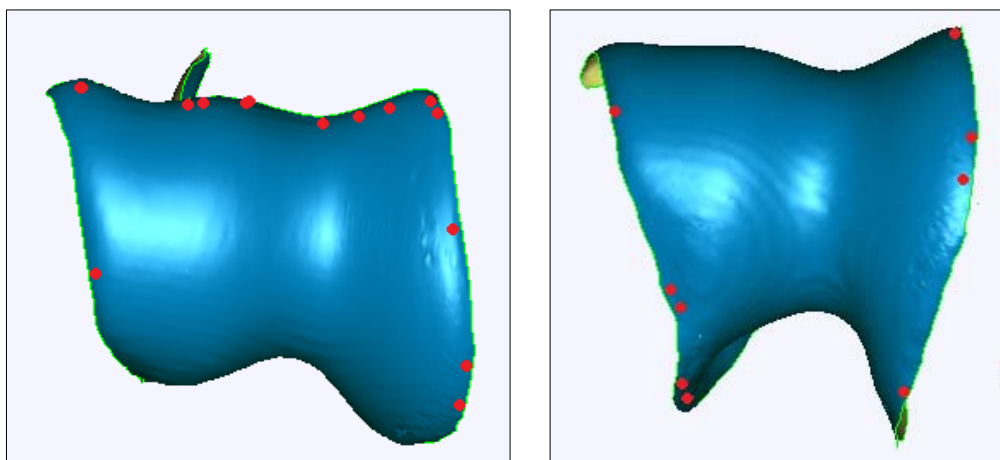


Abb. 48: Punkte der maximalen Abweichung übertragen auf die mittlere Gleitfläche des Humerus; Ansicht von kranial (links) und von ventral (rechts).

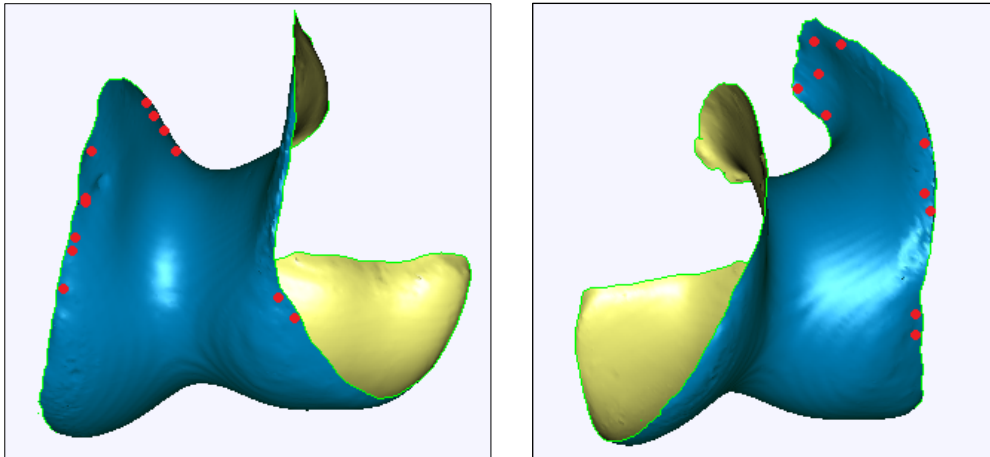


Abb. 49: Punkte der maximalen Abweichung übertragen auf die mittlere Gleitfläche des Humerus; Ansicht von kaudolateral (links) und von kaudomedial (rechts).

Drei geometrische Formen konnten in alle Humeri integriert werden. Bereits beschrieben wurde der Innendurchmesser der Trochlea humeri. Mithilfe dieses Durchmessers wurden die Humeri für die Auswertung skaliert.

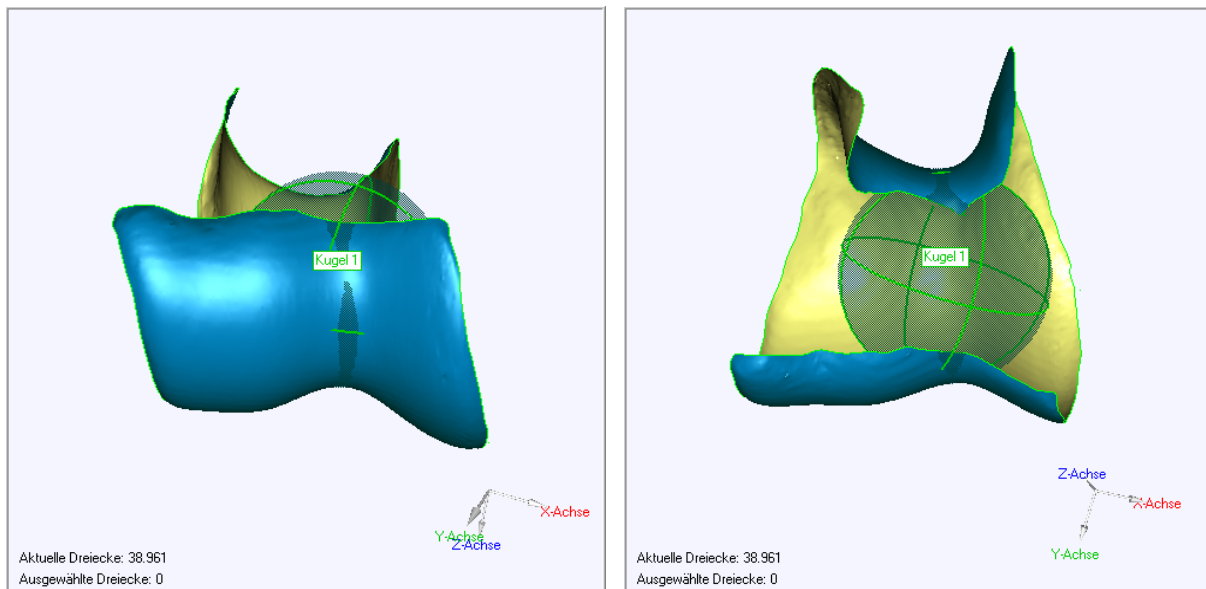


Abb. 50: Mittlere Gleitfläche aller 32 Humeri mit in der Trochlea humeri eingepasster Kugel; Ansicht von kranial (links) und von dorsal (rechts).

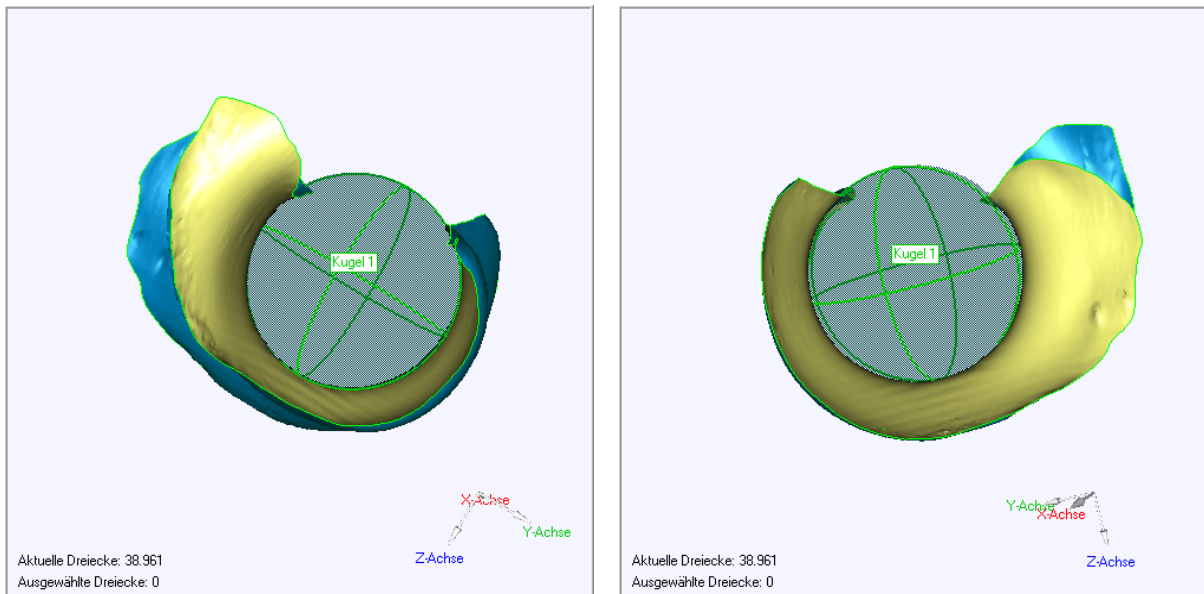


Abb. 51: Mittlere Gleitfläche aller 32 Humeri mit in der Trochlea humeri eingepasster Kugel; Ansicht von lateral (links) und von medial (rechts).

Die Gleitfläche schließt sich nicht nach dorsal, sodass die Kugel dorsal nicht überdacht ist. Die Trochlea humeri ist kein optimaler Kreis, das heißt sie ist nicht 100 %i-g rund. Im Schnitt wich die Trochlea humeri der 32 Oberarmknochen um $0,134 \pm 0,027$ mm vom optimalen Kreis ab. Daneben scheint die zentrale Gleitfläche aus einer Kugel und einem Kegel zu bestehen (Kugel-Kegel-Prinzip). Der laterale Epicondylus humeri ähnelt einer Kugel und der medialen Epicondylus humeri einem Kegel. Diese Formen verlieren sich je näher man dem Rand der Gleitfläche kommt bzw. sind im kaudalen Bereich der Gleitfläche nicht nachvollziehbar.

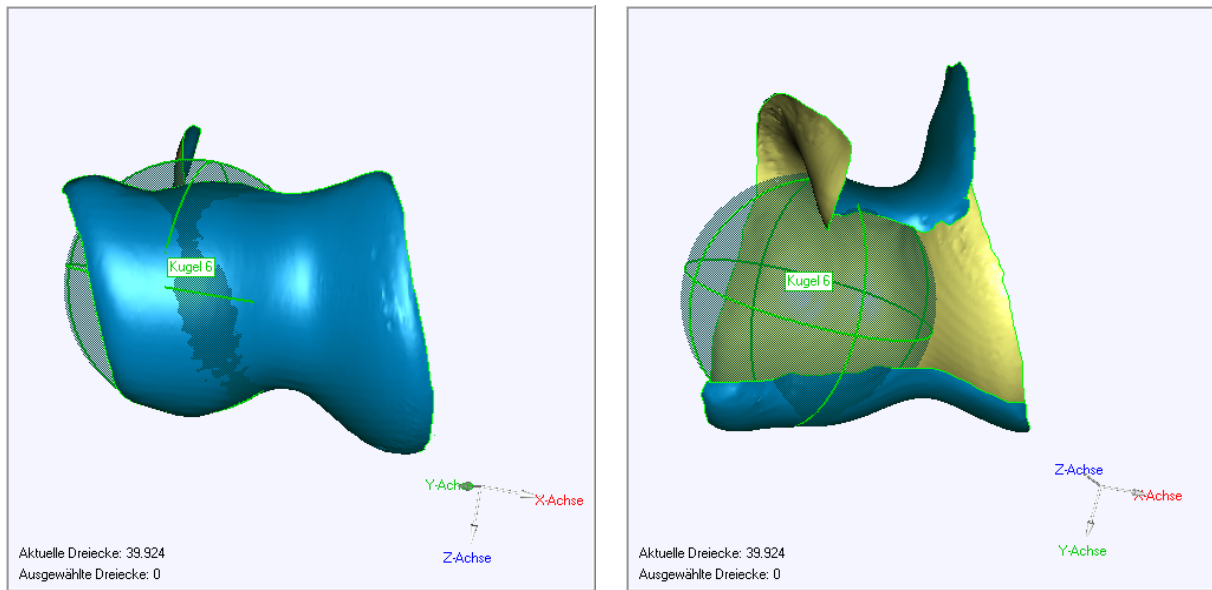


Abb. 52: Beispiel einer Gleitfläche mit in den lateralen Epicondylus humeri integrierter Kugel; Ansicht von kranial (links) und von dorsal (rechts).

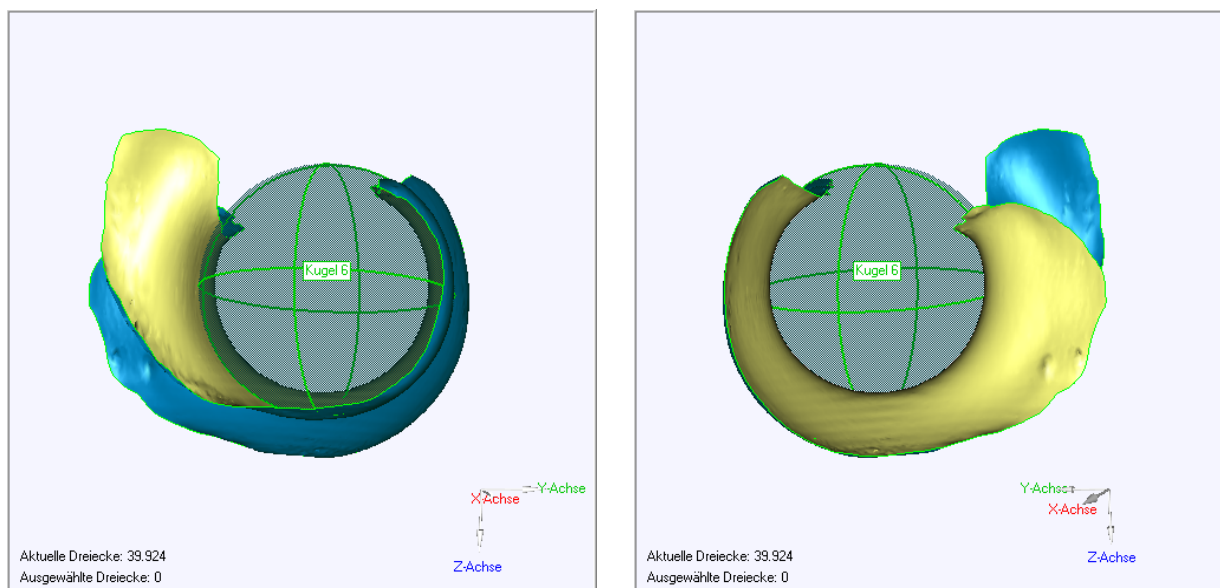


Abb. 53: Beispiel einer Gleitfläche mit in den lateralen Epicondylus humeri integrierter Kugel; Ansicht von lateral (links) und von medial (rechts).

Die Durchmesser der Innenkugel des lateralen Condylus sind in Tabelle Nr. 6 aufgeführt. Der Durchmesser betrug im Mittel $1,8742 \pm 0,1389$ cm (1,6843–2,1680 cm). Damit schwankte er durchschnittlich um $\pm 7,4$ %. Stellt man die ermittelten

Durchmesser dem Innendurchmesser der Trochlea humeri gegenüber, so ist der Innendurchmesser der Trochlea humeri im Mittel $0,8519 \pm 0,0243$ -mal ($0,8073$ – $0,8944$) so groß, wie der Durchmesser im lateralen Epicondylus.

Tab. 6: Durchmesser der Innenkugel im lateralen Epicondylus humeri und das Verhältnis zum Innendurchmesser der Trochlea humeri.

Hund Nr.	Innendurchmesser Trochlea humeri (cm)	Durchmesser Innenkugel Condylus lateralis (cm)	Verhältnis
1	1,8918	2,1680	0,8726
2	1,5153	1,7514	0,8652
3	1,4506	1,7414	0,8330
4	1,7636	2,0080	0,8783
5	1,4213	1,6888	0,8416
6	1,4942	1,7419	0,8578
7	1,5449	1,8366	0,8412
8	1,5095	1,8646	0,8096
9	1,4598	1,7341	0,8418
10	1,5293	1,7502	0,8738
11	1,6711	2,0540	0,8136
12	1,7241	1,9670	0,8765
13	1,5214	1,7705	0,8593
14	1,7049	1,9984	0,8531
15	1,6467	1,8412	0,8944
16	1,5239	1,7502	0,8707
17	1,6438	1,8689	0,8796
18	1,6156	1,8653	0,8661
19	1,6736	2,0114	0,8321
20	1,4916	1,7939	0,8315
21	1,4284	1,6851	0,8477
22	1,7306	1,9660	0,8803
23	1,5422	1,8992	0,8120
24	1,5417	1,7559	0,8780
25	1,4137	1,7511	0,8073
26	1,8235	2,1371	0,8533
27	1,5791	1,8084	0,8732
28	1,5757	1,9200	0,8207
29	1,6108	1,9832	0,8122
30	1,8181	2,0880	0,8707
31	1,4356	1,6843	0,8523
32	1,7915	2,0801	0,8613

In den kranialen und ventralen Anteilen der Gleitfläche des medialen Epicondylus lässt sich von innen ein Kegel integrieren. Dieser Kegel ist durch seine Achse und den Winkel α in der Spitze des Kegels definiert. Der Winkel α betrug bei den untersuchten Hunden im Mittel $38,10 \pm 5,07^\circ$ ($27,89\text{--}48,26^\circ$). Er bewegte sich in einem Bereich von $\pm 13,3\%$ und schwankte somit deutlich mehr als der Innendurchmesser der Trochlea humeri ($\pm 8,1\%$) und der Durchmesser der Innenkugel des lateralen Epicondylus humeri ($\pm 7,4\%$). Der Basisdurchmesser, der Durchmesser oben und die Höhe des Anteils des Kegels, der die Form der medialen Gleitfläche erfüllt, beschreiben den Kegel nicht ausreichend (Werte siehe Anhang). Die Form des Kegels verliert sich, je näher man dem Rand der Gleitfläche kommt bzw. ist im kaudalen Bereich der Gleitfläche nicht nachvollziehbar. Darüber hinaus ist der Kegel deutlich weniger reproduzierbar als die beiden Kugeln.

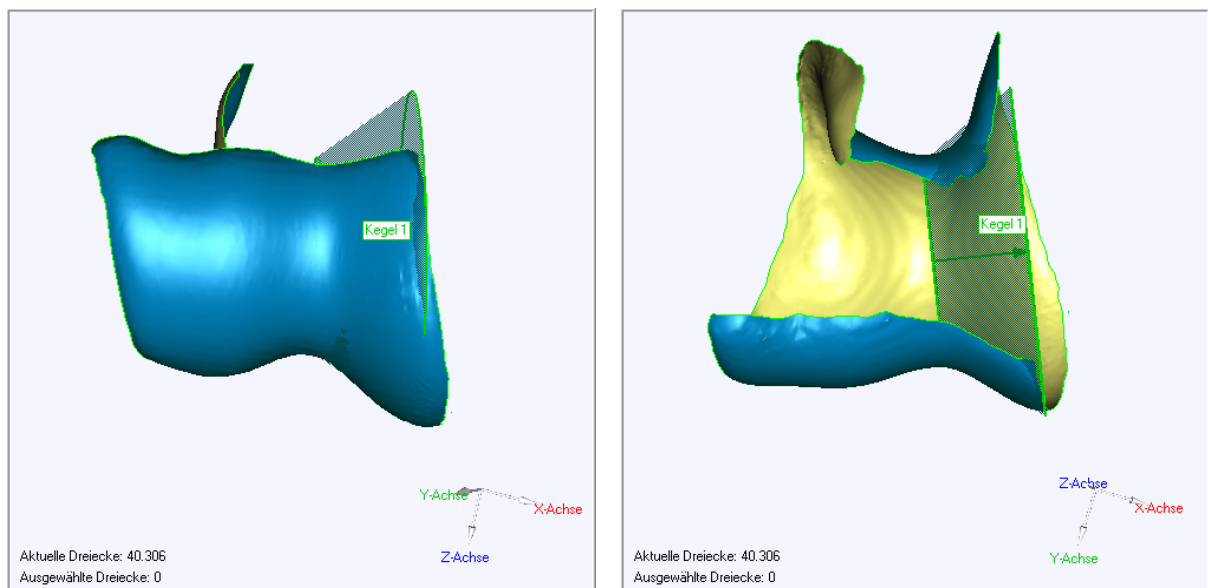


Abb. 54: Beispiel einer Gleitfläche mit in den medialen Epicondylus humeri integrierten Kegel; Ansicht von kranial (links) und von dorsal (rechts).

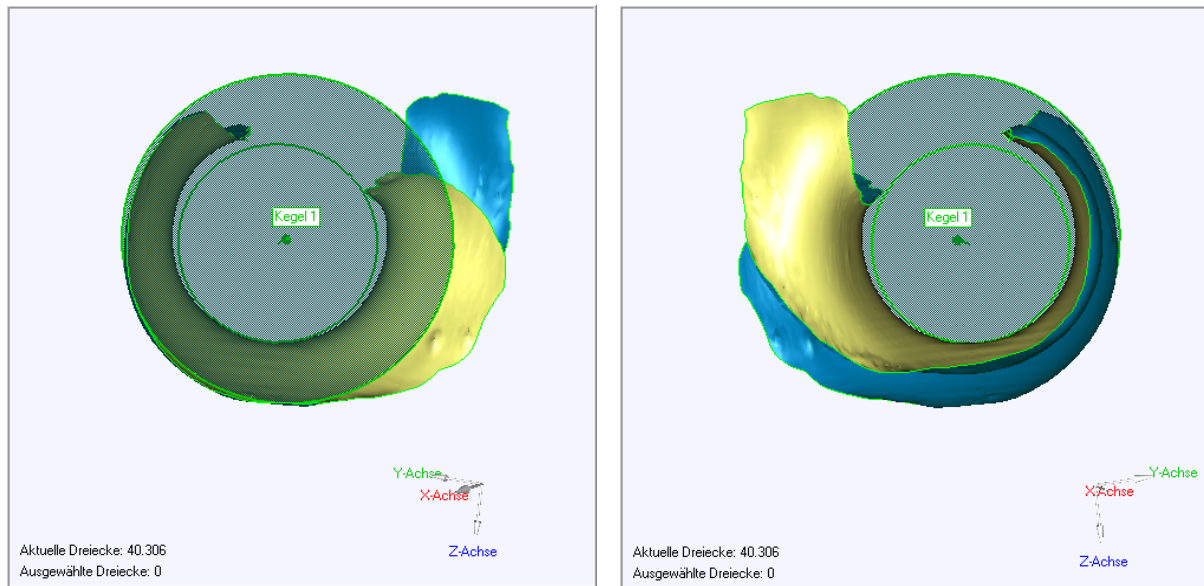


Abb. 55: Beispiel einer Gleitfläche mit in den medialen Epicondylus humeri integrierten Kegel; Ansicht von medial (links) und von lateral (rechts).

Neben den beschriebenen Werten wurde für die Deutschen Schäferhunde und ihre Mischlinge auch der transepikondyläre Abstand und die Breite der Trochlea humeri an vier unterschiedlichen Stellen bestimmt. Die ermittelten Werte sind in Tabelle Nr. 7 aufgeführt. Es ergab sich ein Mittelwert für die transepikondyläre Breite von $3,966 \pm 0,288$ cm, das entspricht einer Standardabweichung von $\pm 7,3$ %. Die durchschnittliche Breite der Gelenkfläche an den vier gemessenen Stellen betrug $2,401 \pm 0,199$ cm, $2,278 \pm 0,195$ cm, $1,882 \pm 0,187$ cm und $1,218 \pm 0,118$ cm. In Prozent ausgedrückt betrug die Standardabweichung 8,3 %, 8,6 %, 9,9 % und 9,7 %. Die Breite der Gelenkfläche nahm also von dorsal über kranial und ventral nach kaudal hin ab. Stellt man die kaudale Breite den anderen gegenüber, so war diese im Schnitt $50,83 \pm 4,06$ % so lang wie die dorsale Breite bzw. $53,60 \pm 4,42$ % (kranial) und $64,99 \pm 5,67$ % (ventral).

Tab. 7: Messwerte der humeralen Gleitfläche der 32 Hunde.

Hund Nr.	transepikondyläre Breite (cm)	Breite der humeralen Gelenkfläche (cm)			
		dorsal	kranial	ventral	kaudal
1	4,366	2,761	2,685	2,025	1,517
2	3,764	2,246	2,096	1,875	1,168
3	3,677	2,225	2,035	1,638	1,066
4	4,421	2,621	2,525	1,963	1,216
5	3,706	2,343	2,262	2,122	1,141
6	3,801	2,254	2,143	2,014	1,322
7	3,747	2,385	2,280	2,047	1,156
8	4,068	2,460	2,185	2,114	1,247
9	3,453	2,002	2,069	1,834	1,131
10	3,878	2,246	2,068	1,821	1,271
11	4,610	2,802	2,780	2,521	1,592
12	4,249	2,541	2,237	2,029	1,332
13	3,803	2,229	2,000	1,671	1,236
14	4,401	2,619	2,515	1,952	1,352
15	3,857	2,388	2,144	1,872	1,156
16	3,715	2,242	2,182	1,759	1,025
17	4,059	2,405	2,327	1,844	1,193
18	3,989	2,456	2,416	2,037	1,118
19	3,873	2,439	2,291	1,732	1,164
20	3,688	2,277	2,219	1,939	1,179
21	3,572	2,167	2,112	1,716	1,264
22	3,991	2,354	2,168	1,608	1,186
23	3,986	2,443	2,406	1,877	1,156
24	4,142	2,511	2,459	1,808	1,265
25	3,713	2,111	2,106	1,706	1,067
26	4,396	2,623	2,478	2,049	1,251
27	3,762	2,364	2,247	1,898	1,188
28	3,844	2,240	2,124	1,702	1,091
29	4,246	2,639	2,375	1,838	1,280
30	4,248	2,688	2,527	1,708	1,241
31	3,699	2,146	2,070	1,831	1,238
32	4,196	2,604	2,361	1,659	1,164

4.1.2. Ulnare Gelenkfläche

Über eine in die Incisura trochlearis ulnae eingepasste Kugel wurden die gewonnenen Gelenkflächen auf eine Größe skaliert. Folgende Kugeldurchmesser wurden dabei ermittelt. Es ergab sich ein Mittelwert von $1,7608 \pm 0,1290$ cm. Somit schwankte der Durchmesser um $\pm 7,3$ %.

Tab. 8: Durchmesser der Kugel in der Incisura trochlearis ulnae.

Hund Nr.	Durchmesser der Kugel (cm)
1	1,9656
2	1,6668
3	1,5910
4	1,9392
5	1,5598
6	1,8773
7	1,6497
8	1,6433
9	1,6187
10	1,6773
11	1,8841
12	1,8866
13	1,6135
14	1,8065
15	1,7721
16	1,8118
17	1,7802
18	1,7162
19	1,8645
20	1,9275
21	1,5469
22	1,8630
23	1,8424
24	1,7435
25	1,5590
26	1,9819
27	1,7346
28	1,6870
29	1,9109
30	1,8217
31	1,5943
32	1,8084

Bei der 3D-Varianzanalyse zwischen den Ellen und der mittleren Gleitfläche ergaben sich die in Abbildung 56 dargestellten Werte. Die Standardabweichung betrug im Mittel $0,2430 \pm 0,0414$ mm (0,1492-0,3173 mm) und ist damit signifikant kleiner als die Abweichung der humeralen Gelenkflächen ($p = 0,00$). Die Elle des Hundes Nr. 17 zeigte dabei die geringste und die von Hund Nr. 11 die größte Abweichung.

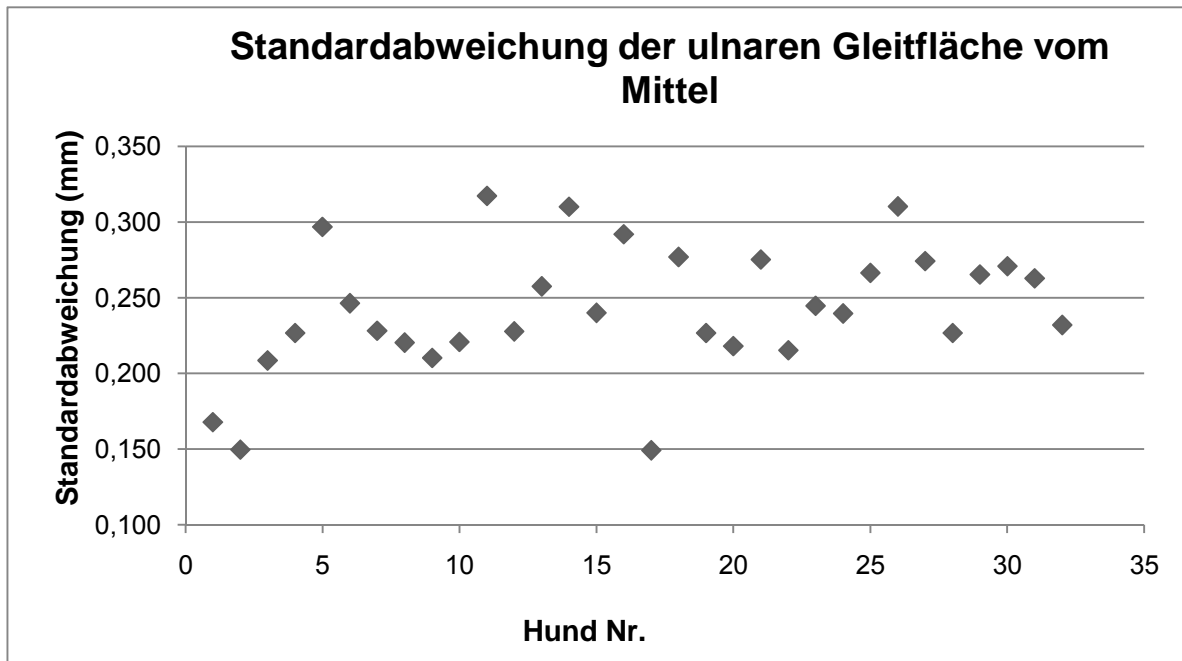


Abb. 56: Standardabweichung der ulnaren Gleitfläche der Deutschen Schäferhunde und deren Mischlingen vom Rassemittel.

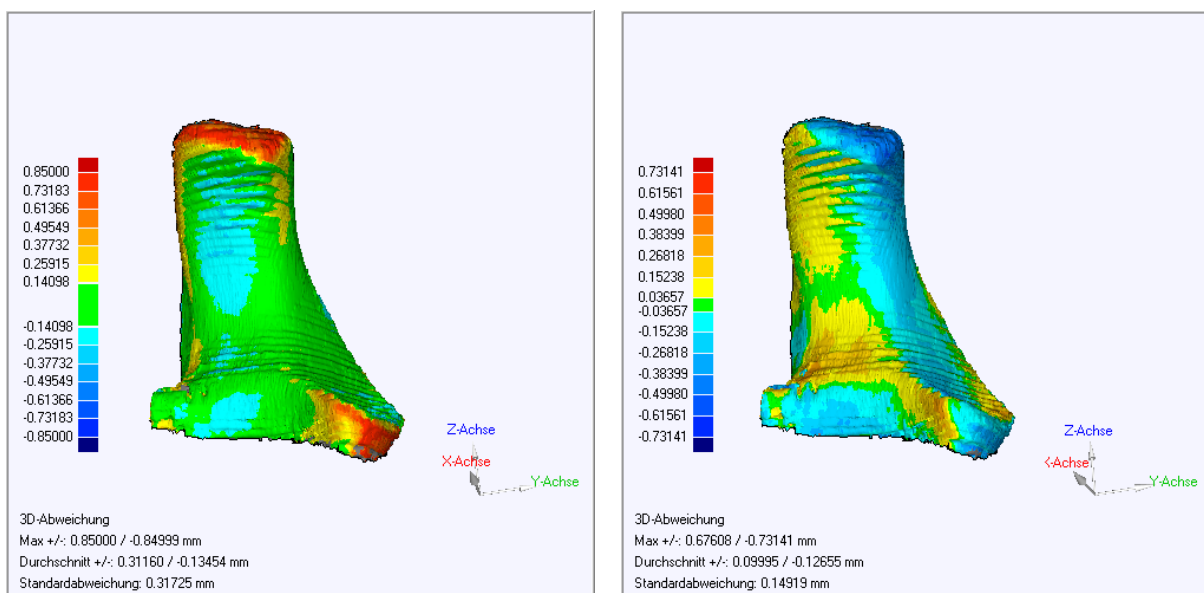


Abb. 57: 3D-Vergleich der Gleitfläche der Ulna Nr. 11 (links) und Nr. 17 (rechts) mit der mittleren Gleitfläche; Ansicht von kranial.

Zusätzlich wurden die Punkte der maximalen Abweichung zur Veranschaulichung auf die Gelenkoberfläche einer Ulna aufgetragen (Abb. 58).

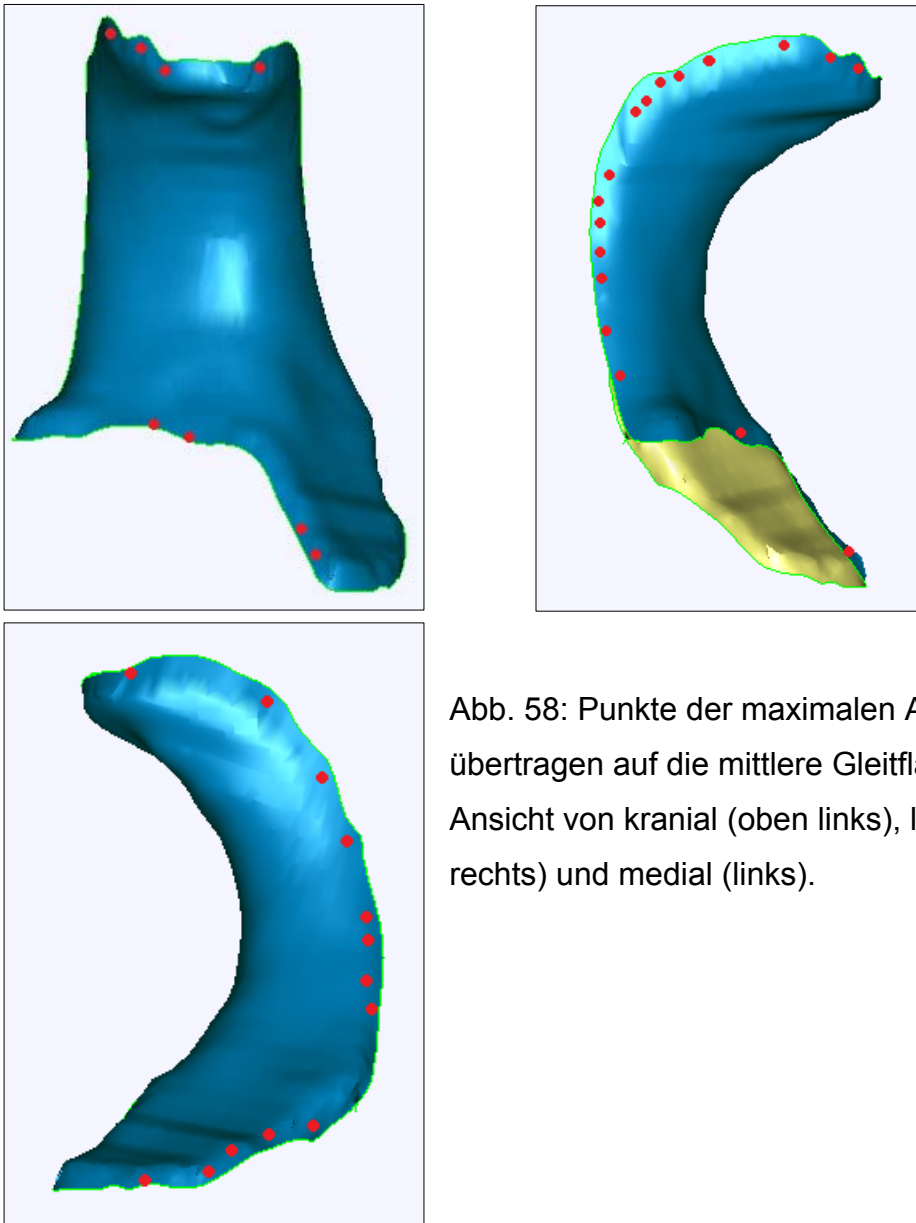


Abb. 58: Punkte der maximalen Abweichung übertragen auf die mittlere Gleitfläche der Ulna; Ansicht von kranial (oben links), lateral (oben rechts) und medial (links).

4.1.3. Korrelationen

Die Ermittlung der Korrelationskoeffizienten (Signifikanzniveau 5 %, $df = 30$) erbrachte folgende Ergebnisse:

- Das Gewicht der Hunde und der Innendurchmesser der Trochlea humeri korrelieren ($r = 0,6899$, $T = 5,2201$).

- Es besteht ein Zusammenhang zwischen dem Gewicht der Hunde und dem Durchmesser des Epicondylus lateralis ($r = 0,7267$, $T = 5,7941$).
- Der Innendurchmesser der Trochlea humeri korreliert mit:
 - dem Kugeldurchmesser des lateralen Epicondylus humeri ($r = 0,9347$, $T = 14,4076$)
 - der transkondylären Breite ($r = 0,8012$; $T = 7,3332$)
 - der dorsalen und kranialen Breite ($r = 0,8144$; $T = 7,6862$; $r = 0,6968$, $T = 5,3205$)
- Der Innendurchmesser der Trochlea humeri korreliert wenig mit der kaudalen Breite der Gelenkfläche ($r = 0,4340$, $T = 2,6385$).
- Kein Zusammenhang besteht zwischen dem Innendurchmesser und der ventralen Breite der Gelenkfläche ($r = 0,1248$; $0,6888$).
- Der Durchmesser des Epicondylus lateralis korreliert mit:
 - der transkondylären Breite ($r = 0,8362$, $T = 8,3525$)
 - der dorsalen, kranialen, ventralen und kaudalen Breite der Gelenkfläche ($r = 0,8522$; $T = 8,9193$; $r = 0,7520$, $T = 6,2483$; $r = 0,2095$, $1,1733$; $r = 0,4616$, $T = 2,8503$)
- Die gemessenen Breiten der Gelenkfläche korrelieren alle untereinander.

4.2. Oberflächenform der humeralen, ulnaren und radialen Gelenkfläche verschiedener Rassen

4.2.1. Humere Gleitfläche

Für diesen Schritt wurden die computertomographischen Aufnahmen des rechten Ellbogengelenks von 58 Hunden aus 7 verschiedenen Rassen untersucht. Betrachtet man die Abweichungen der distalen, humeralen Gleitfläche zwischen den Hunden einer Rasse und der mittleren Gleitfläche der Rasse, so ergaben sich folgende Standardabweichungen:

Tab. 9: Standardabweichung der Gleitfläche des Humerus der einzelnen Hunde vom jeweiligen Rassemittel.

Hund Nr.	Rasse	Standardabweichung (mm)
1	Beagle	0,2836
2	Beagle	0,2577
3	Beagle	0,2927
4	Beagle	0,3892
5	Beagle	0,2240
6	Beagle	0,3733
7	Beagle	0,3701
8	Beagle	0,3183
9	Berner Sennenhund	0,3065
10	Berner Sennenhund	0,2870
11	Berner Sennenhund	0,2258
12	Berner Sennenhund	0,2761
13	Berner Sennenhund	0,2732
14	Berner Sennenhund	0,2816
15	Deutscher Schäferhund	0,2946
16	Deutscher Schäferhund	0,2915
17	Deutscher Schäferhund	0,2770
18	Deutscher Schäferhund	0,2828
19	Deutscher Schäferhund	0,3041
20	Deutscher Schäferhund	0,2707
21	Deutscher Schäferhund	0,3343
22	Deutscher Schäferhund	0,2835
23	Deutscher Schäferhund	0,2975
24	Deutscher Schäferhund	0,3106
25	Französische Bulldogge	0,3479
26	Französische Bulldogge	0,2715
27	Französische Bulldogge	0,2618
28	Französische Bulldogge	0,3472
29	Französische Bulldogge	0,2175
30	Französische Bulldogge	0,3692
31	Labrador Retriever	0,2885
32	Labrador Retriever	0,2909
33	Labrador Retriever	0,3072
34	Labrador Retriever	0,3340
35	Labrador Retriever	0,3179
36	Labrador Retriever	0,3821
37	Labrador Retriever	0,2270
38	Labrador Retriever	0,4678
39	Labrador Retriever	0,3222
40	Labrador Retriever	0,3909
41	Labrador Retriever	0,3045

Hund Nr.	Rasse	Standardabweichung (mm)
42	Neufundländer	0,3208
43	Neufundländer	0,3885
44	Neufundländer	0,3409
45	Neufundländer	0,3211
46	Neufundländer	0,3473
47	Neufundländer	0,3250
48	Neufundländer	0,3623
49	Neufundländer	0,2918
50	Neufundländer	0,3190
51	Setter	0,2594
52	Setter	0,3488
53	Setter	0,3012
54	Setter	0,3232
55	Setter	0,2829
56	Setter	0,3645
57	Setter	0,3491
58	Setter	0,3105

Aus den einzelnen Werten ergeben sich für die verschiedenen Rassen folgende Mittelwerte:

Tab. 10: Mittlere Standardabweichung der humeralen Gleitfläche der Hunde vom jeweiligen Rassemittel.

Rasse	Mittelwert
	Standardabweichung (mm)
Beagle	0,3136 ± 0,0559
Berner Sennenhund	0,2750 ± 0,0245
Deutscher Schäferhund	0,2947 ± 0,0176
Französische Bulldogge	0,3025 ± 0,0553
Labrador Retriever	0,3330 ± 0,0601
Neufundländer	0,3352 ± 0,0267
Setter	0,3175 ± 0,0337

Bezüglich der Unterschiede zwischen den mittleren Gleitflächen der verschiedenen Rassen ergaben sich folgende Standardabweichungen:

Tab. 11: Abweichung der mittleren Gleitflächen des Humerus der verschiedenen Rassen.

BSH = Berner Sennenhund, DSH = Deutscher Schäferhund, FrBd = Französische Bulldogge, LR = Labrador Retriever, NL = Neufundländer.

Humerus-Standardabweichung (mm)	BSH	DSH	FrBd	LR	NL	Setter
Beagle	0,3111	0,2899	0,3891	0,3326	0,3529	0,3121
BSH	–	0,3164	0,2840	0,2698	0,2815	0,3083
DSH	–	–	0,3412	0,3247	0,3257	0,3319
FrBd	–	–	–	0,3316	0,2908	0,3563
LR	–	–	–	–	0,2650	0,3019
NL	–	–	–	–	–	0,2369

BSH = Berner Sennenhund, DSH = Deutscher Schäferhund, FrBd = Französische Bulldogge, LR = Labrador Retriever, NL = Neufundländer;

Es zeigte sich zwischen den mittleren Gleitflächen der verschiedenen Rassen eine durchschnittliche Abweichung von $0,3121 \pm 0,0341$ mm. Somit unterschied sich die Abweichung zwischen der Gleitfläche der Hunde und ihrer mittleren Gleitfläche nicht signifikant von der Abweichung zwischen den mittleren Gleitflächen der unterschiedlichen Rassen ($p = 0,989$).

Neben der Standardabweichung der humeralen Gleitfläche der einzelnen Hunde zur jeweiligen mittleren Gleitfläche der Rasse, wurden auch die Punkte der maximalen Abweichung errechnet. Die Punkte lagen alle am Rand der Gleitfläche. Mit 15 Punkten stellte der kraniale, dorsale Rand der Gleitfläche einen Schwerpunkt dar. Ebenso der laterale Rand der Gleitfläche in der Fossa olecrani (16 Punkte) und der mediale Rand der Gleitfläche in der Fossa olecrani (13 Punkte). Der kranioventrale Rand des medialen Epicondylus humeri war 8-mal betroffen, während der Rand des lateralen Epicondylus humeri und die der ventralen Gleitfläche selten betroffen

waren. Wie bereits bei den Deutschen Schäferhunden wurden die Punkte der maximalen Abweichung zur besseren Darstellung auf die mittlere Gleitfläche übertragen. Die unterschiedlichen Rassen wurden dabei durch verschiedene Farben repräsentiert: Beagle = rot, Berner Sennehund = grün, Deutscher Schäferhund = gelb, Französische Bulldogge = braun, Labrador Retriever = lila, Neufundländer = schwarz, Setter = rosa.

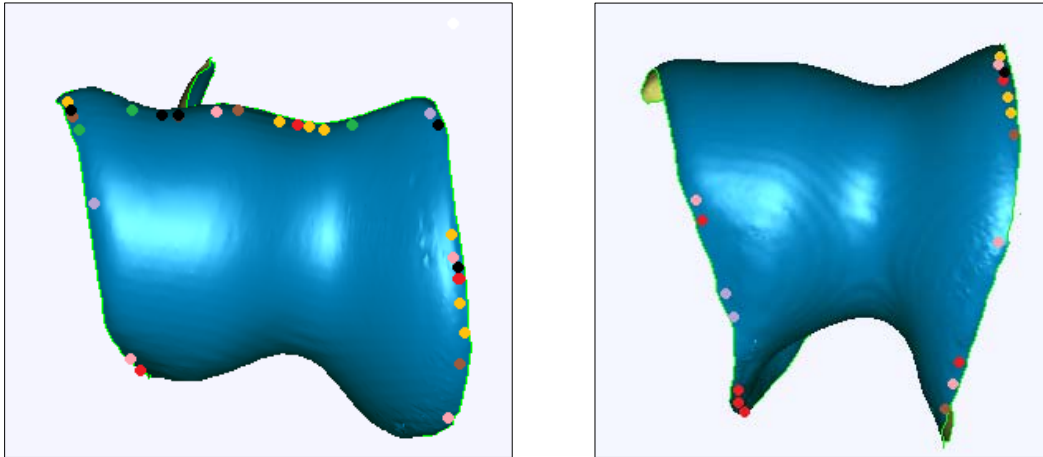


Abb. 59: Punkte der maximalen Abweichung übertragen auf die mittlere Gleitfläche des Humerus; Ansicht von kranial (links) und von ventral (rechts).

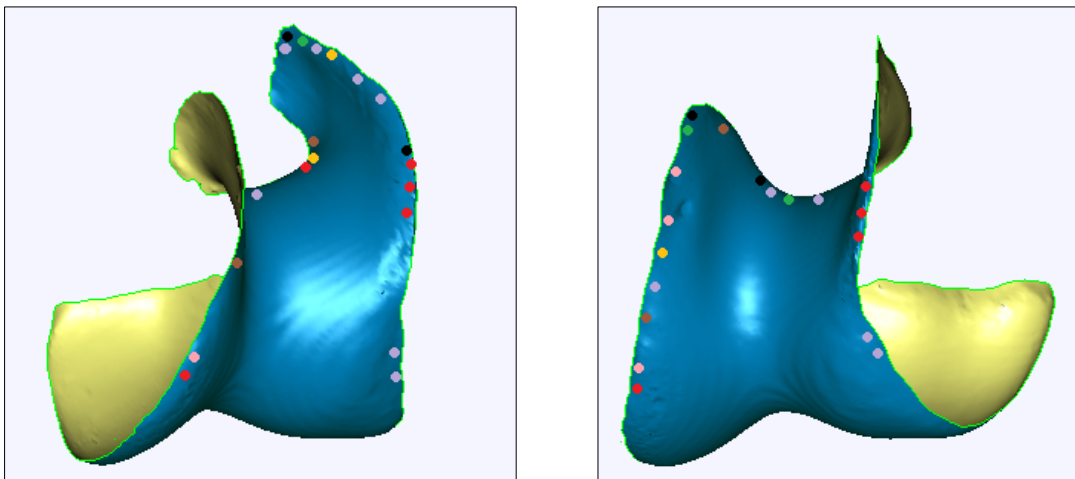


Abb. 60: Punkte der maximalen Abweichung übertragen auf die mittlere Gleitfläche des Humerus; Ansicht von kaudomedial (links) und von kaudolateral (rechts).

4.2.2. Ulnare Gleitfläche des Ellbogengelenks

Analog zu den Humeri wurde mit den Ellen verfahren. Die rechte Ulna aller 58 Hunde wurde auf eine Größe skaliert und die proximale Gleitfläche eines jeden Hundes abgegriffen. Daraus wurde die mittlere Gleitfläche einer jeden Rasse gebildet und die Gleitfläche der Hunde mit der entsprechenden mittleren Gleitfläche verglichen. Folgende Standardabweichungen konnten ermittelt werden:

Tab. 12: Standardabweichung der Gleitflächen der Ulna der Hunde vom jeweiligen Rassemittel.

Hund Nr.	Rasse	Standardabweichung (mm)
1	Beagle	0,2019
2	Beagle	0,1990
3	Beagle	0,1865
4	Beagle	0,1535
5	Beagle	0,2151
6	Beagle	0,2119
7	Beagle	0,2262
8	Beagle	0,2092
9	Berner Sennenhund	0,2249
10	Berner Sennenhund	0,2579
11	Berner Sennenhund	0,2820
12	Berner Sennenhund	0,2860
13	Berner Sennenhund	0,2364
14	Berner Sennenhund	0,2498
15	Deutscher Schäferhund	0,2881
16	Deutscher Schäferhund	0,2522
17	Deutscher Schäferhund	0,2712
18	Deutscher Schäferhund	0,2568
19	Deutscher Schäferhund	0,2667
20	Deutscher Schäferhund	0,2624
21	Deutscher Schäferhund	0,2804
22	Deutscher Schäferhund	0,2623
23	Deutscher Schäferhund	0,2125
24	Deutscher Schäferhund	0,2505
25	Französische Bulldogge	0,2015
26	Französische Bulldogge	0,2531
27	Französische Bulldogge	0,2266
28	Französische Bulldogge	0,2268
29	Französische Bulldogge	0,1521
30	Französische Bulldogge	0,2180

Hund Nr.	Rasse	Standardabweichung (mm)
31	Labrador Retriever	0,2081
32	Labrador Retriever	0,1944
33	Labrador Retriever	0,2386
34	Labrador Retriever	0,2884
35	Labrador Retriever	0,2706
36	Labrador Retriever	0,3064
37	Labrador Retriever	0,2630
38	Labrador Retriever	0,2970
39	Labrador Retriever	0,2427
40	Labrador Retriever	0,2961
41	Labrador Retriever	0,2391
42	Neufundländer	0,2892
43	Neufundländer	0,3066
44	Neufundländer	0,2740
45	Neufundländer	0,2662
46	Neufundländer	0,2601
47	Neufundländer	0,2276
48	Neufundländer	0,3209
49	Neufundländer	0,1853
50	Neufundländer	0,2418
51	Setter	0,1541
52	Setter	0,1342
53	Setter	0,1705
54	Setter	0,1784
55	Setter	0,2019
56	Setter	0,1852
57	Setter	0,1900
58	Setter	0,3562

Aus den Werten wurden Mittelwerte für jede Rasse gebildet. Sie sind in der folgenden Tabelle aufgeführt.

Tab. 13: Mittlere Standardabweichung der ulnaren Gleitfläche der Hunde vom jeweiligen Rassemittel.

Rasse	Mittelwert
	Standardabweichung (mm)
Beagle	0,2004 ± 0,0209
Berner Sennenhund	0,2562 ± 0,0223
Deutscher Schäferhund	0,2603 ± 0,0195
Französische Bulldogge	0,2130 ± 0,0312
Labrador Retriever	0,2586 ± 0,0356
Neufundländer	0,2635 ± 0,0392
Setter	0,1963 ± 0,0636

Zudem wurden die mittleren Gleitflächen der verschiedenen Rassen miteinander verglichen. Es ergaben sich folgende Abweichungen:

Tab. 14: Standardabweichung der mittleren Gleitflächen der Ulna der verschiedenen Rassen.

BSH = Berner Sennenhund, DSH = Deutscher Schäferhund, FrBd = Französische Bulldogge, LR = Labrador Retriever, NL = Neufundländer.

Ulna-Standardabweichung (mm)	BSH	DSH	FrBd	LR	NL	Setter
Beagle	0,2927	0,2596	0,2153	0,2310	0,2498	0,2686
BSH	–	0,1978	0,3174	0,2605	0,2790	0,2808
DSH	–	–	0,2607	0,3115	0,1929	0,2043
FrBd	–	–	–	0,2256	0,2729	0,2130
LR	–	–	–	–	0,2947	0,2325
NL	–	–	–	–	–	0,2592

Die mittleren Gleitflächen der Ellen unterschieden sich im Mittel um $0,2533 \pm 0,0358$ mm.

Wie bei den Humeri wurden die Punkte der maximalen Abweichung eines jeden Hundes von der mittleren Gleitfläche der zugehörigen Rasse ermittelt. Die Punkte der maximalen Abweichung traten ausschließlich randständig an der Gleitfläche auf. Besonders häufig fiel der Punkt der maximalen Abweichung auf die distale Hälfte des medialen Randes der Gleitfläche (18 Punkte, Abb. 61), gefolgt vom kranialen Rand zwischen den lateralen und medialen Processus coronoideus ulnae (16 Punkte, Abb. 61). Der laterale Rand und Bereich um den Processus anconaeus waren weniger häufig betroffen. Für die Darstellung der verschiedenen Rassen wurden unterschiedliche Farben verwendet: Beagle = rot, Berner Sennenhund = grün, Deutscher Schäferhund = gelb, Französische Bulldogge = braun, Labrador Retriever = lila, Neufundländer = schwarz, Setter = rosa.

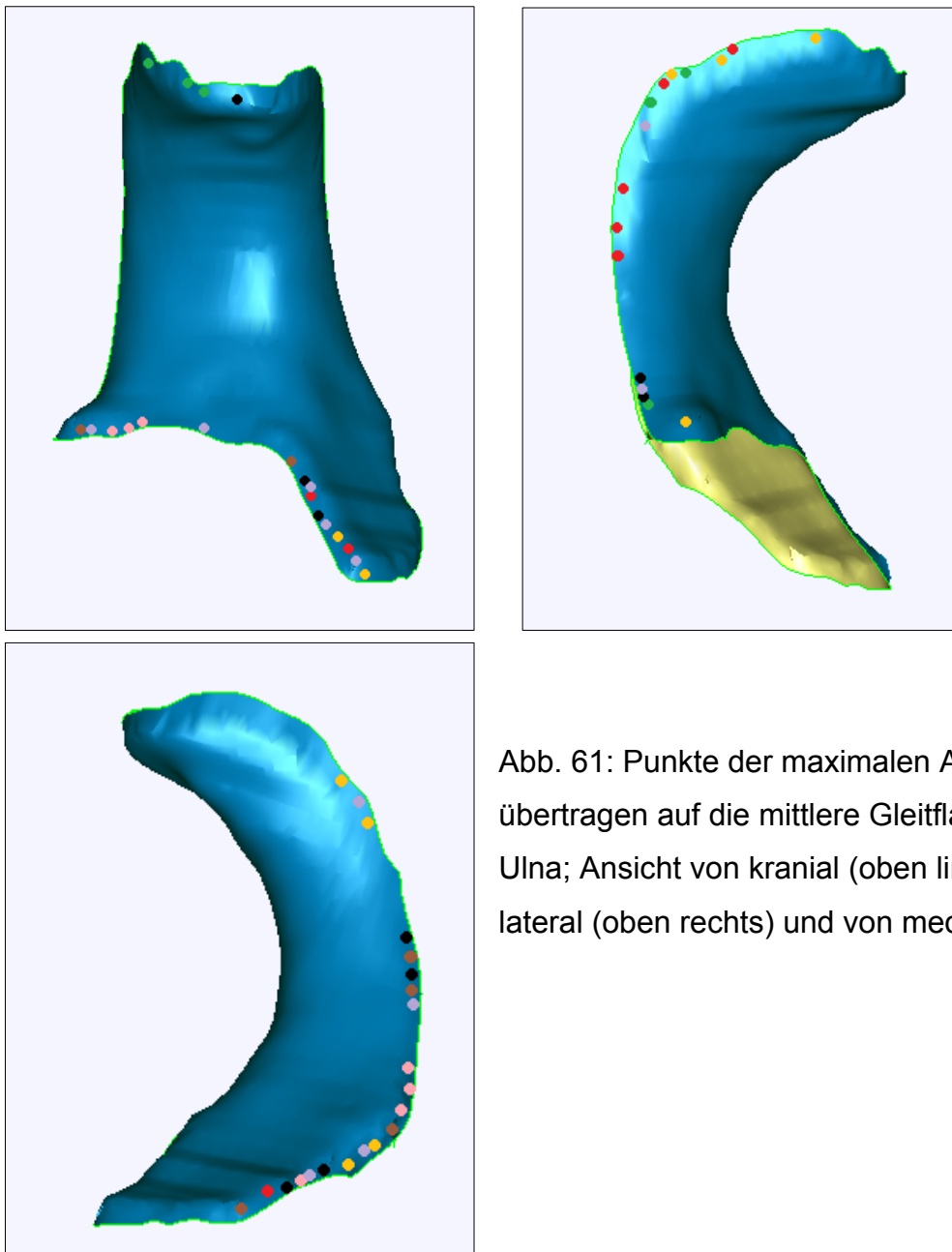


Abb. 61: Punkte der maximalen Abweichung übertragen auf die mittlere Gleitfläche der Ulna; Ansicht von kranial (oben links), von lateral (oben rechts) und von medial (links).

4.2.3. Radiale Gleitfläche des Ellbogengelenks

Aus den 58 computertomographischen Aufnahmen der Hunde wurden die rechten Radiusköpfchen für die Auswertung verwendet. Die Gleitfläche wurde auf eine maximale Breite von 1 cm skaliert und sowohl von jedem einzelnen Radius die Gleitfläche abgegriffen als auch für jede Rasse eine mittlere Gleitfläche gebildet. Zuerst wurde die Differenz der Gleitfläche eines jeden Knochens zu der zugehörigen mittleren Gleitfläche der Rasse errechnet. Die gewonnenen Werte sind in Tabelle Nr. 15 aufgeführt.

Tab. 15: Standardabweichung der Gleitflächen des Radius der Hunde vom jeweiligen Rassemittel.

Hund Nr.	Rasse	Standardabweichung (mm)
1	Beagle	0,1238
2	Beagle	0,1863
3	Beagle	0,1724
4	Beagle	0,2087
5	Beagle	0,1875
6	Beagle	0,1835
7	Beagle	0,1896
8	Beagle	0,1810
9	Berner Sennenhund	0,1521
10	Berner Sennenhund	0,1469
11	Berner Sennenhund	0,1577
12	Berner Sennenhund	0,2020
13	Berner Sennenhund	0,1715
14	Berner Sennenhund	0,1583
15	Deutscher Schäferhund	0,1521
16	Deutscher Schäferhund	0,1469
17	Deutscher Schäferhund	0,1577
18	Deutscher Schäferhund	0,2020
19	Deutscher Schäferhund	0,1715
20	Deutscher Schäferhund	0,1583
21	Deutscher Schäferhund	0,1645
22	Deutscher Schäferhund	0,1219
23	Deutscher Schäferhund	0,1684
24	Deutscher Schäferhund	0,1722

Hund Nr.	Rasse	Standardabweichung (mm)
25	Französische Bulldogge	0,1474
26	Französische Bulldogge	0,2095
27	Französische Bulldogge	0,2378
28	Französische Bulldogge	0,2171
29	Französische Bulldogge	0,2110
30	Französische Bulldogge	0,1981
31	Labrador Retriever	0,1834
32	Labrador Retriever	0,1692
33	Labrador Retriever	0,1438
34	Labrador Retriever	0,2083
35	Labrador Retriever	0,2095
36	Labrador Retriever	0,2090
37	Labrador Retriever	0,2421
38	Labrador Retriever	0,2120
39	Labrador Retriever	0,1998
40	Labrador Retriever	0,2045
41	Labrador Retriever	0,2009
42	Neufundländer	0,2087
43	Neufundländer	0,1657
44	Neufundländer	0,2055
45	Neufundländer	0,1906
46	Neufundländer	0,1888
47	Neufundländer	0,1849
48	Neufundländer	0,1837
49	Neufundländer	0,1938
50	Neufundländer	0,1171
51	Setter	0,1620
52	Setter	0,1145
53	Setter	0,1610
54	Setter	0,2699
55	Setter	0,1917
56	Setter	0,1872
57	Setter	0,2047
58	Setter	0,2000

Aus den Einzelwerten lässt sich zudem ein Rassemittelwert errechnen (Tabelle 14).

Tab. 16: Mittlere Standardabweichung der radialen Gleitfläche des Radius der Hunde vom jeweiligen Rassemittel.

Rasse	Mittelwert
	Standardabweichung (mm)
Beagle	0,1791 ± 0,0230
Berner Sennenhund	0,1648 ± 0,0183
Deutscher Schäferhund	0,1616 ± 0,0195
Französische Bulldogge	0,2035 ± 0,0278
Labrador Retriever	0,1984 ± 0,0244
Neufundländer	0,1821 ± 0,0258
Setter	0,1864 ± 0,0417

Anschließend wurden die mittleren Gleitflächen der unterschiedlichen Rassen auf Abweichungen untersucht. Die Standardabweichungen zwischen den einzelnen Rassen sind in Tabelle Nr. 17 aufgelistet. Die mittleren Gleitflächen der sieben verschiedenen Rassen unterschieden sich im Mittel um $0,1857 \pm 0,0271$ mm.

Tab. 17: Abweichung der mittleren Gleitflächen des Radius der verschiedenen Rassen.

BSH = Berner Sennenhund, DSH = Deutscher Schäferhund, FrBd = Französische Bulldogge, LR = Labrador Retriever, NL = Neufundländer.

Radius-Standardabweichung (mm)	BSH	DSH	FrBd	LR	NL	Setter
Beagle	0,1647	0,1737	0,2132	0,2136	0,2248	0,1567
BSH	–	0,1407	0,2199	0,1725	0,1653	0,1424
DSH	–	–	0,1880	0,1696	0,2016	0,1556
FrBd	–	–	–	0,1979	0,1962	0,1671
LR	–	–	–	–	0,2234	0,1851
NL	–	–	–	–	–	0,2287

Während des Vergleichs der einzelnen Gleitflächen mit der mittleren Gleitfläche einer Rasse ergaben sich Punkte der größten Abweichung. Diese Punkte wurden auf die unten abgebildete exemplarische Gleitfläche übertragen. Sie waren in der Regel randständig und in ihrer Mehrzahl auf dem der Ulna abgewandten Rand der Fläche. Die verschiedenen Rassen wurden mit unterschiedlichen Farben dargestellt: Beagle = rot, Berner Sennenhund = grün, Deutscher Schäferhund = gelb, Französische Bulldogge = braun, Labrador Retriever = lila, Neufundländer = schwarz, Setter = rosa.

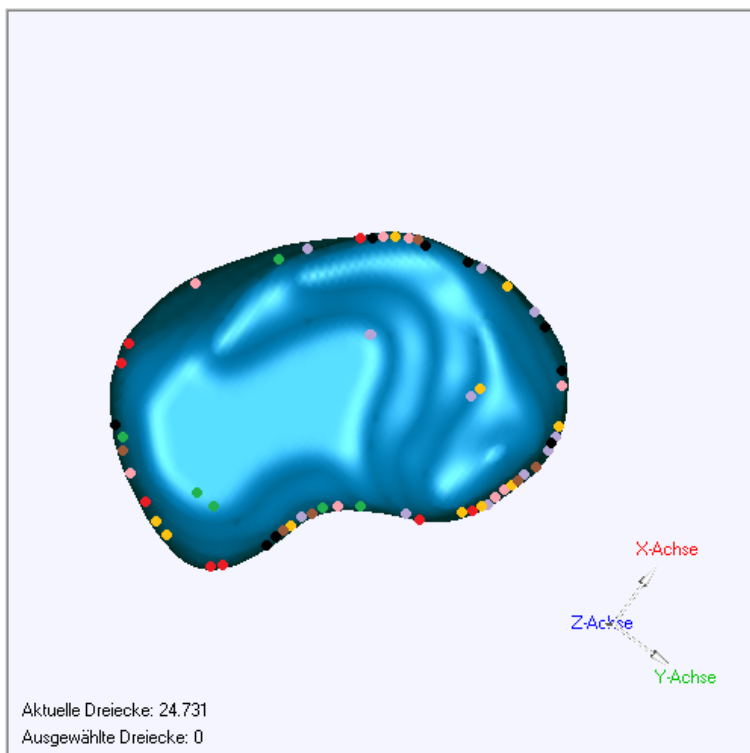


Abb. 62: Punkte der maximalen Abweichung übertragen auf die mittlere Gleitfläche des Radius; Ansicht von dorsal.

4.3. Größenverteilung der distalen Gleitfläche des Humerus

Von 100 Humeri der Hunde verschiedener Rassen wurde der Innendurchmesser der Trochlea humeri ermittelt. Der Innendurchmesser betrug im Mittel $1,508 \pm 0,269$ cm, bei einem Maximum von 2,160 cm und einem Minimum von 0,960 cm. Dabei wies der schwerste Hund auch den größten Trochlea-Durchmesser auf, der kleinste Wert wurde vom fünft-leichtesten Hund gezeigt. In der folgenden Abbildung sind die ermittelten Werte in aufsteigender Reihenfolge dargestellt.

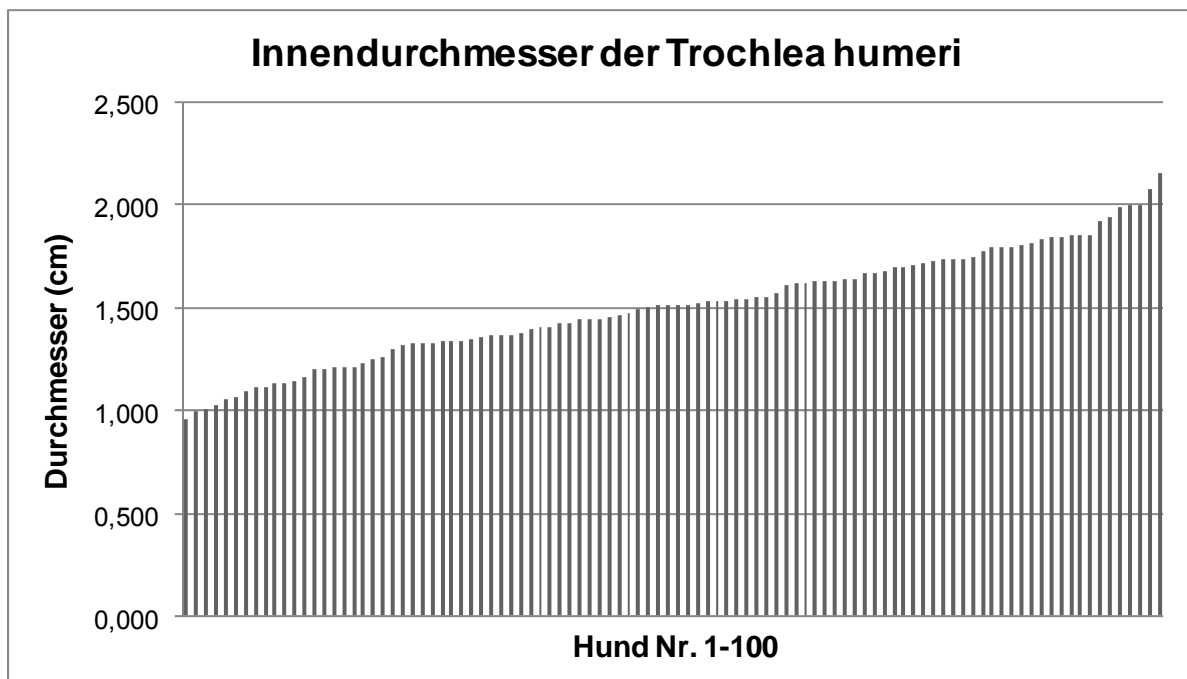


Abb. 63: Innendurchmesser der Trochlea humeri der rechten Humeri der 100 Hunde in aufsteigender Folge.

In der folgenden Abbildung ist der Innendurchmesser der Trochlea humeri eines jeden Hundes seinem Gewicht gegenübergestellt.

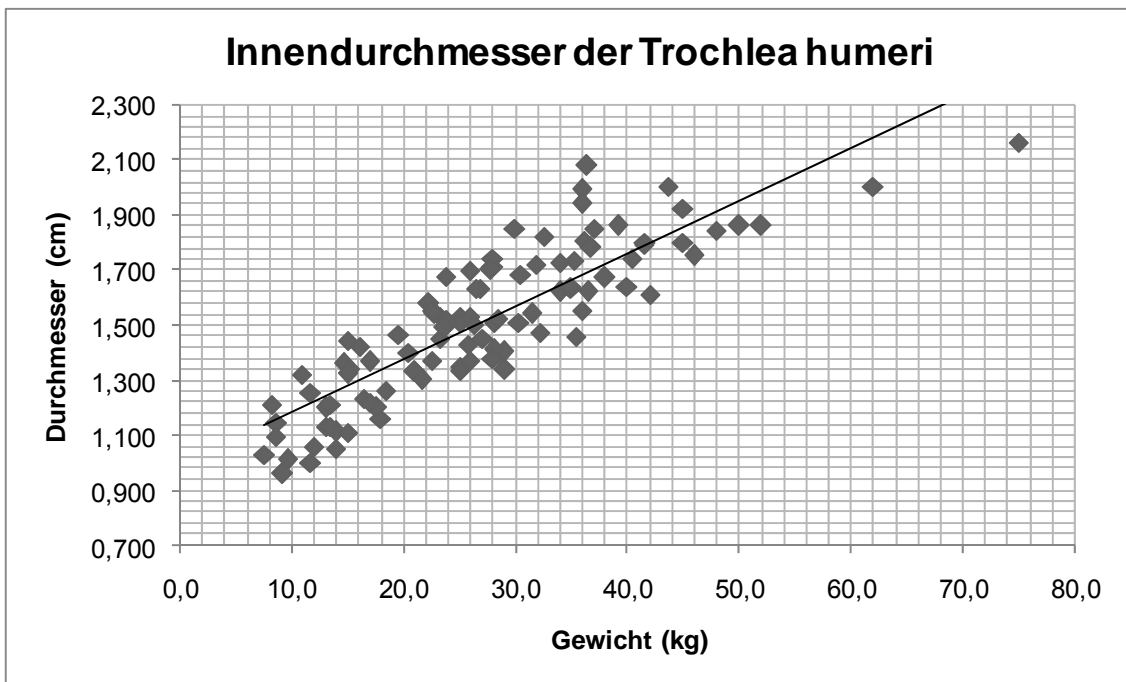


Abb. 64: Innendurchmesser der Trochlea humeri des rechten Humerus in Relation zum Körpergewicht.

Um die Verteilung der auftretenden Innendurchmesser beurteilen zu können, wurde der ermittelte Bereich, ausgehend vom mittleren Durchmesser aller Hunde, in Schritte von 1 mm unterteilt und die Häufigkeit der verschiedenen Größen ermittelt. Die Ergebnisse sind in der folgenden Abbildung dargestellt.

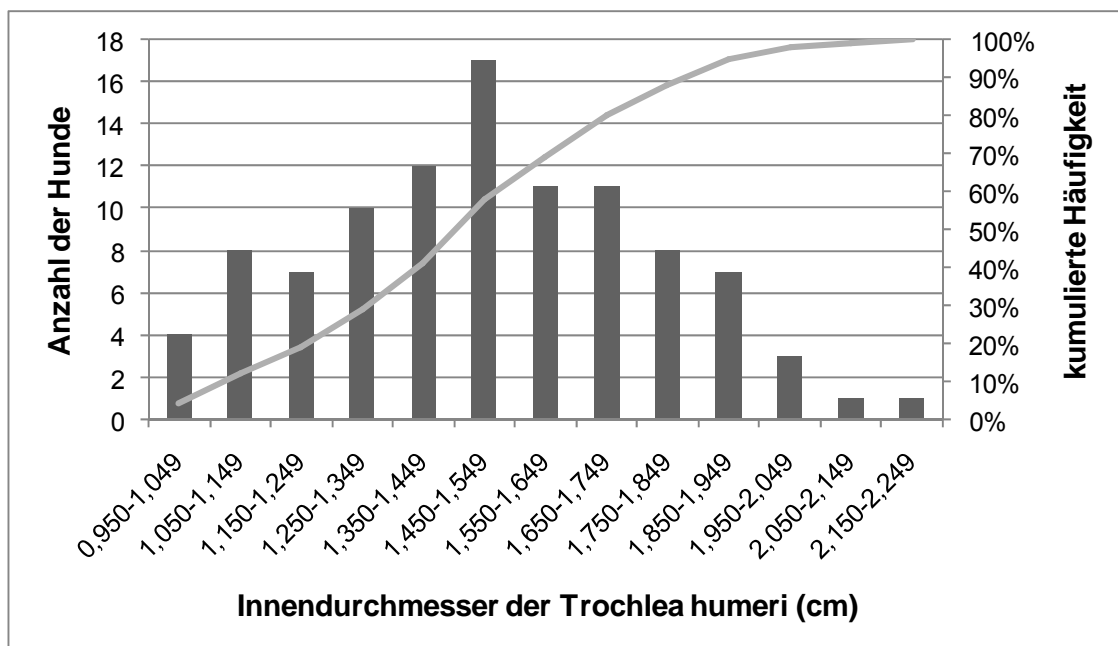


Abb. 65: Einteilung des Innendurchmessers der Trochlea humeri und Darstellung der Häufigkeit des Auftretens.

Ausgehend vom mittleren Innendurchmesser wurde anschließend die Anzahl der notwendigen Prothesengrößen errechnet. Dazu wurde die folgende Formel verwendet:

$$\Delta d = (d_{\max} - d_{\min}) / n$$

d_{\max} = größter Innendurchmesser

d_{\min} = kleinster Innendurchmesser

n = Anzahl der Implantatgrößen

Damit sowohl für den Hund mit dem kleinsten als auch für den Hund mit dem größten Innendurchmesser der untersuchten Population ein geeignetes Implantat für die humerale Gelenkfläche vorhanden ist, müssen mindestens acht verschiedene Implantatgrößen vorhanden sein. Es ergibt sich ein Größenunterschied von 1,5 mm (Δd) zwischen den einzelnen Größen. Somit ergeben sich für die untersuchte Hundepopulation mit einem Trochlea-Innendurchmesser zwischen 0,960 und 2,160 cm folgende Implantatdurchmesser: 1,037 mm, 1,208 mm, 1,358 mm, 1,508 mm, 1,658 mm, 1,808 mm, 1,958 mm und 2,108 mm.

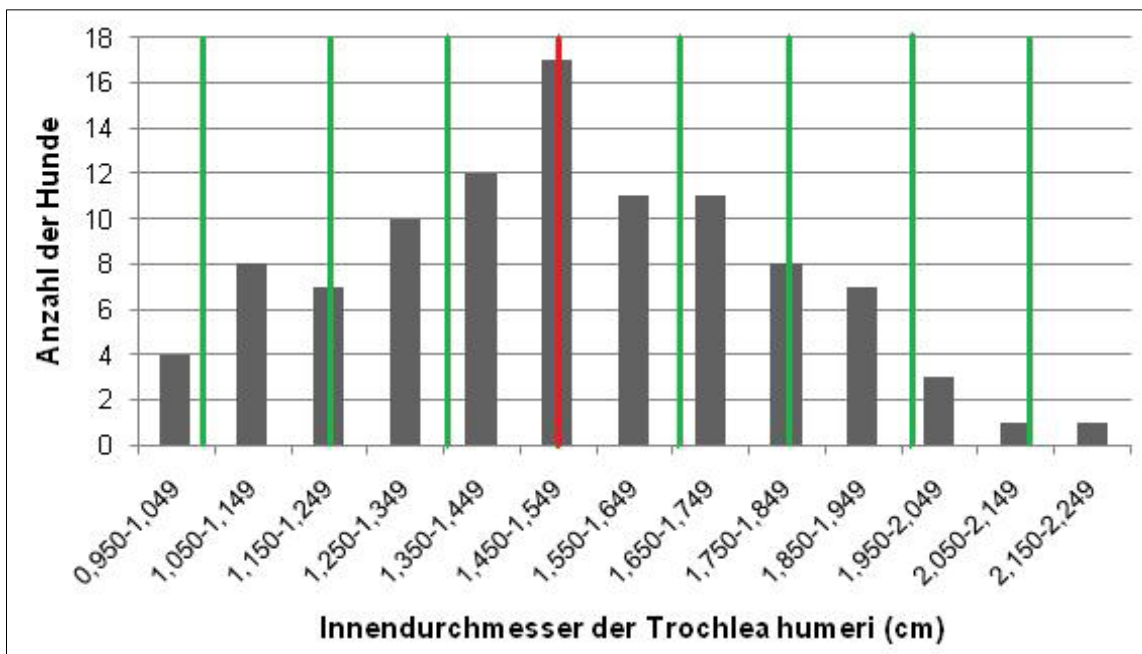


Abb. 66: Einteilung des Innendurchmessers der Trochlea humeri und Darstellung der Häufigkeit des Auftretens; grün = Innendurchmesser der Implantate, rot = mittlerer Innendurchmesser der untersuchten Population und Innendurchmesser des Implantats.

5. Diskussion

5.1. Oberflächenform der humeralen und ulnaren Gelenkfläche des Deutschen Schäferhunds und dessen Mischlingen

21 Deutsche Schäferhunde und 11 Mischlinge des Deutschen Schäferhunds wurden für diesen Abschnitt untersucht. Um eine gewisse Anzahl von gesunden Hunden einer Rasse sammeln zu können, wurden Mischlinge des Deutschen Schäferhunds mit dessen einschlägigem Exterieur in diese Studie integriert, obwohl dies eine möglich Fehlerquelle darstellt. Zur Beschreibung der Tiere wurde neben Rasse und Geschlecht das Gewicht der Tiere erhoben. Das Gewicht der Hunde bewegte sich zwischen $33,2 \pm 6,5$ kg und schwankte somit um $\pm 17,3$ %. Dabei unterschieden sich die männlichen und weiblichen Tieren nicht signifikant. Die Mischlinge zählten in der Mehrzahl zu den leichteren Hunden der Gruppe. Die untersuchte Population lag in der von der Fédération Cynologique Internationale (FCI) als Rassestandard angegeben Gewichtsspanne von 22–40 kg (FCI-Gruppe 1, Sektion 1, Standard Nr. 166).

Die Form der **humeralen Gelenkfläche** wird durch den nahezu kreisrunden Innendurchmesser der Trochlea humeri beschrieben. Dazu folgt der laterale Epicondylus humeri der Form einer Kugel und der mediale Epicondylus humeri der eines Kegels (Kegel-Kugel-Prinzip). Diese Formen verlieren sich zunehmend, je mehr man sich dem Rand der Gelenkfläche nähert. Die Lage und Werte der Kugel waren zuverlässig reproduzierbar, wohingegen die des Kegels deutlich größeren Schwankungen unterlagen.

Die ermittelten Werte legen eine Proportionalität der distalen Gelenkfläche des Humerus nahe, das heißt die verschiedenen Anteile der Gelenkfläche scheinen sich von einer kleineren zu einer größeren Gelenkfläche proportional zu vergrößern. Der Durchmesser der Kugel im Epicondylus lateralis betrug im Mittel $1,8742 \pm 0,1389$ cm ($1,6843$ – $2,1680$ cm) und schwankte somit ähnlich der Trochlea humeri $\pm 7,4$ % um den Mittelwert. Der Innendurchmesser der Trochlea humeri war damit im Mittel $85,19 \pm 2,44$ % ($80,73$ – $89,44$ %) so groß, wie der Durchmesser der Kugel im lateralen Epicondylus humeri. Beide Werte korrelieren stark. Der Kegel im medialen Epicondylus humeri ist weniger reproduzierbar und soll daher nicht in den Vergleich

einfließen. Zusätzlich wurde die transepikondyläre Breite des Gelenkknorrens erhoben. Die transepikondyläre Breite war etwa 2,5-mal ($248,89 \pm 12,03$ %, (230,61-275,87 %) so groß, wie der Innendurchmesser der Trochlea humeri und 2,12-mal ($211,89 \pm 8,86$ %, 192,55–235,89 %) so groß, wie der Durchmesser des lateralen Epicondylus humeri. Die Breite der Gelenkfläche verhält sich ebenfalls proportional. Sie nimmt von dorsal über kranial und ventral nach kaudal hin ab. Im Vergleich zur transepikondylären Breite beträgt die Breite der Gelenkfläche $50,83 \pm 4,06$ %, $53,60 \pm 4,42$ % und $64,99 \pm 5,67$ %. Für alle Breiten konnte eine Korrelation zueinander ermittelt werden. Lediglich der Innendurchmesser der Trochlea humeri und die ventrale Breite der Gelenkfläche korrelieren nicht. In Anbetracht der restlichen Zusammenhänge handelt es sich hierbei am ehesten um eine Messungenauigkeit, denn die Lokalisation der ventralen Breite war am schlechtesten abzugrenzen. Für die hier untersuchten Deutschen Schäferhunde kann also von einer Proportionalität der humeralen Gelenkfläche des Ellbogengelenks gesprochen werden. Sicherlich ist damit nicht der Nachweis erbracht, dass dies auch bei anderen Hunderassen der Fall ist. Da sich jedoch die Mischlinge in die Werte der Schäferhunde einpassen, kann die Proportionalität auch für andere Rassen vermutet werden. Der endgültige Beweis kann an dieser Stelle dennoch noch nicht geführt werden.

Die einzelnen Gelenkflächen wiesen eine geringe Abweichung von $0,328 \pm 0,037$ mm ($0,277$ – $0,436$ mm) zur gemittelten Gleitfläche aller Hunde auf. Der Hund mit der größten Abweichung am Humerus war ein Schäferhund-Mischling und zeigte zudem an der Ulna die größte Abweichung und die größte transepikondyläre Breite und breiteste Gelenkfläche an allen vier Messpunkten. Der Hund mit der kleinsten Standardabweichung war ein reinrassiger Deutscher Schäferhund. Für ihn konnten keine Besonderheiten gefunden werden.

Während der Varianzanalyse wurde auch der Punkt der zu untersuchenden Gleitfläche ermittelt, der die größte Abweichung zur mittleren Fläche aufwies (Abb. 48 und 49). Die gefundenen Punkte lagen, bis auf einen im lateralen Bereich der Fossa olecrani, ausnahmslos randständig, gehäuft am Rand in der Fossa olecrani und am kranialdorsalen Rand der Gelenkfläche. Vergleicht man die Lage der Punkte mit der von Maierl (2003) ermittelten Kontaktfläche im Ellbogengelenk, so lag keiner

der Punkte der maximalen Abweichung im Bereich der Kontaktfläche des Gelenks (Abb. 4, 48 und 49).

Zur Einordnung der ermittelten Werte wurde nach früheren Veröffentlichungen zu diesem Thema gesucht. Es konnten jedoch keine Vergleichswerte ermittelt werden. Das könnte möglicherweise daran liegen, dass die bisher entwickelten Endoprothesen für das canine Ellbogengelenk sowohl die humerale als auch die radioulnare Gelenkfläche ersetzen und somit auf eine 100 %-ige Anpassung der Gleitfläche der Endoprothese an die physiologische Verhältnissen verzichten können.

Zusammenfassend kann also für die Hunde der Rasse des Deutschen Schäferhunds und dessen Mischlingen eine humerale Gleitflächenform angenommen werden. Durch die Proportionalität kann die gleiche Form der Oberfläche für die verschieden großen Individuen dieser Rasse verwendet werden. Es bestehen geringe Abweichungen eines jeden Hundes zum Rassemittel, sie sind jedoch im Vergleich zur Größe der ermittelten Werte gering.

Der Durchmesser der Kugel in der **ulnaren Gelenkfläche** war in allen Fällen größer als der Innendurchmesser der Trochlea humeri. Maierl (2003) spricht von einer physiologischen Inkongruenz und davon, dass die Incisura trochlearis größer ist als die mediale Trochlea humeri. Dies wird durch die hier ermittelten Werte bestätigt. Das Ergebnis muss jedoch eingeschränkt betrachtet werden, da die Form der Kugel nur in den proximalen und mittleren Bereichen der Incisura trochlearis beibehalten wird. Der distale Bereich und der Anteil des Processus coronoideus medialis und lateralis fließt nicht mit ein.

Die Abweichung der Gelenkfläche des einzelnen Hundes von der mittleren Gelenkfläche betrug durchschnittlich $0,2430 \pm 0,0414$ mm (0,1492–0,3173 mm). Somit ist die Standardabweichung der ulnaren Gelenkfläche signifikant niedriger als die der humeralen Gelenkfläche ($p = 0,00$). Die Technik der Aufnahme und Auswertung von Humerus und Ulna war identisch. Somit ist eine Ursache für die signifikant geringere Standardabweichung eine einfachere Gelenkflächenform der Ulna. Eine weitere Erklärung könnte ein tatsächlich geringerer Unterschied der ulnaren Gelenkflächen zueinander im Vergleich zu den humeralen Gelenkflächen sein. Andererseits könnten sich die ulnaren Gelenkflächen aufgrund ihrer, im Vergleich zur humeralen Gelenkfläche, offenen Form während der Varianzanalyse

besser aneinander ausrichten lassen. Die Elle des Hundes Nr. 11 wich dabei am meisten und die des Hundes Nr. 17 am geringsten von der mittleren Gleitfläche ab. Bei beiden Hunden handelte es sich um Mischlinge. Hund Nr. 11 zeigte bereits am Humerus die größte Abweichung. 26 der 32 Hunde (81,25 %) zeigten eine Abweichung zwischen 0,2000 und 0,3000 mm.

Die Punkte der maximalen Abweichung lagen, wie bereits am Humerus ermittelt, randständig mit einem Schwerpunkt am lateralen und medialen Rand, während der Rand an der Spitze des Processus anconaeus und der Rand zwischen dem Processus coronoideus medialis und lateralis weniger häufig betroffen waren. Vergleicht man die Lage der Punkte mit den von Maierl (2003) beschriebenen Kontaktflächen (Abb. 5), so liegen die wenigen Punkte am dorsalen Rand der Gelenkfläche im Bereich des Processus anconaeus und die am Rand zwischen dem medialen und lateralen Dornfortsatz. Bei stärkerer Belastung reicht die Kontaktfläche bis zum lateralen Rand, sodass auch die dort liegenden Punkte der maximalen Abweichung eingeschlossen werden. Die randständige Lage der Punkte der maximalen Abweichung spricht für eine Übereinstimmung der Form der zentralen Gleitfläche. Zusammenfassend kann auch für die ulnare Gelenkfläche von einer einheitlichen Gleitflächenform für den Deutschen Schäferhund und seine Mischlinge ausgegangen werden. Eine direkte Übertragung der Ergebnisse auf andere Rassen ist aufgrund der Ergebnisse wahrscheinlich, wurde jedoch nicht bewiesen.

Die erhobene Proportionalität steht im Gegensatz zu den von Künzel et al. (2002) beschriebenen Ergebnissen. Künzel et al. (2002) untersuchten die Ellbogengelenke von 387 Hunden verschiedener Größe makroskopisch und fanden dabei Differenzen in der Form der ulnaren und radialen Gelenkfläche und des medialen Proc. coronoideus ulnae. Jedoch wurden Hunde mit einer Erkrankung des Ellbogengelenks nicht aus der Studie ausgeschlossen und die Untersuchung erfolgt ausschließlich makroskopisch.

Wie bereits erwähnt wurde die radiale Gelenkfläche aufgrund ihrer einfachen Form nicht näher untersucht.

5.2. Oberflächenform der humeralen, ulnaren und radialen Gelenkfläche verschiedener Rassen

5.2.1. Humerales Gelenkfläche

Die rechten Ellbogengelenke von 10 Deutschen Schäferhunden, 6 Berner Sennenhunden, 11 Labrador Retriever, 9 Neufundländern, 6 Französischen Bulldoggen, 8 Settern und 8 Beaglen wurden untersucht. Die Neufundländer waren im Schnitt jünger als die Hunde der anderen Rassen. Der Unterschied war jedoch nur gegenüber den Berner Sennenhunden und den Deutschen Schäferhunden signifikant, ohne dass eine Ursache ermittelt werden konnte. Nur die gesunden Ellbogengelenke flossen in die Untersuchung ein, sodass das Alter der Hunde keine Rolle spielen sollte. Eine Limitierung stellt sicherlich die geringe Anzahl der Berner Sennenhunde und Französischen Bulldoggen dar, da Hunde dieser Rassen entweder nicht häufig vorgestellt wurden oder wenige Tiere mit gesundem Ellbogengelenk vorgestellt wurden. Unter der Annahme der beim Deutschen Schäferhund und seinen Mischlingen ermittelten Gleichheit der Gelenkflächen wurden auch diese kleinen Gruppen ausgewertet. Eine weitere Einschränkung ist das Fehlen eines weiteren morphologischen Parameters zur Beschreibung der Tiere. Da die meisten Tiere im Rahmen einer klinischen Diagnostik untersucht wurden, konnte kein einheitlicher Parameter festgelegt werden, der bei allen Hunden zu ermitteln war. Zudem konnte bei den lebenden Tieren die Gelenkfläche und damit der Knorpel nicht in Augenschein genommen werden, sodass trotz orthopädischer Untersuchung, Röntgen und CT ein Restrisiko für das Vorliegen eines Knorpeldefekts besteht.

Beim Vergleich der Hunde einer Rasse mit der **mittleren, humeralen Gleitfläche** der jeweiligen Rasse traten Werte zwischen 0,2175 mm (Französische Bulldogge) und 0,4678 mm (Labrador Retriever) auf. Die mittlere Standardabweichung der Berner Sennenhunde und der Deutschen Schäferhunde war geringer als die der anderen Rassen, das heißt die humerale Gelenkfläche dieser Hunde unterschieden sich weniger vom Rassemittel als bei den Hunden der anderen Rassen. Beim Berner Sennenhund könnte allerdings die geringe Gruppengröße eine Rolle spielen. Die größte mittlere Abweichung zeigten die Labrador Retriever und Neufundländer. Auffallend ist dabei die geringere Standardabweichung der Deutschen Schäferhunde

im Vergleich zu den vorher ermittelten Werten der Knochen. Dieser Unterschied ist jedoch noch nicht signifikant ($p = 0,102$). 8 der 10 Standardabweichungen, der in diesem Abschnitt untersuchten Tiere, lagen unter dem Minimum der vorher untersuchten Knochen. Diese Differenz kann auf die unterschiedliche Gruppengröße zurückzuführen sein, wahrscheinlicher ist jedoch eine Differenz aufgrund der unterschiedlichen Untersuchungstechnik. So waren die einzelnen Knochen in den computertomographischen Aufnahmen immer klar abzugrenzen, während die Grenze der Knochen bei den In-vivo-Aufnahmen des Ellbogengelenks nicht immer eindeutig zu finden war. Zudem trugen die Knochen durch die vorherige Behandlung keinen Gelenkknorpel mehr, wohingegen der Knorpel der in vivo untersuchten Ellbogengelenke aufgrund seiner geringen Dicke (kleiner als die Schnittdicke von 1 mm) nicht getrennt vom Knochen betrachtet werden konnte. Daneben könnte der vorher beschriebene Partial-Volumen-Effekt eine Rolle spielen.

Die mittleren, humeralen Gleitflächen der verschiedenen Rassen wurden ebenfalls auf ihre Differenz zueinander betrachtet. Die Standardabweichung bewegte sich dabei zwischen 0,2369 mm (Neufundländer versus Setter) und 0,3563 mm (Französische Bulldogge versus Setter). Die mittlere Abweichung zwischen den Rassen lag bei $0,3121 \pm 0,0341$ mm. Damit war die Differenz zwischen den Rassen nicht signifikant größer oder kleiner als die der einzelnen Hunde zur mittleren Gelenkfläche ihrer Rasse ($p = 0,989$). Daraus kann geschlossen werden, dass die Gelenkfläche der verschiedenen Rassen sich nur durch ihre Größe, aber nicht durch ihre Form unterscheiden. Für den reinen Oberflächenersatz der humeralen Gelenkfläche heißt das, dass die gleiche Prothesenoberfläche für die sieben verschiedenen Rassen verwendet werden kann und nicht eine Prothesenoberfläche für jede Rasse entwickelt werden muss. Dies vereinfacht die Entwicklung und senkt die Kosten. Obwohl unterschiedlich große Rassen betrachtet wurden, bleibt dieses Ergebnis für morphometrisch besonders auffällige Rassen, wie zum Beispiel den Dackel, zu überprüfen. Dennoch kann durch breite Streuung der Größe der Hunde das Ergebnis auf Tiere mit ähnlichem Körperbau übertragen werden.

Auch bei den ulnaren Gelenkflächen wurden neben den Standardabweichungen die Punkte der maximalen Abweichung bestimmt. Sie waren randständig (Abb. 59 und 60) und es zeigte sich keine Häufung einer Rasse an einer bestimmten Stelle. Mit 15 Punkten stellte der kraniodorsale Rand der Gleitfläche einen Schwerpunkt dar. Ebenso der laterale Rand der Gleitfläche in der Fossa olecrani (16 Punkte) und der

mediale Rand der Gleitfläche in der Fossa olecrani (13 Punkte). Der kranioventrale Rand des medialen Condylus humeri war 8-mal betroffen, während der Rand des lateralen Condylus humeri und der der ventralen Gleitfläche selten betroffen waren. Im Unterschied zu den 32 untersuchten Knochen waren die Punkte nicht nur in der Fossa olecrani und dem kraniodorsalen Rand der Gelenkfläche angesiedelt. Diese Differenz könnte wiederum durch die Gruppengröße, den vorhandenen Gelenkknorpel bzw. den Partial-Volumen-Effekt zu erklären sein.

5.2.2. Ulnare Gelenkfläche

Die Standardabweichung der ulnaren Gelenkflächen der Hunde schwankte zwischen 0,1342 mm (Setter) und 0,3562 mm (Setter). An der Ulna zeigten die Beagle ($0,2004 \pm 0,0209$ mm) und Setter ($0,1963 \pm 0,0636$ mm) im Mittel die geringste Differenz zur mittleren Gelenkfläche der Rasse. Die Deutschen Schäferhunde ($0,2603 \pm 0,0195$ mm) und die Neufundländer ($0,02635 \pm 0,0392$ mm) wiesen die größten, mittleren Abweichungen auf. Die mittlere ulnare Standardabweichung war bei jeder Rasse geringer als die mittlere humerale Standardabweichung. Dies deckt sich mit den Ergebnissen der Auswertung der Knochen der Deutschen Schäferhunde und deren Mischlingen. Wie oben beschrieben, stellt eine weniger komplexe Gelenkfläche oder eine bessere Ausrichtung während der Auswertung eine mögliche Ursache dar. Die in vivo und in vitro ermittelten Werte der Standardabweichung des Deutschen Schäferhunds unterschieden sich nicht signifikant ($p = 0,621$). Somit bleibt die Frage nach der Ursache der Differenz im Bezug auf die Werte des Humerus offen.

Zwischen den ulnaren Gelenkflächen der sieben verschiedenen Rassen bestand eine Standardabweichung von durchschnittlich $0,2533 \pm 0,0358$ mm. Es trat ein Minimum von 0,1929 mm (Berner Sennenhund versus Deutscher Schäferhund) und ein Maximum von 0,3174 mm (Berner Sennenhund versus Französische Bulldogge) auf. Die ermittelten Werte lagen alle in dem Bereich zwischen dem niedrigsten und dem höchsten Wert der einzelnen Hunde. Die Rassemittel unterschieden sich also weniger voneinander als die einzelnen Hunde von der mittleren Gelenkfläche ihrer Rasse differierten. Somit lässt sich, wie bereits für den Humerus ermittelt, eine

Oberflächenform der Prothese für die hier untersuchten Rassen verwenden. In ihrem Körperbau besondere Tiere müssen gesondert betrachtet werden.

Wie in den vorherigen Abschnitten wurden auch für die Gelenkflächen der Ulna die Punkte der maximalen Abweichung von der mittleren Gelenkfläche erhoben. Besonders häufig fiel der Punkt der maximalen Abweichung auf die distale Hälfte des medialen Randes der Gleitfläche (Abb. 61), gefolgt vom kranialen Rand zwischen den lateralen und medialen Processus coronoideus ulnae. Der laterale Rand der Gelenkfläche und der Bereich um den Processus anconaeus waren weniger häufig betroffen. Im Vergleich zur den vorher ausgewerteten Ellen der Deutschen Schäferhunde und ihrer Mischlinge lagen vermehrt Punkte am Rand der Gelenkfläche zwischen dem medialen und lateralen Processus coronoideus ulnae und 3 der 6 Berner Sennenhunde zeigten ein Maximum am Processus anconaeus. Diese Ungleichheit kann durch die fast doppelt so große Anzahl der Hunde in diesem Abschnitt, den vorhandenen Gelenkknorpel bzw. den Partial-Volumen-Effekt bedingt sein. Die Punkte lagen ausschließlich am Rand der Gelenkfläche.

5.2.3. Radiale Gelenkfläche

Die Standardabweichung der radialen Gelenkfläche eines jeden Hundes zur mittleren Gelenkfläche der jeweiligen Rasse schwankte zwischen 0,1145 mm (Setter) und 0,2699 mm (Setter). Die Gruppe der Berner Sennehunde und der Deutschen Schäferhunde zeigte die im Mittel geringste Abweichung ($0,1648 \pm 0,0183$ mm und $0,1616 \pm 0,0195$ mm), während die Gruppe der Französischen Bulldoggen und der Labrador Retriever die größten mittleren Standardabweichungen aufwiesen ($0,2035 \pm 0,0278$ mm, $0,1984 \pm 0,0244$ mm). Dennoch war das Mittel einer jeden Rasse signifikant kleiner als die erhobenen Werte an Humerus und Ulna. Zwei mögliche Erklärungen bieten sich an: Zum einen könnten die Gelenkoberflächen der Speichen bzw. Ellen sich tatsächlich weniger voneinander unterscheiden, zum anderen könnte die einfachere Form der Gelenkflächen im Vergleich zum Humerus zu einer besseren Ausrichtung der Flächen zueinander während der Auswertung und damit zu

geringeren Abweichungen geführt haben. Diese Frage ist schwierig zu klären und bleibt letztlich offen. Vermutlich spielen beide Punkte eine Rolle.

Die verschiedenen Rassen wiesen eine Standardabweichung zwischen 0,1407 mm (Berner Sennenhund versus Deutscher Schäferhund) und 0,2287 mm (Neufundländer versus Setter) auf. Im Mittel konnte eine Abweichung von $0,1857 \pm 0,0271$ mm errechnet werden. Entsprechend der Einzelwerte sind auch die Mittelwerte signifikant kleiner als die von Humerus und Ulna ($p = 0,00$).

Die Punkte der maximalen Abweichung lagen auch an der radialen Gelenkfläche in der Regel am Rand (Abb. 62). Keine Rasse zeigte eine Häufung an einer bestimmten Stelle.

5.3. Größenverteilung der distalen Gleitfläche des Humerus

100 Hunde 31 verschiedener Rassen einschließlich der Mischlinge wurden in diesen Teil der Studie integriert. Es sollten möglichst viele Tiere unterschiedlicher Rassen und Größen untersucht werden. Die Hunde wogen zwischen 7,6 und 75 kg und waren im Mittel $4,86 \pm 3,45$ Jahre alt (0,86–12,88 Jahre). Ein Schwerpunkt lag bei einem Gewicht von 20,0–29,9 kg. 80 der 100 Hunde wogen zwischen 10,0 und 39,9 kg. Gehäuft traten Hunde im Alter von 1,01–2,00 Jahren auf. Diese Hunde waren mehrheitlich an Hüftdysplasie erkrankt und bekamen zum Ausschluss einer zusätzlichen Erkrankung des Ellbogens eine CT der Ellbogengelenke. Da nur „ellbogengesunde“ Tiere verwendet wurden, sollte das Alter keine Rolle spielen. Der Hund musste lediglich das Hauptwachstum abgeschlossen haben. In Anbetracht der vorher ermittelten Proportionalität des humeralen Gelenks wurde nur der Innendurchmesser der Trochlea humeri erhoben. Dieser Parameter wird von ED oder Cubarthrose weniger tangiert als die Breite der Gelenkfläche und war einfacher zu erheben als der Durchmesser des Epicondylus lateralis. Der Innendurchmesser betrug im Mittel $1,508 \pm 0,269$ cm (0,960–21,160 mm). Das Gewicht des Hundes und der Innendurchmesser der Trochlea humeri korrelieren dabei stark ($r = 0,8679$, $df = 98$, Abb. 64). Somit kann von einer steigenden Größe der Gelenkfläche bei zunehmender Größe des Hundes gesprochen werden. Leider war es nicht möglich, zusätzlich zum Gewicht die Länge des Humerus, die Widerristhöhe oder ähnliche

Werte zu bestimmen, die die Größe des untersuchten Hundes genauer beschreiben. Der Innendurchmesser von 1,450–1,549 cm kam am häufigsten vor. Dies hängt sicherlich mit der Größen- bzw. Gewichtsverteilung der Hunde zusammen, die eine Spitze bei den Hunden von 20,0–29,9 kg Körpergewicht zeigte. Trotz des Zusammenhangs zwischen Gewicht und Größe des Innendurchmessers zeigte der leichteste Hund nicht den kleinsten Innendurchmesser. Zwei Hunde waren mit 62 und 75 kg Körpergewicht die mit Abstand schwersten Tiere und zeigten dementsprechend die größten Innendurchmesser. Um für jeden der betrachteten 100 Hunde eine geeignete Implantatgröße zu haben, müssten mindestens acht Größen angefertigt werden. Es ergibt sich ein Größenunterschied von 1,5 mm (Δd) zwischen den einzelnen Größen. Ausgehend vom Mittelwert ergeben sich für die untersuchte Hundepopulation mit einem Trochlea-Innendurchmesser zwischen 0,960 cm und 2,160 cm folgende Implantatdurchmesser: 1,037 mm, 1,208 mm, 1,358 mm, 1,508 mm, 1,658 mm, 1,808 mm, 1,958 mm und 2,108 mm. Sicherlich beruht diese Zahl auf einem einzigen Parameter und beschreibt nur den Bereich der untersuchten Hunde, größere und kleinere Tiere sind nicht eingeschlossen. Ein Vergleich mit anderen Prothesen-Systemen ist schwierig, da in der Regel keine Größe der Hunde genannt wird, für welche die Prothese angefertigt wurde. Für die IOWA-Prothese und die TATE-Prothese konnten vier bzw. sechs unterschiedliche Größen ermittelt werden (Acker et al., 2008a; Conzemius, 2001). Die geeignete Implantatgröße wird bei diesen Systemen anhand der Röntgenaufnahmen angefertigt. Dadurch ist ein direkter Vergleich mit den hier erhobenen Daten nicht möglich. Für eine Prothese, die das Ziel hat die Knochensubstanz maximal zu schonen und dabei alleinig die Gelenkoberfläche zu ersetzen, ist unter Umständen die Ermittlung der geeigneten Implantatgröße über die Anfertigung von computertomographischen Aufnahmen sinnvoll. Zudem wird eine genauere Passform benötigt als bei gekoppelten Endoprothesen, sodass mehrere unterschiedliche Größen notwendig sein werden. Ähnlich den heute bereits etablierten Systemen zum Ersatz des Knie- oder Hüftgelenks kann auch durch verschiedene Größen der einzelnen Komponenten einer Endoprothese auf die individuelle Situation des Hundes eingegangen werden.

5.4. Ausblick

Diese Arbeit sollte die Basis für die Entwicklung eines reinen Oberflächenersatzes des caninen Ellbogengelenks, primär für die humerale Gelenkfläche, liefern. Wird dieser ohne Schaft zum Beispiel über Press-Fit am Humerus verankert, so schont ein reiner Oberflächenersatz die Knochensubstanz deutlich mehr als die bisher beschriebenen Systeme. Sollte es darüber hinaus gelingen eine Implantationstechnik zu entwickeln, die die Stabilität des Gelenks durch Schonung der Bänder, des Processus anconaeus und der Fossa olecrani bewahrt, kann eine ungekoppelte Prothese das Ziel sein. Ob die Implantation einer Hemiprothese, zum Beispiel der alleinige Ersatz der humeralen Gelenkfläche, ausreichend für eine klinische Besserung ist, bleibt zu überprüfen. Dennoch stellt der Oberflächenersatz für die humerale Gelenkfläche des Ellbogengelenks im Vergleich zu Radius und Ulna die größte Herausforderung dar, denn sie enthält sowohl konkave als auch konvexe Flächen und umschließt zudem einen Kreis von mehr als 270° . Es ist somit nicht möglich die gesamte humerale Gelenkoberfläche in einem Stück zu ersetzen. Will man auf einen Schaft zur Fixierung der Prothese im Markraum des Humerus verzichten und den Knochen zwischen dem lateralen und medialen Epicondylus humeri erhalten, so wird es nicht möglich sein, die vollständige humerale Gelenkfläche mit einer Komponente zu ersetzen. Es müssen also die Bereiche der Gelenkfläche definiert werden, die maximal von den schmerzauslösenden Erkrankungen betroffen sind. Theoretisch ist ein Ersatz von etwa 185° der Gelenkfläche möglich. Eine Verankerung der humeralen Komponenten ohne Schaft ist bereits beschrieben (Acker et al. 2008b, Cook et al. 2008), jedoch handelt es sich bei diesen Prothesen um teilgekoppelte Systeme. Die ulnare Gelenkfläche ist deutlich einfacher gebaut. Sie ist konkav und umfasst weniger als 180° eines Kreises. Zudem wird nur ein kleiner Anteil der Kraft über die Ulna geleitet. Von Wichtigkeit scheint hier die Erhaltung des Processus anconaeus, da er erheblich zur Stabilität des Ellbogengelenks beiträgt. Über das Radiusköpfchen fließt ein Großteil der Kraft, dennoch ist seine Form die einfachste der am Ellbogengelenk beteiligten Knochen und die Auswirkungen der Cubarthrose oder ED beeinflussen die Form des Radiusköpfchens deutlich weniger als die von Humerus und Ulna.

6. Zusammenfassung

Ziel der Studie war es, zu überprüfen, ob und wie stark sich die Gelenkflächen des caninen Ellbogengelenks unterscheiden. Dazu wurden in einem ersten Schritt Humerus, Ulna und Radius von 21 Deutschen Schäferhunden und 11 Mischlingen dieser Rasse gesammelt, mazeriert, entfettet und gebleicht. Sowohl von der humeralen als auch der ulnaren Gelenkfläche der Knochen der rechten Gliedmaße wurden computertomographische Aufnahmen angefertigt. Mithilfe der Programme Amira 5.2.2. und Geomagic Studio 10 wurde aus diesen Aufnahmen von jedem Humerus und jeder Ulna ein 3-dimensionaler Körper generiert. Von diesen wurden die Gelenkflächen anhand vorher definierter Linien abgegriffen und auf eine Größe skaliert. Für diese Skalierung wurde der Innendurchmesser der Kugel in der Trochlea humeri und der Incisura trochlearis verwendet, da diese sich als gut reproduzierbar erwiesen. Der Durchmesser der Kugel in der Trochlea humeri betrug im Durchschnitt $1,5965 \pm 0,1314$ cm ($1,4137$ – $1,8918$ cm), die im lateralen Epicondylus humeri betrug $1,8742 \pm 0,1389$ cm ($1,6843$ – $2,1680$ cm). Die Durchmesser dieser Kugeln wurden auf 1 cm skaliert, die Gelenkflächen aneinander ausgerichtet und eine mittlere Gelenkfläche gebildet. Jeder einzelne Humerus bzw. jede Ulna wurde nun mittels 3D-Varianzanalyse mit der mittleren Gleitfläche verglichen. Dabei ergab sich für die humerale Gelenkfläche eine mittlere Standardabweichung der humeralen Gleitflächen zur mittleren Gleitfläche von durchschnittlich $0,3285 \pm 0,0368$ mm ($0,2774$ – $0,4364$ mm). Der Innendurchmesser der Trochlea humeri betrug im Mittel $85,19 \pm 2,43$ % und korrelierte stark. Neben der Kugel im lateralen Epicondylus humeri konnte im medialen Epicondylus humeri ein Kegel integriert werden (Kugel-Kegel-Prinzip). Diese Formen fanden sich vor allem in den zentralen Gelenkflächenanteilen und verloren sich zum Rand hin zunehmend. Zudem war der Kegel deutlich weniger reproduzierbar als die beiden Kugeln. Neben der Standardabweichung wurde für jeden Knochen der Punkt der maximalen Abweichung zur mittleren Gleitfläche ermittelt. Diese Punkte lagen in der Regel am Rand der Gelenkfläche und waren gehäuft am Rand der Fossa olecrani und am kraniodorsalen Rand der Gelenkfläche zu finden. Darüber hinaus wurde die Breite der Gelenkfläche an vier verschiedenen Lokalisationen (dorsal, kranial, ventral und kaudal) gemessen. Es ergaben sich Mittelwerte von $2,401 \pm 0,199$ cm, $2,278 \pm 0,195$ cm, $1,882 \pm 0,187$ cm und $1,218 \pm 0,118$ cm. Somit wurde gezeigt, dass die

Gelenkfläche sich von dorsal über kranial und ventral nach kaudal hin verjüngt. Für die transepikondyläre Breite ergab sich ein Mittelwert von $3,966 \pm 0,288$ cm. Es konnten verschiedene Korrelationen nachgewiesen werden. So bestand ein Zusammenhang zwischen dem Innendurchmesser der Kugel in der Trochlea humeri, dem Durchmesser der Kugel im lateralen Epicondylus humeri, der transepikondylären Breite, der Breite der Gelenkfläche und dem Gewicht der Hunde. Beim Vergleich der Ellen mit der gemittelten ulnaren Gleitfläche bestand eine Standardabweichung von durchschnittlich $0,2430 \pm 0,0414$ mm ($0,1492-0,3173$). Sie ist damit signifikant geringer als die der humeralen Gelenkflächen. Die Punkte der maximalen Abweichung zwischen der ulnaren Gelenkfläche und der mittleren ulnaren Gleitfläche lagen ausschließlich randständig und vor allem am medialen Rand der Gelenkfläche. Zusammenfassend kann von einer Proportionalität der humeralen und ulnaren Gelenkfläche zwischen kleineren und größeren Deutschen Schäferhunden und Schäferhund-Mischlingen gesprochen werden.

Nachdem die Abweichung innerhalb einer Rasse ermittelt war, wurde die Abweichung zwischen verschiedenen Rassen betrachtet. Dazu wurden 58 Hunde aus 7 unterschiedlichen Rassen untersucht (8 Beagle, 6 Berner Sennehunde, 10 Deutsche Schäferhunde, 6 Französische Bulldoggen, 11 Labrador Retriever, 9 Neufundländer, 8 Setter). Alle Hunde zeigten keine Erkrankung des Ellbogengelenks. Von den Ellbogengelenken dieser Hunde wurden computertomographische Aufnahmen angefertigt. Für die weitere Auswertung mithilfe der Programme Amira 5.2.2. und Geomagic Studio 10 wurden die rechten Ellbogengelenke verwendet. Mit Humerus und Ulna der rechten Schultergliedmaße wurde wie bei den Knochen der Deutschen Schäferhunde verfahren. Die Gelenkflächen der Radiusköpfchen wurden ebenfalls abgegriffen und auf eine Breite von 1 cm skaliert. Für jede der sieben Rassen wurde eine mittlere humerale, ulnare und radiale Gleitfläche generiert und jeder einzelne Knochen mittels 3D-Varianzanalyse mit der gemittelten Gleitfläche verglichen. Anschließend wurden die mittleren Gleitflächen der verschiedenen Rassen auf ihre Abweichung zueinander untersucht. Die größten Standardabweichungen traten im Bezug auf die humerale Gelenkfläche auf, gefolgt von der ulnaren und die radiale Gelenkflächen ähnelten sich am meisten. Die mittleren Gleitflächen von Humerus, Ulna und Radius der verschiedenen Rassen differierten nicht stärker als die einzelnen Hunde sich von der mittleren Gleitfläche

der jeweiligen Rasse unterschieden. Zusammenfassend waren die Unterschiede zwischen den verschiedenen Rassen so groß, wie die Differenzen zwischen den Hunden einer Rasse. Die Standardabweichung sank von der humeralen über die ulnare zur radialen Gelenkfläche.

Im letzten Abschnitt wurden computertomographische Aufnahmen der Ellbogengelenke von 100 Hunden von 31 verschiedenen Rassen einschließlich der Mischlinge gesammelt. Die Hunde wogen zwischen 7,6 und 75 kg und zeigten keine Erkrankung des Ellbogengelenks. Aus den computertomographischen Aufnahmen wurden die Oberarmknochen der Hunde als 3-dimensionaler Körper generiert, die humeralen Gelenkoberflächen abgegriffen und der Innendurchmesser der Trochlea humeri ermittelt. Unter der Annahme der vorher ermittelten Proportionalität wurde nur der Innendurchmesser erhoben. Dieser zeigte einen engen Zusammenhang zum Körpergewicht der Hunde und schwankte zwischen 0,960 und 2,160 cm (Mittel: $1,508 \pm 0,269$ cm). Überlegungen zur Anzahl der benötigten Implantatgrößen zur Versorgung der untersuchten Population ergaben eine Mindestzahl von acht verschiedenen Größen.

7. Summary

The question to be answered was, whether the joint surfaces of the canine elbow joint differ between different dogs and breeds and how much they differ.

First humerus, ulna and radius of the front limbs of 21 German Shepherd dogs and 11 German Shepherd mixed breed were collected, mazerated, degreased and bleached. The humeral and ulnar joint surfaces of the right front limbs of each dog were evaluated by computed tomography. With the help of the software Amira 5.2.2. and Geomagic Studio 10 a 3-dimensional (polygone-) body of each humerus and ulna was generated. The humeral and ulnar joint surfaces were gripped at predefined lines and scaled to one size. The inner diameter of the humeral trochlea notch and the diameter of the incisura trochlearis were measured. Therefore a sphere was integrated into the trochlea notch. The inner diameter of the Trochlea notch was defined as the diameter of the sphere. The diameter ranged between 1,4137 and 1,8918 cm (mean $1,5965 \pm 0,1314$ cm). The size of the humeral joint surfaces were varied until an inner diameter of 1 cm was reached. A sphere was adapted to the incisura trochlearis of the ulna, as well. Its diameter ranged between 1,5469 and 1,9819 cm (mean $1,7608 \pm 0,1290$ cm) and was also scaled to 1 cm. Afterwards the humeral and ulnar joint surfaces were adjusted and a mean humeral and ulnar joint surface were built. Each joint surface was compared to the mean humeral or ulnar gliding surface (3D-varaince-analysis). The mean standard deviation of the humeral gliding surfaces was $0,3285 \pm 0,0368$ mm (0,2774-0,4364 mm) and the mean standard deviation of the ulnar gliding surfaces was $0,2430 \pm 0,0414$ mm (0,1492-0,3173 mm). The deviation of the humeral joint surfaces was significant higher than the ulnar deviation. Moreover the point of the maximal deviation of each joint surface was collected. Most of the points of maximal deviation were located at the margin of the gliding surface with a maximum at the margin of the fossa olecrani and the craniodorsal edge of the humeral joint surface. At the ulna all points of maximal deviation were located at the margin of the gliding surface.

Moreover 2 other 3-dimensional figures could be found at the humeral joint surface. A second sphere could be integrated into the lateral epicondyle and a cone into the medial epicondylus humeri (sphere-cone-principle). The diameter of the spheres in the lateral epicondylus humeri ranged between 1,6843 and 2,1680 cm ($1,8742 \pm 0,1389$ cm). So the diameter of the trochlea notch was $85,19 \pm 2,43$ % of the size of

the lateral epicondyle. Different other distances were measured depending the humeral gliding surface: the transepicondylar distance and the width of the joint surface at 4 different locations (dorsal, cranial, ventral and caudal). The mean transepicondylar distance was $3,966 \pm 0,288$ cm and the mean width at the 4 locations was $2,401 \pm 0,199$ cm, $2,278 \pm 0,195$ cm, $1,882 \pm 0,187$ cm and $1,218 \pm 0,118$ cm. As to say the width of the humeral joint surface decreases from dorsal to caudal. Several correlations could be found between the sphere in the trochlea notch, the sphere in the lateral Epicondylus humeri, the transepicondylar distance and the width of the joint surface. To summarize, the humeral and ulnar joint surfaces of the examined German Shepherd dogs and their mixed breeds differ in size, but not in shape.

After comparing the deviation within a breed, the difference between dogs of different breeds was examined. Computed tomography of the elbow joints of 58 dogs of 7 different breeds were collected (8 Beagles, 6 Bernese Mountain Dogs, 10 German Shepherd Dogs, 6 French Bulldogs, 11 Labrador Retrievers, 9 Newfoundlands and 8 Setter). None of these dogs showed any sign of elbow disease. With the help of the software Amira 5.2.2. and Geomagic Studio 10 the right elbow joints were examined. The humeral and ulnar joint surfaces were measured as mentioned above. The radial joint surfaces were collected, as well and scaled to a width of 1 cm. A mean humeral, ulnar and radial joint surface was generated for each breed and the 3 parts of the elbow joint surface of each dog were compared to the mean gliding surfaces (3D-variance-analysis). Furthermore the mean humeral, ulnar and radial gliding surfaces of the different breeds were compared. There was no difference in the standard deviation between the mean joint surfaces of the 7 breeds and the deviation of each dog to its breed. The standard deviation decreased significantly between the humeral and ulnar surfaces and the ulnar and radial surfaces. In most cases the points of maximal deviation occurred at the margin of the gliding surface. To conclude, the difference between different breeds is as high as the deviation between the dogs of one breed.

In the last part of the study the computed tomographies of 100 dogs of 31 different breeds including the mixed breed dogs were collected. There was no sign of elbow disease in any of these dogs. The weight of the dogs ranged inbetween 7.6 to 75 kg.

The humerus of the right front limbs were examined as mentioned above. The humeral joint surfaces were cut off the 3-dimensional body and the inner diameter of the trochlea notch was measured (mean $1,508 \pm 0,269$ cm, 0,960-2,160 cm). No further parameter was measured, because of the proportionality of small and large joint surfaces as concluded before. A strong correlation between the body weight and the inner diameter of the dogs was found. Calculations showed that at least 8 different implant sizes are needed for these 100 dogs.

8. Anhang

Tab.18: Werte des Kegels im medialen Epicondylus humeri.

Hund Nr.	Basisdurchmesser	Durchmesser oben	Höhe	Winkel
1	2,774 cm	1,252 cm	1,142 cm	33,67 °
2	2,384 cm	1,268 cm	0,797 cm	34,97 °
3	2,156 cm	1,246 cm	0,860 cm	27,89 °
4	2,435 cm	1,095 cm	0,989 cm	33,25 °
5	2,252 cm	0,936 cm	0,755 cm	41,09 °
6	2,534 cm	1,118 cm	1,014 cm	34,91 °
7	2,270 cm	1,078 cm	0,706 cm	40,17 °
8	2,412 cm	0,922 cm	0,669 cm	48,09 °
9	2,362 cm	1,180 cm	0,794 cm	36,69 °
10	2,166 cm	0,976 cm	0,648 cm	42,03 °
11	2,892 cm	1,268 cm	1,092 cm	36,65 °
12	2,788 cm	1,684 cm	0,949 cm	30,18 °
13	2,188 cm	1,038 cm	0,690 cm	39,79 °
14	2,689 cm	1,614 cm	0,951 cm	31,26 °
15	2,422 cm	1,202 cm	0,596 cm	45,67 °
16	2,306 cm	1,420 cm	0,682 cm	33,03 °
17	2,108 cm	0,752 cm	0,766 cm	41,51 °
18	2,508 cm	1,044 cm	0,784 cm	42,95 °
19	2,618 cm	1,360 cm	0,879 cm	35,59 °
20	2,390 cm	1,006 cm	0,743 cm	42,95 °
21	2,284 cm	1,164 cm	0,716 cm	38,07 °
22	2,560 cm	1,332 cm	0,941 cm	33,11 °
23	2,512 cm	1,292 cm	0,875 cm	34,91 °
24	2,246 cm	0,980 cm	0,605 cm	46,40 °
25	2,889 cm	1,398 cm	1,089 cm	35,02 °
26	2,444 cm	1,314 cm	0,937 cm	31,13 °
27	2,460 cm	1,122 cm	0,819 cm	39,27 °
28	2,378 cm	1,146 cm	0,836 cm	35,20 °
29	2,552 cm	1,416 cm	0,726 cm	38,03 °
30	2,952 cm	1,452 cm	1,077 cm	34,87 °
31	2,288 cm	0,760 cm	0,673 cm	48,26 °
32	2,912 cm	1,261 cm	1,036 cm	32,41 °

9. Quellenverzeichnis

Acker R

TATE elbow development.

Proceedings of the 3rd WVO Congress and 15th ESVOT Congress, Bologna, Italy, 2010; 427-428

Acker R, Van Der Meulen G

Resurfacing arthroplasty of the canine elbow.

Proceedings of the 34th Annual VOS Congress, Sun Valley, Idaho, USA, 2007; 55

Acker R, Van Der Meulen G

TATE elbow preliminary trials.

Proceedings of the 35th Annual VOS Congress, Big Sky, Montana, USA, 2008; 08

Acker R, Van Der Meulen G, Sidebotham C

A preliminary evaluation of the TATE Elbow™ total arthroplasty system in client owned dogs.

Proceedings of the 14th Annual ESVOT Congress, Munich, Germany, 2008a; 13

Acker R, Van Der Meulen G et al.

USPTO, 20080154384, Patent, Joint prosthesis, 2008-01-25, 2008b-06-26, Acker R, Van Der Meulen G, Reilly Intellectual property Law Firm.

Alexander RM

The mechanics of jumping by a dog (*Canis familiaris*).

J Zool Lond 1974; 173: 549-573

Allen K, DeCamp CE, Braden TD, Bahms M

Kinematic gait analysis of the trot in healthy mixed breed dogs.

Vet Comp Orthop Traumatol 1994; 7: 148-153

Assheuer J, Sager M

Carpal Joint and Paw, Principles of Imaging Techniques.

In: Assheuer J, Sager M (eds.): MRI and CT Atlas of the Dog, Blackwell, Berlin, 1997; 228-247, 449-462

Ateshian GA, Kwak SD, Soslowsky LJ, Mow VC

A stereophotogrammetric method for determining in situ contact areas in diarthrodial joints, and a comparison with other methods

J Biomech 1994; 27: 111-124

Barclay OR

Some aspects of the mechanics of mammalian locomotion.

J Exp Biol 1953; 30: 116-120

Bardet JF

Arthroscopy for the elbow in dogs. Part 1: The normal arthroscopic anatomy using the craniolateral portal.

Vet Comp Orthop Traumatol 1997; 10: 1-5

Bardet JF

How I manage elbow incongruity.

Proceedings of the 10th Annual ESVOT Congress, Munich, Germany, 2004; 11

Baum H, Zietzschmann O

Das Skelettsystem: Der passive Bewegungsapparat.

In: **Baum H, Zietzschmann O** (Hrsg.): Handbuch der Anatomie des Hundes, Bd. 1, 2. Aufl., Paul Parey, Berlin, 1936; 3-107

Benninghoff A

Form und Bau der Gelenkknorpel in ihren Beziehungen zur Funktion. 2. Teil: Der Aufbau des Gelenkknorpels in seinen Beziehungen zur Funktion.

Cell Tissue Res (Zeitschr F Zellforsch U Mikroskop Anat) 1925; 2: 783-862

Benninghoff A

Spaltlinien am Knochen, eine Methode zur Ermittlung der Architektur platter Knochen.

Anat Anz (Erg. H.) 1925; 60: 189-205

Berger C

Röntgenologische, anatomische und histologische Untersuchung zu einem fakultativ vorhandenen Sesambein der Articulatio cubiti des Hundes.

Diss. med. vet., Berlin, 1992

Berry CR

Physical principles of computed tomography and magnetic resonance imaging.

In: Thrall DE (eds): Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology, 4th ed, Saunders, Philadelphia, 2002; 28-34

Berzon JL, Quick QB

Fragmented coronoid process: anatomical, clinical and radiographic considerations with case analyses.

J Am Anim Hosp Assoc 1980; 16: 241-252

Besancon MF, Conzemius MG, Derrick TR, Ritter MJ

Comparison of vertical forces forces in normal greyhounds between force platform and pressure walkway measurement systems.

Vet Comp Orthop Traumatol 2003; 16: 153-157

Beuing R, Mues CH, Tellhelm B, Erhardt G

Prevalence and inheritance of canine elbow dysplasia in German Rottweiler.

J Anim Breed Genet, 2000 117: 375-383

Bienz HA

Klinische und radiologische Untersuchungen über den fragmentierten Processus coronoideus medialis im Ellbogengelenk des Berner Sennenhundes und der anderen Sennenhund-Rassen.

Diss. med. vet., Zürich, 1985

Black L, Gaynor J, Gahring D, Adams C, Aron D, Harman S, Gingerich D, Harman R

Adipose-derived mesenchymal stem and regenerative cells ameliorate lameness in dogs with chronic osteoarthritis of the coxofemoral joints: a randomized, double-blinded, multi-center controlled trial.

Proceedings of the 35th Annual VOS Conference, Big Sky, Montana, USA, 2008; 4

Blechinger E

Intraartikuläre Druckverhältnisse im Ellbogengelenk des toten Hundes.

Diss. med. vet., Wien, 1991

Bollert N, Höhner F, Werner T

Einsatz eines künstlichen Ellbogengelenkes beim Hund mit hochgradiger Cubarthrose.

Keintiermedizin 2006; 11/12: 314-318

Bouck GR, Miller CW, Taves CL

A comparison of surgical and medical treatment of fragmented coronoid process and osteochondritis dissecans of the canine elbow.

Vet Comp Orthop Traumatol 1995; 8: 177-183

Boudrieau RJ, Hohn RB, Bardet JF

Osteochondrosis dissecans of the elbow in the dog.

J Am Anim Hosp Assoc 1983; 627-635

Boulay JP

Fragmented medial coronoid process of the ulna in the dog.

Vet Clin North Am Small Anim Prac 1998; 28: 51-74

Breit S, Künzel W, Alton K, Kneisel S, Mayerhofer E

Über radiologisch nachweisbare Veränderungen im Lig. anulare radii und Musculus supinator bei der Hauskatze (*Felis catus*).

Schweiz Arch Tierheilk 1998; 140 (6): 231-239

Brinker WO, Piermattei DL, Flo GL

Orthopädie und Frakturbehandlung beim Kleintier.

2. Aufl., Schattauer, Stuttgart, 1993; 237-246

Brunnberg L

Biomarkers of pain in osteoarthritis.

Proceedings of the 14th Annual ESVOT Congress, Munich, Germany, 2008; 23

Brunnberg L, Viehmann B, Waibl H

Computergestützte Auswertung von Röntgenbildern zur Erfassung von Parametern der Ellbogengelenksdysplasie. Teil 2: Stufenbildungen im Gelenk.

Kleintierpraxis 1999; 44: 637-46

Budsberg SC, Verstraete MC, Brown J, Reece L

Vertical loading rates in clinically normal dogs at a trot.

Am J Vet Res 1995; 56: 1275-1280

Budsberg SC, Verstraete MC, Soutas-Little RW

Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs.
Am J Vet Res 1987; 48: 915-918

Cameron HU, Pillar RM, MacNab I

The microhardness of articular cartilage.
Clin Orthop Relat Res 1975; 108: 275 -278

Campbell JR

Nonfracture injuries to the canine elbow.
J Am Vet Med Assoc 1969; 155: 735-744

Carpenter LG, Schwarz PD, Lowry JE, Park RD, Steyn PF

Comparison of radiologic imaging techniques for diagnosis of fragmented medial coronoid process of the cubital joint in dogs.
J Am Vet Med Assoc 1993; 203: 78–83

Clements DN, Owen MR, Carmicheal S, Reid SW

Kinematic analysis of the gait of 10 labrador retrievers during treadmill locomotion.
Vet Rec 2005; 156: 478-481

Colborne GR, Walker AM, Tattsall AJ, Fuller CJ

Effect of trotting velocity on work pattern of the hind limbs of Greyhounds.
Am J Vet Res 2006; 67: 1293-1298

Conzemius MG

USPTO, 6162253, Patent, Total elbow arthroplasty system, 2000-04-04,
2001-10-23, Conzemius MG, Iowa State University Research Foundation.

Conzemius MG

Total elbow replacement in the dog.
Proceedings of the 1st WOV Congress, 14th Annual ESVOT Congress, Munich,
Germany, 2002;61

Conzemius MG

Elbow replacement.
Proceedings of the 2nd WVO Congress and 33rd Annual VOS Meeting, Keystone, CO,
USA, 2006; 145-146.

Conzemius MG

Elbow arthrodesis in the dog.
Proceedings of the 14th Annual ESVOT Congress, Munich, Germany, 2008; 49.

Conzemius MG

Nonconstrained elbow replacement in dogs.
Vet Surg, 2009; 38: 279-284.

Conzemius MG

Iowa State TER: results and complications.
Proceedings of the 3rd WVO Congress and 15th ESVOT Congress, Bologna, Italy,
2010; 89.

Conzemius MG, Aper RL

Development and evaluation of semiconstrained arthroplasty for the treatment of elbow osteoarthritis in the dog.

Vet Comp Orthop Traumatol 1998; 11: A54

Conzemius MG, Aper RL

USPTO, 6306171, Patent, Total elbow arthroplasty system, 1999-12-09, 2000-12-19, Conzemius MG, Aper RL, Iowa State University Research Foundation.

Conzemius MG, Aper RL, Hill CM

Evaluation of a canine total-elbow arthroplasty system: a preliminary study in normal dogs.

Vet Surg 2001 30: 11-20

Conzemius MG, Vandervoort J

Total joint replacement in the dog.

Vet Clin North Am Small Anim Pract 2005; 35(5):1213-1231

Cook JL

Forelimb lameness in the young patient.

Vet Clin North Am Small Anim Pract 2001; 31 (1): 55-83

Cook JL, Cook CR

What is the evidence? Forelimb lameness in a dog-evidence-based decision making
J Am Vet Med Assoc 2009; 235: 1053-1055

Cook JL, Cook CR

Osteochondral allografting in dogs: a small series of cases.

Proceedings of the 37th Annual VOS Conference, Breckenridge, Colorado, USA, 2010; A10

Cook JL, Lower J et al.

USPTO, 7419507, Patent, Elbow arthroplasty system, 2005-02-24, 2008-09-02 Cook JL, Lower J, The Curators of the University of Missouri.

Cook JL, Schulz K, Karnes J

Canine Unicompartamental Elbow (CUE) arthroplasty in dogs.

Proceedings of the 3th WVO Congress, 10th Annual ESVOT Congress, Bologna, Italy, 2010; 475

Dämmrich K

Wachstumsstörungen des Skeletts bei großwüchsigen Hunderassen.

Effem Forschung für Kleintiernahrung, Hamburg, 1979; 9: 1-7

Dalin G, Drevemo S, Federicson I, Jonnson K, Nilsson G

Ergonomic aspects of locomotor asymmetry in stanardbred horses trotting through turns. An investigation with special referenceto the fetlock joint, using high-speed cinematography and thermography.

Acta Vet Scand Suppl 1973; 44: 111-139

Dalin G, Jeffcot L

Locomotion and gait analysis.

Vet Clinics North Am: Equine Pract 1985; 1: 549-572

DeCamp CE

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

Vet Clin North Am Small Anim Prac 1997; 27: 825-840

DeCamp CE

Is kinematic gait analysis necessary?

Proceedings of the 1st WOV Congress, Munich, Germany, 2002.

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

Kinematic gait analysis of the trot in healthy greyhounds.

Am J Vet Res 1993; 627-634

DeHann JJ, Roe SC, Lewis DD, Renberg WC, Kerwin SC, Bebchuk TN

Elbow arthrodesis in twelve dogs.

Vet Comp Orthop Traumatol 1996; 9: 115-118

Déjardin LM, Guillou RP

TATE™ total elbow replacement: results and complications.

Proceedings of the 3rd WVO Congress and 15th Annual ESVOT Congress, Bologna, Italy, 2010; 97-99

DeLahunta A, Habel RE

Chapter 8: Withers, shoulder and arm.

In: **DeLahunta A, Habel RE** (eds.): Applied Veterinary Anatomy, Saunders, Philadelphia, 1986a; 75-89

DeLahunta A, Habel RE

Chapter 9: Elbow, forearm and carpus.

In: **DeLahunta A, Habel RE** (eds.): Applied Veterinary Anatomy, Saunders, Philadelphia, 1986b; 90-102

De Rycke LM, Gielen I, Van Bree H, Simoens PJ

Computed tomography of the elbow joint in clinically normal dogs.

Am J Vet Res 2002; 63 (10): 1400-1407

Detels A

Das Gliedmaßenskelett des Dackels (Dachshundes, Teckels).

Diss. med. vet., München, 1980.

Dickomeit MJ

Anatomische und biomechanische Untersuchungen am Ellbogengelenk des Hundes (Canis familiaris).

Diss. med. vet., München, 2002.

Drevemo S, Dalin G, Fredericson I, Hjerten G

Equine locomotion 1: the analysis of linear and temporal stride characteristics of trotting standadbreeds.

Equine Vet J 1980; 12: 60-65

Dueland R, Bartel DL, Antonson E

Force-plate technique for canine gait analysis of total hip and excision arthroplasty.

J Am Anim Hosp Assoc 1977; 13: 547-552

Dyce KM, Sack WO, Wensing CJG

Anatomie der Säugetiere.

Enke, Stuttgart, 1991; 11-24, 488-498

Dyce KM, Sack WO, Wensing CJG

Textbook of Veterinary Anatomy.

3. Aufl., W.B. Saunders, Philadelphia, 2002.

Eckstein F, Löhe F, Hillebrand S, Bergmann M, Schultze E, Milz S, Putz R

Morphomechanics of the humero-ulnar joint: Joint space width and contact areas as a function of load and flexion angle.

Anat Rec 1995a; 243: 318-326

Eckstein F, Löhe F, Steinlechner M, Müller-Gerbl M, Putz R

Kontaktflächen des menschlichen Humeroulnargelenks in Abhängigkeit von der Anpresskraft, ihr Zusammenhang mit subchondraler Mineralisierung und Gelenkmorphologie der Incisura trochlearis.

Ann Anat 1993; 175:445-452

Eckstein F, Merz B, Jacobs CR

Effects of joint incongruity on articular pressure distribution and subchondral bone remodeling.

Springer, Berlin, 2000.

Eckstein F, Merz B, Schön M, Jacobs CR, Putz R

Tension and bending, but not compression alone determine the functional adaption of subchondral bone in incongruous joints.

Anat Embryol 1999; 199: 85-97

Eckstein F, Müller-Gerbl M, Steinlechner M, Kierse R, Putz R

Subchondral bone density in the human elbow assessed by computed tomography osteoabsorptiometry: A reflection of the loading history of the joint surfaces.

J Orthop Res 1995b; 13, 268-278

Ellenberger W, Baum H

Handbuch der vergleichenden Anatomie der Haustiere.

18. Aufl., Springer, Berlin, 1974, 143-148

Evans HE

The skeleton.

In: **Evans HE** (eds.): Miller's Anatomy of the Dog, Bd. 3, Saunders, Philadelphia, 1993a; 122-218

Evans HE

Arthrology.

In: **Evans HE** (eds.): Miller's Anatomy of the Dog, Bd. 3, Saunders, Philadelphia, 1993b; 219-257

Fischer F

Über Bewegungsvorgänge bei Hunden.

Diss. med. vet., Gießen, 1957.

Fitzpartick N

Sliding Humeral Osteotomy: current status and complications.

Proceedings of the 3th WVO Congress, 10th Annual ESVOT Congress, Bologna, Italy, 2010; 106-108

Fitzpatrick N, Yeadon R, Smith T, Schulz K

Techniques of application and initial clinical experiences with sliding humeral osteotomy for treatment of medial compartment disease of the canine elbow.

Vet Surg 2009 38 (2): 261-278

Flückiger M

Ellbogendysplasie ist erblich.

Vet Impulse 2005; 14 (11): 4

Fox SM

Pathophysiology of osteoarthritic pain.

Proceedings of the 1st WVO Congress, Munich, Germany, 2002; 85-87

Fox SM, Bloomberg MS, Bright RM

Developmental anomalies of the canine elbow.

J Am Anim Hosp Assoc 1983; 19: 605-61

Franke C, Meyer C

Die Radiosynoviorthese (RSO) in der Therapie der Lahmheit des Hundes.

Nuklearmedizin 2010; 33: 38-42

Franklin SP, Hung C, Lima E, Ng K, Kuroki K, Stoker A, Bal B, Athesian G, Pfeiffer F, Cook JL

Progression toward biological joint resurfacing in dogs

Vet Comp Orthop Traumatol 2010; A8

Frewein J

Gelenke.

In: **Frewein J, Vollmerhaus B** (Hrsg.): Anatomie von Hund und Katze, Blackwell Wissenschaft, Berlin, 1994a; 53-76

Frewein J

Muskulatur.

In: **Frewein J, Vollmerhaus B** (Hrsg.): Anatomie von Hund und Katze, Blackwell Wissenschaft, Berlin, 1994b; 77-129

Galanski M, Prokop M

Grundlagen.

In: Ganzkörpercomputertomographie, Georg Thieme, Stuttgart, 1998; 3-34

Gillette RL, Zebas CJ

A two-dimensional analysis of limb symmetry in the trot of Labrador retrievers.

J Am Anim Hosp Assoc 1999; 35: 515-520

Greespan A

Bildgebende Verfahren in der Skelettradiologie-Computertomographie.

In: Greenspan A (Hrsg.): Skelettradiologie, Urban & Fischer, München, 3. Aufl., 2003; 24-27

Greenwald RA, Moy WW, Seibold J

Functional properties of cartilage proteoglycans.

Semin Arthrit Rheum 1978; 8: 53-67

Griffon DJ

Radio-ulnar incongruity in dogs with medial compartment disease.

Proceedings of the 3rd VOS Congress and 15th ESVOT Congress, Bologna, Italy, 2010, 110-112

Grøndalen J

Arthrosis with special reference to the elbow joint of young rapidly growing dogs. Part 1: A review of the literature.

Nord Med Vet 1979; 31: 62-68

Guthrie S

Use of a radiographic scoring technique for the assessment of dogs with elbow osteochondrosis.

J Small Anim Pract 1989; 30: 639-644

Guthrie S

Gross and microscopic anatomy of the normal and pathological elbow-classification of osteochondrosis lesions.

Proceedings of the 6th ESVOT Congress, Rome, Italy, 1992

Harari J

Clinical evaluation of the osteoarthritic patient.

Vet Clin North Am Small Anim Pract, 1997; 27 (4): 725-734

Hathcock JT, Stickle RL

Principles and concepts of computed tomography.

Vet Clin North Am Small Anim Pract, 1993; 23: 399-415

Hatze H

The meaning of the term "biomechanics".

J Biomech 1974; 7: 189-190

Hayes HM, LS Selby, GP Wilson, Hohn RB

Epidemiologic observation of canine elbow disease (emphasis on dysplasia).
J Am Anim Hosp Assoc 1979; 15: 449-453

Henschel E

Zur Anatomie und Klinik der wachsenden Unterarmknochen mit Vergleich zwischen der Distractio cubiti des Hundes und der Madelung'schen Deformität des Menschen.
Arch Exp Vet Med 1972; 26: 741-787

Hildebrand M

Symmetrical gaits of dogs in relation to body build.
J Morph 1969; 124:353-360

Hofer M

Physikalische und technische Grundlagen.
In: Hofer M (Hrsg.): CT-Kursbuch, 4. Aufl., Matthias Hofer Verlag Didamed,
Düsseldorf, 2003, 6-13

Hofmann D

Ganganalytisches Profil verschiedener Gelenkerkrankungen: KBR, HD, FCP und IPA.
Diss. med. vet., München, 2002

Holsworth IG

How I manage elbow incongruity?
Proceedings of the 12th ESVOT Congress, Munich, Germany, 2004, 60

Hornof WJ, Wind AP, Wallack ST, Schulz KS

Canine elbow dysplasia. The early radiographic detection of fragmentation of the coronoid process.
Vet Clin North Am Small Anim Pract 2000; 30: 257-67

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

Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs.
Am J Vet Res 1996; 57 (3): 381-388

Hounsfield GN

Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1: Description of system.
Brit J Radiol 1973; 46: 1016-1022

Hounsfield GN

Computed medical imaging. Nobel Lecture 1979.
J Comput Assist Tomogr 1980; 4: 665-674

House MR, Marino DJ, Lesser ML

Effect of limb position on elbow congruity with CT evaluation.
Vet Surg 2009; 38: 154-160

Hübener KH

Theoretische Grundlagen der Computertomographie.

In: Hübener KH: Computertomographie des Körperstammes, 2. Aufl., Thieme, Stuttgart, 1985; 1-45

Huibregste BA, Johnson AL, Muhlbauer MC, Pijanowski GJ

The effect of treatment of fragmented coronoid process on the development of osteoarthritis of the elbow.

J Am Anim Hosp Assoc 1994; 30: 190-195

Hultkrantz W

Über die Spaltrichtung der Gelenkknorpel.

Verh Anat Ges 1898; 12: 248-256

Hutton WC, England JPS

The femoral head prosthesis and the dog.

J Small Anim Pract 1969b; 10 79-85

Hutton WC, Freeman MAR, Swanson SAV

The forces exerted by the pads of the walking dog.

J Small Anim Pract 1969a; 10: 71-77

Iden K

Zur Behandlung des fragmentierten Processus coronoideus medialis der Ulna beim Hund - Vergleich der Ergebnisse von verschiedenen arthroskopischen Operationstechniken.

Diss. med. vet., Hannover, 2007

Jadin KD, Wong BJ, Bae WC, Li KW, Williamson AK, Schumacher BL, Price JH, Sah RL

Depth-varying density and organisation of chondrocytes in immature and mature bovine cartilage assessed by 3D imaging and analysis.

J Histochem Cytochem 2005; 53, 1109-1119

Janutta V, Distl O

Übersicht zur Ellbogengelenkdysplasie beim Hund: Pathogenese, Diagnose, Prävalenz und genetische Aspekte.

Dtsch tierärztl Wschr 2008; 115: 72-181

Jeffcot LB, Dalin G, Drevemo S, Fredericson I, Björne K, Bergquist A

Effect of induced back pain on gait and performance of trotting horses.

Equine Vet J 1982; 14: 129-133

Jeffery AK, Blunn GW, Archer CW, Bentley G

Three-dimensional collagen architecture in bovine articular cartilage.

J Bone Joint Surg 1991; 73B: 795-801

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

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

Am J Vet Res 1993; 54: 612-615

Johnson JA, Austin C, Breur GJ

Incidence of canine appendicular musculoskeletal disorders in 16 veterinary teaching hospitals from 1980 through 1989.

Vet Comp Orthop Traumatol 1994; 7: 56-59

Johnston SA, McLaughlin RM, Budsberg SC

Nonsurgical management of osteoarthritis in dogs.

Vet Clin North Am Small Anim Pract 2008; 38 (6): 1449-1470

Kapandji IA

Funktionelle Anatomie der Gelenke.

Bd.1, Enke, Stuttgart, 1984, 86

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

Kinetic gait analysis of healthy dogs on two different surfaces.

Vet Surg 2007; 36: 605-608

Kása F, Kása G, Kása A, Kohn B

Erkrankungen von Knochen, Gelenken, Muskeln und Sehnen.

In: Suter PF, Kohn B. (Hrsg.): Praktikum der Hundeklinik., 10. Aufl., Parey, Stuttgart, 2006, S. 948-1003

Kaser W

Untersuchungen zur funktionellen Anatomie des Ellbogengelenkes (Articulatio cubiti) des Hundes.

Diss. med. vet., München, 1998

Kempson G, Freeman M, Swanson S

Tensile properties of articular cartilage.

Anat Anz 1968; 111: 261-293

Kimura T, Endo B

Comparison of force of foot between quadrupedal walking of dog and bipedal walking of man.

J Fac Sci Uni Tokyo 1972; 5: 119-130.

Kirberger RM, Fourie SL

Elbow dysplasia in the dog: pathophysiology, diagnosis and control.

J S Afr Vet Assoc 1998; 69: 43-54

Koch T, Berg R

Lehrbuch der Veterinär-Anatomie Bd 1,

Fischer, Jena, 1985; 2-216

Körbel J

Ellbogengelenkdysplasie des Hundes - eine computertomographische und CT-osteosabsorptiometrische Studie.

Diss. med. vet., München, 2000

Kraay MJ, Figgie MP, Inglis AE, Wolfe SW, Ranawat CS

Primary semiconstrained total elbow arthroplasty.
J Bone Joint Surg, Br 1994; 76-B: 636-640

Künzel W, BreitS, Probst A

Morphologische Besonderheiten am Olekranin des Hundes und deren funktionelle Bedeutung.
Wien Tierärztl Mschr 2002, 89: 157-162

Kumar P, Oka M, Toguchida J, Kobayashi M, Uchida, E, Nakamura T, Tanaka K

Role of uppermost superficial surface layer of articular cartilage in the lubrication mechanism of joints.
J Anat 2001; 199: 241-250

Kummer B

Kausale Histogenese der Gewebe des Bewegungsapparates und funktionelle Anpassung.
In: Benninghoff A: Makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen.
Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore, 1985a; 199-236

Kummer B

Mechanische Beanspruchung und biologisches Verhalten des Knochens.
In: Benninghoff A (Hrsg.): Makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen.
Urban & Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore, 1985b; 185- 199

LaFond E, Breur GJ, Austin CC

Breed susceptibility for developmental orthopedic diseases in dogs.
J Am Anim Hosp Assoc 2002; 38: 467-477

Larché WD

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

Laubenberger T, Laubenberger J

Röntgenstrahlen und ihre Eigenschaften, Röntgentechnik, Röntgenröhre und Generator, digitale Radiographie, Computertomographie, Magnetresonanztomographie.
In: Technik der medizinischen Radiologie, 6. Auf., Köln, Deutscher Ärzte-Verlag, 1994, 35-368

Lehr JL

Truncated-view artifacts: clinical importance on CT.
AJR Am J Roentgenol 1983; 141: 183-191

Lewis RH, Lewis T

USPTO, 20040220675, Patent, Total elbow replacement for dogs, 2004-04-26, 2004-11-04, Lewis RH, Lewis T, Johnsonbaugh BH.

Lewis DD, Parker RB, Hager DA

Fragmented medial coronoid process of the canine elbow.
Comp Cont Educ Pract Vet 1989; 11703-11715

Liebich HG, König HE

Gelenklehre (Arthrologia).

In: **König HE, Liebich HG** (Hrsg.): Anatomie der Haussäugetiere. Bd. 1, 2. Aufl., Schattauer, München, 2001; 14-18

Liebich HG, Maierl J, König HE

Verbindungen der Knochen der Schultergliedmaße.

In: **König HE, Liebich HG** (Hrsg.): Anatomie der Haussäugetiere. Bd. 1, 2. Aufl., Schattauer, München, 2001; 133-202

Lipowitz AJ

Degenerative Joint Disease.

In: SLATTER, D. (ed.): Textbook of Small Animal Surgery, 2nd ed, Vol. 2, Saunders, Philadelphia, 1993; 1921-1927

Liska WD

Hip replacement in small patients.

Proceedings of the 3th WVO Congress, 10th Annual ESVOT Congress, Bologna, Italy, 2010a; 434-435

Liska WD

Total knee replacement.

Proceedings of the 3th WVO Congress, 10th Annual ESVOT Congress, Bologna, Italy, 2010b; 436-437

Loehr JF, Gschwend N, Simmen BR, Katzer A

Endoprothetik des Ellbogens.

Orthopade 2003; 32: 717-722

Lott D

Zur Bestimmung der Gelenkwinkel an den Gliedmaßen von Hunden.

Diss. med. vet., Berlin, 1988

Lott D, Loeffler K, Kleine-Kuhlmann R

Bestimmung der Gelenkwinkel an den Gliedmaßen von Hunden 2. Mitteilung:

Gelenkwinkel bei Deutschen Schäferhunden und Boxern.

Kleintierpraxis 1990; 5: 173-176

Mai M

Funktionell-anatomische Untersuchungen an den Articulationes membri thoracici von Deutschem Schäferhund, Dobermann, Deutscher Dogge, Rauhaar- und Langhaardacke.

Diss. med. vet., München, 1995

Maierl J

Zur funktionellen Anatomie und Biomechanik des Ellbogengelenks (Articulatio cubiti) des Hundes (Canis familiaris).

Habil med vet, München, 2003

Maierl, J, Böttcher P, Dickomeit M, Liebich HG

Biomechanische Überlegungen zum frakturierten Processus coronoideus medialis und isolierten Processus anconaeus am Ellbogengelenk des Hundes.

III. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik, München, 29.-31.05.2003

Maierl J, Böttcher P, Liebich HG

Is the elbow joint of the dog really congruous? 6th Symposium of the Jumelage, Munich-Toulouse.

Tierärztl Prax 1999; 27 (K): 79

Maierl J, Hecht S, Böttcher P, Matis U, Liebich HG

New aspects of the functional anatomy of the canine elbow joint.

Proceedings of the 10th Annual ESVOT Congress, Munich, Germany, 2000; 90

Maierl J, Böttcher P, Liebich HG

Is incongruity pathological?

Proceedings of the 12th Annual ESVOT Congress, Munich, Germany, 2004; 85

Mayrhofer E

Die Skelettentwicklung des Junghundes, Entwicklungsbedingte Varianten und ihre Abgrenzung gegenüber pathologischen Prozessen im Röntgenbild.

Habil. vet. med., Wien, 1980

Mayrhofer E, Henninger W

Computertomographie in der Veterinärmedizin.

Vet Spiegel 1995; 1: 14-22

Meyer-Lindenberg A

Angeborene und erworbene Erkrankungen des Ellbogengelenkes beim Hund.

Häufigkeit, Diagnostik und Behandlungsergebnisse der Jahre 1985 bis 1989.

Diss. med. vet., Hannover, 1991

Meyer-Lindenberg A, Fehr M, Nolte I

Short- and long-term results after surgical treatment of an ununited anconeal process in the dog.

Vet Comp Orthop Traumatol 2001; 14: 101–110

Meyer-Lindenberg A, Fehr M, Nolte I

Co-existence of ununited anconeal process and fragmented medial coronoid process of the ulna in the dog.

J Small Anim Pract 2006; 47 (2): 61-65

Meyer-Lindenberg A, Langhann A, Fehr M, Nolte I

Prevalence of fragmented medial coronoid process of the ulna in lame adult dogs.

Vet Rec 2002; 151: 230-234

Miller ME, Christensen GC, Evans HE

Anatomy of the Dog.

Saunders, Philadelphia, 1964; 69-113

Millis DL

Die „ganzheitliche“ Behandlung von Arthrose-Patienten.

Prakt Tierarzt 2002; 83 (9): 770-778

Milz S, Eckstein F, Putz R

Thickness distribution of the subchondral mineralization zone of the trochlear notch and its correlation with the cartilage thickness: an expression of functional adaptation to mechanical stress acting on the humeroulnar joint?

Anat Rec 1997; 248: 189-197

Montavon PM, Savoldelli D

Klinische und radiologische Evaluation der Integrität des medialen und lateralen Kollateralbandes des Ellbogens beim Hund.

Schweiz Arch Tierheilk 1995; 137: 475-479

Moore AP, Benigni L, Lamb CR

Computed tomography versus arthroscopy for the detection of canine elbow dysplasia lesions.

Proceedings of the 35th Annual VOS Congress, Big Sky, Montana, USA, 2008, 51

Morgan JP, Wind A

Osteochondroses, hip dysplasia, elbow dysplasia.

In: Morgan JP, Wind A (eds.): Hereditary bone and joint diseases in the dog, Schlütersche GmbH & Co., Hannover, 1999; 41-94

Müller-Gerbl M, Putz R, Hodapp N, Schulter E, Wimmer B

Computed Tomography-Osteoabsorptiometry for Assessing the Density Distribution of Subchondral Bone as a Measure of Long-Term Mechanical. Adaption in Individual Joints.

Skeletal Radiol 1989, 18, 507-512

Müller-Gerbl M

CT-Osteoabsorptiometrie (CTOAM) und ihr Einsatz zur Analyse der Langzeitbeanspruchung der großen Gelenke in vivo.

Habil. vet. med., München, 1991

Müller-Gerbl M

The Subchondral Bone Plate.

Springer, Berlin, 1998; 141: 1-133

Müller-Gerbl M, Griehl R, Putz R, Goldmann A, Kuhr M, Taeger KH

Assessment of subchondral bone density distribution patterns in patients subjected to correction osteotomy.

Trans Orthop Res Soc 1994; 19: 574

Müller-Gerbl M, Putz R, Kenn R

Demonstration of subchondral bone density patterns by three dimensional CT osteoabsorptiometry as a noninvasive method for in vivo assessment of individual long-term stresses in joints.

J Bone Miner Res 1992; 7: 411-418

Müller-Gerbl M, Putz R, Kenn R

Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung in der Cavitas glenoidalis bei Normalpersonen, Sportlern und Patienten.

Z Orthop 1993; 131; 10-13

Müller-Gerbl M, Schulte E, Putz R

The thickness of the calcified layer of articular cartilage: a function of load supported.

J Anat 1987; 154: 103-111

Nap RC

Pathophysiology and clinical aspects of canine elbow dysplasia.

Proceedings of the 7th Annual Meeting of the International Elbow Working Group, Constance, Germany, Vet Comp Orthop Traumatol 1995; 9 (2): 58-61

Nickel R, Schummer A, Wille KH, Wilkens H

Knochenlehre, Osteologia.

In: Nickel R, Schummer A, Seiferle E (Hrsg.), Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Bd 1, 6. Aufl., Paul Parey, Berlin, 1992a; 215-272

Nickel R, Schummer A, Wille KH, Wilkens H

Gelenklehre, Arthrologia.

In: Nickel R, Schummer A, Seiferle E (Hrsg.), Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Bd 1, 6. Aufl., Paul Parey, Berlin, 1992b; 15-214

Off W

Klinische und ganganalytische Erhebungen zur Resektionsarthroplastik des Hüftgelenks bei Hund und Katze in den Jahren 1978 bis 1989.

Diss. med. vet., München, 1992

Off W, Matis U

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

Tierärztl Prax 1997a; 25: 8-14

Off W, Matis U

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

Tierärztl Prax 1997b; 25: 303-311

Olsson SE

The early diagnosis of fragmented coronoid process and osteochondritis dissecans of the canine elbow joint.

J Am Anim Hosp Assoc 1983; 19: 616-626

Owen MR, Richards J, Clements DN, Drew ST, Bennett D, Carmichael S
Kinematics of the elbow and stifle joints in greyhounds during treadmill trotting - an investigation of familiarisation.

Vet Comp Orthop Traumatol 2004; 17: 141-145

Palmer JL, Bertone AL, Litsky AS

Contact area and pressure distribution changes of the equine third carpal bone during loading.

Equine Vet J 1994; 26: 197-202

Pandy MG, Kumar V, Berme N, Waldorn KJ

The dynamics of quadrupedal locomotion.

J Biomech Eng 1988; 110: 230-237

Pedersen NC, Morgan JP, Vasseur PB

Joint diseases of dogs and cats.

In: Ettinger SJ, Feldmann EC (eds.): Textbook of Veterinary Internal Medicine, 5th ed., Vol. 2, Saunders, Philadelphia, 2000; 1862-1886

Pobisch R, Geres V, Arbesser E

Ellbogendysplasie beim Hund.

Wien Tierärztl. Monatschr 1972; 297-307

Preston CA

Elbow replacement in dogs-Australian experience.

ACVSc College Science Week, 2010

Preston CA, Schulz K, Kass P

In vitro determination of contact areas in the normal elbow joints of dogs.

Am J Vet Res 2000; 61: 1315-1321

Preston CA, Schulz KS, Taylor KT, Kass PH, Hagan CE, Stover SM

In vitro experimental study of the effect of radial shortening and ulnar ostectomy on contact patterns in the elbow joint of dogs.

Am J Vet Res 2001; 62: 1548-1556

Puccio M, Marino DJ, Stefanacci JD, McKenna B

Clinical evaluation and long-term follow-up of dogs having coronoidectomy for elbow incongruity.

J Am Anim Hosp Assoc 2003; 39 (5): 473-478

Pullen C, Kellerman J, Woods C

BioScaffold Device Reduces Pain and Lameness in Dogs with Osteoarthritis.

Proceedings of the 37th Annual VOS Conference, Breckenridge, Colorado, 2010, A14

Punke JP, Hulse DA, Kerwin SC, Peycke LE, Budsberg SC

Arthroscopic documentation of elbow cartilage pathology in dogs with clinical lameness without changes on standard radiographic projections.

Vet Surg 2009; 38: 209-212

Radin EL, Paul IL, Lowy M

A comparison of the dynamic force transmitting properties of subchondral bone and articular cartilage.

J Bone Joint Surg 1970; 52 (A): 444-456

Raith AK

Das ganganalytische Profil des Deutschen Schäferhundes - eine Reevaluierung. Diss. med. vet., München, **2010**.

Rauscher T

Metrische Untersuchung an den Gelenken und Muskeln der Schultergliedmaße bei zwei Hunderassen - ein Vergleich zwischen Dackel (Teckel, Dachshund) und Deutschem Schäferhund.

Diss. med. vet., München, 1986

Read RA, Armstrong SJ, Black AP, Macpherson GC, Yovich JC, Davey T

Relationship between physical signs of elbow dysplasia and radiographic score in growing Rottweilers.

J Am Vet Med Assoc 1996; 209 (8): 1427-1430

Reichle JK, Park RD, Bahr AM

Computed Tomographic findings of dogs with cubital joint lameness.

Vet Radiol Ultrasound 2000; 41: 125-30

Renberg WC

Pathophysiology and management of arthritis.

Vet Clin North Am Small Anim Pract 2005; 35 (5): 1073-1091

Riggs CM, DeCamp CE, Soutas-Little RW, Braden TW, Richter MA

Effects of subject velocity on force plate-measured ground reaction forces in healthy greyhounds at the trot.

Am J Vet Res 1993; 54: 1523-1526

Roos H, Brugger S, Rauscher T

Über die biologische Wertigkeit der Bewegungen in den Radioulnargelenken bei Katze und Hund.

Anat Histol Embryol 1992; 21: 199-205

Roth V, Mow VC

The intrinsic tensile behavior of the matrix of bovine articular cartilage and its variation with age.

J Bone Joint Surg Am 1980; 62 (A): 1102-1117

Roy WE

Examination of the canine locomotor system.

Vet Clin North Am Small Anim Prac 1971; 1: 53-70

Rumph PF, Lander JE, Kincaid SA, Baird DK, Kammermann JR, Visco DM
Ground reaction force profiles from force platform gait analysis of clinically normal mesomorphic dogs at the trot.
Am J Vet Res 1994; 55: 756-761

Salomon FV

Bewegungsapparat.

In: Salomon FV, Geyer H, Gille U (Hrsg.), Anatomie für die Tiermedizin, 1. Aufl., Enke, Stuttgart, 2005, 22-234

Samoy Y, Van Ryssen B, Gielen I, Walschot N, van Bree H

Review of the literature: elbow incongruity in the dog.

Vet Comp Orthop Traumatol 2006; 19: 1-8

Sanderson RO, Beata C, Flipo RM, Genevois JP, Macias JP, Tacke S, Vezzoni A, Innes JF

Systematic review of the management of canine osteoarthritis.

Vet Rec 2009; 164(14): 418-424

Schaller S, Flohr T

Computed Tomography - Past, Present, Future.

In: Claussen CD, Fischman EK, Marincek B, Reiser M, Multislice CT, Springer, Berlin, 2004, 3-18

Schenk RK

Feinstruktur und Regenerationsvermögen des Gelenkknorpels.

In: 26. Jahrestagung der DVG-Fachgruppe „Kleintierkrankheiten“, Karlsruhe, 1980; 102-103

Schenk RK

Knorpel und Knochen.

In: Bonnath KH, Prieur WD (Hrsg.): Kleintierkrankheiten Band 3: Orthopädische Chirurgie und Traumatologie, Ulmer, Stuttgart, 1998; 26-34

Schön M, Eckstein F, Vogt S, Huber W, Putz R

Subchondrale Spaltlinien des menschlichen Ellbogen- und Kniegelenkes Ausdruck der Biegung und Zugbeanspruchung des subchondralen Knochens?

Osteologie 1998; 2; 77-87

Schröder M

Beitrag zur Entwicklung des Skeletts der Vordergliedmaße beim Deutschen Schäferhund.

Diss. med. vet., München, 1978

Schulz K

Elbow arthroplasties: terminology and designs.

Proceedings of the Annual ACVS Symposium, Manchester Grand Hyatt, San Diego, California, USA, 2005, 421-422

Schwarze E, Schröder L

Kompendium der Veterinär-Anatomie.

Bd. 1, Fischer, Jena, 1960; 132-135

Seiferle E, Frewein J

Aktiver Bewegungsapparat, Muskelsystem, Myologie.
In: Nickel R, Schummer A und Seiferle E, Lehrbuch der Anatomie der
Haussäugetiere, Band 1, Berlin; Parey; **1992**; 273-569

Seipel C

Trajectories of the jaws.
Acta Odontol Scand 1948; 9:81-91

Simon WH

Scale effects in animal joints I: Articular cartilage thickness and comparative stress.
Arthritis Rheum 1970; 13: 244-255

Simon WH

Scale effects in animal joints II: Thickness and elasticity in the deformability of
articular cartilage.
Arthritis Rheum 1971; 14: 493-502

Simon WH, Friedenbergs S, Richardson S

Joint congruence: A correlation of joint congruence and thickness of articular
cartilage in dogs.
J Bone Joint Surg AM 1973; 55 (A): 1614-1620

Smirthwaite AD, Smirthwaite PT

USPTO, 20100145465, Patent, Canine prosthetic elbow joint, 2009-11-03, 2010-06-
10, Smirthwaite AD, Smirthwaite PT, Stites & Harbison PLLC.

Süppel R

Bänder des Schulter-, Ellbogen- und Karpalgelenks des Hundes.
Diss. med. vet., Leipzig; 1921

Talcott KW, Schulz KS, Kass PH, Mason DR, Stover SM

In vitro biomechanical study of rotational stabilizers of the canine elbow joint.
Am J Vet Res 2002; 63: 1520-1526

Thomson MJ, Robins GM

Osteochondrosis of the elbow: a review of the pathogenesis and a new approach to
treatment.
Austr Vet J 1995; 72: 375-378

Turner MT

Looking Forward at Veterinary Total Joint Arthroplasty.
Vet Surg 2009; 38:553-554

Unkel-Mohrmann F

Das ganganalytische Profil des Deutschen Schäferhundes.
Diss. med. vet., München, 1999

Vanini R

Klinische Untersuchung von Gelenken.
21. Jahresversammlung der Schweiz. Vereinigung für Kleintiermedizin.
Biel, 10.-12. Mai, 1990; 13-27

Van Ryssen B, Van Bree H, Simoens P

Elbow arthroscopy in clinically normal dogs.
Am J Vet Res 1993; 54: 191-198

Van Weeren PR, Van Den Borgert AJ, Barneveld A

Quantification of skin displacement near the carpal, tarsal, and fetlock joints of the walking horse.
Equine Vet J 1988; 20: 203-208

Van Weeren PR, Van Den Borgert AJ, Barneveld A

Correction models for skin displacement in equine kinematic gait analysis.
J Equine Vet Sci 1992; 12: 178-192

Viehmann B, Waibl H, Brunnberg L

Computergestützte Auswertung von Röntgenbildern zur Erfassung von Parametern der Ellbogengelenksdysplasie. Teil 1: Incisura trochlearis ulnae.
Kleintierpraxis 1999; 44: 595-606

Vollmerhaus B, Frewein J, Roos H, Knospe C

Skelett.

In: **Frewein J, Vollmerhaus B** (Hrsg.): Anatomie von Hund und Katze, Blackwell Wissenschaft, Berlin, 1994; 4-52

Vollmerhaus B, Roos H

Die postnatale Modellierung der Unterarmknochen des Hundes im Zuge funktioneller Anpassung.
Munch Tierarztl Wochenschr 1980; 93: 150-155

Vollmerhaus B, Roos H

Anwendung des Standard-Goniometers zur Gelenkmessung und Notierung der Gelenkbewegung beim Tier.
Tierarztl Prax 1985; 2 (Suppl.): 20-25

Vollmerhaus B, Schebitz E, Roos H, Brunnberg L, Waibl H

Anatomische Grundlagen und funktionelle Betrachtungen zur Olekranonfraktur beim Hund.
Kleintierpraxis 1983; 28, 5- 15

Watson C, Rochat M, Payton M

Effect of weight bearing on the joint angles of the fore- and hind limb of the dog.
Vet Comp Orthop Traumatol, **2003**; 16: 250-254.

Wegener OH

Ganzkörpercomputertomographie.
2.ed, Blackwell, Berlin, 1992

Wiesner E, Ribbeck R

Lexikon der Veterinärmedizin
4. Auflage, Enke im Hippokrates Verlag, Stuttgart, 2000

Whitlock D, Millis DL, Odoi A

Can goniometry be used to detect the presence of lameness in dogs with chronic elbow osteoarthritis?

Vet Comp Orthop Traumatol 2010; 4 (A):14

Wind AP

Elbow incongruity and developmental elbow diseases in the dog.

J Am Anim Hosp Assoc 1986; .22: 711-724

Yanoff SR, Hulse DA, Hogan HA, Slater MR, Longnecker MT

Measurement of vertical ground reaction force in jumping dogs.

Vet Comp Orthop Traumatol 1992; 5: 44-50

Zamprogno H, Hash J, Hulse D, Lascelles D

Elbow denervation in dogs: development of a surgical procedure.

Proceedings of the 37th VOS Congress, Breckenridge, Colorado, USA, 2010; 78

Zietzschmann O

Das Skelettsystem.

In: Ellenberger W, Baum H (Hrsg.): Handbuch der vergleichenden Anatomie der Haustiere, 18. Aufl., Springer, Berlin, 1974; 6-158

10. Danksagung

Herzlichst bedanken möchte ich mich bei Frau Prof. Dr. U. Matis für die Überlassung dieses interessanten Themas und ihre wissenschaftliche und menschliche Unterstützung bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Einen herzlichen Dank auch an Herrn Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Jansson für seine zahlreichen Anregungen und Ideen sowie die wissenschaftliche Anleitung.

Ich danke auch Herrn Dipl.-Ing. Christian Schröder, Dr.-Ing. Andreas Hölzer und Dr. med. Maik Behnke. Ohne sie wäre die praktische Durchführung dieser Arbeit nicht möglich gewesen. Vielen Dank auch für die Bereitstellung der benötigten Software.

Mein Dank gilt auch meinen Kollegen der Radiologie für ihre Hilfe beim Anfertigen der Röntgenbilder und der computertomographischen Aufnahmen und den Kollegen des Anatomischen Institutes für die Präparation der Knochen.

Vielen Dank auch meinen Eltern und meinem Freund Andreas Raith für die Durchsicht dieser Arbeit und ihre Geduld während dieser Zeit.