

Aus dem Institut für Tieranatomie
Lehrstuhl für Tieranatomie I, insbesondere
Systematische und Topographisch-klinische Anatomie
der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand Prof. Dr. Dr. h.c. mult. H.-G. Liebich

Arbeit angefertigt unter der Leitung von PD Dr. J. Maierl

Morphologische und biomechanische
Eigenschaften des Karpalgelenks
(Articulatio carpi) des Hundes
(Canis familiaris)

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der tiermedizinischen Doktorwürde
der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

von
Annette Kaiser
aus
Marktrechwitz

München 2006

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

Dekan: Univ.-Prof. Dr. E. P. Märtlbauer
Referent: Priv.-Doz. Dr. J. Maierl
1. Korreferentin: Univ.-Prof. Dr. U. Matis
2. Korreferentin: Univ.-Prof. Dr. E. Kienzle
3. Korreferent: Prof. Dr. W. Rambeck
4. Korreferent: Univ.-Prof. Dr. M. Stangassinger

Tag der Promotion: 10. Februar 2006

*Meinen
Eltern*

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	2
2.1	Anatomie des Karpalgelenks	2
2.1.1	Unterarm-Vorderfußwurzelgelenk, Articulatio antebrachio-carpea	2
2.1.2	Vorderfußwurzel-Mittelgelenk, Articulatio mediocarpea	6
2.1.3	Vorderfußwurzel-Mittelfußgelenk, Articulatio carpometacarpea	8
2.1.4	Articulatio ossis carpi accessorii	9
2.1.5	Vorderfußwurzel-Zwischengelenke, Articulationes intercarpeae	9
2.1.6	Weitere Bandstrukturen des Karpalgelenks	11
2.1.7	Muskulatur des Karpalgelenks	14
2.2	Biomechanik des Karpalgelenks	18
2.2.1	Bewegungsmöglichkeiten des Karpalgelenks und ihre anatomischen Grundlagen	18
2.2.2	Karpalgelenkwinkel im Stand	22
2.2.3	Ganganalytische Untersuchungen – Kinematische Aspekte	23
2.2.4	Ganganalytische Untersuchungen – Kinetische Aspekte	26
2.3	Klinische Bedeutung des Karpalgelenks	30
2.4	Biomechanische Aspekte an synovialen Gelenken	34
2.4.1	Physiologische Inkongruenz von Gelenken	34
2.4.2	Dichteverteilung in der subchondralen Knochenplatte	35
2.4.3	Rolle des Gelenkknorpels	37
2.4.3.1	Aufbau des Gelenkknorpels in funktioneller Hinsicht	37
2.4.3.2	Verhalten des Gelenkknorpels bei Belastung	39
2.5	Spaltlinien	43
2.5.1	Geschichte	43
2.5.2	Knochenspaltlinien	44
2.5.3	Knorpel-spaltlinien	45
2.6	Intraartikuläre Druckmessung mit drucksensitivem Film	46
2.7	Kontaktflächenbestimmung	48
2.8	Knochendichtemessung mittels CTOAM	50
3	Material und Methoden	53
3.1	Material	53

3.1.1	Untersuchungen an Karpalgelenkspräparaten.....	53
3.1.2	Karpalgelenkwinkelmessung	54
3.2	Methoden.....	55
3.2.1	Spaltlinienuntersuchungen.....	55
3.2.1.1	Knorpel­spalt­linien.....	55
3.2.1.2	Knochen­spalt­linien.....	57
3.2.2	Kontakt­flächen und Druck­verteilung im Karpalgelenk.....	58
3.2.2.1	Präparation der Gliedmaßen.....	58
3.2.2.2	Voreinstellungen an der Materialprüfmaschine.....	59
3.2.2.3	Kontakt­flächen­messung.....	61
3.2.2.4	Druckmessung	65
3.2.3	Histologische Untersuchung.....	67
3.2.4	Subchondrale Knochendichte	69
3.2.4.1	Für die Messung der subchondralen Knochendichte verwendete Hunde	69
3.2.4.2	Datengewinnung am CT	70
3.2.4.3	Datenverarbeitung	71
3.2.4.4	Ausgleich von Strahlenaufhärungsartefakten.....	72
3.2.4.5	3D-Rekonstruktion und Darstellung der subchondralen Knochendichte	72
3.2.4.6	Erstellen von Summationsbildern.....	73
3.2.4.7	Präzision der Methode der Knochendichtedarstellung.....	74
3.2.5	Winkelmessung am Karpalgelenk.....	75
4	Ergebnisse.....	77
4.1	Anatomische Untersuchungen.....	77
4.1.1	Makroskopische Anatomie.....	77
4.1.2	Mikroskopische Anatomie.....	88
4.2	Spaltlinienuntersuchungen.....	90
4.2.1	Knorpel­spalt­linien	90
4.2.2	Knochen­spalt­linien.....	96
4.3	Kontakt­flächen	103
4.3.1	Lage der Kontakt­flächen	103
4.3.2	Größe der Kontakt­flächen.....	106
4.4	Druckmessung.....	109

4.5	Subchondrale Knochendichte	112
4.5.1	Farbcodierung.....	112
4.5.2	Interindividueller Vergleich.....	113
4.5.3	Altersgruppenvergleich	117
4.5.4	Geschlechtsvergleich.....	125
4.5.5	Seitenvergleich	126
4.6	Karpalgelenk-Winkelmessung	129
5	Diskussion	130
5.1	Methodik	130
5.1.1	Auswahl der Tiere.....	130
5.1.2	Spaltliniendarstellungen.....	130
5.1.3	Druckversuche.....	133
5.1.3.1	Kontaktflächenuntersuchungen.....	135
5.1.3.2	Druckmessungen	136
5.1.4	Knochendichtemessung.....	137
5.1.4.1	Datengewinnung	137
5.1.4.2	Datenverarbeitung	138
5.2	Anatomische Beobachtungen	140
5.3	Spaltlinien	144
5.4	Kontaktflächen	147
5.5	Druckmessungen.....	148
5.6	Knochendichtemessung.....	150
5.7	Klinische Bedeutung der Ergebnisse	152
6	Zusammenfassung	156
7	Summary	158
8	Anhang	160
9	Literaturverzeichnis.....	169

Abkürzungsverzeichnis

AC SH	Amerikanisch-Canadischer Schäferhund
BGS	Bayerischer Gebirgsschweisshund
CISG	Computational Imaging Science Group, King's College, London
CT	Computertomographie
CT-OAM	Computertomographische Osteoabsorptiometrie
DSH	Deutscher Schäferhund
HE	Hounsfield-Einheiten
HU	Hounsfield-Units
KG	Körpergewicht in Newton
kV	Kilovolt
mA	Milliampere
m / mk	männlich / männlich kastriert
MC I – V	Os metacarpale primum - quintum
MIP	Maximum Intensity Projection
N	Newton
OCA	Os carpi accessorium
OCI	Os carpi intermedioradiale
OCU	Os carpi ulnare
OC I - IV	Os carpale primum - quartum
PMMA	Polymethylmethacrylat
R	Radius
ROI	Region of Interest
U	Ulna
VTK	Visualization Toolkit
w / wk	weiblich / weiblich kastriert

Alle anatomischen Termini wurden gemäß der 4. Auflage der Nomina Anatomica Veterinaria verwendet (NAV, 1994).

1 Einleitung

Das Karpalgelenk des Hundes stellt ein überaus komplexes und durch das Zusammenwirken des knöchernen und bindegewebigen Stützapparates in hohem Maße spezialisiertes Gelenk dar. Dennoch findet es sowohl in der anatomischen als auch in der klinischen Literatur nur wenig Beachtung. In der Praxis existiert eine hohe Zahl „unspezifischer“ Karpalgelenksverletzungen, die erst durch neuere Methoden wie die Arthroskopie genau diagnostiziert werden können (Warnock und Beale, 2004). Untersuchungen zur Biomechanik, wie sie in der Humanmedizin teilweise existieren, fehlen in der Tiermedizin weitestgehend, obwohl das Karpalgelenk beim Hund als Vertreter der Gruppe der Quadrupeden noch in viel höherem Maße in die Bewegungsabläufe bei der Fortbewegung eingebunden und damit auch stärker beansprucht ist.

Ziel dieser Untersuchung war es daher, durch eine detaillierte Beschreibung der Anatomie zusammen mit Ergebnissen biomechanischer Untersuchungen die physiologische Funktion und Beanspruchung des Gelenks zu erfassen. Als Untersuchungsmethoden standen dazu die CTOAM (Müller-Gerbl et al., 1990) zur Messung der Knochendichte der subchondralen Knochenplatte als Ausdruck der Langzeitbeanspruchung des Gelenks, die Spaltlinienuntersuchung, die Messung der Kontaktflächen des Gelenks sowie die Messung des intraartikulären Drucks im Gelenk bei verschiedenen Belastungsstufen zur Verfügung. Um zunächst allgemein die Physiologie des kaninen Karpalgelenks zu beschreiben, wurde eine möglichst breite Hundepopulation als Untersuchungsgrundlage gewählt.

Ferner soll mit Hilfe der biomechanischen Erkenntnisse versucht werden, die Ätiologie häufiger Verletzungen des Karpalgelenks zu verstehen. Die Arbeit soll außerdem als Grundlage weiterer biomechanischer Untersuchungen der gesamten Gliedmaße oder spezieller klinischer wie anatomischer Fragestellungen am Karpalgelenk gelten.

2 Literaturübersicht

2.1 Anatomie des Karpalgelenks

Das Karpalgelenk des Hundes stellt ein zusammengesetztes, durch drei Gelenkspalten untergliedertes Gelenk mit jeweils eigenen Synovialräumen dar (Nickel et al., 2004). Im Einzelnen setzt es sich zusammen aus dem

- Unterarm-Vorderfußwurzelgelenk, *Articulatio antebrachioacarpea*,
- Vorderfuß-Mittelgelenk, *Articulatio mediocarpea*,
- Vorderfußwurzel-Mittelfußgelenk, *Articulatio carpometacarpea*,
- der *Articulatio ossis carpi accessorii*,
- den Vorderfußwurzel-Zwischengelenken, *Articulationes intercarpeae*.

2.1.1 Unterarm-Vorderfußwurzelgelenk, *Articulatio antebrachioacarpea*

Aus funktioneller Sicht stellt die Art. antebrachioacarpea ein Scharniergelenk, Ginglymus, dar, das Flexion und Extension sowie in gewissem Maße auch seitliche Bewegungen erlaubt (Evans, 1993; Mikic et al., 1992) und deshalb von manchen Autoren aufgrund seiner großen Beweglichkeit auch als freies Gelenk bezeichnet wird (Nickel et al., 2004).

Knöcherner Anteil der Art. antebrachioacarpea

Das Gelenk wird gebildet durch die distalen Gelenkflächen von Radius und Ulna sowie die proximalen Gelenkflächen des Os carpi intermedioradiale und des Os carpi ulnare, die zusammen mit dem Os carpi accessorium als proximale Reihe des Karpalgelenks bezeichnet werden (Evans, 1993). Das Os carpi intermedioradiale stellt ein Verschmelzungsprodukt aus dem Os carpi radiale, dem Os carpi intermedium sowie dem Os carpi centrale dar; sein Auftreten ist charakteristisch für rezente Carnivoren (Yalden, 1970). Die endgültige Verschmelzung der drei Ossifikationszentren wird je nach Autor im Alter von 5-6 Monaten (Tomlin et al., 2001; Vaughan, 1985) bzw. 3-4 Monaten (Probst und Millis, 1993) angesiedelt. Die konkave Gelenkfläche des Radius nimmt 3/5 der gesamten Gelenkfläche in Anspruch, die konvexe Gelenkfläche der Ulna 3/10 der Gesamtgelenkfläche. Der

Radius artikuliert mit den konvexen Gelenkflächen des Os carpi intermedioradiale und des Os carpi ulnare. Die konvexe Gelenkfläche der Ulna hingegen wird in eine Vertiefung der Gesamtgelenkfläche aufgenommen, die von der lateralen Facette des Os carpi ulnare im Zusammenspiel mit der konkaven Gelenkfläche proximal am Os carpi accessorium gebildet wird (Mikic et al., 1992). Mediopalmar am Radius findet sich darüber hinaus ein konvexer Fortsatz, der in einer Rinne des Os carpi intermedioradiale zu liegen kommt (Evans, 1993). Bei vollständiger Flexion des Karpus verlieren die gewichtstragenden Anteile der Gelenkflächen der Art. antebrachioarpea jeglichen Kontakt zueinander, was die Stabilität des Gelenks negativ beeinflusst (Yalden, 1970).

An ihrem distalen Ende werden Radius und Ulna von einer faserknorpeligen, bandartigen Struktur zusammengehalten, die nach proximal bis zur Art. radioulnaris distalis reicht. Eine ähnliche Struktur wird in der Humanmedizin als „triangular fibrocartilage complex (TFCC)“ bezeichnet (Palmer und Werner, 1981) und besitzt die Aufgabe eines Discus articularis (vgl. Abb. 2.1). Auch beim Hund weist diese Struktur von der Gelenkfläche her gesehen eine dreieckige Form auf und erstreckt sich dann zwischen den beiden Knochen bis zum distalen Radioulnargelenk nach proximal. Die Ansatzstellen befinden sich sowohl am Radius wie auch an der Ulna auf Höhe der Epiphysenfugen (Henschel, 1973). Der nach distal gerichtete Anteil beteiligt sich an der Bildung der Gelenkfläche und nimmt etwa 1/10 der Gesamtgelenkfläche ein (Mikic et al., 1992). Mikic bezeichnet diese Struktur auch beim Hund als „articular disc“ des distalen Radioulnargelenks; von anderen Autoren wird sie als „Lig. radioulnare“ (Henschel, 1973) oder als „Lig. discoideum“ bezeichnet (Evans, 1993). Histologisch gesehen zeigt das Gewebe typisch faserknorpeligen Charakter, ähnlich dem Menschen (Mikic et al., 1992).

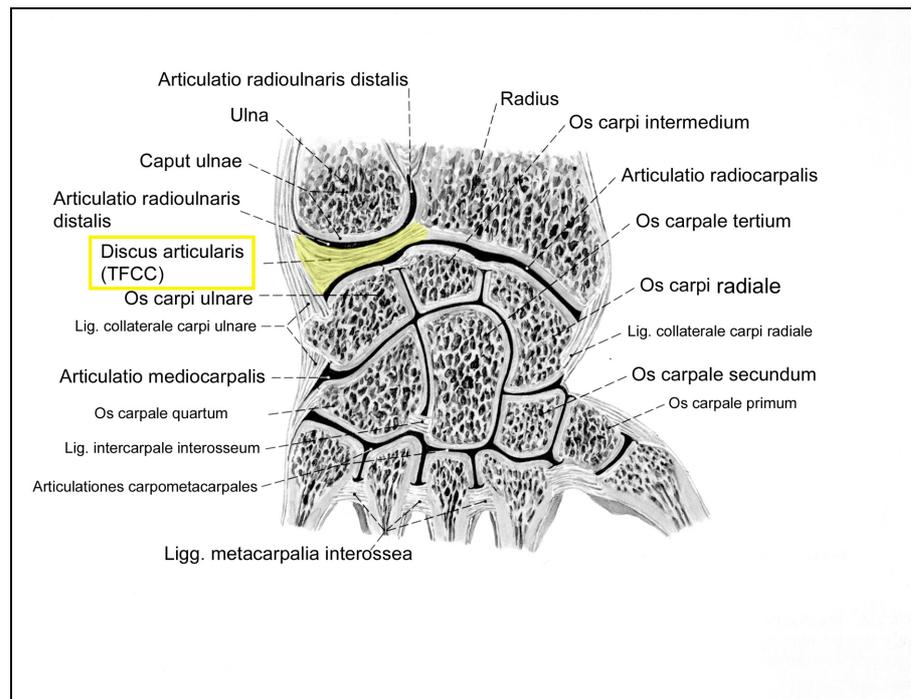


Abb. 2.1: Schematischer Querschnitt durch das menschliche Handgelenk (aus Sobotta, 2000)

Gelenkkapsel der Art. antebrachioarpea

Die Gelenkkapsel der Art. antebrachioarpea ist aufgrund der großen Beweglichkeit des Gelenks dorsal am weitesten und besitzt verschiedene Aussackungen, die größte davon umgibt das Lig. ulnocarpeum palmare. Der Synovialraum schließt das Gelenk zwischen Os carpi accessorium und Os carpi ulnare sowie Ulna stets mit ein (Mikic et al., 1992). Nach Evans (Evans, 1993) und Nickel (Nickel et al., 2004) stellt auch die Gelenkkapsel des distalen Radioulnargelenks eine proximale Ausstülpung der Gelenkkapsel des Antebrachioarpalgelenks dar, wohingegen Mikic (Mikic et al., 1992) eine Verbindung der beiden Gelenkhöhlen in physiologischen Fällen ausschließt. Weiterhin erfährt die Gelenkkapsel eine zusätzliche Verstärkung dorsal durch die Sehnenscheiden der Strecksehnen und palmar durch den tiefen Anteil des Retinaculum flexorum, die Sehnenscheiden der Beugesehnen sowie distal durch Anteile des palmaren Faserknorpels (Mikic et al., 1992).

Bänder der Art. antebrachioarpea

Die Seitenbänder des Antebrachioarpealgelenks entstehen nach Evans (Evans, 1993) als Verschmelzungsprodukt zweier Schichten kollagenösen Gewebes: einer oberflächlichen Schicht, einer Modifikation der tiefen Karpalfaszie, sowie einer tiefen Schicht, der Lamina fibrosa der Gelenkkapsel. Beide umschließen dorsal und palmar die Sehnen und bilden an ihren medialen und lateralen Ansätzen am Knochen die kurzen Kollateralbänder. Medial wird der Gelenkspalt vom Lig. collaterale carpi mediale überspannt (Nickel et al., 2004). Es besteht aus zwei Anteilen: der gerade Anteil entspringt an einem Tuberculum oberhalb des Proc. styloideus medialis und setzt medial am Os carpi intermedioradiale an, der schräge Anteil zieht bei gleichem Ursprung an die mediopalmare Fläche des Os carpi intermedioradiale. Die Endsehne des M. abductor pollicis longus verläuft zwischen den beiden Bandanteilen (Evans, 1993). Lateral befindet sich das Lig. collaterale carpi laterale, das den Proc. styloideus der Ulna mit dem Os carpi ulnare verbindet (Evans, 1993; Nickel et al., 2004).

Das Lig. radiocarpeum dorsale stellt eine Verdickung der Gelenkkapsel dar und verbindet die dorsale distale Lippe des Radius bei horizontalem Faserverlauf mit der Ulna. Vom gleichen Ursprung aus zieht das Lig. radiocarpeum radioulnare schräg nach distal zum Os carpi ulnare (Mikic et al., 1992; Nickel et al., 2004).

Auf der Palmarseite des Gelenks befinden sich zwei intraartikuläre Bänder: Das kräftige Lig. ulnocarpeum palmare entspringt an der Medialseite der Ulna, direkt neben dem Ansatz des Lig. radioulnare distale, und zieht mit einer durchschnittlichen Dicke von 4-5 mm an die Palmarflächen der Ossa carpalia, wo es Verbindung zu allen drei Ossa carpalia aufnimmt (Mikic et al., 1992). Dorsal dieses Bandes, also weiter im Inneren des Gelenkspalts, befindet sich das Lig. radiocarpeum palmare. Es entspringt am palmaromedialen Rand der Gelenkfläche des Radius und verläuft schräg durch den Gelenkspalt bis zur lateralen Seite des Os carpi intermedioradiale (Mikic et al., 1992). Wie Warnock (Warnock und Beale, 2004) bei ihren arthroskopischen Untersuchungen der Art. antebrachioarpea an toten Hunden feststellen konnte, ist das Lig. radiocarpeum palmare in Extensionsstellung entspannt, in Flexionsstellung gespannt. Seine Durchtrennung führt zu einer geringgradigen „vorderen Schubladenbewegung“ bei Extension und einer deutlichen „hinteren Schubladenbewegung“ bei Flexion. Das Lig. ulnocarpeum palmare

hingegen ist sowohl bei Extension als auch bei Flexion des Gelenks gespannt. Die Durchtrennung dieses Bandes führt zu einer hinteren Schubladenbewegung im Gelenk. Aufgrund dieser Befunde und des sich überkreuzenden Verlaufs der beiden Bänder wurden sie von Beale sinngemäß auch als „Kreuzbänder des Karpalgelenks“ bezeichnet (Warnock und Beale, 2004). Das Lig. radiocarpeum palmare mediale schließlich stellt eine Verstärkung der palmaren Gelenkkapsel zwischen dem distalen Radius und dem Os carpi intermedioradiale dar (Mikic et al., 1992; Nickel et al., 2004). Alle genannten palmar gelegenen Bänder wirken einer Hyperextension im Karpalgelenk entgegen (Nickel et al., 2004).

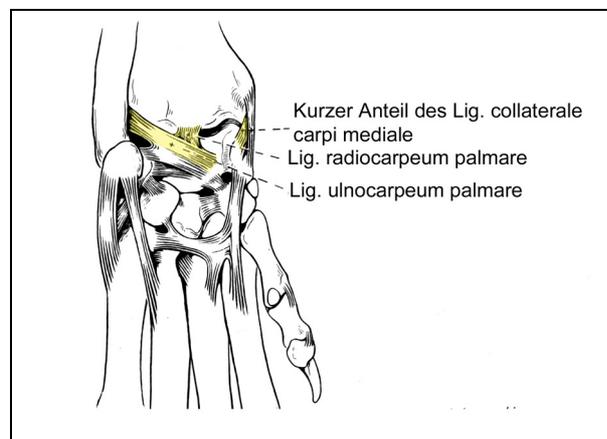


Abb. 2.2: Schematische Darstellung der palmaren Bänder des linken Antebrachiokarpalgelenks (nach Evans, 1993)

2.1.2 Vorderfußwurzel-Mittelgelenk, Articulatio mediocarpea

In der Art. mediocarpea artikulieren die Knochen der proximalen Reihe, die Ossa carpi mit denen der distalen Reihe, den Ossa carpalia. Auch bei diesem Gelenk handelt es sich um ein Scharniergelenk (Ginglymus), das aufgrund seiner eingeschränkten Beweglichkeit funktionell als Wechselgelenk bezeichnet wird (Nickel et al., 2004).

Knöcherne Anteile der Art. mediocarpea

Zu den Knochen der proximalen Reihe gehören das Os carpi intermedioradiale, das Os carpi ulnare sowie das Os carpi accessorium, während die distale Reihe von medial nach lateral aus den Ossa carpalia I bis IV gebildet wird (Evans, 1993). Die

distale Gelenkfläche des Os carpi intermedioradiale hat Kontakt zu den proximalen Gelenkflächen aller 4 Ossa carpalia; sie ist unterteilt in drei Gelenkfacetten: eine für die Artikulation mit den Ossa carpalia I und II, eine zweite Facette dient der Artikulation mit dem Os carpale III und eine lateral gelegene Facette artikuliert mit dem Os carpale IV. Die Gelenkfacette für das Os carpale III ist dabei tiefer konkav als die übrigen und besitzt dorsal eine kleine, flache „stop facet“ oder „locking facet“, die in Streckstellung des Gelenks in eine entsprechende flache Gelenkfacette der dorsalen Gelenkfläche des Os carpale III greift (Yalden, 1970). Die distale Gelenkfläche des Os carpi ulnare artikuliert mit der proximalen Gelenkfläche des Os carpale IV sowie der proximolateralen Gelenkfläche des Os metacarpale V (Evans, 1993).

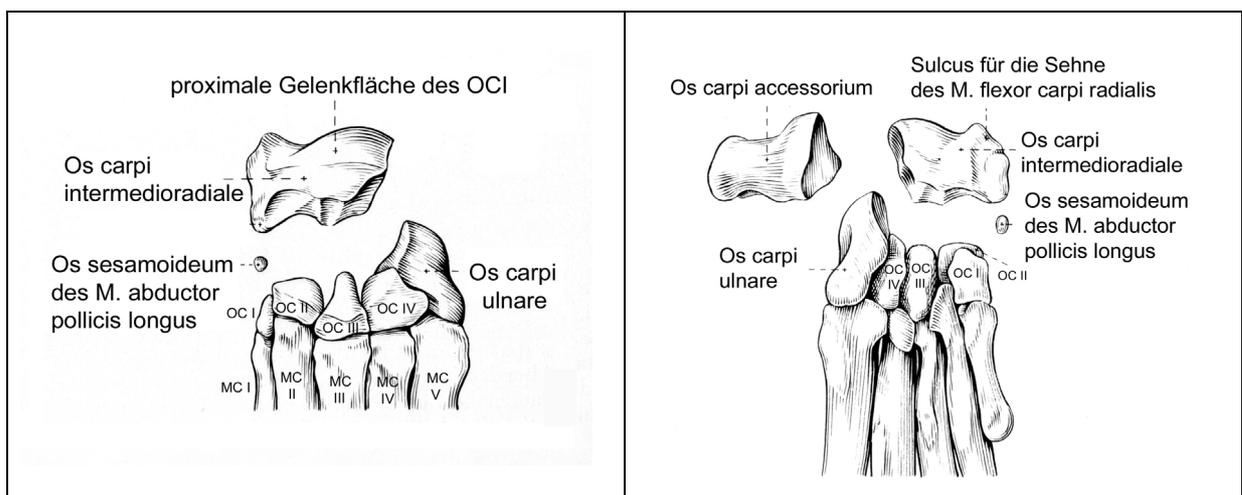


Abb. 2.3: Schematische Darstellung der teilweise exartikulierten linken Art. mediocarpea (nach Evans, 1993): Ansicht von dorsal (links) und von palmar (rechts)

Gelenkkapsel der Art. mediocarpea

Die Gelenkkapsel besitzt dem Bewegungsausmaß entsprechend eine geringere dorsale Ausdehnung. Die Synovialhöhle der Art. mediocarpea steht über einen engen Kanal zwischen den Ossa carpalia III und IV mit der der Art. carpometacarpea in Verbindung (Nickel et al., 2004).

Bänder der Art. mediocarpea

Dorsal wird der Gelenkspalt von mehreren Ligg. intercarpea dorsalia überspannt, die das Os carpi intermedioradiale mit den Ossa carpalia II, III und IV verbinden. Ferner existiert ein dünnes Band, das zwischen den Dorsalflächen des Os carpi intermedioradiale und des Os carpi ulnare verläuft. Auf der Beugeseite des Gelenks befinden sich das Lig. intercarpeum palmare, das auf kurzer Strecke mit waagerechtem Faserverlauf das Os carpi intermedioradiale mit dem Os carpi ulnare verbindet sowie lateropalmar das Lig. carpometacarpeum palmare, das vom Os carpi intermedioradiale zum Os metacarpale II zieht und somit sowohl den Gelenkspalt der Art. mediocarpea als auch den der Art. carpometacarpea überbrückt (Nickel et al., 2004).

2.1.3 Vorderfußwurzel-Mittelfußgelenk, Articulatio carpometacarpea

Bei diesem Gelenk handelt es sich um ein straffes Gelenk, gebildet aus den relativ flachen, leicht konkaven distalen Gelenkflächen der Ossa carpalia I bis IV sowie den proximalen, leicht konvexen Gelenkflächen der Ossa metacarpalia (Nickel et al., 2004; Yalden, 1970). Die Gelenkkapsel umschließt auch die proximalen Interkarpal- und Intermetakarpalgelenke (Nickel et al., 2004).

Bänder der Art. carpometacarpea

Zahlreiche kurze, straffe Bänder, Ligg. carpometacarpea dorsalia, verbinden die beiden Knochenreihen nahezu unbeweglich miteinander (Nickel et al., 2004). Palmar befindet sich eine massive Faserknorpelplatte, die Fibrocartilago carpometacarpea palmaris, die alle Karpalknochen außer dem Os carpi accessorium sowie die proximalen Enden der Metakarpalknochen III, IV und V miteinander verbindet. Sie wird nach distal deutlich dicker. Ihre Aufgabe besteht in der Glättung der sehr unregelmäßigen palmaren Knochenoberflächen. Dadurch entsteht ein Gleitlager für die Strukturen des Karpaltunnels (Evans, 1993).

2.1.4 Articulatio ossis carpi accessorii

Beim Os carpi accessorium handelt es sich um ein Sesambein des Karpalgelenks, das den Karpalknochen lateropalmar angefügt ist (Nickel et al., 2004). Es hat beim Hund die Form eines an den Enden aufgetriebenen Zylinders (Nickel et al., 2004); die basale Verdickung stellt dabei eine sattelförmige Gelenkfläche zur Artikulation mit dem Os carpi ulnare dar. Sie wird durch einen Grat getrennt von einer proximal gerichteten, konkaven, kleineren Gelenkfläche zur Artikulation mit dem Proc. styloideus der Ulna. Das verdickte freie Ende ragt weiter nach distal als der Körper und dient dem M. flexor carpi ulnaris als Ansatz (Evans, 1993; Mikic et al., 1992).

Bänder der Art. ossis carpi accessorii

Das Os carpi accessorium wird durch einen relativ komplexen Bandapparat mit den restlichen Karpalknochen verspannt. Das Lig. accessorioulnare entspringt gemeinsam mit der mediopalmaren Portion des Lig. accessoriocarpoulnare proximal an der Basis des Os carpi accessorium. Beide strahlen in den Verlauf des Lig. ulnocarpeum palmare ein. Der dorsolaterale Anteil des Lig. accessoriocarpoulnare verbindet das Os carpi accessorium mit dem Os carpi ulnare. Das nach distal ziehende Lig. accessoriometacarpeum schließlich verbindet beim Hund zweischenklig das freie Ende des Os carpi accessorium mit dem Os metacarpale V sowie mit dem Os metacarpale IV (Nickel et al., 2004).

2.1.5 Vorderfußwurzel-Zwischengelenke, Articulationes intercarpeae

Diese Gelenke stellen die Verbindungen der Karpalknochen einer Reihe untereinander dar. Es handelt sich durchweg um straffe Gelenke, die eine nur geringe Bewegungsmöglichkeit besitzen (Nickel et al., 2004).

Die zu den Artt. intercarpeae gehörenden Bänder sind häufig mit der Gelenkkapsel oder anderen der beschriebenen Bänder verbunden. Sie überbrücken bei unterschiedlichem Faserverlauf meist nur einen Gelenkspalt und werden nach ihrer Lage in Ligg. intercarpea dorsalia, die elastische Faserqualität aufweisen, palmaria und interossea unterteilt (Nickel et al., 2004). Ihre Aufgabe ist unter anderem das

Zusammenhalten der proximalen und distalen Karpalknochen in Reihenform (Evans, 1993).

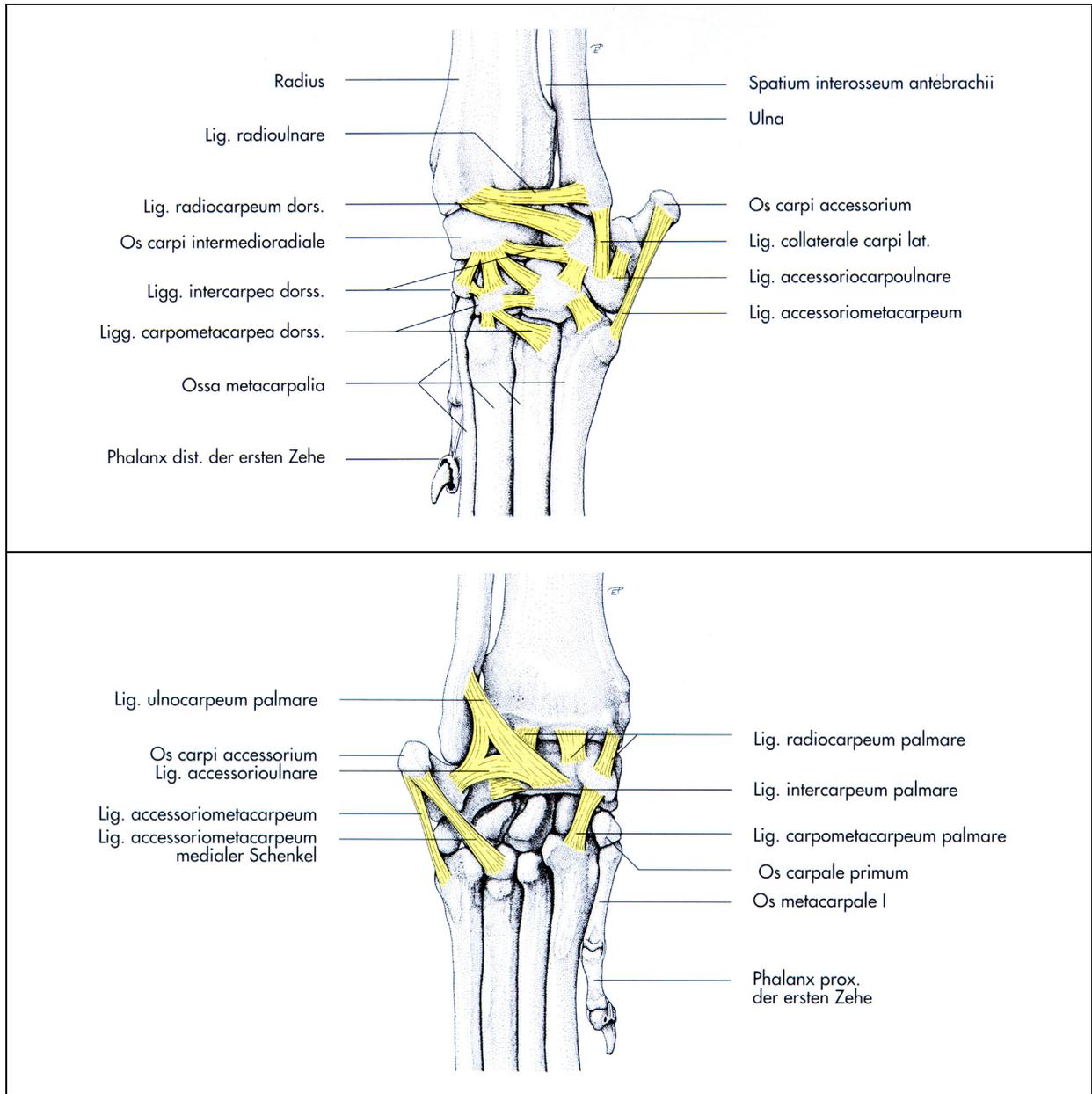


Abb. 2.4: Schematische Darstellung der Bänder des linken Karpalgelenks (aus König und Liebich, 2001); Ansicht von dorsolateral (oben) und mediopalmar (unten)

2.1.6 Weitere Bandstrukturen des Karpalgelenks

Retinaculum extensorum

Das auf der Streckseite des Karpus gelegene Retinaculum extensorum wird durch eine bindegewebige Verstärkung der Gelenkkapsel sowie der Fascia dorsalis manus gebildet, in die die Sehnenscheidenfibrosa der Extensoren einstrahlt (Nickel et al., 2004).

Retinaculum flexorum

Das palmar gelegene Retinaculum flexorum stellt eine Modifikation und Verstärkung der tiefen Karpalfaszie dar. Es überspannt vom freien Ende des Os carpi accessorium den Sulcus carpi und heftet sich medial am Proc. styloideus radii sowie an den palmaren Forsätzen des Os carpi intermedioradiale und des Os carpale primum an (Evans, 1993; Nickel et al., 2004). Bei einer Belastung und damit Hyperextension des Karpalgelenks wird es gespannt, wohingegen es bei gebeugtem Karpus an Spannung verliert (Guilliard, 1998). Beim Hund besteht das Retinaculum flexorum aus zwei Anteilen: ein Anteil liegt oberflächlich, der andere in der Tiefe zwischen den Sehnen des oberflächlichen und tiefen Zehenbeugers (Evans, 1993). Das Retinaculum ist als Sehnenhalteband an der Bildung des Karpaltunnels, Canalis carpi, beteiligt (Evans, 1993; Nickel et al., 2004).

Karpaltunnel, Canalis carpi

Der Karpaltunnel wird oberflächlich vom Retinaculum flexorum, in der Tiefe vom palmaren Anteil der Gelenkkapsel begrenzt. Durch ihn verlaufen die Sehnen des oberflächlichen und tiefen Zehenbeugers (M. flexor digitorum superficialis und M. flexor digitorum profundus), die Aa. und Vv. radiales, ulnares und interossee caudales sowie der N. ulnaris und der N. medianus (Evans, 1993) (vgl. Abb. 2.6). Dabei liegt der N. medianus zwischen der Sehne des oberflächlichen und des tiefen Zehenbeugers. Mit ihrem Verlauf nach distal weichen die Sehnen des oberflächlichen und tiefen Zehenbeugers auseinander, die Sehne des M. flexor digitorum profundus liegt distal deutlich weiter dorsal und damit näher am Knochen als proximal. Auch der Karpaltunnel weist distal einen größeren Durchmesser auf als proximal. Die Sehne des tiefen Zehenbeugers befindet sich in einem eigenen, abgetrennten Raum, der dorsal vom palmaren Faserknorpel, lateral von der

medialen Seite des Os carpi accessorium sowie palmar vom tiefen Anteil des Retinaculum flexorum begrenzt wird (Turan und Erden, 2003) (s. Abb. 2.5, Abb. 2.6, Abb. 2.7).

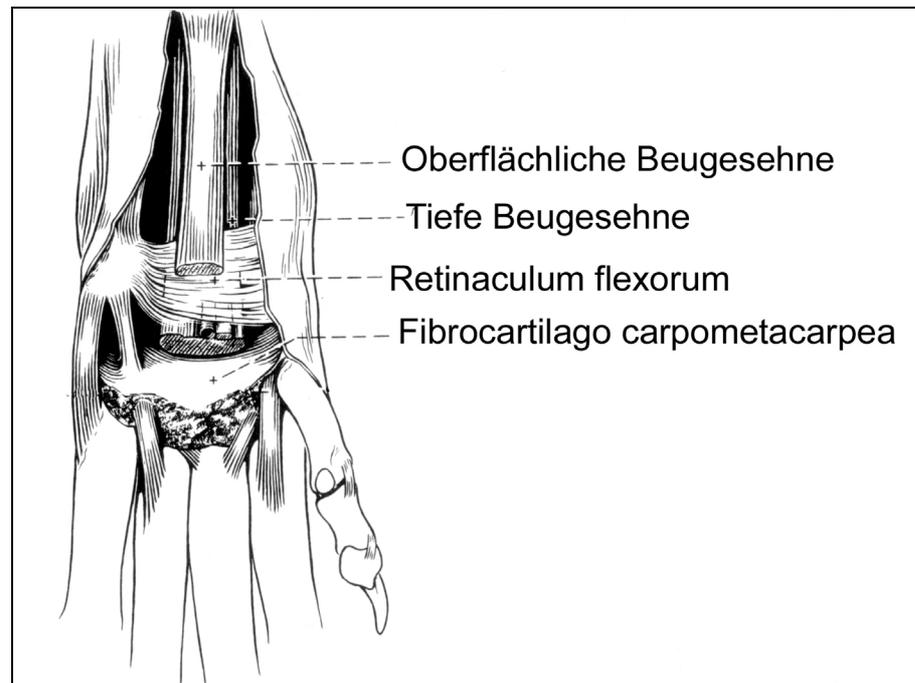


Abb. 2.5: Schematische Darstellung des Karpaltunnels beim Hund (nach Evans, 1993)

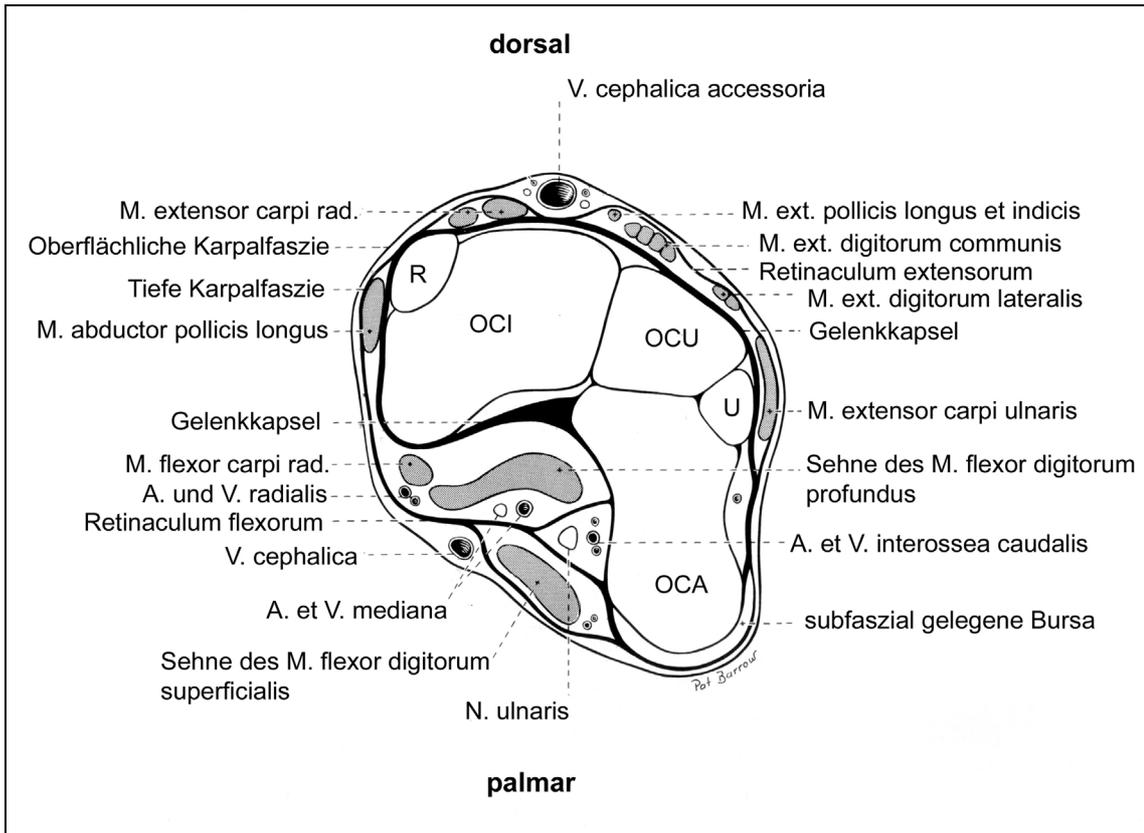


Abb. 2.6: Schematischer Querschnitt durch das Karpalgelenk des Hundes auf Höhe des Os carpi accessorium (nach Evans, 1993)

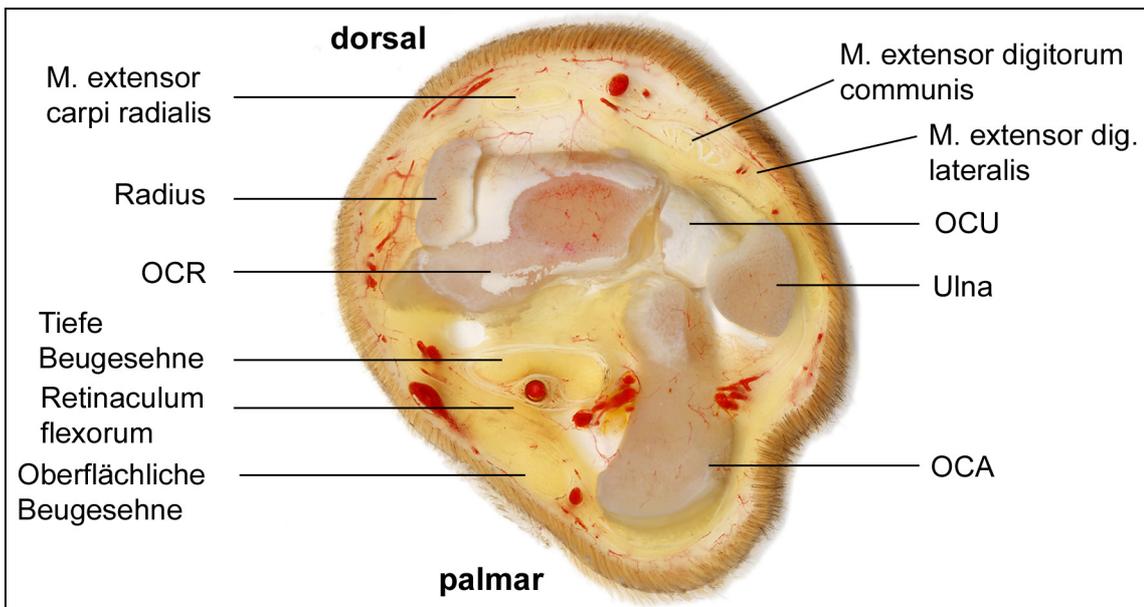


Abb. 2.7: Horizontalschnitt durch das Karpalgelenk in Höhe des OCA: Scheibenplastinat mit injizierten Gefäßen (Institutsarbeit, angefertigt von Herrn H. Obermayer)

2.1.7 Muskulatur des Karpalgelenks

Sämtliche Angaben dieses Kapitels sind folgenden Anatomiewerken entnommen: Hermanson und Evans, 1993; König und Liebich, 2001; Nickel et al., 2004.

Eigentliche Bewegungen des Karpalgelenks

Zu den eigentlichen Bewegungen des Karpalgelenks zählen als Strecker der *M. extensor carpi radialis*, als Beuger der *M. flexor carpi ulnaris* und der *M. flexor carpi radialis* sowie der *M. extensor carpi ulnaris*.

Der *M. extensor carpi radialis* entspringt am Epicondylus lateralis humeri; sein Muskelbauch lässt eine undeutliche Zweiteilung erahnen; bei der Katze sowie beim Menschen besteht er aus zwei selbständigen Muskeln, dem *M. extensor carpi radialis longus* sowie dem *M. extensor carpi radialis brevis*. Die Zweiteilung kann beim Hund noch anhand der Zweiteilung der Endsehne erkannt werden: diese erfolgt auf Höhe des mittleren bis distalen Drittels des Unterarms. Beide Sehnen verlaufen nebeneinander und zum Teil umeinander gewunden (Cossu und Guintard, 2000) über die Streckseite des Karpalgelenks, wo sie in einer Rinne des Retinaculum extensorum zu liegen kommen und dadurch auch an ihrem Platz gehalten werden. Meist werden die beiden Sehnen beim Überqueren des Karpalgelenks von einer einzigen Sehnenscheide umschlossen. Danach trennen sie sich: eine Sehne inseriert an einer kleinen Rauigkeit proximal am Os metacarpale II, die andere proximal am Os metacarpale III. Zusätzlich zu den Sehnenscheiden können die Sehnen von verschiedenen, nicht konstanten Schleimbeuteln unterlagert sein: auf Höhe der proximalen Karpalgelenksreihe unter beiden oder nur unter der lateralen Sehne sowie auf Höhe der distalen Karpalgelenksreihe unter der lateralen Sehne. Dieser Muskel ist der stärkste Strecker des Karpalgelenks und dient gleichzeitig seiner Feststellung. Innerviert wird er vom tiefen Ast des N. radialis.

Der *M. flexor carpi ulnaris* entspringt mit einem schwächeren Caput ulnare kaudomedial am Olekranon und mit einem stärkeren Caput humerale am Epicondylus medialis des Humerus. Das Caput ulnare geht in der Mitte des Unterarms in eine relativ dünne Endsehne über, welche zunächst lateral und kaudal und schließlich kurz vor ihrem Ansatz am freien Ende des Os carpi accessorium

unter derjenigen des Caput humerale verläuft. Die Sehne verschmilzt auf ihrer ganzen Länge mit der Fascia antebrachii. Das Caput humerale setzt mit einer relativ kräftigen Endsehne ebenfalls am freien Ende des Os carpi accessorium an. Zwischen die beiden Endsehnen kann kurz vor ihrem Ansatz ein Schleimbeutel eingelagert sein, der bis zu 1,5 cm nach proximal reichen kann. Die Aufgabe dieses Muskels besteht in Flexion und Abduktion der Pfote, innerviert wird er vom N. ulnaris. Der *M. flexor carpi radialis* entspringt am Epicondylus medialis humeri und geht in Höhe der Mitte des Unterarms in eine flache Sehne über. Diese tritt mit einer eigenen Sehnenscheide durch den Karpaltunnel und teilt sich auf Höhe des Metakarpus in zwei kräftige Endsehnen, die proximal an den Ossa metacarpalia II und III inserieren. Seine Aufgabe besteht in der Beugung des Karpalgelenks, innerviert wird er vom N. medianus.

Der *M. extensor carpi ulnaris* schließlich stellt trotz seines Namens aufgrund seines Verlaufs einen Beuger des Karpalgelenks dar. Er entspringt am Epicondylus lateralis humeri; seine Endsehne verläuft lateral über das Karpalgelenk und inseriert proximolateral am Os metacarpale V. Kurz vor dem Ansatz verbinden sich zwei schwache Abspaltungen der Sehne nach dorsolateral mit dem Retinaculum extensorum sowie nach lateral über das Os carpi accessorium hinweg mit dem Retinaculum flexorum. Letztere Abspaltung kann gegebenenfalls von einem Schleimbeutel unterlagert sein; ebenso kann sich ein Schleimbeutel zwischen dem distalen Ende der Ulna und der Endsehne befinden. Aufgrund seiner Lage fungiert dieser Muskel als Strecker und schwacher Supinator des Karpalgelenks, seine Innervation erfolgt durch den N. radialis.

Beweger der Vorderzehen

Im Folgenden sollen nur die Verläufe der Sehnen der einzelnen Muskeln im Bereich des Karpalgelenks berücksichtigt werden.

Das vierteilige Sehnenbündel des *M. extensor digitorum communis* tritt auf halber Höhe des Unterarms aus den Muskelbäuchen hervor und verläuft in einer gemeinsamen Sehnenscheide über den *M. abductor pollicis longus* in der lateralen Sehnenrinne des Radius durch das Retinaculum extensorum über die Streckseite

des Karpalgelenks hinweg. Diese Sehnenscheide schließt auch die Sehne des *M. extensor pollicis longus et indicis* mit ein. Auf Höhe des Metakarpus trennen sich die Endsehnen dann gemäß ihren Ansatzpunkten auf.

Die zwei Endsehnen des *M. extensor digitorum lateralis* liegen dicht beieinander und sind ab einer Höhe von 2 bis 3 cm proximal des Karpalgelenks bis zum Metakarpus von einer gemeinsamen Sehnenscheide umgeben. Sie kommen in einer Rinne zwischen den distalen Enden von Radius und Ulna zu liegen und ziehen über die dorsolaterale Kante des Karpalgelenks zum Metakarpus, wo sie sich trennen.

Der schwache *M. extensor pollicis longus et indicis* entspringt im mittleren Drittel des Unterarms kraniolateral an der Ulna und zieht mit schrägem Faserverlauf mediodistal. Dabei wird er vom *M. extensor carpi radialis* sowie den beiden Zehenstreckern bedeckt. Die dünne Endsehne unterkreuzt die gemeinsame Strecksehne, verläuft dann zusammen mit ihr in deren Sehnenscheide über das Karpalgelenk und teilt sich auf dem Os metacarpale III in zwei Schenkel, von denen der mediale am distalen Ende des Os metacarpale I inseriert, der laterale in die Strecksehne für die zweite Zehe einstrahlt.

Der *M. abductor pollicis longus* liegt in der Tiefe, in einer lateralen Rinne zwischen Radius und Ulna. Sein Muskelbauch zieht mit schrägem Faserverlauf unter den Sehnen der Zehenstrecker hindurch und dann im distalen Drittel des Unterarms über die Sehne des *M. extensor carpi radialis* hinweg. Diese Sehnenkreuzung kann von einem Schleimbeutel unterlagert sein. Die Sehne des *M. abductor pollicis longus* selbst ist von einer individuell unterschiedlich umfangreichen Sehnenscheide umgeben. Die Sehne zieht weiter in der medialen Sehnenrinne des Radius, tritt zwischen den beiden Anteilen des medialen Kollateralbandes des Antebrachiokarpalgelenks hindurch und setzt an der medialen Fläche des Os metacarpale I an. In ihrem Verlauf über die Medialseite des Os carpi intermedioradiale ist in die Sehne stets ein Sesambein eingelagert.

Die Sehne des oberflächlichen Zehenbeugers, *M. flexor digitalis superficialis*, zieht ohne eine eigene Sehnenscheide über die Beugeseite des Karpalgelenks hinweg. Sie stellt eine sehr kräftige, ovale, bis zu 1 cm breite und 0,5 cm dicke Sehne dar. Gelegentlich kann zwischen ihr und dem Os carpi accessorium ein Schleimbeutel auftreten. Durch den tiefen Anteil des Retinaculum flexorum wird sie von der tiefen

Beugesehne getrennt. Danach teilt sie sich in vier Schenkel für die vier Hauptzehen auf.

Die Endsehne des tiefen Zehenbeugers, *M. flexor digitalis profundus*, entsteht knapp proximal des Karpus aus der Vereinigung der Sehnen der drei Muskelköpfe. Die breite, palmar rinnenförmig eingedellte Sehne zieht, in eine Rinne der Fibrocartilago carpometacarpea eingebettet, durch das Retinaculum flexorum, wobei sie von einem Schleimbeutel unterlagert wird. In ihrem Verlauf durch den Karpaltunnel wird die Sehne auf der gesamten Länge von einer Sehnenscheide umgeben. Diese Sehnenscheide kann ersetzt sein durch eine schleimbeutelartige Struktur mit dünnen Wänden ohne Synovia. Danach teilt sie sich nacheinander in die tiefen Beugesehnen für jede der fünf Zehen.

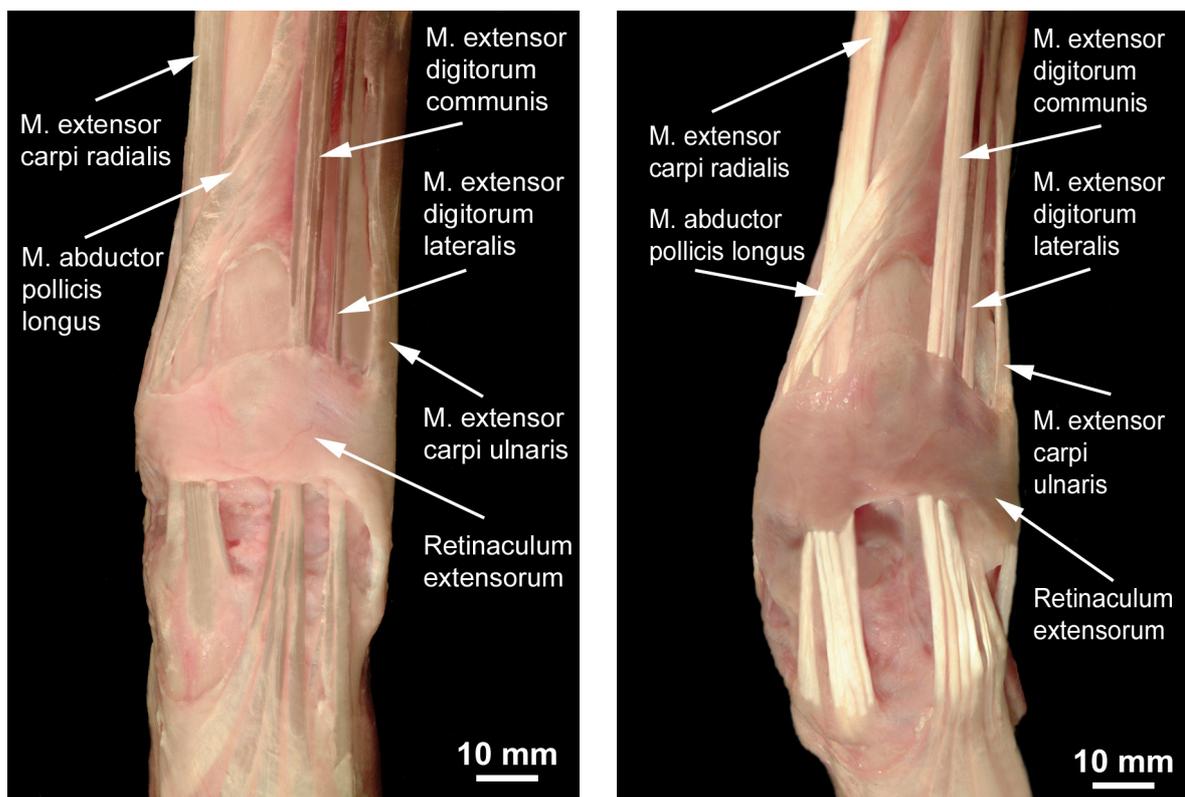


Abb. 2.8: Verläufe der Strecksehnen am Karpus bei gestrecktem (links) und gebeugtem (rechts) Karpalgelenk (linkes Karpalgelenk, Ansicht von dorsal)

2.2 Biomechanik des Karpalgelenks

2.2.1 Bewegungsmöglichkeiten des Karpalgelenks und ihre anatomischen Grundlagen

Das Karpalgelenk als Ganzes stellt eine Kombination von Scharniergelenken und straffen Gelenken dar. Damit bleibt die Hauptbewegungsrichtung in erster Linie auf Beugung und Streckung begrenzt (Mai, 1995; Nickel et al., 2004; Yalden, 1970). Die Richtung der Bewegung wird allerdings vor allem durch die Form der Knochen vorgegeben. Die zahlreichen Bänder verhindern ein Verschieben der einzelnen Knochen gegeneinander und begrenzen so die Bewegungsmöglichkeiten (Yalden, 1970). Nickel (Nickel et al., 2004) gibt das Bewegungsausmaß der Art. antebrachioarpea allgemein mit 95° , das der Art. mediocarpea mit 45° an. Yalden (Yalden, 1970) stellte bei Messungen an reinen Knochenpräparaten einen Beugungsumfang von 100° für das Antebrachiokarpalgelenk und von 40° für die Art. mediocarpea fest. Der Bewegungsumfang der Art. carpometacarpea wird von beiden als unbedeutend eingeschätzt; Yalden maß eine Bewegungsmöglichkeit von 10° . Andere Autoren sprechen in einer prozentualen Angabe der Bewegungsanteile davon, dass 70% der Bewegung in der Art. antebrachioarpea, 25% in der Art. mediocarpea und 5% in der Art. carpometacarpea stattfinden (Johnson, 1998). Mai (Mai, 1995) stellte bei seinen Messungen an Hunden der Rassen Deutsche Dogge, Deutscher Schäferhund, Dobermann, Rauhaardackel und Langhaardackel eine Beweglichkeit im gesamten Karpalgelenk in der Sagittalebene von 165° bis 205° , in der Abduktion-Adduktion-Ebene von 17° bis 56° und eine mögliche Rotation von 40° bis 105° fest. Er betonte dabei ebenfalls, dass sich die Bewegung fast ausschließlich auf die obere Gelenketape beschränkt. In der Arbeit von Rauscher (Rauscher, 1986) finden sich als Beweglichkeitsbreiten in der Flexion-Extensions-Ebene Werte zwischen 176° und 190° , in der Abduktion-Adduktions-Ebene von 21° bis 31° . Allerdings wurden auch hier nur Hunde der Rassen DSH, RHD und LHD verwendet.

In geringem Umfang sind auch vor allem in der proximalsten Gelenketape Dreh- und Seitwärtsbewegungen möglich. Sie werden zum einen auf die Verschiebbarkeit der Knochen gegeneinander zurückgeführt (Nickel et al., 2004), zum anderen jedoch auch auf die relativ große seitliche Bewegungsfreiheit der einheitlichen

Gelenkoberflächen in der Art. antebrachioarpea (Yalden, 1970). Yalden (Yalden, 1970) stellte bei seinen Untersuchungen eine mögliche Bewegung in der Transversalebene von insgesamt 20° im Antebrachio-karpalgelenk fest, die von 15° Abduktion bis 5° Adduktion reicht. Dabei gelangt ein Großteil der proximalen Gelenkfläche des Os carpi ulnare in der Abduktionsposition in Kontakt mit der Gelenkfläche des Radius, wohingegen es bei Adduktionsbewegungen den Kontakt zu den proximalen Knochen nahezu vollständig verliert.

In der Art. mediocarpea ist aufgrund der viel unregelmäßigeren Gelenkflächen in mediolateraler Richtung keine Bewegung in der Transversalebene möglich (s. Abb. 2.9, Abb. 2.10). Einer zu starken Hyperextension wirkt in dieser Gelenketape eine sog. „stop facet“ oder „locking facet“ entgegen, die sich sowohl an der distalen Gelenkfläche des Os carpi intermedioradiale wie auch an der proximalen Gelenkfläche des Os carpale tertium findet. Es handelt sich dabei um einen von der Krümmung der restlichen Gelenkfläche abweichenden, nahezu horizontalen Gelenkflächenabschnitt am Dorsalrand des Gelenks. Die dadurch konvex-konkave Gelenkfläche verhindert eine zu starke Extension des Gelenks (Yalden, 1970).

Yalden (Yalden, 1970) erklärt die im Karpalgelenk vorhandenen Seitbewegungen mit der Notwendigkeit, die Gliedmaßen bei mehr oder weniger exakt in einer Linie gesetzten Schritten, vor allem bei Wildcarnivoren, in der Hangbeinphase aneinander vorbeizuführen, ohne die jeweils kontralaterale Gliedmaße zu berühren.

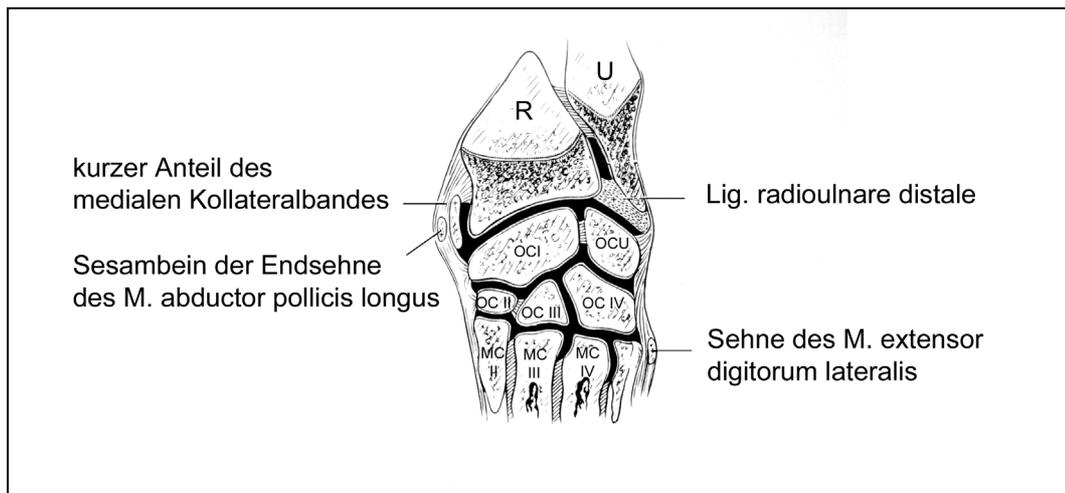


Abb. 2.9: Schematischer Transversalschnitt durch das linke Karpalgelenk, Ansicht von dorsal (nach Evans, 1993)

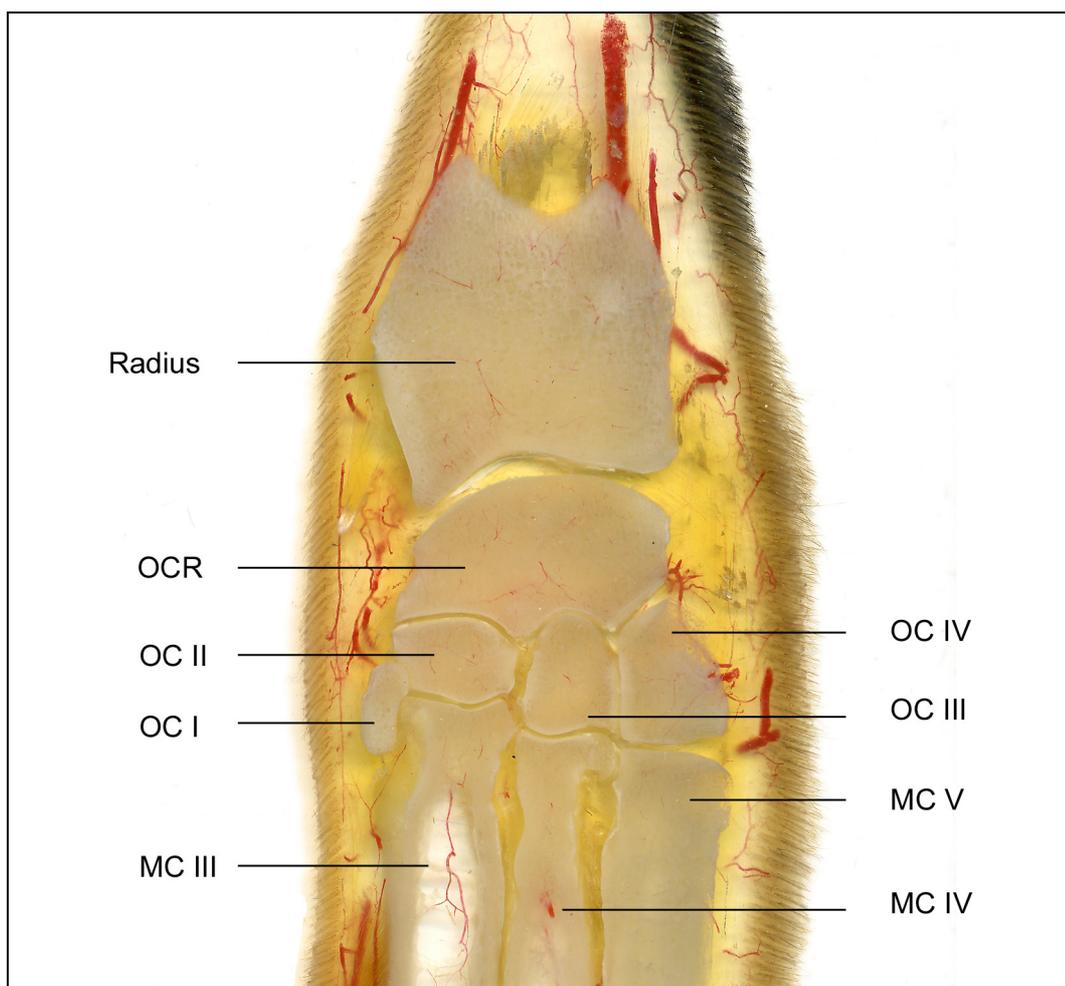


Abb. 2.10: Transversalschnitt durch das linke Karpalgelenk eines Hundes, Ansicht von dorsal: Scheibenplastinat mit injizierten Gefäßen (Institutsarbeit, angefertigt von Herrn H. Obermayer)

Bei der vollständigen Flexion des Karpus kann der Mittelfuß bis nahe an den Unterarm herangeführt werden (Nickel et al., 2004). Allerdings geschieht die Flexion nicht nur in einer Ebene; bei jeder Beugung kommt es automatisch zu einer geringgradigen Abduktionsbewegung. Diese rührt zum einen daher, dass bei Beugung in der Art. antebrachio-carpea der Proc. styloideus radii über die konkave Gelenkfläche des mediopalmaren Tuberculum des Os carpi intermedioradiale gezogen wird, was automatisch zu einer leichten Abduktion bei Beugung führt. Dieser Mechanismus dient dazu, ein Berühren der Gliedmaßen beim Aneinandervorbeiführen zu verhindern. Der gleiche Effekt wird in der Art. mediocarpea dadurch bewirkt, dass die Streckachse der distalen Gelenkfacette des Os carpi intermedioradiale für das Os carpale III nicht mit seiner eigenen Streckachse zusammenfällt, sondern diese in einem Winkel von 75° schneidet (Yalden, 1970).

Bei den Fleischfressern besteht bei belasteter Gliedmaße in der Regel eine geringgradige Hyperextension von 10° bis 12° (Harasen, 2002; Nickel et al., 2004). Müller-Rohrmoser (Müller-Rohrmoser, 1997) gibt die Beweglichkeit gesunder Karpalgelenke bei passiver Streckung mit 192° bis 225° an. Diese Hyperextension führt dazu, dass die konkave Gelenkfläche des Radius in belasteter Stellung mit der dorsoproximalen Kante der korrespondierenden Gelenkfläche des Os carpi intermedioradiale artikuliert (Yalden, 1970). Dazu kommt bei Belastung eine physiologische Valgusstellung von bis zu 15° ; die Pfote wird bei Entlastung durch das Lig. radiocarpeum dorsale wieder in eine neutrale Position gezogen (Guilliard, 1997). Bei der Gewichtsaufnahme kann das Karpalgelenk in Extremfällen bis zu 270° gestreckt werden (Guilliard und Mayo, 2000); ein Teil dieser Kraft wird durch Kontraktion des M. flexor carpi ulnaris ausgeglichen, die Spannung wird dann über das Lig. accessoriometacarpale auf den Metakarpus übertragen. Diese Spannung im Bandapparat des Os carpi accessorium führt wiederum dazu, dass es von einer sagittalen Lage bei unbelasteter Gliedmaße nach lateral und damit tiefer in die eigene Gelenkgrube rutscht, was zu einer Stabilisierung des gesamten Karpalgelenks bei Belastung beiträgt (Guilliard, 2001).

Rotationsbewegungen im Sinne von Pronation und Supination beschränken sich auf das distale Radioulnargelenk. Dabei findet während der Hangbeinphase eine Drehung des Radius um die feststehende Ulna sowie während der Stützbeinphase aufgrund des fixierten Radius eine Drehung der Ulna um den Radius statt (Roos et al., 1992). Roos (Roos et al., 1992) stellte einen Rotationsumfang im Karpalgelenk beim DSH von 18° Innenrotation bis 50° Außenrotation fest. Für Rauhaardackel betragen die entsprechenden Werte 28° bzw. 48°, für Langhaardackel 32° bzw. 46°. Yalden (Yalden, 1970) spricht von einer möglichen Bewegungsfreiheit von 40°. Allerdings trägt seiner Meinung nach auch die Art. antebrachio-carpea einen Teil zur Rotation bei, da die relativ lockere Verbindung zwischen Ulna und Os carpi ulnare dazu führt, dass sich das Os carpi ulnare und damit der gesamte Karpus zusammen mit dem Radius um die Ulna drehen kann. Roos hingegen sieht diese Bewegungsmöglichkeit nur beim Rauhaardackel um ca. 8° und in geringem Maße auch beim Langhaardackel gegeben.

Die Zusammensetzung des Karpalgelenks aus vielen einzelnen Knochen dient unter anderem auch der Stoßbrechung, wenn die Knochen aufgrund ihrer schrägen Flächen und der Keilform bei Belastung auseinanderweichen (Nickel et al., 2004). Dennoch sind die einzelnen Knochen einer Reihe, vor allem die der distalen Karpalreihe, durchaus als funktionelle Einheit anzusehen, die bei einem Großteil der Bewegungen wie eine einzige Gelenkfläche agieren (Yalden, 1970).

2.2.2 Karpalgelenkwinkel im Stand

Zu der Größe des Karpalgelenkwinkels im Stand bei verschiedenen Hunderassen gibt es bisher relativ wenige Angaben in der Literatur. Mai (Mai, 1995) beobachtete bei seinen Messungen an Tieren ausgewählter Rassen bei der Deutschen Dogge einen durchschnittlichen Standwinkel von 202°, beim LHD von 211°, beim RHD und beim Dobermann von 217° sowie beim DSH von 219°. Rauscher (Rauscher, 1986) postulierte, dass die Standwinkel identisch mit der Grenze der passiven Streckbarkeit seien, und fand so für den DSH einen durchschnittlichen Standwinkel von 222°, für den Rauhaardackel von 215,2° und für den Langhaardackel von 207°. Allerdings verwendete er als Drehpunkt des gemessenen Winkels das Os carpi ulnare.

2.2.3 Ganganalytische Untersuchungen – Kinematische Aspekte

Zur Messung der Gelenkwinkel am Karpalgelenk werden bei der Ganganalyse in der Regel folgende Messpunkte verwendet: proximal der Epicondylus lateralis humeri, als Drehpunkt der Proc. styloideus ulnae sowie distal der distale Bandhöcker des Os metacarpale V (Off und Matis, 1997) (s. Abb. 2.11).

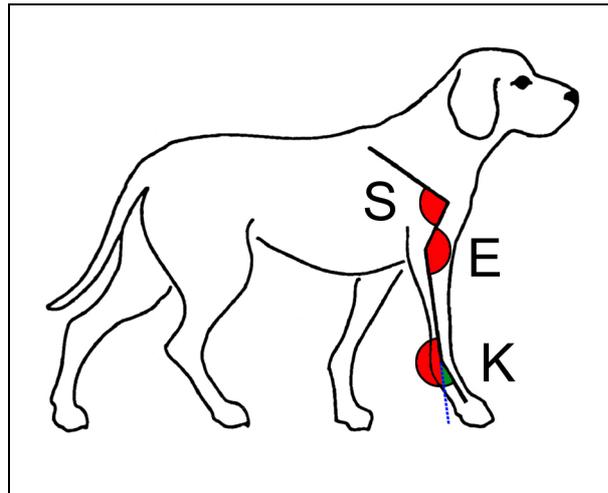


Abb. 2.11: Messstrecke des Karpalgelenkwinkels bei der Ganganalyse (grün = Hyperextension) (nach Hottinger et al., 1996)

Das Karpalgelenk stellt neben dem Hüftgelenk das einzige Gliedmaßengelenk dar, das während eines Schrittes nur einen einzigen Peak maximaler Extension aufweist (Allen et al., 1994; DeCamp et al., 1993). Bei der Betrachtung des Bewegungsmusters des Karpus ist dieser zu Beginn der Standphase gestreckt, mit Übernahme der Belastung kommt es zu einer Hyperextension. Gegen Ende der Fußungszeit wird das Karpalgelenk leicht gebeugt, in der Schwungphase findet eine weitere Beugung statt, die gegen Ende der Schwungphase wieder in eine Streckung übergeht (Unkel-Mohrmann, 1999) (s. Abb. 2.12). Das Verhältnis der Stand- zur Schwungphase und damit auch die entsprechende Winkelung und Belastung des Karpalgelenks beträgt an der Vordergliedmaße 2,36:1 (Unkel-Mohrmann, 1999). Nielsen (Nielsen et al., 2003) untersuchte die Größe des Winkels im Antebrachiokarpalgelenk während der Standphase genauer und beobachtete eine Winkelung von $192,4^\circ$ zu Beginn der Standphase, die sich während der ersten $\frac{3}{4}$ der Standphase auf 154° verkleinerte und kurz vor dem Abheben der Pfote wieder auf $198,3^\circ$ anstieg. Die Messung des Winkels erfolgte dabei über die Streckseite.

Zusätzlich findet während der Standphase eine Torsion der Vordergliedmaße statt. Die sich beim Aufsetzen in einer leichten Supinationsstellung befindliche Pfote gelangt über eine Innenrotation während der Belastung schließlich kurz vor dem Abheben in eine neutrale Position (Rumph et al., 1994).

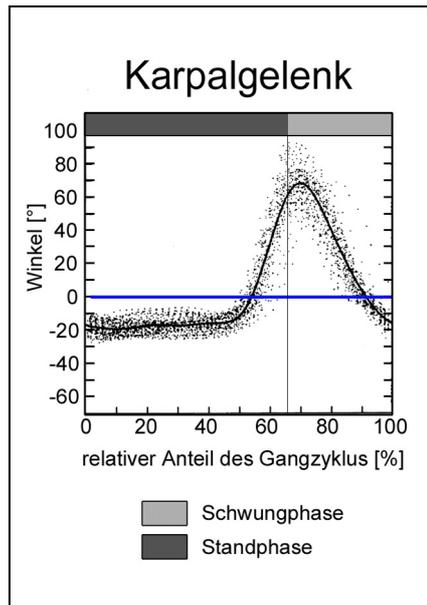


Abb. 2.12: Änderungen des Karpalwinkels während eines Schrittzklus (nach Hottinger et al., 1996)

Das Karpalgelenk bewegt sich bei einem Schrittzklus durchschnittlich um 110° bis 150°. Tabelle 2.1 gibt einen Überblick über die Größe des Karpalgelenkwinkels und die Range of motion bei verschiedenen Rassen im Schritt bzw. Trab:

Tabelle 2.1: Karpalgelenkwinkel bei der Ganganalyse

Autor	Rasse	Gangart	Winkel
Hottinger et al., 1996	KG 23 – 36 kg	Schritt	mittlerer Winkel: 186,4° +/- 22,4° Maximum: 198°
Unkel-Mohrmann, 1999	DSH	Schritt	rechte VGM: 204,26° +/- 22,86° linke VGM: 211,82° +/- 8,19° ROM rechte VGM: 112,20° +/- 22,22° ROM linke VGM: 110,76° +/- 10,81°
Nielsen et al., 2003	KG Ø 25 kg	Schritt	während der mittleren Standphase 206° +/- 20°
DeCamp et al., 1993	Greyhound	Trab	<i>Maximum während Standphase:</i> 205° +/- 13°
Allen et al., 1994	KG Ø 28 kg	Trab	<i>Maximum während Standphase</i> 205° bis 209°
Gillette und Zebas, 1999	Labrador und Labrador-Mix	Trab	ROM rechte VGM: 150,02° +/- 14,51° ROM linke VGM: 143,88 +/- 9,85°

KG = Körpergewicht

VGM = Vordergliedmaße

ROM = Range of motion

Aus Diagrammen entnommene Werte

Das Vorhandensein einer langdauernden Extension in der Standphase, gefolgt von einer relativ schnellen Flexion in Zusammenhang mit der relativ kurzen Messstrecke vom Proc. styloideus ulnae zum distalen lateralen Bandhöcker des Os metacarpale V bedingen bei den Messungen der Karpalgelenkwinkel eine deutlich höhere Ungenauigkeit als es bei den kinematischen Untersuchungen an anderen Gliedmaßengelenken üblich ist (Allen et al., 1994; DeCamp et al., 1993; Hottinger et al., 1996).

2.2.4 Ganganalytische Untersuchungen – Kinetische Aspekte

Die bei der Fortbewegung auf die Gliedmaßen bzw. auf die Gelenke wirkenden Kräfte werden bei der Ganganalyse mittels in den Boden eingelassener Kraftmessplatten gemessen. Dabei werden die auftretenden Kräfte nach den drei Raumrichtungen in vertikale Bodenreaktionskräfte (F_z), kraniokaudale (F_y) und mediolaterale Kräfte (F_x) aufgeteilt (vgl. Abb. 2.13).

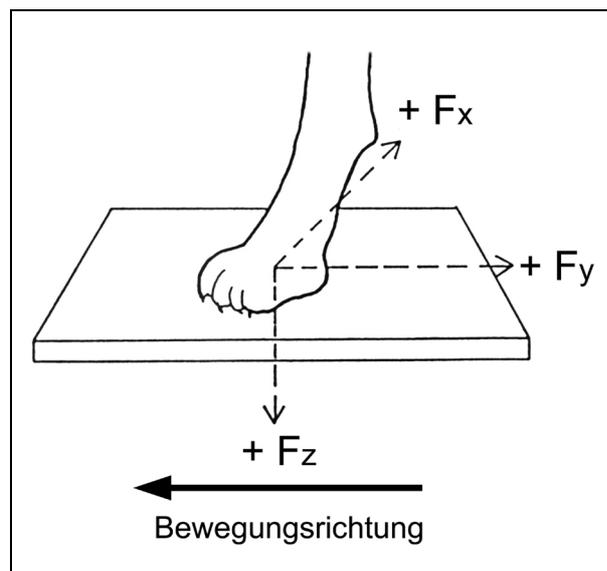


Abb. 2.13: Bei der Ganganalyse gemessene Bodenreaktionskräfte (aus Budsberg et al., 1987)

Grundsätzlich ist die Verteilung des Körpergewichts auf die vier Gliedmaßen von der Lage des Körperschwerpunktes abhängig. Dieser variiert bei den verschiedenen Rassen. Nach Larché (Larché, 1962) beträgt der Anteil der Belastung der Vordergliedmaßen bei Hunden mit weiter cranial gelegenem Schwerpunkt wie Boxer oder Windhunden 70% bis 80% des Körpergewichts. Bei allen anderen Hunderassen, bei denen der Schwerpunkt weiter kaudal liegt, liegt die Last zu 58% bis 69% auf den Vordergliedmaßen.

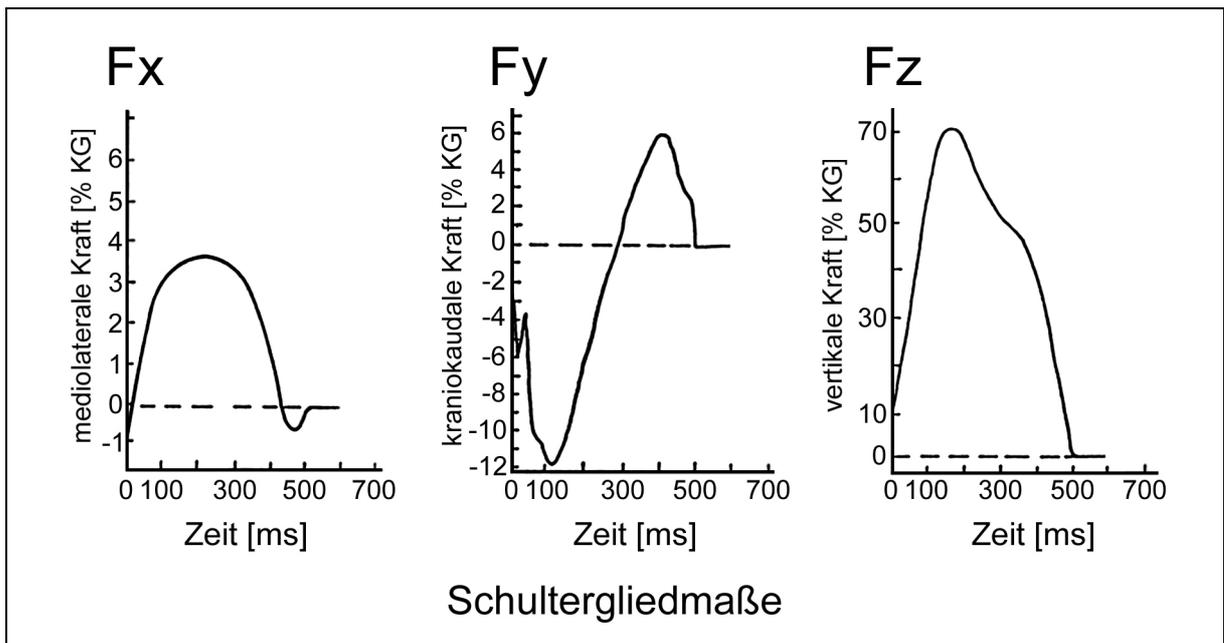


Abb. 2.14: Bodenreaktionskräfte an der Vordergliedmaße (nach Budsberg et al., 1987)

Die bei der Ganganalyse gemessenen vertikalen Bodenreaktionskräfte übersteigen die Belastung im Stand deutlich, sie liegen je nach Gangart zwischen 55% und 168 % des Körpergewichts. Lee (Lee et al., 1999) beobachtete, dass bei einer konstanten Geschwindigkeit im Trab sich die gleiche prozentuale Gewichtsverteilung auf die einzelnen Gliedmaßen wie im Stand einstellt. Hutton (Hutton et al., 1969) stellte bereits 1962 fest, dass die maximale Kraft der Vorderpfoten bei Hunden im Schritt ungefähr dem Körpergewicht entspricht. Tabelle 2.2 gibt eine Übersicht über die bei verschiedenen Rassen und verschiedenen Gangarten mit modernen Analyseeinheiten gemessenen Kräfte. Die einzige Angabe einer direkt in einem Gelenk wirkenden Kraft stammt bisher von Nielsen (Nielsen et al., 2003), der mit einer neuartigen Methode unter anderem Kräfte und Kraftmomente während der Standphase in verschiedenen Gelenken berechnete. Er errechnete eine vertikale Intersegmentalspitzenkraft von 61,35% KG im Antebrachiokarpalgelenk beim Schritt. Bei zunehmender Länge der Standphase nimmt die Höhe der vertikalen Spitzenkraft ab. Die Länge der Standphase wiederum korreliert direkt mit der physikalischen Größe der Tiere. Bei einer vorgegebenen Geschwindigkeit ist die Bodenkontaktzeit bei einer größeren Pfote länger. Deswegen wirkt bei schwereren Hunden zwar eine niedrigere relative Spitzenkraft während der Standphase, der totale Impuls ist aber dennoch höher als bei leichteren Tieren (Bertram et al., 2000; Budsberg et al., 1987;

McLaughlin Jr. und Roush, 1994; Roush und McLaughlin Jr., 1994). In der erstgenannten Studie konnte eine durchschnittliche Spitzenvertikalkraft für eine Vordergliedmaße bei Hunden im Schritt bei 70% des Körpergewichts beobachtet werden; bei kleineren Rassen lag die Spitzenvertikalkraft im Extremfall bei 130% KG, sonst zwischen 70% und 100% KG. Bei zunehmender Laufgeschwindigkeit nehmen ferner die vertikalen Bodenreaktionskräfte sowohl an den Vorder- wie auch an den Hintergliedmaßen zu; der vertikale Impuls allerdings nimmt ab (Riggs et al., 1993). Bei den auf die Vordergliedmaßen wirkenden Kräften ist ferner hervorzuheben, dass hier größere Kraftbe- und -entlastungsraten auftreten, d. h. die maximale vertikale Belastung tritt an den Vordergliedmaßen früher in der Standphase auf, ist höher als an den Hintergliedmaßen und nimmt schneller wieder ab. Oft erscheint sogar bei der Belastung ein sog. „rapid initial impact peak“, ein schneller Kraftanstieg, dem eine kurze Entlastung folgt (Budsberg et al., 1995). Unkel-Mohrmann (Unkel-Mohrmann, 1999) stellte signifikante Korrelationen der vertikalen Bodenspitzenkräfte zu Gewicht, Widerristhöhe, Kruppenhöhe und Segmentlänge bei den von ihr untersuchten Hunden fest. Die auftretenden horizontalen Bodenreaktionskräfte werden an den Vordergliedmaßen in erster Linie von Bremskräften dominiert (Bertram et al., 2000). Sie können bis nahezu 17 % des Körpergewichts betragen (Rumph et al., 1994). Angaben zu den an der Vordergliedmaße auftretenden mediolateralen Bodenreaktionskräften schwanken zwischen 2 und 13 % des Körpergewichts (DeCamp, 1997; Off und Matis, 1997).

Bei einer Messung der vertikalen Bodenreaktionskräften nach Sprüngen über Hürden verschiedener Höhe konnten (Yanoff et al., 1992) je nach Sprunghöhe Kräfte vom Doppelten bis Vierfachen des Körpergewichts auf den Vordergliedmaßen feststellen. Im Hinblick auf die Belastung der Knochen und Gelenke der Vordergliedmaße bleibt zu beachten, dass gegen Ende der Standphase die Muskeltätigkeit bereits wieder abnimmt, die horizontalen Bodenreaktionskräfte aber gleichzeitig zunehmen. In dieser Phase übernehmen die Knochen, Sehnen und Bänder eine wichtige Stützfunktion (Off und Matis, 1997).

Tabelle 2.2: Bei verschiedenen Gangarten auftretende Bodenreaktionskräfte

Autor	Rasse	Gangart	Bodenreaktionskräfte
Hutton et al., 1969	2 Labrador 1 Mischling 2 Beagle	Schritt	F_z : 100 – 120% KG
Budberg et al., 1987	KG 8,6–58,5 kg	Schritt	F_z : 70 – 100 % KG F_y : 11% KG
Griffon et al., 1994	Greyhound	Schritt	F_z : 61 % KG
Roush und McLaughlin Jr., 1994	Greyhound	Schritt	mit steigender Geschwindigkeit F_z : 60,6 +/- 3,8 bis 63,2 +/- 4,4 % KG
DeCamp, 1997		Schritt	F_z : 55 % KG F_y : 8 % KG F_x : 2-4 % KG
Off und Matis, 1997		Schritt	F_z : 70 % KG F_y : 6-12 % KG F_x : 2-4 % KG
Unkel- Mohrman, 1999	DSH	Schritt	F_z rechte VGM: 69,57 +/- 10,53 % KG F_z linke VGM: 66,68 +/- 8,81 % KG
Nielsen et al., 2003	KG Ø 25 kg	Schritt	F_z : 62,5 +/- 4,53 % KG F_y : 11,55 +/- 2,31 % KG
Jevens et al., 1993	Greyhound	Trab	F_z : 114,7 (10^{-2} N/kg)
Riggs et al., 1993	Greyhound	Trab	je nach Geschwindigkeit 105 – 125 % KG
McLaughlin Jr. und Roush, 1994	Greyhound	Trab	je nach Geschwindigkeit 108,8 +/- 10,8 bis 131,1 +/- 13,1 % KG
Rumph et al., 1994	KG 18 – 32 kg	Trab	F_z – Peak: 168,68 % KG mittlere F_z : 60,82 % KG F_y : -16,74 bis 6,73 % KG F_x : 6,69 % KG

DeCamp, 1997		Trab	F_z : 88 % KG F_y : -8 bis 12 % KG F_x : 13 % KG
Lee et al., 1999	Labrador Greyhound	Trab	F_z : 64,3 % KG F_z : 55,8 % KG

KG = Körpergewicht

VGM = Vordergliedmaße

aus Diagrammen entnommene Werte

2.3 Klinische Bedeutung des Karpalgelenks

Berichte über Verletzungen des Karpalgelenks finden sich vor allem bei Rennhunden. Hier wird die Inzidenz von Karpalgelenksverletzungen jeglicher Art je nach Autor und Rennbahn zwischen 4,96% (Johnson, 1998) und 11% (Johnson, 1998; Prole, 1976) angegeben. Sicard (Sicard et al., 1999) stellte sogar eine Inzidenz von 12,5% fest.

Bei anderen Hunden sind Verletzungen und Erkrankungen des Karpalgelenks eher selten. Es existiert allerdings eine hohe Anzahl „unspezifischer“ Karpalgelenksverletzungen, die meist keiner weiterführenden Diagnostik unterzogen werden. Im Folgenden soll ein kurzer Überblick über die wichtigsten Erkrankungen und Verletzungen des Karpalgelenks gegeben werden.

Hyperextensionsverletzungen stellen meist die Folge eines Sturzes oder Sprungs aus großer Höhe dar. Sie sind häufig mit Frakturen der Karpalknochen oder Bandrupturen vergesellschaftet (Whitelock, 2001). Das Antebrachiokarpalgelenk ist dabei nur in 10% der Fälle betroffen (Harasen, 2002), die Art. mediocarpea in 75% und die Art. carpometacarpea in 20% (Earley und Dee, 1980). Als Therapie ist nach Harasen (Harasen, 2002) in jedem Fall eine Arthrodese anzuraten, da das bei einer konservativen Behandlung gebildete Bindegewebe nie die ganze Last aufnehmen kann.

Bei den Frakturen ist zunächst die Fraktur des Os carpi intermedioradiale zu nennen. Sie scheint bei Boxern besonders häufig aufzutreten (Ferguson, 1998; Tomlin et al., 2001). Es werden 3 Arten von Frakturen unterschieden: Schrägfrakturen mit einem

großen medialen Fragment, die am häufigsten auftreten (72%), Sagittalfrakturen mit einem kleinen medialen Fragment und Trümmerfrakturen. Meist ist der Fraktur kein auslösendes Trauma zuzuordnen, der Mechanismus der Frakturentstehung ist weitgehend unbekannt. Unter anderem werden Ermüdung durch wiederholte Überlastung, strukturbedingtes Versagen aufgrund einer vorbestehenden Schwäche, hohe Kompressionskräfte bei harter Arbeit oder eine inkomplette Verknöcherung der drei Ossifikationskerne als Ursachen diskutiert (Ferguson, 1998; Johnson, 1998; Tomlin et al., 2001; Vaughan, 1985).

Frakturen des Os carpi accessorium treten vor allem bei Rennhunden auf. Es werden 5 verschiedene Typen unterschieden (vgl. Abb. 2.15): Beim Typ I handelt es sich um eine Abrissfraktur des distalen Randes der Gelenkfläche, Typ II stellt eine Abrissfraktur des proximalen Teils der Gelenkfläche dar, der nur zusammen mit Typ I auftritt. Als Typ III wird eine Abrissfraktur der distalen Oberfläche des kaudalen Endes des Os carpi accessorium bezeichnet. Typ IV repräsentiert eine Abrissfraktur der Sehne des M. flexor ulnaris mit einem nach proximal gezogenen Fragment, Typ V beschreibt eine Trümmerfraktur. Als Ursache gelten die starken Zugbelastungen der Weichteilgewebe auf ihre Ansätze am Knochen bei Belastung der Gliedmaße (Johnson, 1987). Johnson (Johnson et al., 1988) stellte in einer retrospektiven Analyse von 50 Frakturen eine Verteilung der Typen I:II:III:IV:V von 26:5:1:6:3 fest.

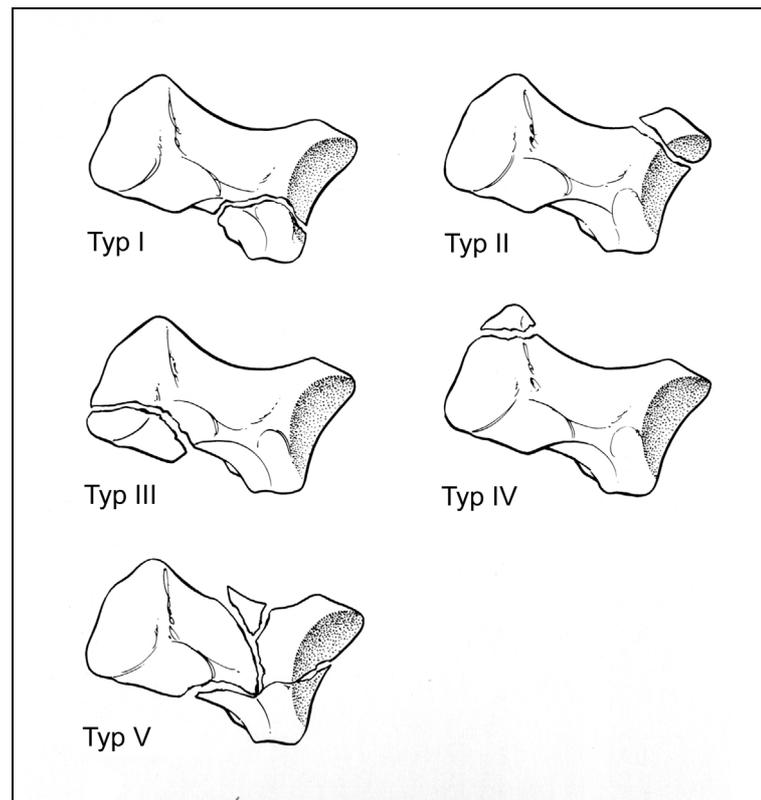


Abb. 2.15: Frakturtypen am Os carpi accessorium (aus Bloomberg et al., 1998)

Frakturen anderer Karpalknochen sind selten. Meist stellen sie sich als Chip- oder Absprengfrakturen im Zusammenhang mit anderen Verletzungen des Karpus dar (Johnson, 1998; Probst und Millis, 1993; Schulz, 2001; Whitelock, 2001).

Luxationen sowie Subluxationen treten gelegentlich in allen Gelenketagen auf. Sie erfolgen in der Regel nach dorsal (Guilliard und Mayo, 2001), wobei vollständige Luxationen vor allem in den beiden distalen Gelenketagen wesentlich seltener auftreten als Subluxationen (Johnson, 1998; Vaughan, 1985). Besonders hervorzuheben ist die isolierte Luxation des Os carpi intermedioradiale, die nach Hyperextension des Karpus mit Pronation und darauffolgender Supination vor allem bei Arbeitshunden auftreten kann (Johnson, 1998; Whitelock, 2001). Dabei rotiert das Os carpi intermedioradiale sowohl um die dorsopalmare als auch um die mediolaterale Achse, und zwar so, dass die proximale Gelenkfläche schließlich nach palmar und medial zeigt (vgl. Abb. 2.16) (Johnson, 1998). Häufig besteht gleichzeitig eine Ruptur des Lig. collaterale carpi mediale und des Lig. radiocarpeum dorsale sowie der dorsalen Gelenkkapsel (Johnson, 1998; Miller et al., 1990; Whitelock, 2001). Nach Miller et al. (Miller et al., 1990) kann die Luxation auch experimentell

hervorgerufen werden, indem nach Durchtrennen des kurzen medialen Seitenbandes, des Lig. radioulnare intercarpale und der dorsalen Gelenkkapsel eine Hyperextension im Karpalgelenk mit anschließender Pronation oder Supination der Pfote ausgelöst wird.

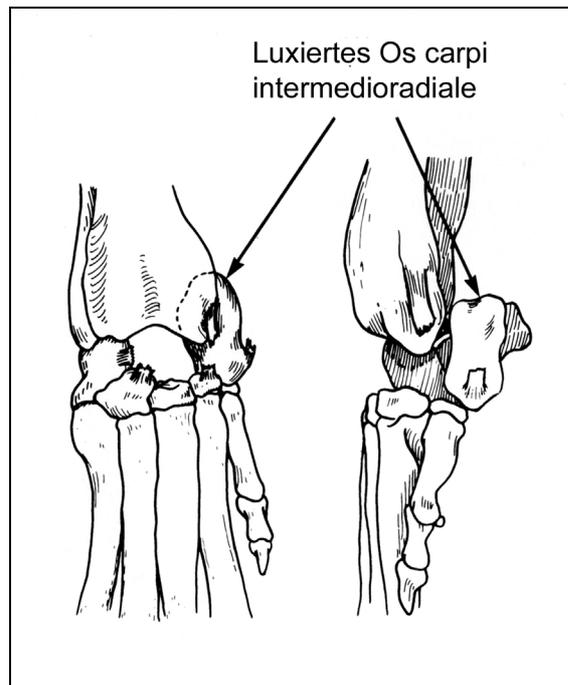


Abb. 2.16: Schematische Darstellung einer Luxation des Os carpi intermedioradiale (aus Bloomberg et al., 1998)

Verletzungen am Bandapparat des Karpus treten häufiger auf als alle anderen Verletzungen (Johnson, 1998); ihre wahre Inzidenz ist auch bei Rennhunden nicht bekannt (Johnson et al., 1988). Die Größe und Anzahl der Bänder macht eine genaue Diagnose meist schwierig, häufig sind auch mehrere Bänder betroffen. In der Regel handelt es sich um Abrissfrakturen aufgrund traumatischer Einwirkungen wie Sturz oder Fall. Auch Zerrungen treten häufig auf (Whitelock, 2001). Ein röntgenologisches Anzeichen für chronische Bandverletzungen stellt das Auftreten von sog. Enthesiophyten dar (Guilliard, 1998; Whitelock, 2001). Sie entstehen durch enchondrale Ossifikation des Faserknorpels am Bandansatz als Folge eines lokalisierten Teufelskreises aus Verletzung, Entzündung und Reparatur, wie er sich nach einer einzigen überschießenden Krafteinwirkung oder nach sich chronisch wiederholenden Traumata abspielen kann (Johnson, 1998). Guilliard (Guilliard, 1998)

stellte bei einer Untersuchung von 100 Karpalgelenken bei Greyhounds bei 14% der untersuchten Gelenke Enthesiopathien am Ursprung des kurzen Anteils des medialen Seitenbandes fest, ohne dass die Tiere klinische Symptome zeigten.

In den meisten Fällen werden Karpalgelenksverletzungen konservativ versorgt. Dabei wird aber vor allem bei großen Hunden selten ein voller Funktionserhalt erreicht. Als Spätfolgen treten fast immer degenerative Gelenkserkrankungen auf (Johnson, 1998).

2.4 Biomechanische Aspekte an synovialen Gelenken

2.4.1 Physiologische Inkongruenz von Gelenken

Nach Eckstein (Eckstein et al., 2000) ist ein Gelenk dann kongruent, wenn es mit geringer Kraft in Kontakt gebracht wird und dann die gesamte Gelenkfläche des kleineren Artikulationspartners in die Kontaktfläche einbezogen ist; wenn jedoch nur einige Bereiche zur Kontaktfläche gehören, liegt Inkongruenz vor. Früher war man fälschlicherweise davon ausgegangen, dass weitgehend kongruente Gelenke wie Ellbogen- und Sprunggelenk beim Hund die dünnste Knorpeldicke aufwiesen, weil aufgrund der Kongruenz eine gleichmäßige Druckverteilung stattfindet (Simon et al., 1973). Heute allerdings gilt als gesichert, dass sich bei exakt kongruenten Gelenken der Druck im Gegenteil bei Belastung auf ein kleineres Kontaktgebiet konzentriert (Bullough, 1981). Bei einem inkongruenten Gelenk hingegen kommt es bei Belastung zu einer Vergrößerung der Kontaktflächen und somit zu einer gleichmäßigen Druckübertragung (Müller-Gerbl, 1991), was zu einer niedrigeren Kraftübertragung pro Fläche führt (Eckstein et al., 1994).

Es können verschiedene Inkongruenzmodelle unterschieden werden (Eckstein et al., 2000): bei der konvexen Inkongruenz besitzt die Gelenkspfanne einen größeren Radius als der Kopf. Hier kommt es zu einer glockenförmigen Verteilung der Belastung in der Pfanne (Eckstein et al., 1994), allerdings ist das System relativ instabil und die Lastübertragung beschränkt sich auf ein relativ kleines Gebiet (Bullough, 1981). Bei der konkaven Inkongruenz ist die Gelenkspfanne zentral tiefer als der Kopf, was an einem größeren Radius des Kopfes oder an einem unregelmäßigen Radius der Pfanne liegen kann. Bei diesem Gelenktyp wird das

Gelenk bei Belastung zunächst bizentrisch peripher belastet (Eckstein et al., 2000). Bei weiterer Belastung kommt es allerdings zu einer Vergrößerung und Wanderung der Kontaktfläche; somit verteilt sich der Druck gleichmäßig auf die gesamte Gelenkfläche (Bullough, 1981; Eckstein et al., 1994; Müller-Gerbl, 1991). In diesem Fall tritt also eine bessere biomechanische Situation aufgrund der dynamischen Belastung der gesamten Gelenkfläche ein, was aufgrund des auch bei immer gleicher Bewegungsrichtung auftretenden „Pumpeffekts“ zusätzlich zu einer besseren nutritiven Versorgung des Gelenkknorpels führt (Bullough, 1981; Eckstein et al., 1994; Eckstein et al., 2000; Müller-Gerbl, 1991). Im Zentrum der Gelenkpfanne treten bei diesem Inkongruenztyp in hohem Maße Zugspannungen auf (Eckstein et al., 2000).

Simon zeigte 1973, dass Positionswechsel in einem Gelenk nur eine geringe Auswirkung auf den Anteil der Kongruenz haben (Simon et al., 1973).

2.4.2 Dichteverteilung in der subchondralen Knochenplatte

Als subchondraler Knochen wird hier wie im Folgenden die erste knöchernen Lamelle unter dem kalzifizierten Knorpel verstanden. Die subchondrale Knochenplatte zeigt sich in Gelenksarealen mit hoher Belastung dicker und dichter, zeigt eine höhere Festigkeit, Steifigkeit und Härte, ist metabolisch aktiver und enthält mehr Blutgefäße (Müller-Gerbl, 1998). Sie kann, ähnlich wie der Gelenkknorpel, vor allem bei plötzlichen Belastungen des Gelenks kraftdämpfend wirken; allerdings überträgt sie dabei ca. 10mal mehr Kraft pro Fläche als Knorpel (Radin et al., 1970). In der Verteilung der subchondralen Knochendichte spiegelt sich die in vivo Belastung des Gelenks in Form einer „loading history“ wider (Carter, 1984). Früher ging man davon aus, dass die sog. „Gelenkresultierende“, der nach rechnerischer Berücksichtigung aller Faktoren erhaltene Hauptvektor bei einer bestimmten Belastung, unter anderem für die Verteilung der Knochendichte verantwortlich sei (Kummer, 1968; Tillmann, 1978). Heute werden jegliche Arten von Spannungsverhältnissen, also auch das Auftreten von Zugspannung, im Knochen als ursächlich für den An- und Abbau von Knochenmaterial angesehen (Eckstein et al., 2000; Müller-Gerbl, 1991). So kann an konvex inkongruenten wie auch an kongruenten Gelenken eine hohe Knochendichte im Zentrum der Gelenkspfanne festgestellt werden, also am Ort des höchsten

Drucks. An konkav inkongruenten Gelenken ist zunächst eine bizenrische Dichteverteilung in den Regionen des höchsten Drucks zu beobachten, bei zunehmender Belastung kann ein Dichtezentrum in der Tiefe der Pfanne auftreten, also an der Stelle der höchsten Zugspannung. Auf diese Weise können bei diesem Gelenktyp Knochendichtemaxima an Stellen liegen, an denen sich die Gelenkflächen nicht einmal berühren (Eckstein et al., 2000). Allgemein ist die Knochendichte über die gesamte Pfannenfläche gesehen in konkav inkongruenten Gelenken höher, mit steigender Inkongruenz steigt auch die Dichte (Eckstein et al., 1997). Allerdings können verschiedene Kombinationen aus Kongruenz und Belastungsmuster gleiche Verteilungen der Knochendichte hervorrufen, so dass, um sinnvolle Rückschlüsse aus dem Dichtemuster ziehen zu können, zumindest ein weiterer Faktor, sei es die Kongruenzsituation oder das Belastungsmuster in vivo, bekannt sein muss (Eckstein et al., 1997; Eckstein et al., 2000). Es bleibt auch zu bedenken, dass bei inkongruenten Gelenken keine absolute Übereinstimmung zwischen der Langzeitbelastung und der Verteilung der Knochendichte herrscht. Die Ursache dafür könnte darin liegen, dass die Kräfte an der Gelenkoberfläche nicht dieselben wie im subchondralen Knochen sind, was aber der Theorie vom verkörpertem Spannungsfeld widerspräche (Eckstein et al., 2000).

Müller-Gerbl (Müller-Gerbl et al., 1989; Müller-Gerbl, 1991) konnte zeigen, dass sich das Dichtemuster an während des Lebens veränderte Belastungssituationen anpasst und somit als Parameter für die aktuelle Belastung in vivo verwendet werden kann. Dabei bleibt bei geringerer bzw. weniger häufiger Belastung das Verteilungsmuster gleich, es werden lediglich niedrigere Werte erreicht (Eckstein et al., 2000). Das aktive remodeling der subchondralen Knochenplatte steigt im Alter sogar wieder an (Lane et al., 1977).

Allgemein ist der subchondrale Knochen im Zentrum der Gelenkpfannen, also am Ort der höchsten Zugspannung, meist dicker als unter der konvexen Seite (Simkin et al., 1980; Simkin et al., 1991). Auch wurde bei der Untersuchung der Knochendichte und der Kontaktdrücke in Hüftgelenken bei verschiedenen Primaten eine deutliche Zunahme der Knochendichte des Acetabulums mit dem Körpergewicht beobachtet, wohingegen die Knochendichte im Femurkopf und die relativen Kontaktdrücke keine Veränderungen aufwiesen (Dewire und Simkin, 1996). An Schultergelenken von Hunden konnte beobachtet werden, dass sich die direkt unter den Gelenkflächen

liegende Spongiosa entgegengesetzt verhält, d. h. sie ist im Femurkopf deutlich stärker ausgeprägt als in der Skapula (Simkin et al., 1991).

Eine Versteifung des subchondralen Knochens führt zum Abrieb des darüber liegenden Gelenkknorpels; folglich könnte eine übermäßig dicke subchondrale Knochenplatte ursächlich an der Entstehung von Arthrose und Knorpelschädigungen beteiligt sein (Radin et al., 1978), zumal der subchondrale Knochen als anfälliger für Veränderungen erachtet wird als der Gelenkknorpel (Imhof et al., 1997). Aufgrund des steilen Steifigkeitsgradienten zwischen verkalktem Knorpel und Knochen können auftretende Horizontalkräfte zu tiefen Spaltbildungen in der untersten Knorpelschicht führen (Radin und Rose, 1986). In einer Untersuchung an menschlichen Patellae wurde festgestellt, dass der Gelenkknorpel in Regionen mittlerer Knochendichte am wenigsten häufig geschädigt war, in Gebieten darüber und darunter häufiger und dort auch schwerere Schäden auftraten (Eckstein et al., 1994).

2.4.3 Rolle des Gelenkknorpels

2.4.3.1 Aufbau des Gelenkknorpels in funktioneller Hinsicht

Die Aufgaben des hyalinen Gelenkknorpels liegen in der Bildung einer gewichttragenden Oberfläche, die die Kraftübertragung auf das darunterliegende Gewebe gewährleistet und für eine Maximierung der Kontaktflächen zur Vermeidung inakzeptabel hoher Kräfte bei Belastung sorgt, das Ganze bei nahezu reibungsfreier Bewegung (Eckstein et al., 1999; Grushko et al., 1989; Radin und Rose, 1986).

Hyaliner Gelenkknorpel besteht lichtmikroskopisch aus Knorpelzellen, den Chondrozyten, Kollagenfasern und einer homogenen, strukturlosen, ungeformten Matrix (Liebich, 1999). Die extrazelluläre Matrix des hyalinen Gelenkknorpels besteht zu 65 bis 80% aus Wasser, zu 10-30% aus Proteoglykanen und zu 5-10% aus Kollagen (Rubenstein et al., 1996). Nach Torzilli (Torzilli und Mow, 1976) setzt sich die feste Matrix aus 40% Chondrozyten, 35% Kollagenfibrillen und 25% Proteoglykanen zusammen. Bei den Kollagenfasern handelt es sich vorwiegend um Kollagen vom Typ II, die ein dichtes Netzwerk bilden und so die Spannungs- und Scherkraftwiderstandsfähigkeit des Gewebes gewährleisten (Guilak et al., 1995).

Tripel-Polypeptid- α -Ketten lagern sich zu Fibrillen von 10 bis 300 nm zusammen, diese dann wiederum zu Fasern von 0,5 bis 3 μ m Dicke (Lepine, 2000).

Die Proteoglykane stellen Ketten von durch Protein verbundene Glykosaminoglykane dar; am häufigsten sind dabei Hyaluronsäure, Chondroitinsulfat, Heparansulfat und Keratansulfat zu finden (Lepine, 2000). Die Proteoglykane binden aufgrund ihrer hohen Hydratationskapazität das Wasser in gelartiger Form (Maroudas, 1976). Einer unregulierten Quellung der Proteoglykane wirkt das Kollagenfasernetz entgegen, wodurch der sog. Quellungsdruck entsteht. (Guilak et al., 1995; Imhof et al., 1997; Lepine, 2000). Auf diese Weise werden auch die Proteoglykane im Netzwerk festgehalten; kovalente Bindungen existieren nicht (Lepine, 2000). Verstärkt werden beide Effekte durch die Zusammenlagerung der Proteoglykanmoleküle zu Aggregaten (Hardingham et al., 1987).

Histologisch kann der Gelenkknorpel nach Benninghoff (Benninghoff, 1925) aufgrund des Verlaufs der kollagenen Fasern in vier Zonen eingeteilt werden: in der oberflächlichen, relativ dünnen Tangentialschicht verlaufen die Fasern parallel zur Knorpeloberfläche und richten sich dort aufgrund von Druck- und Zugbeanspruchungen aus (Liebich, 1999; Pauwels, 1959). In der Übergangszone schwenken die Fasern in ihrem Verlauf vertikal zum Knochen hin, um dann in der Radiärschicht, dem größten Anteil des Knorpels (Holmdahl und Ingelmark, 1948), radiär zum Knochen hin bzw. von ihm weg zu strahlen. Schließlich ziehen die Kollagenfibrillen durch die verkalkte Knorpelschicht, wo sie als Faserbündel ebenfalls radiär verlaufen (Jeffery et al., 1991), und werden dann im subchondralen Knochen verankert. Auf diese Weise ist der Knorpel fest mit dem darunterliegenden Knochen verbunden (Aspden und Hukins, 1986). Der Übergang zwischen verkalktem Knorpel und Knochen hat einen gewellten Verlauf, der in stark belasteten Gebieten eine höhere Verzahnung aufweist (Stougaard, 1974). Der nichtverkalkte Anteil des Knorpels nimmt zur Peripherie hin an Dicke ab und zeigt dort ebenfalls eine veränderte histologische Struktur im Sinne einer Zellarmut und einer Demaskierung der Kollagenfasern (Holmdahl und Ingelmark, 1948). Die Dicke des verkalkten Gelenkknorpels korreliert nicht mit der Dicke des Knorpels, er ist bei dickerem Knorpel anteilmäßig sogar eher dünner (Benninghoff, 1925; Holmdahl und Ingelmark, 1948; Kiviranta et al., 1988; Milz et al., 1997) Müller-Gerbl (Müller-Gerbl et al., 1987) jedoch konnte bei ihren Untersuchungen eine signifikante Korrelation

zwischen der Dicke des verkalkten Knorpels und der Dicke des hyalinen Knorpels nachweisen. Die Übergangszone zwischen nicht verkalktem und verkalktem Knorpel wird aufgrund ihrer Basophilie im Lichtmikroskop als „tidemark“ bezeichnet. Hier verlaufen die Kollagenfasern entweder als zufällig angeordnete, dichte Faserbündel, als abgeplattete Fasern parallel zur „tidemark“ oder senkrecht zur Knorpeloberfläche. Dieses verästelte System stellt somit eine ideale Verankerung dar, um auftretende Zugspannungen besser auf den Knochen übertragen zu können (Redler et al., 1975). Dieser Aufbau ist konstant, d. h. reifer Knorpel unterliegt keinen physiologischen Veränderungen mehr (Liebich, 1999; Oikawa et al., 1989). Allerdings nimmt die Dicke des verkalkten Knorpels mit dem Alter unabhängig von der Verteilung der belasteten Zonen ab, die Anzahl der tidemarks sowie die Anzahl der einsprossenden Blutgefäße jedoch zu, was auch im Alter auf aktive Remodeling-Vorgänge des an sich bradytrophen Knorpelgewebes hinweist (Bullough, 1981; Lane et al., 1977; Lane und Bullough, 1980).

2.4.3.2 Verhalten des Gelenkknorpels bei Belastung

Hyaliner Gelenkknorpel stellt ein biphasisches Material dar, in dem die feste Matrix bei physiologischen Belastungen inkompressibel ist (Bachrach et al., 1998). Die an sich inkompressible flüssige Matrix, das Wasser, wird bei Belastung in der festen Matrix verschoben. Aufgrund dieser Verschiebung erscheint das Fasergerüst als deformierbares, linear elastisches Skelett (Greenwald et al., 1978; Torzilli und Mow, 1976). Die im Knorpel enthaltenen Kollagenfasern sind dabei verantwortlich für die Elastizität, die Proteoglykane für die Zeitabhängigkeit der Reaktion des Knorpels bei lokalem Eindrücken und für die Aufnahme hoher Druckbelastungen (Akizuki et al., 1986; Bader und Kempson, 1986; Grushko et al., 1989). Dabei spielt der Anteil an Aggregaten unter den Proteoglykanen eine große Rolle in ihrem biomechanischen Verhalten (Hardingham et al., 1987). Weiterhin verhindern die Proteoglykane aufgrund ihrer gelartigen Konsistenz die plötzliche Dehnung der Fibrillen, indem sie die Ausrichtung der Fibrillen in Richtung der Dehnung nur sehr langsam geschehen lassen (Schmidt et al., 1990). Die flüssige Phase, das Wasser, wird bei Kompression aus seinen Bindungen an den Glykosaminoglykanen verdrängt und bewegt sich durch die feste Phase. Die aus der Kompression der Matrix resultierende

Volumenverringering führt zu einer Schmierfilmbildung im Gelenk (Torzilli und Mow, 1976). Der Grad des Flüssigkeitsflusses wird bestimmt durch die Kraft, die nötig ist, um das Gewebe als solches zu deformieren, geteilt durch den Reibungswiderstand, den die flüssige Phase beim Fließen durch die feste Phase erfährt (Torzilli und Mow, 1976). Dabei nimmt die Permeabilität des Knorpels bei höherer Last in nichtlinearer Weise ab, sie ist also abhängig vom Verformungsgrad des Gewebes. Dieser Mechanismus wiederum führt dazu, dass die Flüssigkeit nie ganz aus dem Gelenkspalt verschwindet und so immer ein Flüssigkeitsfilm zwischen den Knorpeloberflächen bestehen bleibt (Mansour und Mow, 1976). Bei ständiger Belastung eines Gelenks kommt es aufgrund des dünner werdenden Synovialfilms und zunehmender Kontaktflächen zu vermehrten Reibungskräften; experimentell konnte festgestellt werden, dass durch Bewegung während der Belastung diese Reibungskräfte vermindert werden (Mabuchi et al., 1986). Hayes (Hayes und Bodine, 1978) konnte zeigen, dass Veränderungen in der Knorpelzusammensetzung hochsignifikante Änderungen biomechanischer Parameter zur Folge haben.

Durch seine wichtige Aufgabe als Spannung reduzierende Schicht muss die Elastizität des Knorpels an die verschiedenen Belastungsbedingungen angepasst sein. Ein zu harter Knorpel verhielte sich wie Knochen und gäbe den Druck ungemindert weiter, ein zu weicher Knorpel wiche zu stark aus und übertrüge die Last ebenfalls ungemindert auf den darunter liegenden Knochen (Broom und Oloyede, 1993). Askew (Askew und Mow, 1978) hingegen geht davon aus, dass zumindest die vertikale Komponente der Last immer unmittelbar auf den Knochen weitergegeben wird und der Knorpel somit nicht als Lastverteiler fungiert.

Bei plötzlicher Belastung erzeugt die im Knorpel enthaltene Flüssigkeit zunächst einen Gegendruck; wird der Zustand der Belastung fortgesetzt, kommt es zum Ausstrom von Flüssigkeit aus dem belasteten Gebiet, der so lange anhält, bis im Gleichgewichtszustand die Last komplett durch die feste Matrix getragen wird (=creep process, Kriechvorgang) (Broom und Oloyede, 1993; Kwan et al., 1984; Lepine, 2000; Simon, 1971). Dabei kommt es zu einer Verdichtung des Knorpels, die sich allmählich in die Tiefe ausdehnt. Die Zeit bis zum Erreichen des Gleichgewichtszustandes ist abhängig von der Permeabilität der Matrix und dem sog. Gleichgewichtsmodul, die ihrerseits mit dem Wassergehalt und mit der Dicke der Knorpelschicht korrelieren (Armstrong und Mow, 1982). Das viskoelastische

Verhalten des Knorpels allgemein wird in erster Linie durch die relative Flüssigkeitsverschiebung und die Steifigkeit der festen Phase bestimmt (Kwan et al., 1984). Dabei nimmt der Reibungswiderstand des Flüssigkeitsflusses mit zunehmendem Wassergehalt ab (Armstrong und Mow, 1982). Darüber hinaus ist die Verformung unter Last zeitabhängig: schnelle Belastung führt bei gleich großer Last zu geringerer Kompression als langsame Belastung (Radin und Paul, 1970). Gleichzeitig wird der Knorpel bei zunehmender Belastung steifer, d. h. die Deformierungsrate des Knorpels wird mit der Dauer der Belastung in Bezug zur Last geringer (Radin et al., 1970; Simon, 1971). Beim Versuch einer Quantifizierung der Knorpelveränderungen an menschlichen Femoropatellargelenken konnte während der ersten 10 Minuten bei statischer Belastung Dickenänderungen zwischen 10% und 30% festgestellt werden, wohingegen maximale Dickenänderungen um 50% erst nach 3 Stunden beobachtet wurden (Herberhold et al., 1998). Diese Veränderungen vollziehen sich in einer nicht linearen Weise; ebenso steigt die übertragene Kraft mit steigender Belastung an (Radin et al., 1970). Die in belasteten Gebieten auftretenden Oberflächenkräfte wirken vorwiegend als Kompressionskräfte, während sie in den Randbereichen und außerhalb des belasteten Gebiets als Zugkräfte in Erscheinung treten. Die Gelenkfläche ist also während der Bewegung zyklischen Druck- und Zugspannungen ausgesetzt (Askew und Mow, 1978). Während der Belastung auftretende Scherkräfte sinken mit Dauer der Belastung zunächst ab, um dann auf Werte anzusteigen, die sogar höher sind als der Anfangswert (Broom und Oloyede, 1993). Sie sind besonders hoch an der Knorpel-Knochen-Grenze am Rand der belasteten Gebiete (Askew und Mow, 1978), unter anderem auch deshalb, weil die Knorpel-Knochen-Grenze nicht geradlinig verläuft (Sokoloff, 1966).

Statische und dynamische Belastung rufen unterschiedliche Verformungen hervor. Bei statischer Belastung kommt es in erster Linie zu einer lokalen Dickenabnahme, die Belastung konzentriert sich auf relativ kleine Stellen. Dabei treten vergleichsweise geringe Kräfte auf, die aber ununterbrochen auf den Knorpel einwirken. Dynamische Belastung ruft vor allem eine Volumenabnahme hervor, die Belastungsmaxima wandern über nahezu die gesamte Gelenkfläche; die dabei entstehenden Kräfte sind zwar sehr hoch, aber von kurzer Dauer (Eckstein et al., 2000). Je höher der Grad der Verformung dabei ist, desto höher summieren sich bei dynamischer Belastung die im Gelenk auftretenden Kräfte (Eckstein et al., 1999).

Jedoch ist die kumulative Deformation bei dynamischer Belastung weit geringer als die Verformung bei statischer Belastung über den gleichen Zeitraum (Simon, 1971). Dennoch stellte Broom (Broom und Oloyede, 1993) fest, dass die Schutzfunktion des Knorpels bei statischer Belastung größer ist als bei der gleichen dynamischen Belastung, bezogen auf die Kraftübertragung auf den subchondralen Knochen. Plötzliche Belastungen können zu Spitzenkräften führen, die zunächst viel größer sind als die Last selbst. Die Größe dieser Kräfte wird durch die Elastizität sowie die Dämpfungseigenschaften des Gelenks beeinflusst und so in Grenzen gehalten (Radin et al., 1970). Bei Zugbelastung ermüdet Knorpel nach einer relativ geringen Zeit (Woo et al., 1980). Bei Druckbelastung hingegen kommt es nach der oben genannten Kriechphase des Flüssigkeitsausstroms zu einer Regenerationsphase (recovery). Die zeitlichen Verläufe der beiden Phasen sind jedoch nicht identisch, da kurz nach der Entlastung das Gewebe aufgrund der starken Deformation zunächst eine erniedrigte Permeabilität und damit auch eine erniedrigte Deformationsrate aufweist (Athanasίου et al., 1991; Sokoloff, 1966). Es konnte jedoch gezeigt werden, dass Knorpel in einem geeigneten Medium stets komplett regeneriert, wobei die Schnelligkeit der Reaktion unter anderem von der Zusammensetzung und Konzentration des Mediums beeinflusst wird (Elmore et al., 1963).

Bei Lastaufnahme werden die Kollagenfibrillen der oberflächlichen Schicht dicht zusammengepresst; die Fasern in der tiefen Schicht verlieren ihre radiäre Ausrichtung und es entstehen parallel zur Knorpel-Knochengrenze verlaufende Bündel (Takei et al., 1986). Der hyaline Knorpel weicht im Vergleich zum verkalkten Knorpel und subchondralen Knochen bei Kompression eher nach lateral aus. Auf diese Weise entsteht eine Zugbelastung der Kollagenfasern, die an der tidemark zum Teil in Scherkräfte umgewandelt wird, die so zum Entstehen von horizontalen Spalten im Knorpel beitragen können (Meachim und Bentley, 1978).

Im Knorpel menschlicher Kniegelenke konnte eine erhöhte Steifigkeit in den Stellen beobachtet werden, an denen bei normaler Bewegung die höchsten Kräfte auftreten (Swann und Seedhom, 1986). Auch in menschlichen Hüftgelenken wiesen lasttragende Areale die höchsten microhardness-Werte auf (Cameron et al., 1975). In einer Untersuchung an Beagles wurde jedoch festgestellt, dass in erster Linie mildes Training zu einer Erhöhung von Knorpeldicke und –steifigkeit im Kniegelenk führt, wohingegen intensives Training tendenziell eher eine Abnahme der beiden

Parameter bewirkte (Jurvelin et al., 1986; Jurvelin et al., 1986). Ähnliche Ergebnisse konnte Akizuki (Akizuki et al., 1986) bei Untersuchungen an Knorpel aus humanen Kniegelenken feststellen: Knorpel aus geringgradig belasteten Gebieten wies hier eine höhere Steifigkeit auf als Knorpel aus hochgradig belasteten Gebieten. Ebenfalls war nach mildem Training eine Zell- und Matrixhypertrophie festzustellen, während nach verminderter Belastung die Zellgröße abnahm. Die Zelldichte stieg jedoch an (Lapveteläinen et al., 1986). Ähnliche Ergebnisse konnte Kiviranta (Kiviranta et al., 1988) erzielen; er stellte zudem fest, dass die verkalkte Schicht des Knorpels nicht an der Dickenzunahme beteiligt ist. Ferner konnten im durch Belastung verdickten Knorpel eine größere Regelmäßigkeit in der Anordnung der Zellgruppen, größere Zellen, sowie ein erhöhter Gehalt an Grundsubstanz nachgewiesen werden (Holmdahl und Ingelmark, 1948). Auch nimmt in belasteten Gelenksarealen das Raue Endoplasmatische Reticulum als Zeichen einer erhöhten Proteinbiosynthese in Chondrozyten der mittleren und tiefen Schicht des Knorpels zu (Mitrovic et al., 1986).

Die Immobilisation des Kniegelenks bei Hunden führte zu einer signifikanten Erweichung des Gelenkknorpels. Diese äußerte sich in Dickenabnahme des Knorpels, zunehmender Deformation bei Belastung, einer erhöhten Geschwindigkeit des Flüssigkeitsflusses bei Belastung sowie einer längeren Regenerationszeit nach der Entlastung (Jurvelin et al., 1986).

2.5 Spaltlinien

2.5.1 Geschichte

Als erster beschrieb Katayama 1887 im Rahmen von gerichtsmedizinischen Untersuchungen das Phänomen, dass beim Einstechen in den Körper mit einer kreisrunden Ahle Spalten entstehen. Er überprüfte seine Beobachtung an Schädelknochen von Kindern und verschiedenen Organen und stellte ein relativ konstantes Muster der Spaltlinienverläufe fest (Katayama, 1887). Hultkrantz untersuchte 1898 die Zugfestigkeit des Knorpels in verschiedenen menschlichen Gelenken durch Einstechen mittels einer kreisrunden Ahle und fand heraus, dass die Elemente des Knorpels sich am ehesten in der Richtung voneinander trennen, in der

die Resistenz des Knorpels gegen Zug am geringsten ist und dass die sich daraufhin bildenden Risse der Richtung folgen, die der größten Zugfestigkeit entspricht. Er begründete die Ausrichtung der Spaltlinien durch die bei Druck und Reibung der Gelenkspartner auftretende Zugspannung, die vorwiegend in der konkaven Achse eines Gelenks erfolgen würde (Hultkrantz, 1898). Benninghoff erklärte als Anordnungsprinzip der Spaltlinien, dass sie auf kürzestem Wege die Ränder des hyalinen Gelenkknorpels verbinden, senkrecht auf diese zustrahlen und sich nicht überkreuzen würden (Benninghoff, 1925). Beide Theorien wurden von Pauwels widerlegt, der über spannungsoptische Versuche herausfand, dass die Spaltlinien im Gelenkknorpel der Richtung der Dehnungstrajektorien entsprechen und der Aufbau jeden Gelenkknorpels so als „verkörpertes Spannungsfeld“ betrachtet werden kann (Pauwels, 1959). Diese Theorie wurde in der Folgezeit für einige humane Gelenke bestätigt (Koneremann, 1971; Molzberger, 1973; Tillmann, 1978).

2.5.2 Knochenspaltlinien

Knochenspaltlinien wurden in der Vergangenheit in erster Linie dazu benutzt, um strukturelle Veränderungen an formveränderten Knochen darzustellen und auf diese Weise biomechanisch erklären zu können (Madeira et al., 1977; Nakayama, 1987). Dabei wurde unter anderem festgestellt, dass die Spaltlinien bei jungen Tieren in erster Linie durch das Wachstum des Knochens beeinflusst werden und weniger durch mechanische Kräfte, wie es bei Adulten der Fall ist (Madeira et al., 1977; Nakayama, 1987).

Die Spaltlinienuntersuchung am subchondralen Knochen wurde erst in neuerer Zeit als biomechanische Untersuchungsmethode durchgeführt. Die Knochenspaltlinien zeigen dabei die Hauptrichtung der Kollagenfasern an, die sich wiederum nach der Vorzugsrichtung der Zugspannung in einem Gelenk ausrichten, was als funktionelle Anpassung des Knochens zu werten ist. Da Zugspannungen in erster Linie in konkaven Gelenkflächen auftreten, sind hier die Spaltlinien deutlicher ausgeprägt. Es besteht jedoch kein Zusammenhang zwischen den Spaltlinienverläufen in Knorpel und Knochen eines Gelenks (Schön et al., 1998; Vogt et al., 1999).

2.5.3 Knorpelspaltlinien

Wesentlich besser untersucht ist die Entstehung der Knorpelspaltlinien. Es gilt als gesichert, dass sie als resultierende Diagonalen im Rautengitternetz der einander überkreuzenden Kollagenfasern der Tangentialfaserschicht anzusehen sind, und somit nur bedingt parallel zu den Fasern verlaufen (Ortmann, 1975; Tillmann, 1978). Je größer dabei der Kreuzungswinkel der Fasern, desto kürzer zeigt sich die entstehende Spalte (Ortmann, 1975). Die Länge der Spaltlinien hängt von der zunehmenden Parallelität der Kollagenfasern ab und geht somit mit ihrer Fähigkeit zur passiven Ausrichtung in die Richtung der größten Zugbelastung einher (Pauwels, 1959). Da die Kollagenfasern im Knorpel dazu dienen, Zugkräften zu widerstehen (Bullough und Goodfellow, 1968), kann als Konsequenz daraus stets die höchste Zugfestigkeit des Knorpels parallel zum Verlauf der Spaltlinien festgestellt werden (Guilak et al., 1995; Kamalanathan und Broom, 1993; Roth und Mow, 1980). Eine Schwellung von Knorpelstücken in physiologischer Kochsalzlösung tritt vor allem senkrecht zur Richtung der Spaltlinien auf (Meachim und Bentley, 1978).

Der Verlauf der Spaltlinien ist insofern nicht konstant, als sie im Laufe des Lebens eine Umordnung erfahren können (Benninghoff, 1925). Bei menschlichen Föten ähnelt erst das Spaltlinienmuster im Alter von 9 Monaten dem von Erwachsenen (Koneremann, 1971), später können Spaltlinien sowohl durch Knorpeldefekte (Koneremann, 1971) als auch durch abweichende mechanische Stimulation (Nakayama, 1987) eine Veränderung in Form einer Anpassung erfahren. Meachim (Meachim et al., 1974) stellte in seinen Untersuchungen an menschlichen Gelenkknorpeln Variationen der Länge der Spaltlinien zwischen den einzelnen Individuen, den einzelnen Gelenken und den einzelnen Regionen auf demselben Gelenk fest. Nach seinen Ergebnissen können Spaltlinien sowohl einer konvexen, konkaven als auch einer flachen Gelenkkontur folgen; in vielen Fällen konnte er aber keine Vorzugsrichtung der Spaltlinienverläufe feststellen.

Mikroskopisch betrachtet stellen Spaltlinien Aufspaltungen der Knorpelmatrix dar, die die „Kollagenblätter“ in oben erwähnter Weise teilen (Jeffery et al., 1991) und bis in die Übergangszone des hyalinen Knorpels reichen (O'Connor et al., 1980). Bei genauerer Betrachtung können in Bezug auf Form, Richtung und Ausdehnung verschiedene Ausprägungen unterschieden werden, die die molekulare Struktur des

Knorpels und seine mechanischen Eigenschaften wiedergeben (O'Connor et al., 1980).

2.6 Intraartikuläre Druckmessung mit drucksensitivem Film

Der bei intraartikulären Druckmessungen häufig verwendete drucksensitive Film, *Fuji Prescale Film*, besteht aus zwei flexiblen Lagen. Film A ist einseitig mit farbstoffgefüllten Mikrokapseln unterschiedlicher Größe beschichtet, die je nach ihrer Größe bei einem bestimmten Druck platzen. Der dadurch freigesetzte Farbstoff wird durch den auf Film C aufgebrauchten Entwickler in eine rosarote Farbe umgewandelt (Fukubayashi und Kurosawa, 1980; Kazuki et al., 1991; Liao et al., 2002; Tencer et al., 1998). Die entstehende Farbdichte verändert sich daher mit unterschiedlich großem Druck. Innerhalb gewisser Grenzen kann die Beziehung zwischen der Farbdichte und dem Druck als nahezu linear angesehen werden (Kazuki et al., 1991).

Als erster verwendete Fukubayashi (Fukubayashi und Kurosawa, 1980) Fuji Film, um die Druckbelastung in menschlichen Kniegelenken zu messen. Seitdem wurde Fuji Film in der Humanmedizin zur Analyse nahezu sämtlicher Gliedmaßengelenke genutzt, unter anderem auch zu Druckmessungen und Kontaktflächenbestimmungen im Handgelenk sowohl an gesunden (Kazuki et al., 1991; Pellegrini Jr et al., 1993; Tencer et al., 1998; Viegas et al., 1993, um nur einige zu nennen; Viegas et al., 1989) als auch an pathologisch veränderten Präparaten (Baratz et al., 1996; Kobza et al., 2003; Pogue et al., 1990 u. a.; Wagner Jr et al., 1996; Werner et al., 1986). Auch in der Veterinärmedizin fand Fuji-Film eine relativ breite Anwendung bei biomechanischen Untersuchungen (Eller, 2003; Lieser, 2003; Riegert, 2004; Trumble et al., 2001; Vener et al., 1992), allerdings wurde er noch nie am Karpalgelenk des Hundes eingesetzt.

Alternativ führte Hara (Hara et al., 1992) Druckmessungen im menschlichen Karpalgelenk mittels eines druckempfindlichen, elektrisch leitfähigen Transponders durch, der zum ersten Mal dynamische Messungen und wiederholte Messungen im gleichen Ansatz ermöglichte, allerdings aufgrund seiner großen Dicke auch eine Verfälschung der Messergebnisse bewirkte.

Die Messergebnisse von Fuji Film können durch viele Faktoren beeinflusst werden, unter anderem durch die Belastungsgeschwindigkeit, Temperatur und Feuchtigkeit beim Versuch (Liau et al., 2002). Weitere Fehlerquellen können in Fehlern bei der Herstellung des Films, in Unterschieden bei seiner Positionierung im Gelenk bzw. unterschiedlichen Lademechanismen, in Unterschieden in den Präparaten als auch in Fehlern bei der Auswertung liegen (Tencer et al., 1998). Auch übermäßige Lichteinstrahlung stellt eine nicht zu unterschätzende Ursache für fehlerhafte Ergebnisse dar. Die Farbtintensität kann bei Lichtexposition abnehmen, deswegen sollte der Film spätestens 8 Stunden nach der Messung digitalisiert werden (Kobza et al., 2003; Patterson und Viegas, 1995). Um darüber hinaus Verfälschungen durch Erosion des Farbstoffs zu vermeiden, sollte der Film im Idealfall bereits nach 3 Stunden digitalisiert werden (Kobza et al., 2003).

Bei Untersuchungen der mit Fuji Film erreichbaren Messgenauigkeit traten sehr unterschiedliche Ergebnisse auf. Fukubayashi (Fukubayashi und Kurosawa, 1980) ging von einem Fehler bei den Druckmessungen von 10% aus. Andere Autoren errechneten zum Teil unter Verwendung von Gelenkmodellen eine Unterschätzung des wahren Drucks um 8-14% (Liau et al., 2002) bzw. einen Fehler von 14-28% (Wu et al., 1998). Dabei würden geringe Drücke eher unterschätzt bzw. überhaupt nicht dargestellt (Hara et al., 1992), hohe Drücke eher überschätzt. Ebenso würden die Drücke im Zentrum der Gelenkfläche überschätzt, in den Randbereichen dagegen eher unterschätzt. Ein Autor hält Fuji Film aufgrund der beschriebenen Ungenauigkeiten sogar für ungeeignet, um Druckmessungen in humanen Karpalgelenken durchzuführen (Viegas et al., 1993).

Ferner ist zu beachten, dass das Einbringen des Films in den Gelenkspalt in jedem Fall die biomechanischen Eigenschaften des Gelenks verändert und so zu mehr oder weniger großen, unvermeidlichen Messfehlern führt (Eckstein et al., 2000; Fregly und Sawyer, 2003; Liau et al., 2002; Wu et al., 1998). Die Gründe hierfür liegen sowohl in der Dicke des Films, die mit ca. 0,3 mm der Knorpeldicke bei vielen Kleintieren entspricht, als auch in dem im Vergleich zu Gelenkknorpel 100 bis 300fach größeren Elastizitätsmodul des Films (Wu et al., 1998). Auf diese Weise treten bei den mit Fuji-Film gemessenen Kontaktflächen Fehler zwischen 1,2 – 2,4% und im Extremfall 14 - 77% auf (Liau et al., 2002). Einige Autoren sprechen dabei von einer Unterschätzung der Flächen aufgrund der Tatsache, dass schwach belastete Gebiete nicht detektiert

werden (Hara et al., 1992; Wu et al., 1998), andere Autoren von einer massiven Überschätzung der realen Kontaktflächen (Liau et al., 2002; Wu et al., 1998). Wu (Wu et al., 1998) fand heraus, dass die Fehler sowohl mit zunehmendem Druck als auch mit zunehmendem Krümmungsradius der Gelenkoberflächen ansteigen. Deswegen empfiehlt er, den mit den Mikrokapseln beschichteten Film immer auf den Teil des Gelenks mit dem geringeren Krümmungsradius zu legen, um Fehler zu minimieren.

Ein weiteres mit zunehmendem Krümmungsradius auftretendes Problem ist das Auftauchen von Knitterartefakten. Diese überlagern die wahren Messungen in den entsprechenden Bereichen und führen so zu Fehlern in der Auswertung (Caldwell et al., 1993).

Es wurden Versuche unternommen, einen Faktor zur Abschätzung des Fehlers bei gegebenem Versuchsaufbau zu finden. Da dieser aber von der Größe der Kontaktflächen, der Höhe des maximalen Drucks, dem durchschnittlich einwirkenden Druck und den Kontaktkräften abhängig ist, ist er relativ schwierig zu schätzen (Fregly und Sawyer, 2003).

Ein weiterer Nachteil von Fuji Film kann je nach Versuchsanordnung auch darin liegen, dass nur die Spitzenbelastung nach einem bestimmten Zeitraum gemessen werden kann, nicht aber der Belastungsverlauf (Wu et al., 1998) und dass Messungen in ein und derselben Gelenkstellung immer nur einmal durchgeführt werden können (Hara et al., 1992).

2.7 Kontaktflächenbestimmung

Die Kenntnis der Kontaktflächen eines Gelenks stellt eine wichtige Grundlage für das Verständnis des Belastungszustandes (state of stress) von Knorpel und subchondralem Knochen dar (Ateshian et al., 1994). Für die Ermittlung der Kontaktflächen stehen verschiedene Methoden zur Verfügung.

Palmer (Palmer et al., 1994) ermittelte die Kontaktflächen des Os carpale tertium beim Pferd über eine Färbung mit Safranin-O. Das Prinzip dieser Färbung beruht darauf, dass der Knorpel in lasttragenden Arealen den Farbstoff nicht aufnimmt und die Kontaktflächen somit ungefärbt bleiben. Der Nachteil dieser Methode liegt in der Überschätzung der Kontaktflächen aufgrund der Oberflächenspannung der

Flüssigkeit und in der Gefahr der Bildung von Luftblasen zwischen den Gelenkflächen (Ateshian et al., 1994). Eine weitere Möglichkeit der Kontaktflächenbestimmung mittels Farbstoffen stellt die Färbung mit Kalium- bzw. Natriumferrocyanid und Eisenammoniumsulfat dar. Diese Färbungen sind reversibel und können mehrere Male an einem Gelenk angewendet werden (Ateshian et al., 1994; Black et al., 1981).

Eine häufig in der Humanmedizin verwendete Methode der Kontaktflächenbestimmung in Gelenken ist die Verwendung von drucksensitivem Film. Dabei ist aber in stark gekrümmten Gelenken das Auftreten von Knitterartefakten zu berücksichtigen (Ateshian et al., 1994; Wang et al., 1995). Außerdem kommt es auch hier zu einer mehr oder weniger großen Fehlschätzung der Kontaktflächen (s. Kapitel 2.6). Im Vergleich mit anderen Methoden wurde bei der Verwendung von Fuji-Film eine leichte Verschiebung der Kontaktflächen festgestellt, was zum einen an einer durch den Film veränderten Gelenksgeometrie, zum anderen an einem Verrutschen des Films selbst im Gelenkspalt bei Belastung liegen kann (Ateshian et al., 1994).

Ebenfalls sehr häufig werden schnellhärtende Kunststoffe eingesetzt, um die Größe und Lage der Kontaktflächen zu bestimmen. Das Prinzip beruht darauf, dass das noch flüssige bzw. visköse Material bei Belastung aus dem Gelenkspalt gedrückt wird und so die Kontaktflächen als Aussparungen im jeweiligen Abdruck erscheinen. Häufig verwendete Kunststoffe sind Polymethylmethacrylat, Silikon oder auch Polyether (Eckstein et al., 1993; Maierl, 2003; Preston et al., 2000; Walker und Hajek, 1972). Die Kontaktflächen werden mit dieser Methode allerdings eher unterschätzt bzw. einige gar nicht dargestellt, da in einer gewissen Zeitspanne nie die gesamte Kunststoffmasse aus dem Gelenk herausgedrückt werden kann und es sich um schnell härtende Kunststoffe handelt, die mitunter zu schnell abbinden. Zudem kann das vor dem Versuch notwendige Auseinanderpräparieren der Gelenke zu Veränderungen der Kontaktflächen führen (Ateshian et al., 1994). Preston (Preston et al., 2000) hingegen stellte eine hohe Reproduzierbarkeit der PMMA-Methode fest.

Allgemein kann gesagt werden, dass die zeitabhängige dynamische Entstehung der Kontaktflächen mit statischen Methoden wie den oben angeführten nie ganz erfasst werden kann (Ateshian et al., 1994).

In neuerer Zeit wurden deshalb auch Verfahren entwickelt, die es mit Hilfe von Computerprogrammen ermöglichen, aus radiographischen Bilddaten und 3D-Rekonstruktionen der Knochenoberflächen die Annäherung und Kontaktflächen der Gelenksoberflächen in einem Modell dynamisch zu simulieren (Anderst und Tashman, 2003; Dunbar Jr et al., 2001; Hoff et al., 1998; Kura et al., 1998).

2.8 Knochendichtemessung mittels CTOAM

Die Methode der CTOAM (Computertomographische Osteoabsorptiometrie) wurde 1989 von Müller-Gerbl entwickelt. Soweit nicht anders angegeben, beziehen sich die folgenden Aussagen auf ihre Habilitationsschrift (Müller-Gerbl, 1991):

Bei der Computertomographie wird jedem durchstrahlten Volumenelement (Voxel) eines Objekts ein bestimmter Grauwert, ausgedrückt in Hounsfield Units (HU), zugeordnet. Die unterschiedlichen Grauwerte sind ein Maß für den linearen Schwächungskoeffizienten. Dieser wird bestimmt durch die verschieden starke Absorption der Röntgenstrahlung durch Gewebe mit einem Gehalt an Elementen mit gleicher Ordnungszahl wie zum Beispiel den Mineralsalzen (Müller-Gerbl et al., 1990). Bradley (Bradley et al., 1978) konnte 1978 einen linearen Zusammenhang zwischen dem Calciumgehalt von Knochen und der Absorption im CT zeigen. Somit besteht ein direkter Zusammenhang zwischen der Knochendichte und dem entstandenen Graustufenbild, bei sonst konstanten Bedingungen kann der Gehalt an Calcium-Hydroxyapatit eines Präparates aus den HU berechnet werden. Die Skala der Hounsfield Units wird dabei durch die Werte -1000 für Luft und 0 für Wasser festgelegt. Knochen beginnt ab einer Dichte von ca. 200 HU.

Bei der CTOAM werden aus den einzelnen Schnittbildern des CT-Scans zunächst dreidimensionale Modelle des betreffenden Knochens erstellt. Durch die Wahl des Schwellenwerts für die Darstellung von 300 HU wird auch ein Teil des kalzifizierten Gelenkknorpels mit in die Rekonstruktion einbezogen. Zur Darstellung der subchondralen Knochendichte ist es nötig, in einer bestimmten Tiefe den höchsten Knochendichtewert zu finden. Zu diesem Zweck wird an jedem Punkt des Messbereichs ein Messstrahl senkrecht zur Oberfläche in die Tiefe geschickt, und der höchste dabei gemessene Wert auf die Oberfläche des 3D-Modells projiziert (MIP, Maximum intensity projection) (Müller-Gerbl et al., 1989, 1990). Auf diese

Weise entsteht ein Isodensitenmuster auf der Oberfläche des Modells, das ab einer bestimmten Größe mit Falschfarben unterlegt wird. Diese flächige Falschfarbendarstellung kann auf dem 3D-Objekt graphisch abgebildet werden. Zu beachten ist dabei allerdings, dass es sich dabei in erster Linie um eine Darstellung der Dichteverteilungsunterschiede und nicht um eine Messung von Absolutwerten, z. B. von Calcium, handelt.

Zuverlässige Messungen sind nur in von CT-bedingten Artefakten freien Bereichen der Bilder möglich. Die größte mögliche Fehlerquelle stellt dabei der sog. Partialvolumeneffekt dar. Er beruht auf der Tatsache, dass bei der Messung und Bildgenerierung jedes Voxel als homogen strukturiert erfasst wird. Durch ein Voxel verlaufende Grenzen können nicht berücksichtigt werden. Die Folge ist eine Darstellung von Dichtestrukturen, die in dieser Form im Körper nicht real existieren. Der Partialvolumeneffekt spielt vor allem eine Rolle bei kleinen Präparaten sowie in Randbereichen. Auch macht er die Anwendung der CTOAM in spongiösen Bereichen des Knochens unmöglich. Andere Fehlerquellen wie gerätebedingte Schwankungen oder Artefakte durch Überlagerung von Mineralien mit verschiedenen Ordnungszahlen können bei Messungen am subchondralen Knochen vernachlässigt werden, weil diese Schicht weitestgehend homogen ist. Um einer Verfälschung der Messwerte durch Strahlenaufhärungsartefakte entgegenzuwirken, sollte ein Phantom bekannter Dichte mitgescannt werden (Chen und Lam, 1997).

Ziel dieser Methode ist es, die flächenhafte Mineralisation einer Gelenkfläche messen zu können und damit Informationen über deren Belastungsvorgeschichte (sog. loading history), d. h. die zeitliche Summation von einwirkenden Kräften, zu gewinnen. Müller-Gerbl konnte zeigen, dass ständige Belastung zu einem hohen Anstieg der Mineralisation führt, wohingegen verminderte Belastung eine signifikant geringere Gesamtmineralisation der Gelenkflächen zur Folge hat. Dabei spielt weniger die Höhe der einwirkenden Kräfte eine Rolle als vielmehr die Dauer. Die CTOAM ist also geeignet, Aussagen über die individuelle Beanspruchung eines Gelenks zu treffen (Müller-Gerbl et al., 1990). Es bleibt aber zu beachten, dass neben der Belastung in vivo auch die mögliche Inkongruenz des Gelenks eine Rolle bei der Entstehung des Knochendichtemusters spielt. Rückschlüsse aus der CTOAM können also nur dann folgerichtig gezogen werden, wenn einer der beiden Faktoren vorher bekannt ist (Eckstein et al., 2000). Ferner können aus den Messungen der

Knochendichte keine Aussagen über das strukturelle Verhalten des Knochens bzw. seine Festigkeit getroffen werden.

Die Anwendung dieser Methode ist erst bei Tieren ab einem Alter von 6 Monaten sinnvoll, da bei jüngeren Tieren die subchondrale Knochenplatte noch nicht vollständig ausgebildet ist (Maierl, 2003).

In der Veterinärmedizin wurde die Methode bisher zur Beschreibung sowohl von physiologischen als auch pathologisch veränderten Gelenken bei verschiedenen Tierarten genutzt (Dickomeit, 2002; Eller, 2003; Körbel, 2000; Lieser, 2003; Maierl, 2003; Riegert, 2004; Schuller, 2001).

3 Material und Methoden

3.1 Material

3.1.1 Untersuchungen an Karpalgelenkspräparaten

Alle verwendeten Karpalgelenke stammen von Tieren aus den anatomischen Kursen am Institut für Tieranatomie I oder aus dem Institut für Tierpathologie der LMU München. Alle Tiere waren aus medizinischen Gründen euthanasiert worden. Einige Tiere waren bei -20°C tiefgefroren gelagert worden, die anderen wurden bis zu 24 Stunden nach der Euthanasie bearbeitet. Es wurden nur Hunde mit einem Körpergewicht von über 20 kg ausgewählt. Von der weiteren Verwendung ausgeschlossen wurden Hunde mit vorberichtlich bekannten Störungen des Calcium-Phosphor-Stoffwechsels sowie bekannten Lahmheiten der Vordergliedmaßen oder bekannter Arthroseproblematik. Ebenso wurden adipöse Tiere von der Untersuchung ausgeschlossen. Nach Eröffnung der Karpalgelenke und makroskopischer Beurteilung des Gelenkknorpels wurden ferner alle Gelenke ausgeschlossen, die sichtbare Knorpelschäden oder andere Arthroseanzeichen aufwiesen. Einige Gelenke mit geringgradigen Knorpelschäden (in der Regel handelte es sich hier um Aufrauungen der Knorpeloberfläche in kleinen, umschriebenen Bezirken) wurden für die Untersuchungen verwendet, dieses jedoch notiert und berücksichtigt.

Bei Hunden unbekanntes Alters erfolgte eine Zahnalterschätzung nach der Methode von Habermehl (Habermehl, 1975). Bei diesen Tieren konnte lediglich ein geschätzter Alterszeitraum angegeben werden.

Somit standen schließlich 121 Gelenke von 61 Hunden 25 verschiedener Rassen für die Untersuchungen zur Verfügung (s. Tabelle 3.1), wovon einige Gelenke für mehrere Untersuchungen verwendet wurden.

Die Gelenke wurden zum Teil sofort nach der Exartikulation weiterverarbeitet, zum Teil bis zu ihrer weiteren Verwendung bei -20°C tiefgefroren und am Tag vor der jeweiligen Untersuchung bei Zimmertemperatur aufgetaut.

Tabelle 3.1: Verwendete Hunderassen

Hunderasse	Anzahl	Hunderasse	Anzahl
AC Schäferhund	1	Eurasier	1
Airdale Terrier	1	Flat coated Retriever	1
Berner Sennenhund	4	Golden Retriever	2
BGS	1	Greyhound	1
Border Collie	1	Hovawart	1
Boxer	2	Irischer Wolfshund	1
Chow-Chow	1	Irish Setter	1
Collie	3	Königspudel	1
DSH	12	Labrador Retriever	3
DSH-Mischling	4	Mischlingshunde	11
Dobermann	2	Rottweiler	3
Dogo Argentino	1	Shar Pei	1
		Weimaraner	1
gesamt			61

3.1.2 Karpalgelenkwinkelmessung

Zur Messung des Karpalgelenkwinkels bei Hunden im Stand wurden 50 Hunde 23 verschiedener Rassen mit einem Körpergewicht von über 15 kg ausgewählt (s. Tabelle 3.2). Es wurden nur Hunde verwendet, die vorberichtlich keine Anzeichen von Lahmheit oder Arthrose aufwiesen. Alter und Gewicht der Hunde wurden jeweils dem Vorbericht entnommen.

Tabelle 3.2: Zur Karpalgelenkwinkelmessung verwendete Hunderassen

Hunderasse	Anzahl	Hunderasse	Anzahl
Altdeutscher Schäferhund	2	Husky	1
Australian Shepherd	1	Irischer Wolfshund	1
Berner Sennenhund	2	Irish Setter	1
Briard	1	Irish Terrier	1
Dalmatiner	1	Labrador Retriever	2
Dobermann	1	Maremmano	1
Dogo Argentino	1	Mastiff	1
DSH-Mischling	9	Mischlingshunde	12
Entlebucher	1	Rhodesian Ridgeback	2
Golden Retriever	4	Weimaraner	2
Gordon Setter	1	Whippet	1
Hovawart	1		
gesamt			50

3.2 Methoden

3.2.1 Spaltlinienuntersuchungen

3.2.1.1 Knorpelspaltlinien

Zur Untersuchung der Knorpelspaltlinien wurden die Karpalgelenke höchstens 24 Stunden nach der Euthanasie der Hunde so eröffnet, dass die Knochen der einzelnen Gelenketagen durch Weichteile miteinander verbunden blieben. Sehnen, extraartikuläre Bänder sowie die Gelenkkapsel wurden abpräpariert. Nach vorsichtigem Entfernen der Synovia wurde mit einer runden Nadel, die zuvor in königsblaue Tinte (M&M Tinte, königsblau) getaucht wurde, in regelmäßigen Abständen von ca. 5 mm senkrecht in die Knorpeloberfläche eingestochen. Die auf diese Weise zwischen die Kollagenfasern des Knorpels eingebrachte Tinte färbt die

entstandenen Öffnungen intensiv an und lässt so die Vorzugsrichtung der Bindegewebsfasern erkennen (Pauwels, 1959).

Das entstandene Muster wurde anschließend unter dem Stereomikroskop beurteilt und per Hand auf die entsprechende schematische Gelenkflächenansicht eines Normgelenks übertragen. Die Ergebnisse aller untersuchten Gelenke wurden schließlich zu einem Summationsbild zusammengefasst.

Tabelle 3.3: Zur Untersuchung der Knorpelspaltlinien verwendete Hunde (n=15)

Bezeichnung	Hunderasse	Geschlecht	Alter	Gewicht
P04	Collie	m	12 J	17 kg
P05	Mischling	m	10 J	34 kg
P06	Berner Senn	m	5 J	68,3 kg
P08	Jagdhund-Mischling	mk	9 J	?
P09	Airedale Terrier	wk	6-7 J	20 kg
P10	DSH	w	3 J	26,5 kg
P12	Jagdhund-Mischling	wk	20 Mon	20,8 kg
P13	Husky-Mischling	wk	6 J	24 kg
P15	Golden Retriever	mk	8 J	23,5 kg
P16	DSH-Mischling	mk	10 J	26 kg
P17	Königspudel	wk	10 J	30 kg
P20	Rottweiler	m	10 Mon	36 kg
P21	BGS	m	2 J	20 kg
P22	Hovawart	m	3 J	27,5 kg
S4 39	DSH	w	>6 J	20,5 kg

3.2.1.2 Knochenspaltlinien

Für die Untersuchung der Knochenspaltlinien wurden zur besseren Vergleichbarkeit soweit möglich die gleichen Hunde verwendet wie zur Untersuchung der Knorpelspaltlinien (s. Tabelle 3.4).

Die Knochen wurden zunächst in einer 10%igen Enzymlösung (Biozym SE, Fa. Brennessel, München) bei 60°C mindestens 2, in der Regel 4 Tage lang mazeriert, und nach kurzer Wässerung elektrolytisch entkalkt (Elektrolytisches Entkalkungsgerät EG133, Medax Nagel GmbH, Kiel). Das Prinzip der elektrolytischen Entkalkung besteht darin, dass durch die Wirkung von Säuren aus dem Knochenverband gelöste Calcium-Ionen im elektrischen Feld aus dem Knochen herauswandern. Ein weiterer Effekt der Säuren ist eine wesentliche Erhöhung der Leitfähigkeit der Lösung.

Ein Platin-Wolfram-Elektrodenpaar des Geräts wurde mit den Knochen eines Karpalgelenks in ein Säurebad aus 410 ml Aqua dest., 40 cm³ 85%iger Ameisensäure und 50 cm³ 25%iger Salzsäure eingebracht. Bei der mittleren Schalterstellung fließt ein Strom mit einer Stärke von 1,5 bis 2,5 A durch das Präparat. Die Knochen wurden so lange dem Stromdurchfluss ausgesetzt, bis sie eine radiergummiähnliche Konsistenz aufwiesen und leicht von einer Präpariernadel durchstochen werden konnten. Die Entkalkungsdauer betrug je nach Gelenkfläche zwischen 15 und 20 Stunden. Knochen mit Bereichen hoher Knochendichte wie z. B. das Os carpi intermedioradiale oder der Radius benötigten dabei eine wesentlich höhere Entkalkungszeit als Knochen mit durchweg niedriger Knochendichte wie z.B. die Ulna. Danach wurden die Präparate kurz gewässert und zum Bleichen der noch bestehenden Verfärbungen für 1 bis 2 Stunden in eine 7%ige H₂O₂-Lösung verbracht. Nach einer erneuten Wässerung von mindestens einer Stunde wurde wie oben beschrieben in die Gelenkoberfläche eingestochen, wobei auf eine ausreichende Eindringtiefe der Nadel bis zu ihrer dicksten Stelle geachtet wurde. Das Ergebnis wurde fotografisch festgehalten. Präparate, die nicht sofort bearbeitet werden konnten, wurden nach dem Wässern bis zu 24 Stunden bei 4°C in Wasser gelagert.

Tabelle 3.4: Zur Untersuchung der Knochenspaltlinien verwendete Hunde (n=15)

Bezeichnung	Hunderasse	Geschlecht	Alter	Gewicht
AK08	Boxer	m	10 J	34,7 kg
AK16	Labrador-Mischling	mk	7 J	30 kg
AK18	Shar Pei	m	6 J	21,5 kg
P04	Collie	m	12 J	17 kg
P05	Mischling	m	10 J	34 kg
P06	Berner Senn	m	5 J	68,3 kg
P08	Jagdhund-Mischling	mk	9 J	?
P09	Airedale Terrier	wk	6-7 J	20 kg
P10	DSH	w	3 J	26,5 kg
P12	Jagdhund-Mischling	wk	20 Mon	20,8 kg
P15	Golden Retriever	mk	8 J	23,5 kg
P20	Rottweiler	m	10 Mon	36 kg
P21	BGS	m	2 J	20 kg
P22	Hovawart	m	3 J	27,5 kg
S4 39	DSH	w	>6 J	20,5 kg

3.2.2 Kontaktflächen und Druckverteilung im Karpalgelenk

3.2.2.1 Präparation der Gliedmaßen

Nach Entfernen der Haut und der Muskulatur wurde der Oberarm zunächst auf Höhe der proximalen Humerusdiaphyse durchtrennt. Die distal liegenden Gliedmaßenabschnitte wurden so präpariert, dass die Pfote einschließlich der Ballen, die Mm. pronator teres und quadratus, der M. supinator, der M. abductor pollicis longus, die Gelenkkapsel und Bänder des Karpalgelenks komplett, sowie die Gelenkkapsel und Bänder des Ellbogengelenks soweit möglich erhalten blieben. Die tiefe Beugesehne wurde proximal des Karpaltunnels abgesetzt, der Karpaltunnel belassen. In dieser Form wurden die Präparate bis zu ihrer endgültigen Verwendung

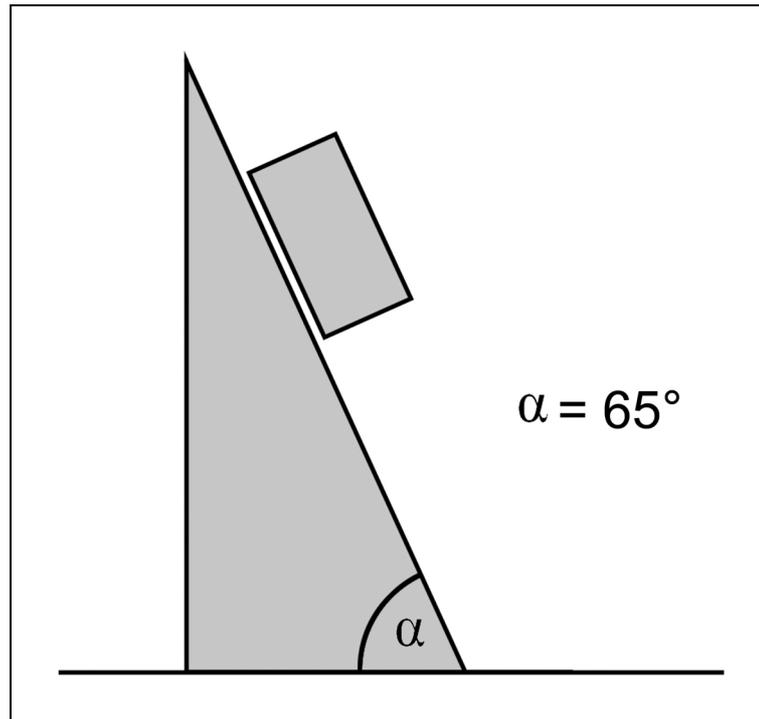
bei -20°C gelagert und am Tag vorher bei Raumtemperatur aufgetaut, wobei darauf geachtet wurde, dass die Präparate nicht austrockneten.

Nach dem Auftauen wurde vom Epicondylus medialis humeri zum Epicondylus lateralis humeri horizontal ein Bohrkanal von 7 mm Durchmesser angelegt, durch den später eine Gewindestange zur Befestigung des Präparats in der Materialprüfmaschine eingebracht wurde. Danach wurde der Humerus einige Zentimeter proximal dieser Querbohrung abgesetzt und der verbleibende Schaft mit einer Drahtschlinge am Olekranon befestigt, um eine spätere Bewegung während der Belastung zu verhindern.

Lateral an der Gliedmaße wurde ein Winkel aus Holz-Modellbauleisten zur Einstellung des richtigen Winkels befestigt. Der Scheitel des Winkels lag über dem Proc. styloideus ulnae, an dem beide Leisten mit einer Schraube befestigt wurden. Der proximale Schenkel wurde so an der Lateralfäche des Radius befestigt, dass er in seiner Verlängerung auf den Epicondylus lateralis humeri zeigte. Der distale Schenkel blieb frei beweglich. Als Anhaltspunkt für die Winkelmessung diente eine durch den lateralen Bandhöcker des Os metacarpale quintum eingedrehte Schraube. Es wurden die gleichen tastbaren Knochenpunkte wie bei der Winkelmessung am Karpalgelenk verwendet.

3.2.2.2 Voreinstellungen an der Materialprüfmaschine

Für die Durchführung der beiden folgenden Versuche wurde eine ursprünglich zu Industriezwecken hergestellte Materialprüfmaschine (Zwick Z010, Fa. Zwick GmbH & Co., Ulm) verwendet. Als Unterbau für das Präparat wurde ein Holzklötz mit den Maßen 37 x 29 x 15 cm angefertigt; darauf wurde zentral ein Holzkeil mit den Maßen 10 x 5 x 11,5 cm befestigt, dessen Steigung 65° betrug (s. Schema 3.1). Auf dem Keil konnten in variabler Höhe unterschiedlich viele Holzleisten zwischen 0,5 und 1 cm Dicke befestigt werden. Die Holzleisten dienten als Abstandshalter vom Holzkeil und verhinderten ein Anliegen des Os carpi accessorium auf dem Keil und somit ein eventuelles Verdrehen des Gelenks bei Belastung.



Schema 3.1: Unterstützvorrichtung

Das Präparat wurde mit einer Gewindestange, die durch die Querbohrung in den Humeruskondylen sowie eine Haltevorrichtung am Querbalken der Prüfmaschine geführt wurde, nach unten frei beweglich befestigt. Die Haltevorrichtung war drehbar mit der Kraftmessdose am beweglichen Querbalken der Materialprüfmaschine verbunden. Das Präparat wurde so ausgerichtet, dass die Palmarfläche des Mittelfußes plan auf der Vorderseite der Holzleisten auflag. Durch vorsichtiges Belasten des Präparates und Verwenden unterschiedlich dicker Holzleisten wurde die Einstellung für den Belastungswinkel von 25° festgestellt. Die Messung erfolgte mit Hilfe des lateral an der Gliedmaße angebrachten Holzwinkels, der danach wieder entfernt wurde. Eine vor der Pfote in individuellem Abstand zum Holzkeil angebrachte Schraubzwinde verhinderte ein zu weites nach vorne Rutschen der Pfote bei Belastung. Dem gleichen Zweck diente auf der Oberseite des Klotzes aufgeklebtes Sandpapier (s. Abb. 3.1).



Abb. 3.1: Versuchsaufbau zur Kontaktflächen- und Druckmessung

3.2.2.3 Kontaktflächenmessung

Zur Bestimmung der Kontaktflächen dienten Gelenksausgüsse mit einer Silikonmasse (Dental ADS 562 A/B, Firma Wacker-Chemie, Burghausen). Diese Masse besteht aus zwei pastösen Komponenten A und B, die nach Vermischen in einer endothermen Polykondensationsreaktion aushärten. Das Anmischen der Komponenten geschah auf einer Wärmeplatte bei 37°C, um die Reaktion schneller in Gang zu bringen. Die kurzzeitige Erniedrigung der Viskosität aufgrund der thixotropen Materialeigenschaften ermöglichte ein relativ problemloses Einfüllen der Masse in 5ml-Einmalspritzen, mit deren Hilfe die Silikonmasse möglichst von palmar nach dorsal in den Gelenkspalt eingebracht wurde. Durchschnittlich wurden 3 bis 4 ml Silikon pro Gelenk benötigt.

Vor diesem Schritt wurden die einzelnen Gelenketagen des Karpalgelenks von proximal nach distal nacheinander eröffnet. Dabei wurden die Kollateralbänder belassen, die dorsale Gelenkkapsel und die intraartikulären Bänder mussten jedoch durchtrennt und entfernt werden. Das Lig. ulnocarpeum palmare wurde belassen. In der Art. carpometacarpea musste zusätzlich auch ein Teil des palmaren Faserknorpels entfernt werden, um trotz einer fehlenden palmaren Gelenkaussackung einen zusammenhängenden Ausguss zu erhalten. Nach der ersten Gelenkeröffnung wurde das Gelenk zur Entfernung der Synovia mit 0,9%iger NaCl-Lösung gespült. Überschüssige Flüssigkeit wurde danach aus dem Gelenkspalt

entfernt, da sich zu viel Feuchtigkeit negativ auf die Aushärtung der Silikonmasse auswirkte. Dieser Schritt wurde auch zwischen den einzelnen Belastungsstufen wiederholt, um einem Austrocknen des Gelenkknorpels und somit einer Verfälschung der Messergebnisse entgegenzuwirken.

Nach dem Einbringen des Silikons in den Gelenkspalt wurde das Präparat mit verschiedenen Vielfachen des Körpergewichts belastet. Die Einstellungen wurden so gewählt, dass die Maximalkraft möglichst schnell erreicht wurde. Die bei der Maximalkraft erreichte Position wurde dann zur Aushärtung des Silikons für insgesamt 600 Sekunden gehalten. Als Belastungsstufen wurden für jedes Gelenk 25, 50, 75, 100, 150, 200, 300 und 400% des Körpergewichts gewählt. Sowohl das Anfahren als auch das Halten der Belastung geschah lagegeregelt, da bei dieser Untersuchung in erster Linie die Position der Gliedmaße und der Knochen zueinander von Bedeutung sind und nicht die im Gelenkspalt vorherrschende Kraft. Bei diesem Modus kommt es aufgrund der viskoelastischen Eigenschaften des Gelenkknorpels, aber auch der übrigen Strukturen wie Sehnen, Bänder und der Ballen dazu, dass die ursprüngliche Kraft während der Haltezeit deutlich abnimmt (s. Abb. 3.2). Nach jeder Belastungsstufe wurde der Silikonausguss entfernt; es wurden nur Abdrücke mit scharf abgegrenzten Kontaktflächen verwendet. Versuche bei denen lediglich Bereiche mit dünnen Silikonschichten entstanden, wurden wiederholt.

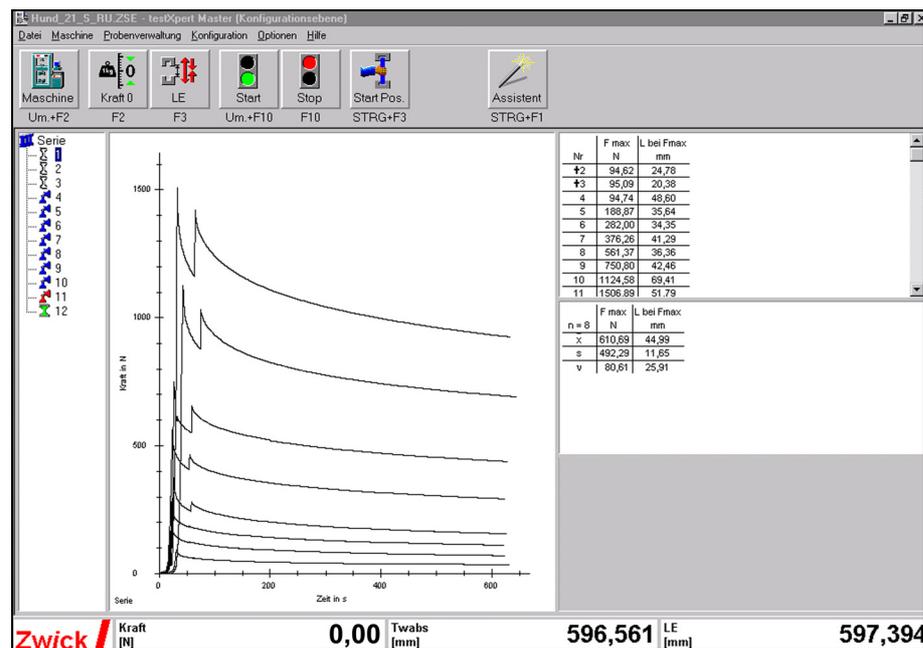


Abb. 3.2: Kraft-Zeit-Diagramm der Zwick-Bedienungssoftware: Belastungsmodus lagegeregelt

Nach Beendigung des Versuchs wurde das Karpalgelenk auseinanderpräpariert, in die einzelnen Knochenreihen aufgetrennt und nach Entfernung der verbliebenen Weichteile bei Raumtemperatur für 2 Tage getrocknet.

Zur Auswertung der Kontaktflächen wurde auf den getrockneten Präparaten zunächst die Gelenkfläche mit einem schwarzen Filzschreiber umfahren, die Gelenkflächen dünn mit Mehrzweckfett (Fa. Pressol, USA) bestrichen und zweimal in 65° heißes Paraffin (Paraplast Plus, Fa. Sherwood Medical Co., St. Louis, USA) getaucht, um auf diese Weise einen dünnen Wachsüberzug über der Gelenkfläche zu erhalten. Es wurde jeweils die konvexe Gelenkfläche jeder Gelenketage verwendet. Auf dem Silikonhäutchen wurde zweimal mit unverdünnter, weißer Abtönfarbe (Alpina System Color Abtönfarbe, Alpina Farben Vertriebs GmbH & Co KG, Ober-Ramstadt) die Gelenkfläche markiert, dann jeweils eine Schablone einer Belastungsstufe aufgelegt und die Kontaktflächen mit rotem Faserschreiber (Edding 3000 permanent marker) eingezeichnet. Die Kontaktflächen eines der verwendeten Gelenke wurden in standardisierten Ansichten fotografiert. Schließlich wurde das Paraffinhäutchen vorsichtig vom Knochen gelöst, mehrfach so eingeschnitten, dass es plan zu liegen kam und mit Hilfe einer Wärmeplatte für histologische Schnitte bei 65 bis 70°C auf einem schwarzen Tonpapier abgeschmolzen, so dass das Paraffin

vorsichtig abgetupft werden konnte. Das Ergebnis dieses Arbeitsschrittes war die zweidimensionale Darstellung der roten Kontaktfläche auf der weißen Gelenkfläche vor schwarzem Hintergrund.

Die Abdrücke wurden mit 400 dpi auf einem Flachbettscanner (hp Scanjet 4c/T, Hewlett-Packard) eingescannt und mit Adobe Photoshop (Version 7.0) in reine Schwarz-Weiß-Darstellungen umgewandelt. Im Programm Image Tool for Windows (Version 2.02, University of Texas Health Science Center, San Antonio, Texas, USA) konnte dann über eine Zählung der schwarzen und weißen Pixel die jeweilige Fläche berechnet und schließlich die Kontaktflächen als prozentuale Anteile an der Gesamtgelenkfläche dargestellt werden.

Zur Überprüfung der Genauigkeit der Methode wurde bei einem Präparat eine Belastungsstufe (100% KG) sieben Mal wiederholt. Der Variationskoeffizient für die gesamte Gelenkfläche betrug 4,7%, der für die Kontaktflächen 7,1%.

Tabelle 3.5: Zur Kontaktflächenmessung verwendete Hunde (n=10)

Bezeichnung	Hunderasse	Geschlecht	Alter	Gewicht
AK08	Boxer	m	10 J	34,7 kg
AK10	DSH	m	4 J	31 kg
AK12	DSH-Husky-Mischling	w	> 7 J	31 kg
AK17	Berner Sennenhund		5 J	29 kg
AK18	Shar Pei	m	6 J	21,5 kg
AK20	Irish Setter	m	11 J	27,5 kg
AK21	DSH	m	12 J	38,4 kg
AK22	Golden Retriever	w	12 J	28,2 kg
AK25	Mischling	mk	15 J	20 kg
AK26	Boxer	wk	9 J	27,5 kg

3.2.2.4 Druckmessung

Für die Messung des intraartikulären Drucks und seiner Verteilung über die Gelenkfläche wurde jeweils die kontralaterale Vordergliedmaße eines Hundes verwendet. Die Druckmessung erfolgte mit einem druckempfindlichen Film (Fuji-Film, Fuji Photo Film Co., LTD, Tokyo). Dieser Film besteht aus zwei Lagen A und C; Film A ist einseitig mit mikroskopisch kleinen Farbkügelchen unterschiedlicher Größe beschichtet, die bei einem bestimmten Druck platzen; Film C ist mit einem Entwickler beschichtet, der bei Kontakt mit dem Inhalt der Kügelchen einen rosaroten Farbton erzeugt (Kazuki et al., 1991; Tencer et al., 1998). Das Verhältnis zwischen Druck und entstandener Farbtintensität ist nahezu linear (Kazuki et al., 1991). Somit kann der Film sowohl zur Druck- als auch zur Kontaktflächenmessung verwendet werden.

Zur Erstellung einer passgenauen Schablone für die einzelnen Gelenketagen wurde jeweils von der entsprechenden konkaven Gelenkfläche der anderen Gliedmaße ein Abguss der Gelenkfläche wie oben beschrieben hergestellt und so eingeschnitten, dass er flach zu liegen kam. Dieser Abdruck diente als Schablone für das Zuschneiden des Films.

Danach wurde Film C mit der Rückseite (nicht beschichtet) auf einen dünnen Tesafilm geklebt, Film A wurde passend, mit den beschichteten Seiten zueinander, darüber gelegt und das Ganze sorgfältig mit Frischhaltefolie überzogen, die jeweils an den Rändern am Tesafilm haftete und so eine wasserdichte, flexible und relativ dünne (0,4 mm) Umhüllung ergab. Die Filme wurden mit einem Sicherheitsrand von ca. 2-3 mm ausgeschnitten und bis zu Ihrer Verwendung längstens 24 Stunden dunkel und vor mechanischen Einwirkungen geschützt gelagert.

Die Vorbereitung der Gelenke erfolgte wie oben beschrieben (s. Kapitel 3.2.2.1 und 3.2.2.3); zur Messung wurde der wasserdicht verpackte Film in den dorsal eröffneten Gelenkspalt eingebracht und die Gliedmaße unter Verwendung der gleichen Kraftstufen wie oben belastet; hier betrug die Haltezeit allerdings nur 30 sec, was für eine optimale Farbentwicklung im Film ausreichend ist. Bei diesem Versuch wurde der Modus für das Anfahren und Halten kraftgeregelt gewählt, da somit die maximale Kraft schneller erreicht wird und auch während der Haltezeit die Kraft konstant gehalten wird (s. Abb. 3.3).

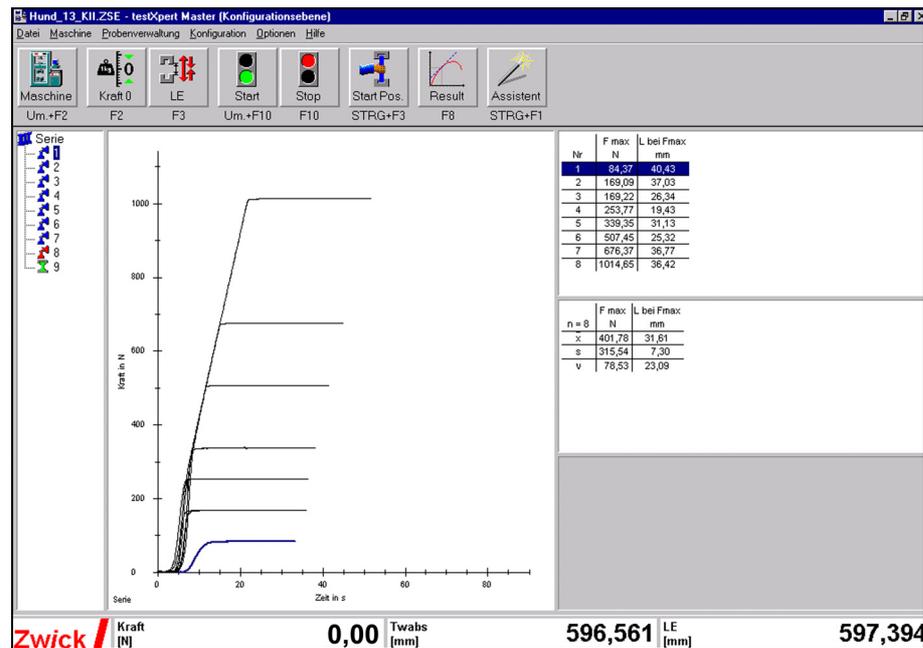


Abb. 3.3: Kraft-Zeit-Diagramm der Zwick-Bedienungssoftware: Belastungsmodus kraftgeregelt

Bei den ersten beiden Messungen (25 und 50% KG) wurde Fuji-Film super low (Messbereich von 0,5 bis 2,5 MPa) verwendet, ab 50% KG aufwärts Fuji-Film low (Messbereich von 2,5 bis 10 MPa).

Nach dem Entlasten des Präparates wurde der Film sofort aus dem Gelenkspalt entfernt und die beiden Lagen wurden unverzüglich voneinander getrennt. Problematisch war hier das Eindringen von Synovia bzw. Spülflüssigkeit zwischen die Lagen des Films, wenn durch die Verformung im Gelenk unter Belastung Lücken zwischen der Frischhaltefolie und dem Tesafilm auftraten. Aufgrund der Kapillarwirkung zwischen den beiden Filmen wurde die Flüssigkeit beim Entlasten relativ schnell nach innen gezogen und führte dadurch in manchen Fällen zu Verfälschungen durch Verwaschen der Farbe vor allem in den Randbereichen.

Nach Beendigung des kompletten Versuchs wurden die Tesafilmreste von der Rückseite der C-Filme entfernt und die Filme auf einem Flachbettscanner (hp Scanjet 4c/T, Hewlett-Packard) mit 600 dpi eingescannt. Der Zeitraum zwischen Erzeugen des ersten Films und dem Einscannen betrug höchstens 3 Stunden, was noch zu keinen Verfälschungen des Ergebnisses durch Lichteinstrahlung führt (Patterson und Viegas, 1995).

Die eingescannten Filme wurden mit Adobe Photoshop (Version 7.0) invertiert und dann im Programm Image Tool for Windows (Version 2.02, University of Texas Health Science Center, San Antonio, Texas, USA) in eine Falschfarbendarstellung überführt, die anhand zweier Farbbalken ausgewertet wurde.

Tabelle 3.6: Zur Druckmessung verwendete Hunde (n=10)

Bezeichnung	Hunderasse	Geschlecht	Alter	Gewicht
AK05	DSH-Mischling	w	7 J	25,5 kg
AK08	Boxer	m	10 J	34,7 kg
AK09	Berner Senn-Mischling	m	3-4 J	34 kg
AK10	DSH	m	4 J	31 kg
AK12	DSH-Husky-Mischling	w	> 7 J	31 kg
AK13	Chow-Chow	mk	6 J	34,5 kg
AK14	Collie	mk	2 J	28,7 kg
AK15	Weimaraner	mk	13 J	26 kg
AK16	Labrador-Mischling	mk	7 J	30 kg
AK18	Shar Pei	m	6 J	21,5 kg

3.2.3 Histologische Untersuchung

Für die histologischen Untersuchungen des Lig. radioulnare distale wurden 5 Hunde ausgewählt, die höchstens 24 Stunden vorher euthanasiert worden waren (s. Tabelle 3.7). Nach Eröffnen der Art. antebrachioarpea wurde mit Hilfe einer Bandsäge aus Radius und Ulna ein ca. 2x1x1 cm großes Blöckchen ausgesägt, das sämtliche Strukturen des Lig. radioulnare distale einschließlich seiner Ansätze an Radius wie Ulna, Anteile der distalen Gelenkflächen von Radius und Ulna sowie das distale Radioulnargelenk enthielt. Dieses Blöckchen wurde zunächst für 24 Stunden in Bouin'scher Lösung nach Romeis (Romeis, 1989) fixiert und dann zum Auswaschen der überschüssigen Pikrinsäure für einen halben Tag in 70%igen Ethanol verbracht, der anschließend mehrfach gewechselt wurde. Danach wurde das Blöckchen für 3 bis 9 Tage in New Decalc® (Medite GmbH, Burgdorf) entkalkt, bis das Präparat leicht

mit einer dünnen Kanüle durchstochen werden konnte. Entkalkungszeiten von länger als 4 Tagen brachten jedoch keine Verbesserungen im Hinblick auf den Entkalkungsgrad. Auch wurde bei einigen Blöckchen der Entkalkungsvorgang versuchsweise mit Cal-Rite® (Richard-Allan-Scientific) und dem oben beschriebenen elektrolytischen Entkalkungsgerät EG 133 (Medax Nagel GmbH, Kiel) durchgeführt, was zu keinen nennenswerten Erfolgen führte. Mit Cal-Rite® konnte auch nach zehntägigem Einwirken keine vollständige Entkalkung des Blöckchens erreicht werden; bei Anwendung des elektrolytischen Entkalkungsgeräts kam es relativ schnell zur Auflösung peripherer Bereiche des Präparats, was die geplante histologische Untersuchung unmöglich machte.

Anschließend erfolgte die routinemäßige Aufbereitung der Proben für die lichtmikroskopische Untersuchung. Das Präparat jeweils einer Vordergliedmaße wurde in disto-proximaler Richtung, das der anderen Vordergliedmaße des gleichen Hundes in dorso-palmarer Richtung mit Hilfe eines Rotationsmikrotoms (HM 360, Fa. Microm) in Serie in 5 µm dicke Schnitte geschnitten, die mit folgenden Färbungen nach Romeis (Romeis, 1989) gefärbt wurden:

1. Hämalau-Eosin
2. Resorcin-Fuchsin
3. Astrablau-Kernechtrot
4. Astrablau-Orange G

Tabelle 3.7: Zur histologischen Untersuchung verwendete Hunde (n=5)

Bezeichnung	Hunderasse	Geschlecht	Alter	Gewicht
P 11/ Histo 04	Labrador	m	9 J	29,7 kg
P 13/ Histo 05	Husky-Mischling	wk	6 J	24 kg
P 16/ Histo 06	DSH-Mischling	mk	10 J	26 kg
P 17/ Histo 07	Königspudel	wk	10 J	30 kg
P 18/ Histo 08	DSH	m	9 J	41 kg

3.2.4 Subchondrale Knochendichte

3.2.4.1 Für die Messung der subchondralen Knochendichte verwendete Hunde

Tabelle 3.8: Zur Messung der subchondralen Knochendichte verwendete Hunde (n=40)

Bezeichnung	Hunderasse	Geschlecht	Alter	Gewicht
AK02	Berner Sennenhund	mk	4 J	38 kg
AK03	Dogo Argentino	m	3 J	22,5 kg
AK04	DSH	m	3 J	39,5 kg
AK05	DSH-Mischling	w	7 J	25,5 kg
AK06	DSH-Mischling	w	8 J	35 kg
AK09	Berner-Senn-Mischling	m	4 J	34 kg
AK10	DSH	m	4 J	31 kg
AK14	Collie	mk	2 J	28,7 kg
E01	Großer Schweizer Sennenhund	mk	6 J	70 kg
E04	Altdeutscher SH	m	>7 J	30 kg
E06	DSH	w	>7 J	37 kg
E09	Boxer-Mischling	w	6 J	48 kg
E19	DSH-Mischling	w	5 J	29 kg
G 1	Greyhound	m	10 J	35 kg
P01	AC Schäferhund	m	6 Mon	22 kg
P02	Rottweiler	mk	10 J	42,5 kg
P03	Collie	w	12 J	20 kg
P06	Berner Senn	m	5 J	68,3 kg
P08	Jagdhund-Mischling	mk	9 J	?
P09	Airedale Terrier	wk	6-7 J	20 kg
P10	DSH	w	3 J	26,5 kg
P12	Jagdhund-Mischling	wk	20 Mon	20,8 kg
P14	DSH	m	9 J	41 kg

P15	Golden Retriever	mk	8 J	23,5 kg
P20	Rottweiler	m	10 Mon	36 kg
P21	BGS	m	2 J	20 kg
P22	Hovawart	m	3 J	27,5 kg
P23	DSH	w	3 J	28 kg
P26	Rottweiler	m	2 J	60 kg
P28	DSH	w	6 Mon	15,5 kg
S4 35	Labrador-Mischling	mk	2 J	23,6 kg
S4 39	DSH	w	>6 J	20,5 kg
W3 6	Altdeutscher SH	m	5 J	43 kg
W3 37	Irischer Wolfshund	m	2 J	?
W4 34	Husky-Mischling	m	7 J	20 kg
W4 43	Flat coated Retriever	w	4 J	30 kg
W4 52	Labrador	mk	4 J	38,5 kg
W4 57	Labrador	w	2 J	39,5 kg
W4 58	Border Collie	m	2 J	20,5 kg
W4 59	DSH	m	1 J	28 kg

3.2.4.2 Datengewinnung am CT

Zur Datengewinnung wurde ein Computertomograph vom Typ Somatom AR Star, Somaris I4 VB41A (Firma Siemens AG, Erlangen) verwendet.

Die exartikulierten und in die einzelnen Knochenreihen aufgetrennten Karpalgelenke wurden jeweils von medial nach lateral, auf der dorsalen bzw. konvexen Seite liegend, eingescannt, so dass die Gelenkflächen immer senkrecht zum Strahlenverlauf lagen, was für die Vermeidung von Partialvolumeneffekten von Bedeutung ist. Die Metakarpalknochen sowie die Unterarmknochen wurden davor ca. 4-5 cm distal bzw. proximal der Gelenkflächen abgesetzt. Durch eine dünne Lage Schaumstoff von den Knochen getrennt wurde bei jedem Scan auch ein Phantom bekannter Röntgendichte mitgescannt. Es handelt sich hierbei um einen röntgendichtes Material enthaltenden Polyethylen-Block mit den Röntgendichten 0

HU (für Wasser) und 300 HU (für Knochen). Dieses Phantom wird als Referenzwert in den Bildern benötigt.

Folgende Tabelle gibt einen Überblick über die Voreinstellungen am Computertomographen:

Tabelle 3.9: Einstellungen am Computertomographen:

Schnittdicke	1 mm
Vorschub	1 mm
Schnittart	Sequenz
Kathodenspannung	110 kV
Belichtung	83 mA
Center/Width	700 HU/ 2000 HU

Der Zoom wurde durch eine möglichst formatfüllende Darstellung der Knochenschnitte so hoch wie möglich gewählt. Das Pixelspacing (mm^2/Pixel) lag bei einer Bildgröße von 512 x 512 Bildpunkten bei allen Schnitten zwischen 0.098 und 0.15.

3.2.4.3 Datenverarbeitung

Die gewonnenen Bilddaten wurden zunächst als ACR-NEMA 2 Format (*.dicom) gespeichert und in dieser Form in das Institut für Tieranatomie übertragen. Dort wurden die Bilder mittels des Programms „Dicom2“ (Freeware: <http://www.barre.nom.fr/medical/dicom2>) in das raw-Format umgewandelt, wobei nur die Bildinformation abgespeichert wird. Ebenfalls können mit „Dicom2“ die Informationen aus dem Dateikopf extrahiert und als Textdatei (*.txt) gespeichert werden.

Für die weitere Bearbeitung der *.raw-Dateien wurden die Programme „Image Tool“ (Version 2.02, University of Texas Health Science Center, San Antonio, Texas, USA), „Measure“, „The Visualization Toolkit“ (Freeware: <http://public.kitware.com>) sowie „VTK CISG Registration Toolkit“ verwendet.

3.2.4.4 Ausgleich von Strahlenaufhärtingsartefakten

Durch das Messen der Präparate im sagittalen Strahlengang kann es vor allem in den Schaftbereichen, aber auch an Stellen zwischen zwei relativ röntgendichten Schichten zu sog. Strahlenaufhärtingsartefakten kommen. Zum späteren Ausgleich dieser Artefakte dient das Phantom; mit Hilfe der Schnittbilder des Phantoms ist es im Programm Image Tool über die Maske „Equalize“ möglich, durch Eingabe des Schwellenwertes für Knochen von 300 HU (bzw. Graustufenwert 1300) in allen Bildern die Abweichung des Graustufenwertes des Phantoms von diesem Sollwert festzustellen und automatisch alle Bildpunkte des Bildes um den entsprechenden Betrag anzuheben (Schuller, 2001). Dadurch werden die Strahlenaufhärtingsartefakte, die wiederum zu fehlerhaften Dichtewerten führen können, eliminiert.

3.2.4.5 3D-Rekonstruktion und Darstellung der subchondralen Knochendichte

Mit Hilfe des am Institut für Tieranatomie I entwickelten Programms „Measure“ wurden die einzelnen Knochenreihen als Region of interest (ROI) aus den *.raw-Bildern ausgeschnitten und in getrennten Bildserien gespeichert. Die einzelnen Knochenreihen des Karpalgelenks wurden für die weitere Bearbeitung jeweils wie ein Knochen mit einer Gelenkfläche behandelt.

Bei allen im Folgenden verwendeten Programmen handelt es sich um sog. Konsolenprogramme, d. h. sie werden über die DOS-Ebene des Computers bedient.

Zunächst wurden über den Befehl VTKOBJECT_42 aus den *.raw-Bildserien 3D-Oberflächen-Modelle mit zweidimensionaler Glättung der Oberflächen der zugehörigen Knochen erstellt, die mittels des Befehls VTKSHOWOBJECT dreidimensional dargestellt werden konnten. Danach folgte die Messung der Knochendichte. Mit dem Befehl VTKCTOAMSURFACE wird am Drahtgittermodell von jedem Kreuzungspunkt dieses Gitters aus ein Messstrahl senkrecht zur Oberfläche in eine bestimmte Tiefe gesendet. In diesem Fall wurde einheitlich eine Messstrecke von 4 mm verwendet, d. h. die Messung erfolgte von der Oberfläche aus 2 mm nach innen und 2 mm nach außen. Eine Erhöhung der Eindringtiefe stellte

sich als nicht praktikabel heraus, da sie mit zu häufigen Fehlmessungen verbunden war. Der höchste gemessene Wert wird sodann auf die Oberfläche projiziert und kann mit dem Befehl VTKSHOWMIP als Falschfarbendarstellung präsentiert werden. Die Grenzen und Unterteilung der Falschfarben kann frei gewählt werden, hier erwiesen sich Grenzen von 500 und 2000 HU in einer Unterteilung von 15 Stufen von blau nach rot als sinnvoll (s. Abb. 4.32).

3.2.4.6 Erstellen von Summationsbildern

Bevor mit der Erstellung von Summationsbildern begonnen werden konnte, musste für jede Gelenkreihe ein Normobjekt festgelegt werden, das sich in Größe, Breite oder Ausprägung der Formen durchschnittlich zeigte. Es wurde für jede Knochenreihe (Radius/Ulna, proximale Karpalgelenksreihe, distale Karpalgelenksreihe, Metakarpalknochen und Os carpi accessorium) aus den vorhandenen 3D-Objekten ein Normobjekt ausgewählt.

Das Erstellen von Summationsbildern erfolgte mit Hilfe der Software VTK CISG Registration Toolkit (Freeware: <http://www-ipg.umds.ac.uk/cisg/>, King's College London, 2001), das auf der Basis von Normalized Mutual Information (NMI) arbeitet und Bilddatensätze aus gleichen oder verschiedenen bildgebenden Verfahren aufeinander angleicht (Holden et al., 2000; West et al., 1997).

Dazu mussten die *.raw-Bild-Serien eines Knochens zunächst in einen sog. *.gipl-Datensatz umgewandelt werden. Diese Datensätze werden dann im Programm so lange verschoben, gedreht, skaliert und verzerrt, bis die höchstmögliche Anzahl an übereinstimmenden Bildpunkten zwischen dem Normobjekt und dem jeweiligen Individualobjekt erreicht ist, was als „Matching“ bezeichnet wird. Sinn dieser Berechnungen ist es, die Messpunkte für die Maximum Intensity Projection auf dem Normobjekt wie auch auf dem jeweiligen Individualobjekt in Übereinstimmung zu bringen. Das „Matching“ kann auf verschiedene Arten geschehen: Beim „affine“-Modus, der bei den meisten Datensätzen verwendet wurde, wird das Individualobjekt verschoben, gedreht und verzerrt. Bei einigen Datensätzen musste der Vorgang allerdings in einem anderen Modus wiederholt werden, da beim „affine“-Matching die Übereinstimmung der Dichteinformationen zu schlecht war. Bei diesen Datensätzen

wurde der sog. „nonrigid“-Modus verwendet, bei dem das 3D-Objekt in Teilvolumina mit frei wählbarer Kantenlänge unterteilt werden kann. Je nach Knochengröße wurden Kantenlängen zwischen 5 und 15 mm für die Teilvolumina gewählt. Allerdings brachte auch diese Methode nicht für alle Objekte eine ausreichende Verbesserung, was eindeutig als Nachteil der Methode, besonders bei derart kleinen Knochenteilen wie am Karpalgelenk zu werten ist.

Im Anschluss an das Matchen wurden die neu berechneten *.gipl-Dateien wieder in *.raw-Bilder zurückverwandelt und ebenfalls wie oben beschrieben mit den Befehlen VTKOBJECT_42 und VTKCTOAMSURFACE bearbeitet.

Die gemessenen Knochendichtewerte des dadurch neu entstandenen 3D-Objekts mit den Informationen des jeweiligen Individualobjekts auf der Oberfläche des Normobjekts konnten nun mit Hilfe des Befehls VTKVALUESTOEXCELTHRESH als Zahlenkolonne in eine Excel-Tabelle übertragen werden. Bei der Verwendung dieses Befehls kann ein Schwellenwert eingegeben werden; alle Werte, die kleiner sind als dieser Wert, werden automatisch gleich Null gesetzt. Der Schwellenwert wurde bei einem Graustufenwert von 999 festgelegt, so dass alle Werte kleiner als 0 HU automatisch nicht berücksichtigt wurden. In der Exceltabelle ist dann aufgrund der korrespondierenden Messpunkte eine statistische Aufarbeitung der Werte, z. B. die Mittelwertbildung innerhalb verschiedener Gruppen, möglich.

Diese Mittelwerte wurden über den Befehl VTKEXCELTOVALUES wieder als Falschfarbendarstellung auf das 3D-Modell des Normobjekts zurück übertragen.

Weil bei dieser Arbeit die Darstellung der Knochendichte nur auf der Gelenkfläche erfolgen sollte, musste zunächst aus jedem Normobjekt im Programm vtkSELECTSURFACE eine Normgelenkfläche ausgeschnitten werden, die dann statt des gesamten Normobjekts bei allen darstellenden Schritten als Grundlage für die Falschfarbendarstellung verwendet wurde.

3.2.4.7 Präzision der Methode der Knochendichtedarstellung

Zur Überprüfung der Präzision der CTOAM und der nachfolgenden Matching-Vorgänge wurde ein Gelenk an zwei aufeinander folgenden Tagen in sieben verschiedenen Positionen eingescannt, wobei aber immer darauf geachtet wurde, dass die Gelenkflächen senkrecht zum durchdringenden Röntgenstrahl ausgerichtet

waren. Dazwischen wurden die Präparate in feuchter Umgebung bei 4°C gelagert. Der erste Datensatz wurde willkürlich als Normdatensatz für diese Wiederholung festgelegt, alle Wiederholungen wurden als Individualobjekte auf diesen gematcht und schließlich die Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet. Es ergab sich über die Gelenkflächen von Radius und Ulna ein mittlerer Variationskoeffizient von 3,1, über die Gelenkflächen der Metacarpalknochen von 4,4 und über die Gelenkfläche des Os carpi accessorium von 4,2. Bei den beiden Karpalgelenksreihen wurden die Variationskoeffizienten über die ganzen Knochen bestimmt; bei der proximalen Reihe (Os carpi intermedioradiale und Os carpi ulnare) lag der Variationskoeffizient bei 3,2; für die distale Karpalgelenksreihe (Os carpale secundum, tertium und quartum) bei 7,9. Diese Werte liegen im Rahmen der bei anderen entsprechenden Untersuchungen an Gelenken des Hundes gefundenen Werte (Maierl, 2003).

3.2.5 Winkelmessung am Karpalgelenk

Aufgrund fehlender Angaben in der Literatur über die Größe des Karpalwinkels im Stand bei gesunden Hunden wurde bei 50 Hunden verschiedener Rassen eine Messung des Winkels des Karpalgelenks am stehenden Hund durchgeführt (s. Tabelle 8.1). Die Messung erfolgte mit einem Goniometer nach Aesculap (AD 114 INOX). Dabei werden die zwei Metallschenkel des Goniometers so von lateral an die Gliedmaße angelegt, dass der Drehpunkt sich über dem Os carpi ulnare befindet, der proximale Schenkel am Epicondylus lateralis humeri anliegt und der distale Schenkel entlang der Achse des Os metacarpale quintum verläuft (Vollmerhaus und Roos, 1985). Von der durch Vollmerhaus beschriebenen Methode wurde bei dieser Arbeit insofern abgewichen, als der Drehpunkt des Winkels sich in Anlehnung an die Messpunkte bei der Ganganalyse (Off und Matis, 1997) und zur besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse über dem Proc. styloideus ulnae befand. Das Auffinden der Knochenpunkte erfolgt durch Tasten. Sodann kann an einer am Winkelmesser angebrachten Skala der Gelenkwinkel direkt abgelesen werden. Bei dieser Arbeit erfolgte eine Abweichung von der oben beschriebenen Methode, da der distale Schenkel des Winkelmessers zu lang war, um ihn am stehenden Hund anzuwenden. Deswegen wurde aus zwei Modellbauleisten ein Winkel konstruiert, der

in der gleichen Art und Weise an die Gliedmaße angelegt wurde, um den Winkel festzuhalten. Dieser Winkel wurde dann mit Hilfe des Goniometers gemessen. Es wurde darauf geachtet, dass die Hunde auf ebenem Untergrund ruhig und gleichmäßig alle vier Gliedmaßen belasteten und dass sich die Gliedmaßen in physiologischer Stellung unter dem Körper befanden. Die Ergebnisse der Messungen wurden nach Altersgruppen und Rassen aufgetrennt und anschließend statistisch ausgewertet.

4 Ergebnisse

4.1 Anatomische Untersuchungen

4.1.1 Makroskopische Anatomie

Knöcherne Strukturen

Die knöchernen Strukturen wiesen bei allen untersuchten Tieren eine relativ hohe Konstanz auf. Die distale Gelenkfläche des Radius stellt bei allen Tieren eine sowohl in mediolateraler als auch dorsopalmarer Richtung konkave Gelenkfläche dar; medial am Radius reicht eine Ausziehung der Gelenkfläche individuell unterschiedlich weit nach proximal. Auf der Dorsalseite des Radius sind deutlich zwei Rinnen für die Strecksehnen zu erkennen, eine dorsomedial gelegene für die Sehne des M. extensor carpi radialis, die bis zum Beginn des mittleren Radiusdrittels nach proximal verfolgt werden kann, sowie eine dorsolateral gelegene Rinne für die Endsehne des M. extensor digitorum communis, die erst auf Höhe der distalen Epiphyse deutlich wird. Die Gelenkfläche der Ulna weist eine medial gerichtete, konkave Gelenkfläche und eine palmar gerichtete, konvexe Gelenkfläche auf, die im Winkel von 90° zueinander stehen. Auf der konvexen proximalen Gelenkfläche des Os carpi intermedioradiale findet sich mediopalmar eine konkave, quer verlaufende Rinne; die Gelenkfläche steigt palmar dieser Rinne wieder zu einer konvexen Ausziehung an. Die proximale Gelenkfläche des Os carpi ulnare stellt eine walzenartige, überknorpelte Fläche mit einer kleinen Einziehung an der Dorsalkante dar, die palmar mit der tropfen- bis birnenförmigen Fläche zur gelenkigen Verbindung mit dem Os carpi accessorium in Verbindung steht (s. Abb. 4.1). Die Art. antebrachioarpea des Hundes stellt aufgrund ihrer in zwei Richtungen gekrümmten Gelenkflächen ein Ellipsoidgelenk, Art. ellipsoidea, dar.

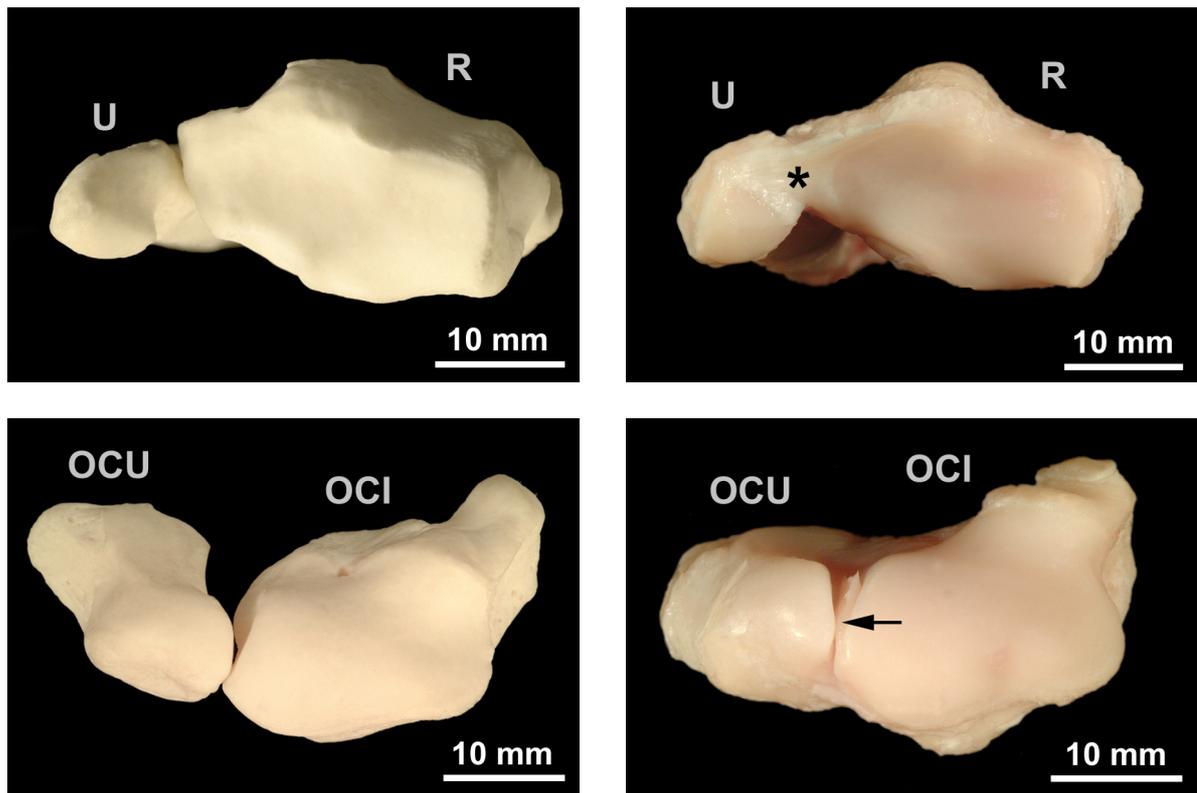


Abb. 4.1: Gelenkflächen der rechten Art. antebrachioarpea: knöcherne Anteile (links) und Nasspräparat (rechts):
 (*) Lig. radioulnare distale
 (↖) Lig. radiocarpeum palmare (Ansatz)

Die Gelenkfläche des Os carpi accessorium stellt sich als runde bis dreieckige Fläche dar. Von dieser durch eine Kante im 90°-Winkel getrennt ist eine kleinere, schmale, sichelförmige Gelenkfläche zu finden. Sie weist nach proximal und dient der Artikulation mit der Ulna (s. Abb. 4.2).

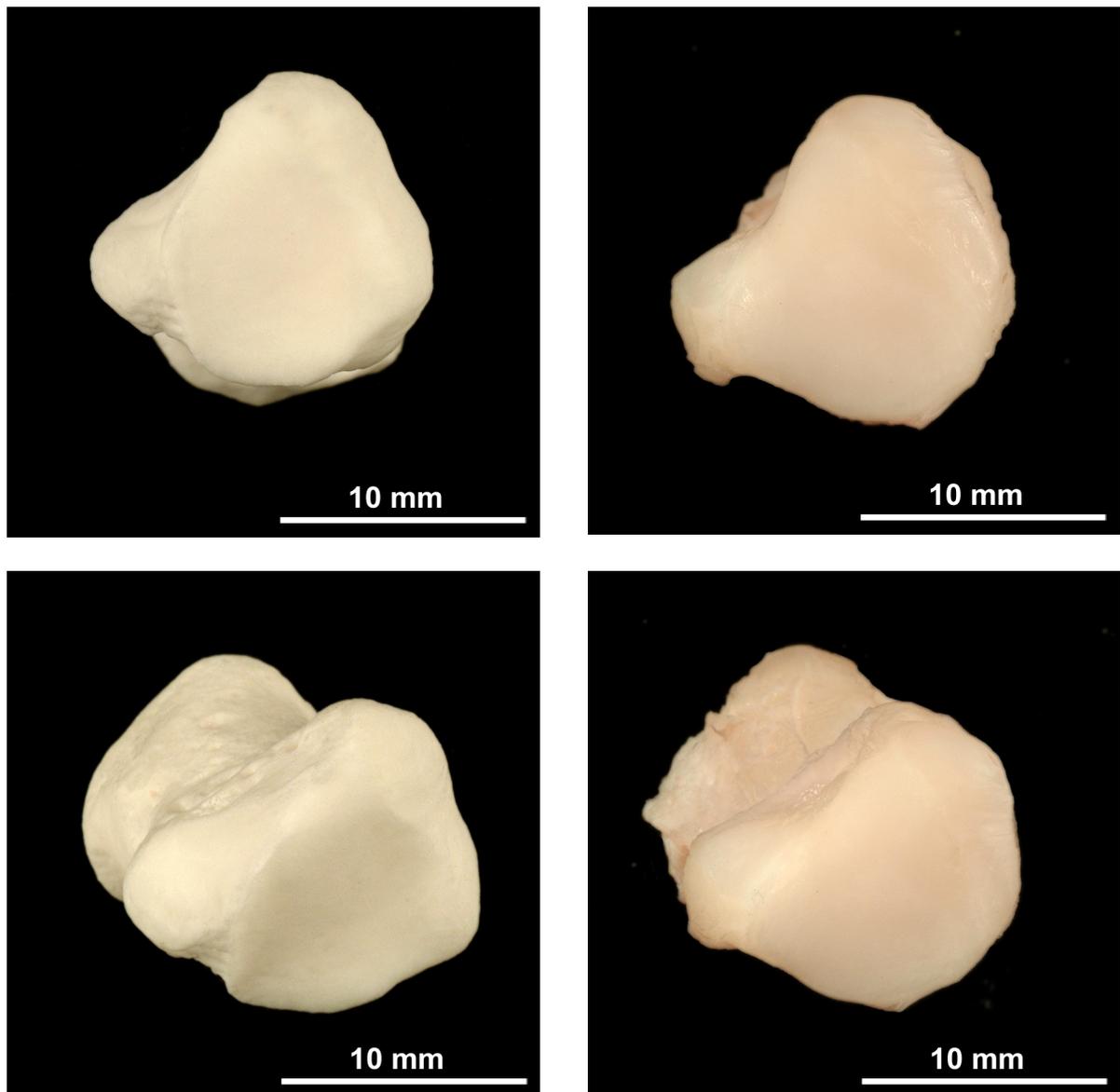


Abb. 4.2: Gelenkflächen des rechten Os carpi accessorium: knöcherne Anteile (links) und Nasspräparat (rechts)

Die distale Gelenkfläche des Os carpi intermedioradiale weist drei, durch knöcherne Erhebungen deutlich voneinander geteilte, konkave Gelenkfacetten auf, die dennoch zusammenhängend überknorpelt sind. Zusätzlich liegt medial dieser Facetten eine unscheinbare, durch eine knorpelfreie Zone abgetrennte, rundliche, konvexe Gelenkfläche, die mit dem Os carpale primum Kontakt aufnimmt. Die erste der drei zusammenhängenden Gelenkfacetten stellt sich als eine querovale, schräg bis annähernd quer verlaufende Gelenkfläche dar, die ihren Gegenspieler in der proximalen Gelenkfläche des Os carpale secundum findet. Dabei fällt auf, dass die

konkave Gelenkfacette eine querovale Form aufweist, im Gegensatz zu der nahezu dreieckigen Gelenkfläche des Gegenspielers, die zudem um einiges größer erscheint. In der Mitte des Os carpi intermedioradiale findet sich eine langgestreckte, konkave, im dorsalen Teil waagrecht auslaufende, relativ tiefe Rinne zur Aufnahme der proximalen, weit nach dorsal gewölbten, kammartigen Gelenkfläche des Os carpale tertium. Dieser Gelenkflächenanteil bildet gewissermaßen eine Führungsrinne für die Bewegung in der Art. *mediocarpea*. Die proximale Gelenkfläche des Os carpale tertium läuft dorsal in einer fächerförmigen, nahezu horizontal gestellten Platte aus, die einer entsprechenden horizontalen Platte am Os carpi intermedioradiale gegenübersteht. In der Sagittalebene betrachtet, kann hier von einem konvex-konkaven Verlauf der Gelenkflächen gesprochen werden. Lateral und parallel zu dieser findet sich am Os carpi intermedioradiale eine weitere längsovale, aber nahezu längs verlaufende Gelenkfläche, die mit der medialen proximalen Gelenkfacette des Os carpale quartum artikuliert. Die distale Gelenkfläche des Os carpi ulnare weist zwei zusammenhängend überknorpelte Gelenkfacetten auf, die kontinuierlich ineinander übergehen. Medial findet sich eine trapezförmige, größere konkave Fläche, die ihren Gegenspieler in der lateralen Gelenkfacette der dorsalen Gelenkfläche des Os carpale quartum findet. Auch diese ist durch einen prominenten Knochengrat von der medialen Facette getrennt, der von unten in den Zwischenraum zwischen Os carpi intermedioradiale und Os carpi ulnare hineinragt. Schließlich artikuliert die am weitesten lateral gelegene Gelenkfacette der distalen Gelenkfläche des Os carpi ulnare mit einer proximolateral gelegenen Gelenkfläche am Os metacarpale quintum (s. Abb. 4.3). Wegen der eingeschränkten Beweglichkeit aufgrund der knöchernen Strukturen kann bei der Art. *mediocarpea* des Hundes von einem Scharniergelenk, *Ginglymus*, gesprochen werden.

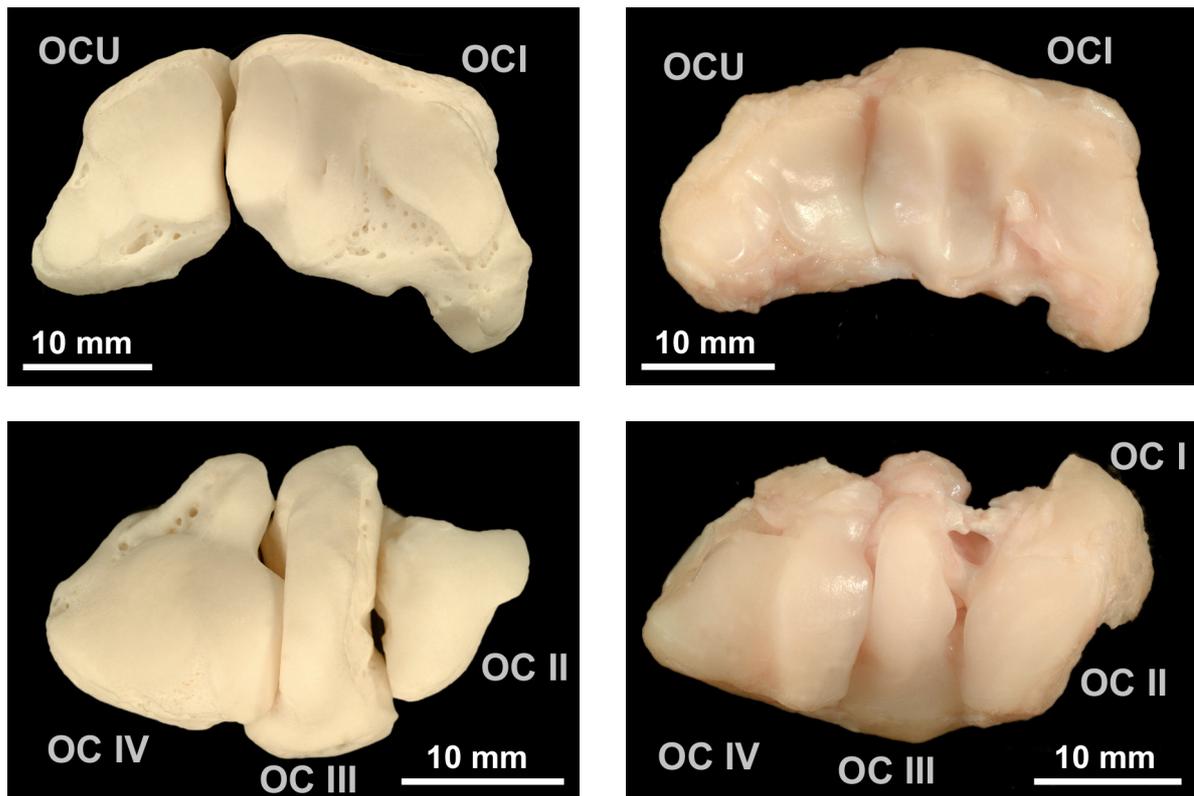


Abb. 4.3: Gelenkflächen der rechten Art. mediocarpea: knöcherne Anteile (links) und Nasspräparat (rechts)

Die distalen Gelenkflächen der distalen Karpalgelenksreihe sind hingegen relativ plan, leicht konkav, mit einer undeutlichen Unterteilung der distalen Gelenkfläche des Os carpale quartum in eine mediale und eine laterale Facette. Auffällig ist hier, dass die überknorpelte Fläche schon vor dem dorsalen Rand endet und so ein schmaler, ca. 0,5 - 1 mm breiter, nicht überknorpelter Rand auf der Distalfläche übrig bleibt, an der die Gelenkkapsel der Art. carpometacarpea Ansatz findet. Ebenso sind auch die korrespondierenden proximalen Gelenkflächen der Metakarpalknochen nur leicht konvex gewölbt. Dabei reicht die Wölbung palmar weiter nach distal als dorsal und die Gelenkflächen erscheinen dort leicht überhängend. Mit Ausnahme des rechteckigen Os carpale quartum sind die proximalen Gelenkflächen dreieckig. Die Gelenkfläche des Os metacarpale V ist unterteilt in eine streng proximal gerichtete Facette, die mit dem Os carpale quartum in Kontakt tritt, sowie eine kleinere, nach proximolateral abgekippte Gelenkfacette, die mit dem Os carpi ulnare artikuliert. Die Metakarpalknochen sind dabei in einem palmar konkaven Bogen angeordnet (s. Abb. 4.4). Die hochgradig eingeschränkte Beweglichkeit der Art. carpometacarpea rechtfertigt ihre Bezeichnung als straffes Gelenk.

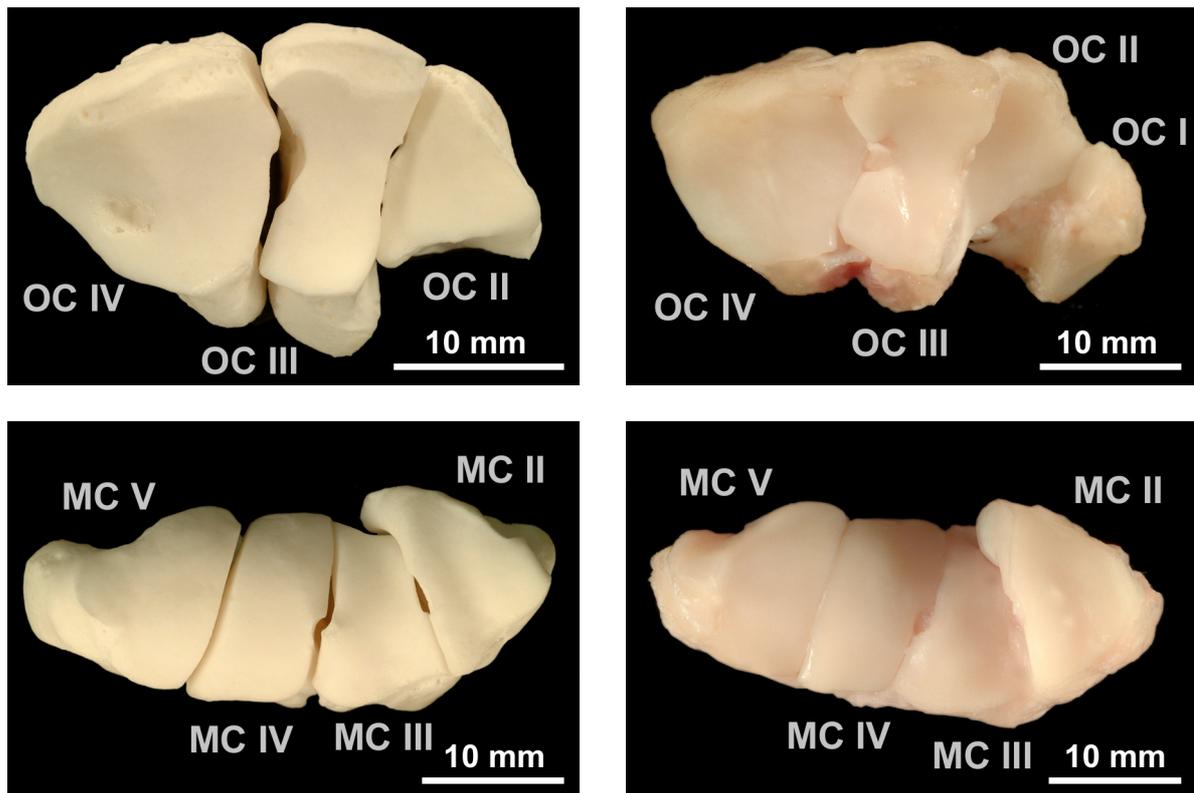


Abb. 4.4: Gelenkflächen der rechten Art. carpo-metacarpea: knöcherne Anteile (links) und Nasspräparat (rechts)

Knorpelschäden treten vor allem in der Art. antebrachio-carpea auf, und dort vor allem dorsomedial bis dorsomedian im Bereich der etwas nach distal vorspringenden Lippe und an der korrespondierenden Stelle dorsomedian auf der proximalen Gelenkfläche des Os carpi intermedioradiale. In der Art. mediocarpea wurden deutlich seltener Knorpelschädigungen beobachtet, diese vor allem in Bereichen der vorspringenden Knochengräte sowie auf der proximalen Gelenkfläche des Os carpale secundum. Es konnten auch Knorpelschäden auf den waagrechten Anteilen der proximalen Gelenkfläche des Os carpale tertium sowie auf der korrespondierenden distalen Gelenkfläche des Os carpi intermedioradiale gefunden werden. Noch seltener zeigten sich makroskopische Knorpelschäden in der Art. carpo-metacarpea. Bei zwei Hunden konnten dort geringgradige Schädigungen in den dorsalen Gelenkflächenbereichen beobachtet werden, bei einem Hund lagen die aufgerauten Bezirke palmar über die Gelenkflächen der Ossa metacarpalia verteilt (s. Abb. 4.5).

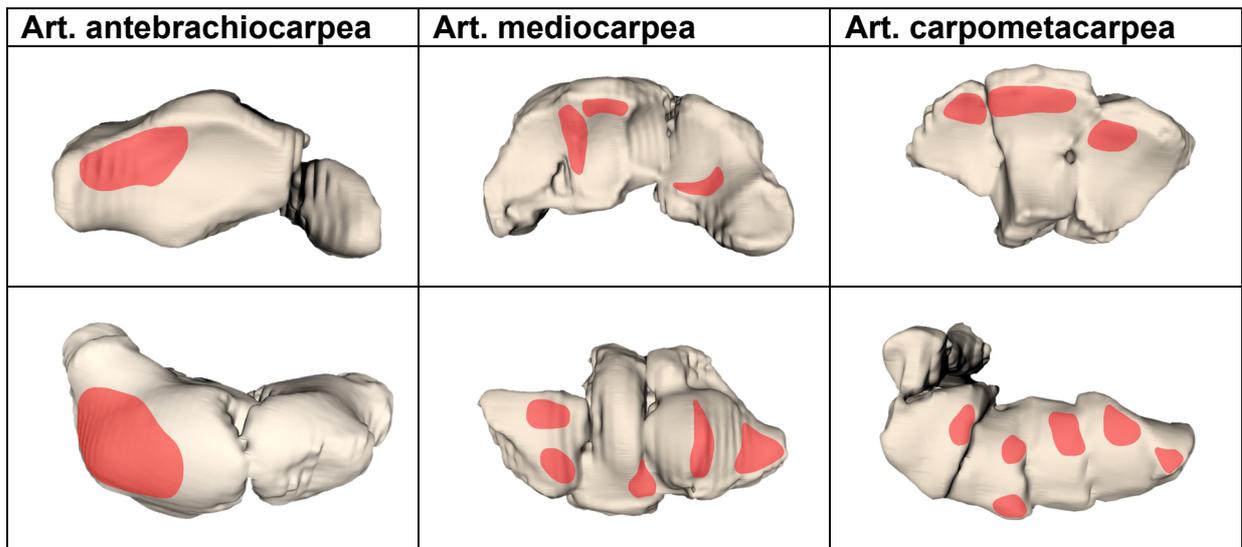


Abb. 4.5: Schematische Darstellung der Lokalisationen beobachteter Knorpelschäden (linkes Karpalgelenk)

Gelenkbänder

Das Lig. radioulnare distale füllt mit seinem distalen Anteil die Lücke zwischen Radius und Ulna und beteiligt sich an der Bildung der Gelenkfläche. Von distal betrachtet, erstreckt sich die weißlich schimmernde Struktur dreieckig über die ganze Tiefe der Gelenkfläche aus, wobei sich die Basis des Dreiecks dorsal und seine Spitze palmar befindet. Zusätzlich erstreckt sich noch ein Anteil dorsal über den Radius an seiner distodorsalen Kante und bildet so eine Art Knorpellippe für das Antebrachio-karpalgelenk (s. Abb. 4.6).

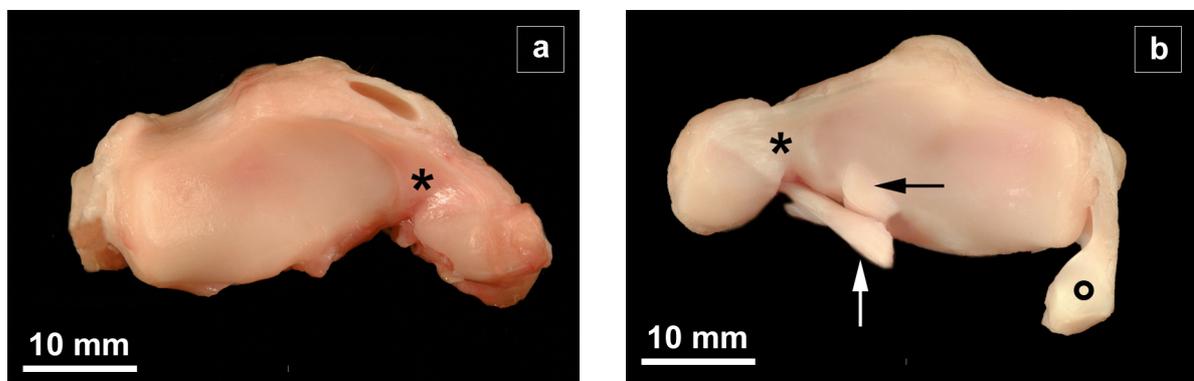


Abb. 4.6: Lig. radioulnare distale, Ansichten von distal

(*): Lig. radioulnare distale

(°): Lig. collaterale carpi mediale

(◀): Lig. radiocarpeum palmare

(↑): Lig. ulnocarpeum palmare

Palmar kann die Struktur in der Tiefe zwischen den beiden Knochen bis auf Höhe der Art. radioulnaris distalis nach proximal verfolgt werden. Dorsal bildet sie einen ca. 0,5 cm breiten Tunnel querverlaufender Fasern, durch den die Sehne des gemeinsamen Zehenstreckers tritt. Eine exakte Abgrenzung gegenüber dem Retinaculum extensorum bzw. der Faszie ist dorsal nicht möglich (s. Abb. 4.6a).

Die Endsehne des M. extensor carpi radialis ist auf Höhe der Art. antebrachioarpea von einem keilförmigen, intraartikulären Fettkörper unterlagert. Er ist mit seiner Basis von innen an der dorsalen Gelenkkapsel befestigt und ragt mit seiner Spitze in den Gelenkspalt (s. Abb. 4.7).

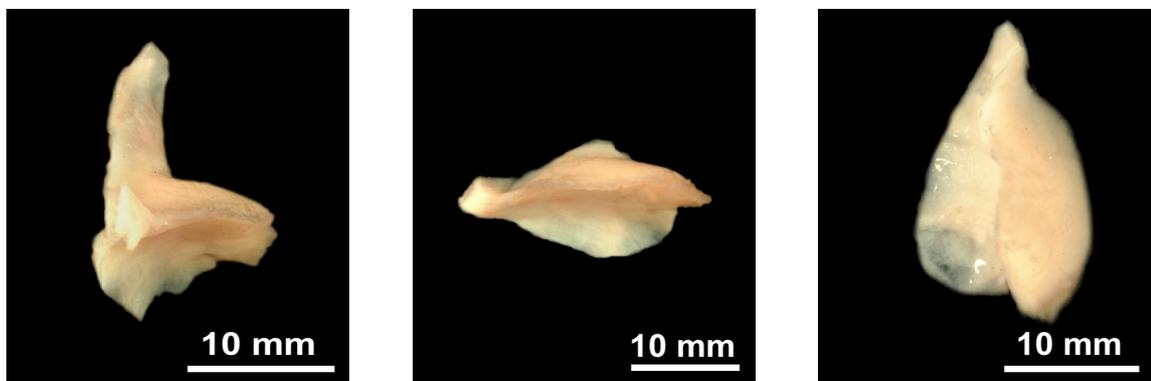


Abb. 4.7: Intraartikulärer Fettkörper der Art. antebrachioarpea: Ansicht von lateral (links), palmar (Mitte) und proximal (rechts)

Das mediale Seitenband der Art. antebrachioarpea besteht aus zwei Anteilen. Ein oberflächlicher, gerader, senkrecht verlaufender Anteil stellt lediglich eine Faszienv Verstärkung dar. Der tiefe Anteil, der schräg von der dorsalen Kante des Radius zum palmarsten Anteil des Tuberculum des Os carpi intermedioradiale zieht, zeichnet sich als richtiges Band aus. Zwischen beiden Anteilen tritt die Endsehne des M. extensor pollicis longus hindurch, die in ihrem Umschlagspunkt medial des Os carpi intermedioradiale konstant ein Sesambein enthält (s. Abb. 4.8a).

Das laterale Seitenband stellt ebenfalls nur eine Faszienv Verstärkung dar. Es verbindet mit vertikalem Faserverlauf die Ulna mit dem Os carpi ulnare. Ein Teil dieses Bandes findet Ansatz an der dorsolateralen Kante des Os carpi accessorium (s. 4.8b). Die Ausprägung der als Seitenbänder bezeichneten Faszienv Verstärkungen ist dabei interindividuell unterschiedlich. Bei einigen Tieren sind lediglich einige verstärkte Faserzüge zu erkennen, die mehr oder weniger weit gefächert verlaufen.

Bei anderen Tieren hingegen kann die Fasziaverstärkung als relativ deutlich abgegrenztes Band dargestellt werden.

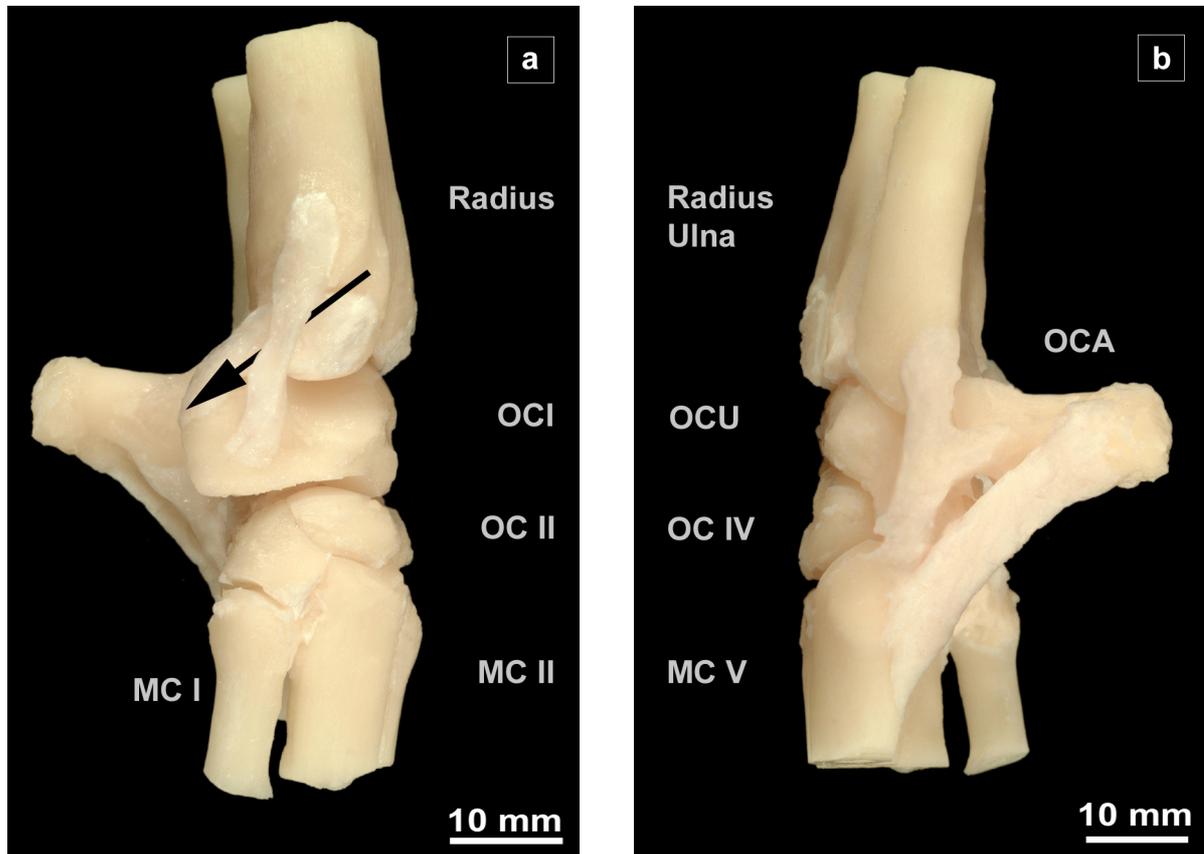


Abb. 4.8: linkes Karpalgelenk, Ansicht von medial (links) und lateral (rechts)

(a) Lig. collaterale carpi mediale (Pfeil = Verlauf der Sehne des M. abductor pollicis longus)

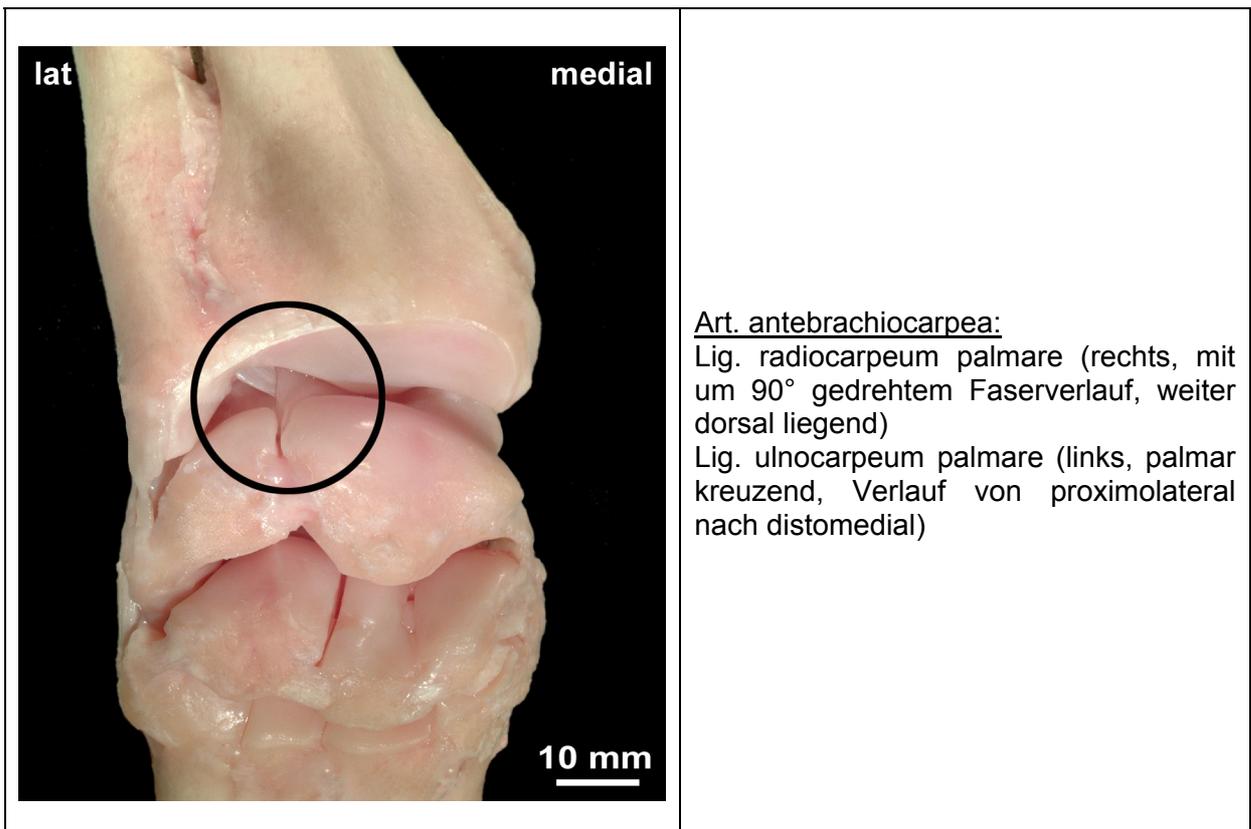
(b) Lig. collaterale carpi laterale

Die einzelnen Gelenketagen werden jeweils durch mindestens ein intraartikulär liegendes Band miteinander verbunden.

Im Antebrachiokarpalgelenk handelt es sich dabei um das weiter dorsal liegende Lig. radiocarpeum palmare sowie um das Lig. ulnocarpeum palmare, die, sich gegenseitig kreuzend, durch das palmare Drittel des Gelenksspalts ziehen. Das abgeplattete Lig. radiocarpeum palmare zeigt dabei einen in sich um 90° gedrehten Faserverlauf. Im Gegensatz zur Angabe bei Nickel (Nickel et al., 2004) handelt es sich bei diesen Bändern nicht um intrakapsuläre, sondern um intraartikuläre Bänder. Auch in der Art. mediocarpea werden die proximale und distale Karpalgelenksreihe

durch ein Band verbunden, das auf der distalen Seite des Os carpi intermedioradiale auf einer dreieckigen, nicht überknorpelten Fläche zwischen den Gelenkfacetten für die Artikulation mit den Ossa carpalia II und III entspringt, straff nach distal zieht und zwischen den genannten Knochen ansetzt.

Ein sehr kurzes Band verbindet in der Art. carpometacarpea den Zwischenraum zwischen den Ossa carpalia III und IV mit dem Zwischenraum zwischen den Ossa metacarpalia III und IV (s. Abb. 4.9).



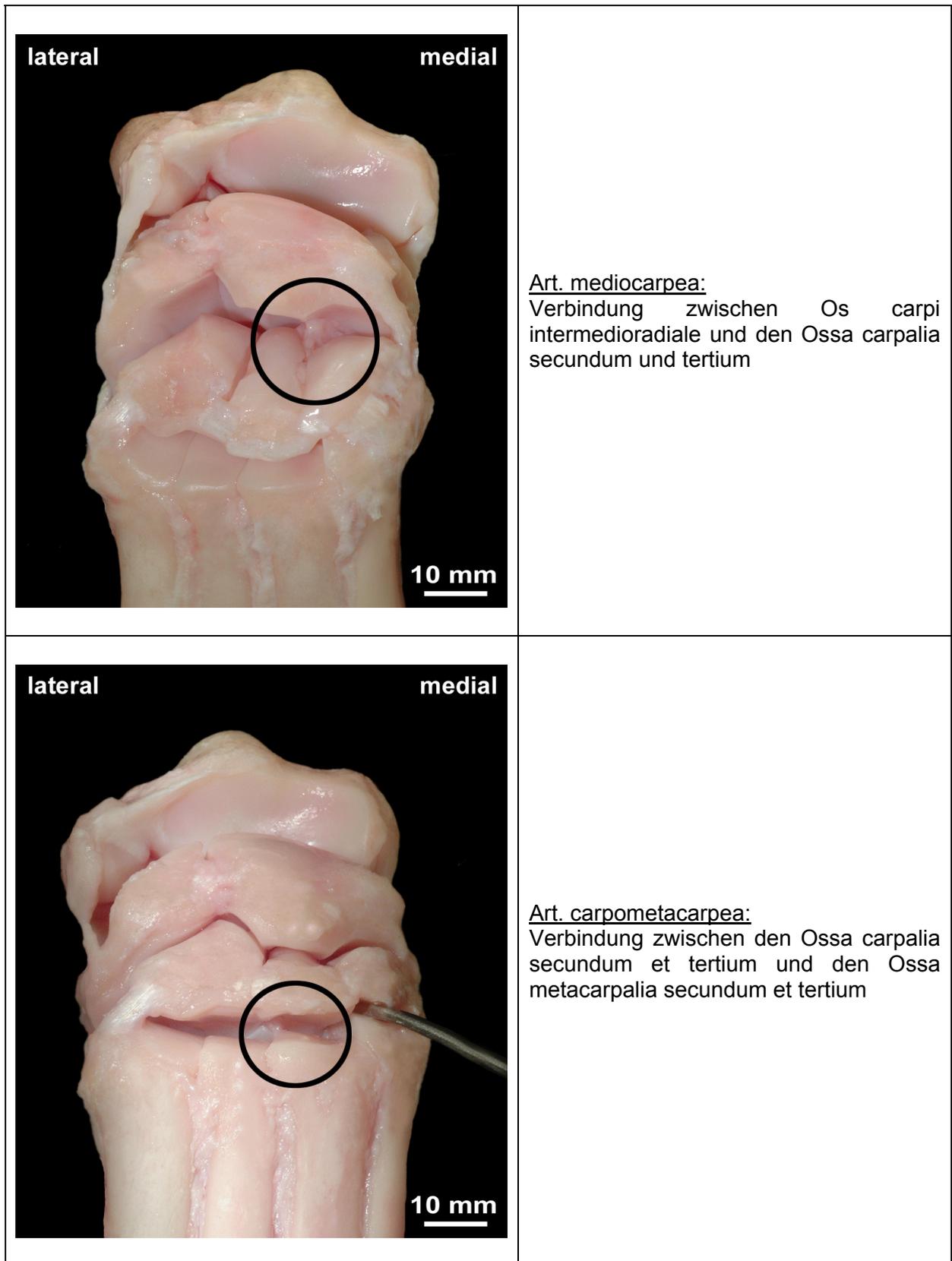
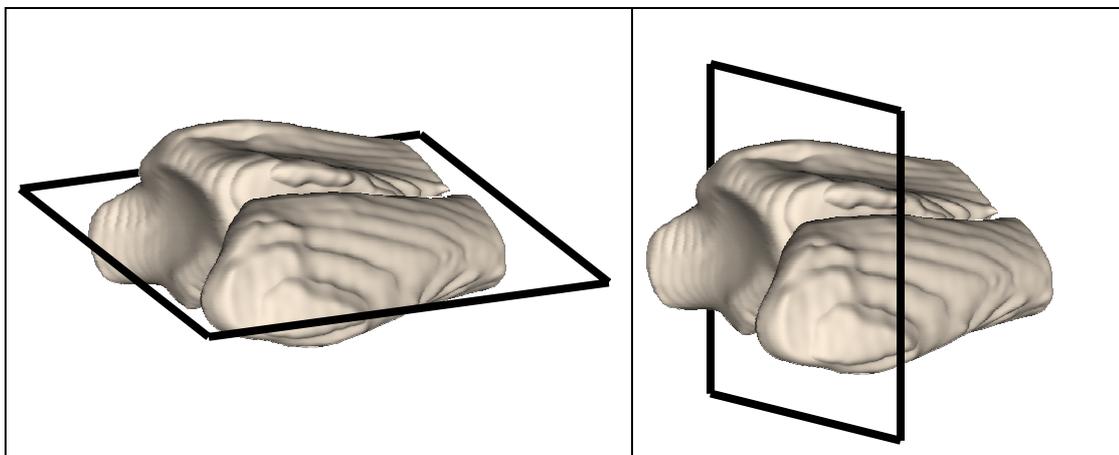


Abb. 4.9: Intraartikuläre Bänder der einzelnen Gelenketagen

Die Unterarmfaszie teilt sich palmar oberhalb des Karpalgelenks in zwei Anteile auf, wovon der mediale als deutlich verstärkte dreieckige Faszienplatte seinen Ansatz am Os carpi intermedioradiale sowie weiter nach distal am Os carpale primum und am Os metacarpale primum findet. Vereinzelt können auch in den Bereich der Strecksehnen einstrahlende verstärkte Faszienzüge beobachtet werden. Der laterale Anteil zieht zum Os carpi accessorium. Zwischen den beiden Anteilen tritt die Sehne des oberflächlichen Zehenbeugers hindurch. Diese liegt sehr oberflächlich und wird vom oberflächlichen und tiefen Anteil des Retinaculum flexorum eingeschlossen. Die tiefe Beugesehne hingegen verläuft unterhalb des tiefen Anteils des Retinaculum durch den Karpaltunnel. Mit ihr gemeinsam verläuft der N. medianus, der in längs gerichtete, mediane Rinne der tiefen Beugesehne eingebettet ist.

4.1.2 Mikroskopische Anatomie



Schema 4.1: Histologische Schnittebenen dorsopalmar – distoproximal

Das Lig. radioulnare distale kann beim Hund in zwei Anteile unterteilt werden. Distal findet sich ein „Gelenkflächenanteil“ mit streng quer verlaufenden Fasern zwischen Radius und Ulna. Der Ansatz an der Ulna geht dabei allmählich mit schrägem Faserverlauf aus dem Gelenkknorpel hervor, während das Band auf Seiten des Radius nahezu rechtwinklig auf den Knochen trifft. Der Gelenkflächenanteil füllt den Spalt zwischen Radius und Ulna nach dorsal auf einer Länge von ca. 2-4 mm aus, wobei die Breite nach proximal entsprechend der engeren Lage der Knochen

zueinander geringer wird und somit auch in der dorsopalmaren Schnittebene eine dreieckige Form aufweist. Mit seiner distalen Fläche ist er an der Bildung der Gelenkfläche beteiligt (vgl. Abb. 4.10a). Ohne eine deutliche Abgrenzung biegen die Fasern des radiusseitigen Ansatzes dann nach proximal um und ziehen als abgegrenztes, kollagenfaseriges Band zur Ulna. Dabei verlaufen sie schräg durch den Knochenzwischenraum und finden ihren Ansatz unmittelbar distal der Art. radioulnaris distalis. Einige Fasern strahlen sogar in den ulnaseitigen Gelenkknorpel dieses Gelenks ein. Bei einem Präparat konnte beobachtet werden, dass die radiusseitige Gelenkfläche sich zum Teil mit dem Band überlagerte und dies in diesem Bereich gleichsam als Gegenspieler fungierte. Im Band finden sich zum Teil längsverlaufende, schlitzförmige Aussparungen, in denen Gefäße und Leitungsbahnen ziehen (vgl. Abb. 4.10b).

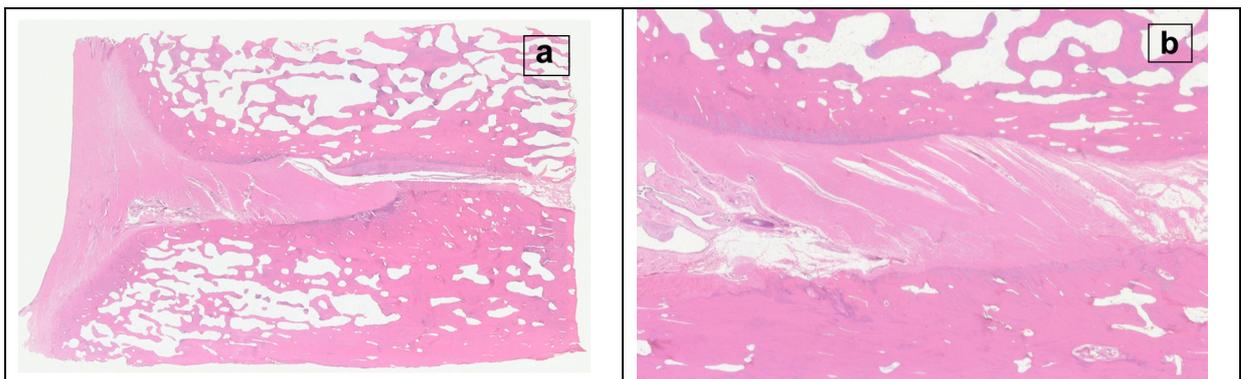


Abb. 4.10: Histologische Schnitte des Lig. radioulnaris distalis (dorsopalmare Schnittrichtung, HE; (a) 3,5fach, (b) 12fach)

Palmar des ulnaseitigen Bandansatzes kann eine kanalartige Struktur nach distal verfolgt werden, die von der Gelenkhöhle der Art. radioulnaris distalis ausgeht und sich nach distal zwischen die beiden Knochen erstreckt. Es kann angenommen werden, dass es sich hierbei um eine Verbindung zwischen der Art. antebrachioarpea und der Art. radioulnaris distalis handelt.

Elastische Fasern wurden in den beiden Anteilen des Lig. radioulnare distale nur sehr vereinzelt gefunden; in erster Linie beschränkte sich ihr Vorkommen auf die Ansatzbereiche des Gelenkflächenanteils an Radius wie Ulna, wobei die Dichte der Fasern auf Seiten der Ulna höher erschien.

Mit Hilfe der Astrablau-Färbung konnten ebenfalls im Gelenkflächenanteil mehrere faserknorpelige Inseln nachgewiesen werden. Diese befanden sich bei allen Präparaten in den Ansatzbereichen an Radius wie Ulna, bei einigen Präparaten auch in dazwischenliegenden Bereichen inselartig über die Breite des Bandes verstreut (vgl. Abb. 4.11). Ihre Größe und Häufigkeit schien nach palmar leicht zuzunehmen.

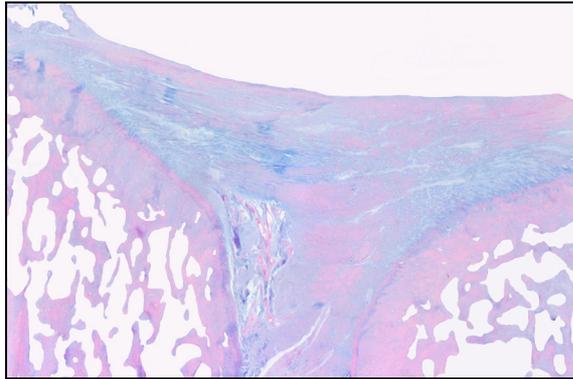


Abb. 4.11: Histologischer Schnitt des Gelenkflächenanteils des Lig. radioulnaris distalis (dorsopalmare Schnittrichtung, Astrablau-Kernechtrot, 8fach)

4.2 Spaltlinienuntersuchungen

4.2.1 Knorpelspaltlinien

In den schematischen Darstellungen der Knorpelspaltlinien sind nur deutliche Spaltlinienverläufe wiedergegeben, Gelenkflächenbereiche mit vorwiegend punktförmigen Spalten oder uneinheitlicher Spaltlinienrichtung sind frei gelassen.

Art. antebrachio-carpea

Auf der konkaven Gelenkfläche des Radius konnten zwei Typen von Spaltlinienverläufen beobachtet werden. Bei etwa der Hälfte der untersuchten Gelenke verliefen die Spaltlinien streng mediolateral, was auf eine querverlaufende Dehnungsbelastung hindeutet (vgl. Abb. 4.12a). Bei den anderen Gelenken wiesen die Spaltlinien einen attraktiven singulären Ausgangspunkt am dorsalen Rand der Gelenkfläche, etwas medial der nach distal vorspringenden Lippe auf, von dem aus die Spaltlinien auf der medialen Hälfte in bogenförmigem Verlauf über medial nach

lateral und die Spaltlinien der lateralen Hälfte sanft geschwungen nach schräg palmarolateral ziehen (vgl. Abb. 4.12b).

Auf den Gelenkflächen der Ulna zeigten sich in einigen wenigen Fällen nach distal konvexe Bögen, bei den meisten Gelenken jedoch fehlte eine klare Anordnung der Spalten.

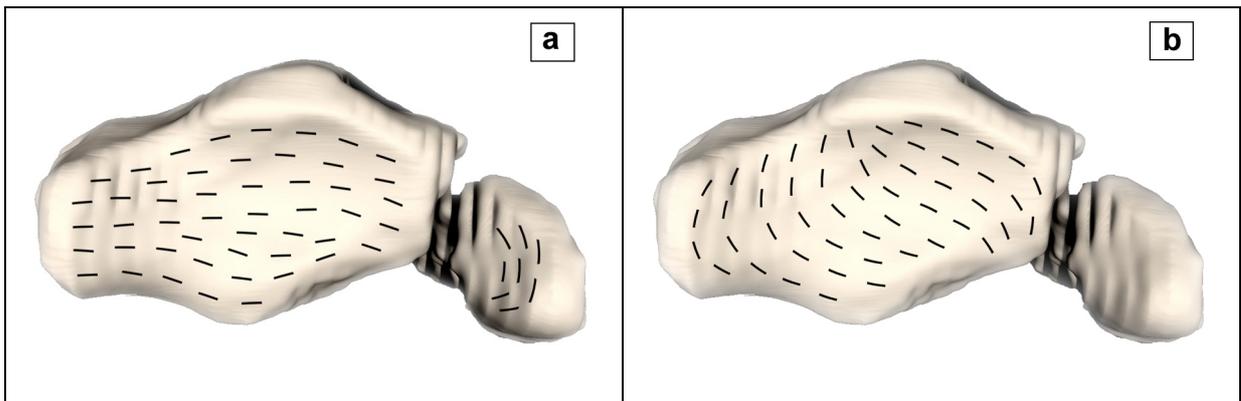


Abb. 4.12: Schematische Darstellung der Knorpelspaltlinien an den Gelenkflächen von Radius und Ulna (linkes Karpalgelenk)

Als sehr konstant erwies sich der Spaltlinienverlauf auf der proximalen Gelenkfläche des Os carpi intermedioradiale im Bereich der konkaven Einziehung. Hier verliefen die Spaltlinien streng parallel zur Längsrichtung der Furche. Im palmaren Teil der Gelenkfläche zeigte sich ein Querverlauf der Spalten, der medial nach dorsal umbog. Im gesamten dorsalen Gelenkflächenbereich traten häufig nur punktförmige Anfärbungen oder sehr ungeordnete Spalten auf (vgl. Abb. 4.13).

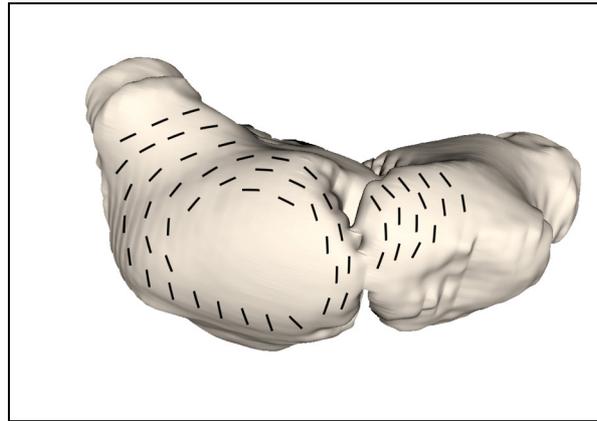


Abb. 4.13: Schematische Darstellung der Knorpelspaltlinienverläufe der proximalen Gelenkflächen der Ossa carpi (linkes Karpalgelenk)

Art. ossis carpi accessorii

Die Gelenkfläche des Os carpi accessorium wies bei nahezu allen Präparaten einen spiralförmigen Verlauf der Spaltlinien auf (vgl. Abb. 4.14). Die korrespondierende Gelenkfläche palmar am Os carpi intermedioradiale zeigte in manchen Fällen einen ähnlichen spiralförmigen Verlauf, in einigen Fällen jedoch auch einen mediolateralen Verlauf der Spaltlinien.

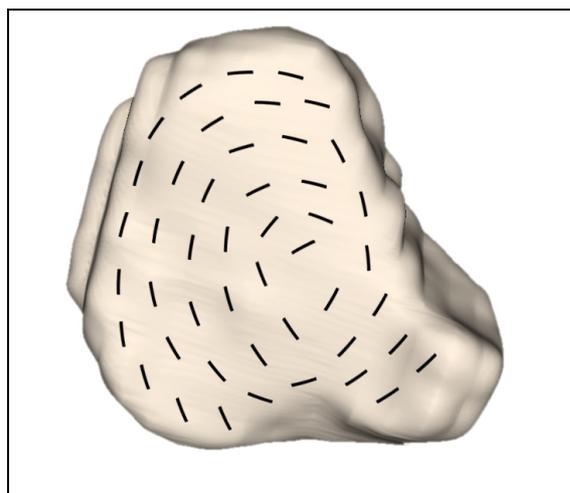


Abb. 4.14: Schematische Darstellung der Knorpelspaltlinien auf der Gelenkfläche des Os carpi accessorium (linkes Karpalgelenk)

Art. mediocarpea

Die distalen Gelenkfacetten des Os carpi intermedioradiale sowie des Os carpi ulnare zeigten sehr unregelmäßige Spaltlinienverläufe. Meist traten in den Konkavitäten bogenförmig ausgerichtete Spaltlinien auf. Einzig auf der „locking facet“ strahlten die Spaltlinien immer radiär zum dorsalen Gelenkflächenrand aus.

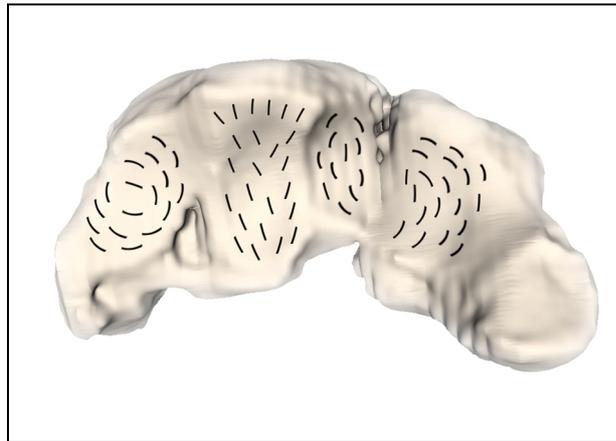


Abb. 4.15: Schematische Darstellung der Knorpelspaltlinienverläufe der distalen Gelenkflächen der Ossa carpi (linkes Karpalgelenk)

Auch die Spaltlinienverläufe der proximalen Gelenkfläche des Os carpale secundum erwiesen sich als nicht sehr einheitlich. Bei einem Teil der Präparate konnte ein deutlich bogenförmiger Verlauf mit der konvexen Seite der Bögen nach medial beobachtet werden. Bei anderen Präparaten wiederum fanden sich mediolateral bzw. nahezu dorsopalmar verlaufenden Spalten, die dann eine leichte Konvexität nach lateral aufwiesen. Im palmaren Anteil der dorsalen Gelenkfläche des Os carpale tertium waren relativ konstant mediolateral verlaufende Spaltlinien zu finden, während im dorsalen Anteil in keinem Fall ein eindeutiges Muster zu erkennen war. Die proximale Gelenkfläche des Os carpale quartum zeigte in den allermeisten Fällen vom medianen Knochenfirst schräg nach palmarolateral bzw. palmaromedial verlaufende Spaltlinien, die lediglich in einigen Fällen vom Grad der Krümmung voneinander abwichen (s. Abb. 4.16).

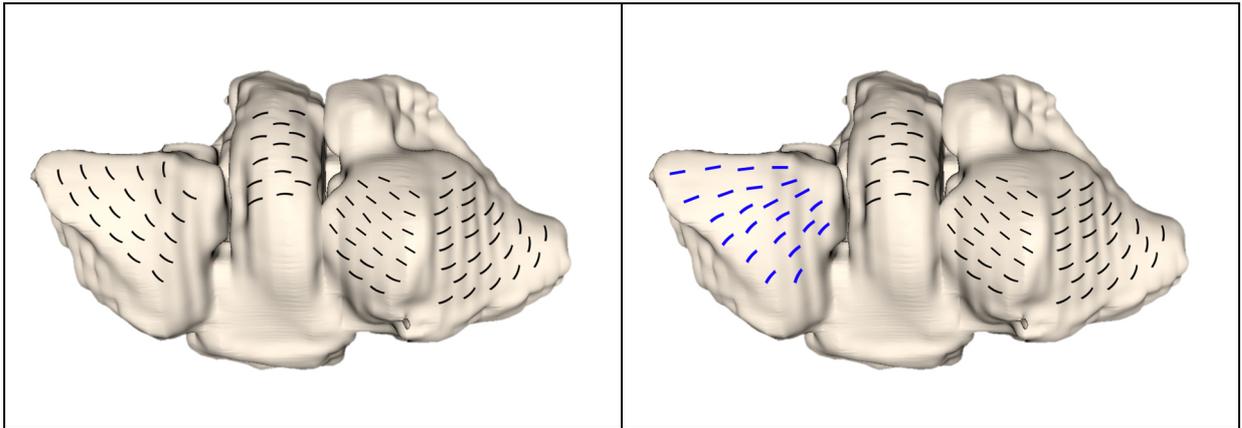


Abb. 4.16: Schematische Darstellung der verschiedenen Knorpelspaltlinienverläufe der proximalen Gelenkflächen der Ossa carpalia (linkes Karpalgelenk)

Art. carpometacarpea

Die distale Gelenkfläche des Os carpale quartum wies eine ähnliche Verteilung des Spaltlinienmusters auf wie die proximale Gelenkfläche, ebenfalls mit Variationen im Grad der Krümmung. Auch die distale Gelenkfläche des Os carpale tertium zeigte in ihrem palmaren Teil zumeist querverlaufende Spaltlinien, im proximalen Teil hingegen war kein eindeutiges Muster zu erkennen. Auf der distalen Gelenkfläche des Os carpale secundum konnten zwei Spaltlinienverläufe beobachtet werden; bei einem Teil der Präparate verliefen die Spaltlinien leicht gekrümmt in dorsopalmarer Richtung, bei den anderen ebenfalls leicht gekrümmt von palmarolateral nach dorsomedial (s. Abb. 4.17).

Es fiel auf, dass bei allen untersuchten Hunden mit einem Körpergewicht von über 30 kg ausschließlich eine dorsopalmarer Ausrichtung der Spaltlinien auftrat, bei leichteren Hunden überwiegend ein mediolateraler Verlauf der Spaltlinien.

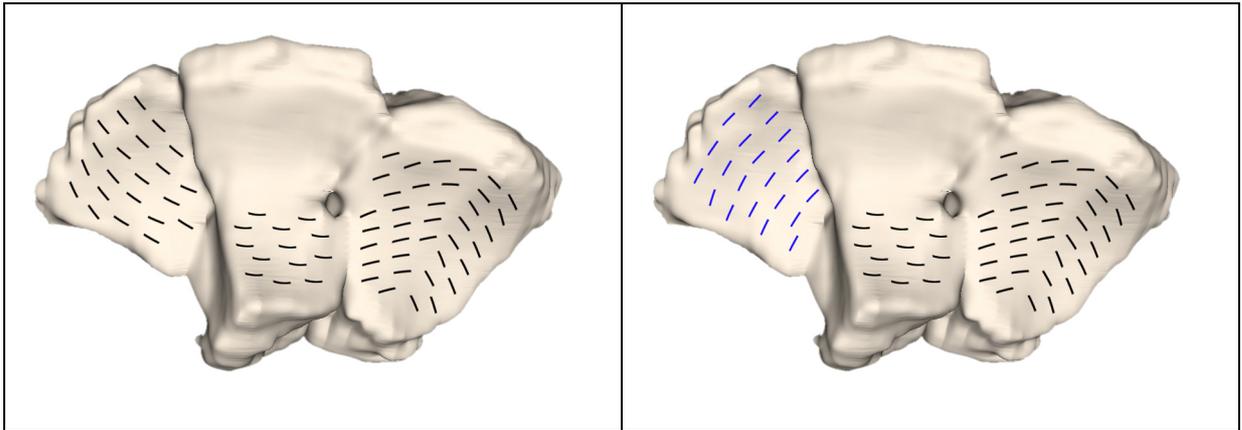


Abb. 4.17: Schematische Darstellung der verschiedenen Knorpelspaltlinienverläufe der distalen Gelenkflächen der Ossa carpalia (linkes Karpalgelenk)

Die proximalen Gelenkflächen der Metakarpalknochen wiesen bei allen Präparaten ein sehr konstantes Muster auf. Palmar verliefen die Spaltlinien parallel zur Krümmung der Gelenkflächen mediolateral, dorsal konnten ausschließlich punktförmige Spalten detektiert werden.

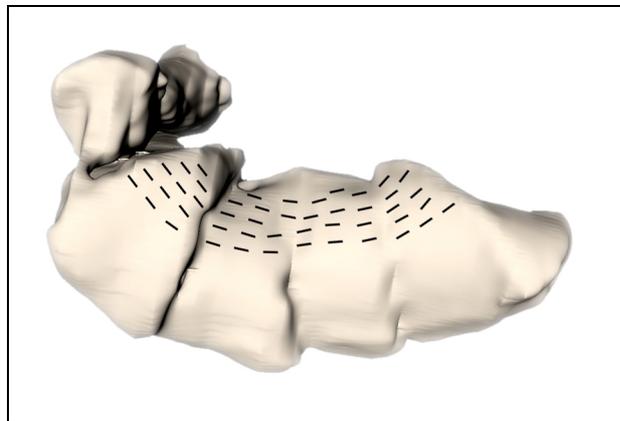


Abb. 4.18: Schematische Darstellung der Knorpelspaltlinienverläufe der Gelenkflächen der Ossa metacarpalia (linkes Karpalgelenk)

Bis auf die Ergebnisse auf der distalen Gelenkfläche des Os carpale secundum konnte keine Beziehung der Ausrichtung der Spaltlinien zu Alter, Gewicht oder Rassetypus des jeweiligen Hundes festgestellt werden.

4.2.2 Knochenspaltlinien

Art. antebrachioarpea

Die Spaltlinien der distalen konkaven Gelenkfläche des Radius zeigten große Ähnlichkeit mit den entsprechenden Knorpel-spaltlinien. Vom dorsalen Rand der Gelenkfläche strahlen die Spaltlinien entweder strahlenförmig leicht gebogen über die ganze Gelenkfläche aus (s. Abb. 4.19a), oder sie verlaufen stark gebogen zunächst parallel zum dorsalen Gelenksrand, biegen dann über medial um, um palmar in spitzem Winkel auf den palmaran Gelenksrand zuzulaufen (s. Abb. 4.19b). Bei einigen Präparaten verlaufen die Spaltlinien ausschließlich in Querrichtung (s. Abb. 4.19c). Auf der distalen Gelenkfläche der Ulna ließen sich keine eindeutigen Spaltlinien feststellen.

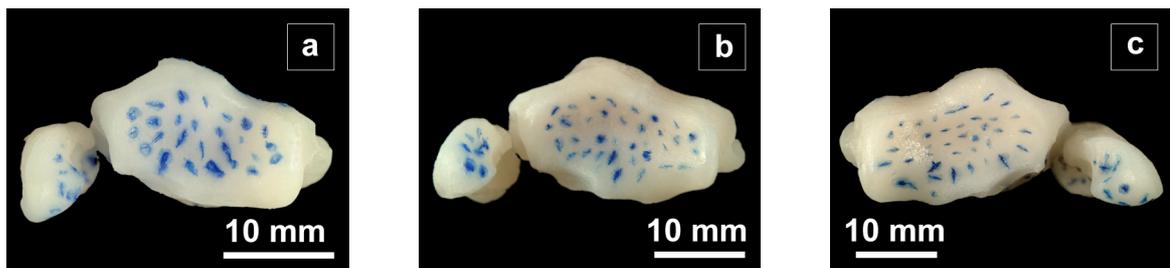


Abb. 4.19: Knochenspaltlinienverläufe der distalen Gelenkflächen von Radius und Ulna

a: Jagdhund-Mischling, wk, 20 Monate, 20,8kg (P12R)

b: Golden Retriever, mk, 8 Jahre, 23,5kg (P15R)

c: DSH, w, 3 Jahre, 26,5kg (P10L)

Die Knochenspaltlinien der proximalen Gelenkfläche des Os carpi intermedioradiale zeigten einen relativ einheitlichen Verlauf; vom palmaromedialen Tuberculum ziehen die Spaltlinien in geschwungenen Linien über die gesamte Gelenkfläche. Lediglich am äußersten dorsalen Rand der Gelenkfläche herrschte eine dorsale Ausrichtung der Spaltlinien vor; im proximodorsalen Gelenkflächenbereich konnten nur sehr uneinheitliche Muster festgestellt werden. Auch die proximale Gelenkfläche des Os carpi ulnare zeigte in den meisten Fällen kein einheitliches Muster. Lediglich bei einigen Präparaten konnte eine streng mediolaterale Ausrichtung der Spaltlinien beobachtet werden (s. Abb. 4.20).

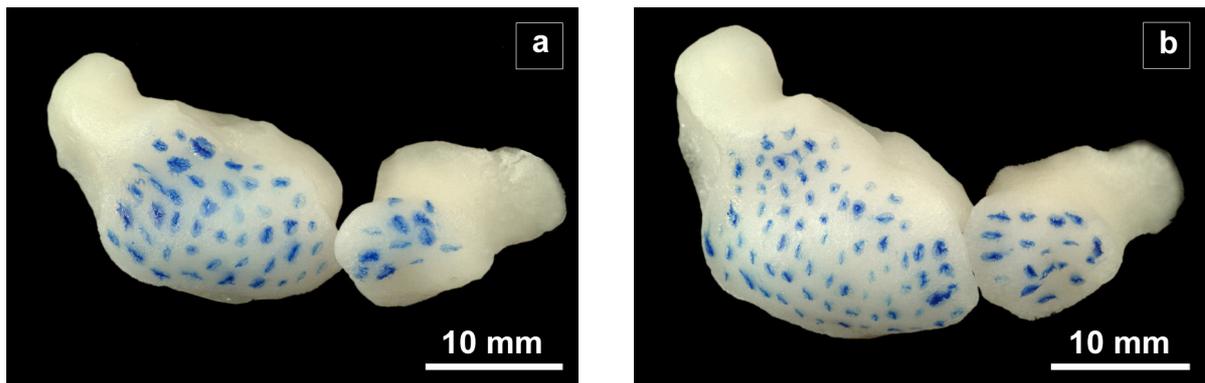


Abb. 4.20: Knochenspaltlinienverläufe der proximalen Gelenkflächen der Ossa carpi

a: Golden Retriever, mk, 8 Jahre, 23,5kg (P15L)

b: Hovawart, m, 3 Jahre, 27,5kg (P22L)

Art. ossis carpi accessorii

Der spiralförmige Verlauf der Knorpelspaltlinien der Gelenkfläche des Os carpi accessorium kann hier nur bei wenigen Präparaten nachvollzogen werden (s. Abb. 4.21a). Dabei scheint es sich vorwiegend um jüngere Tiere zu handeln. Die Spaltlinien laufen in der Vielzahl der Fälle von der Übergangskante zur Gelenkfacette für die Ulna waagrecht bis strahlenförmig an den Rändern der Gelenkfläche aus (s. Abb. 4.21b).

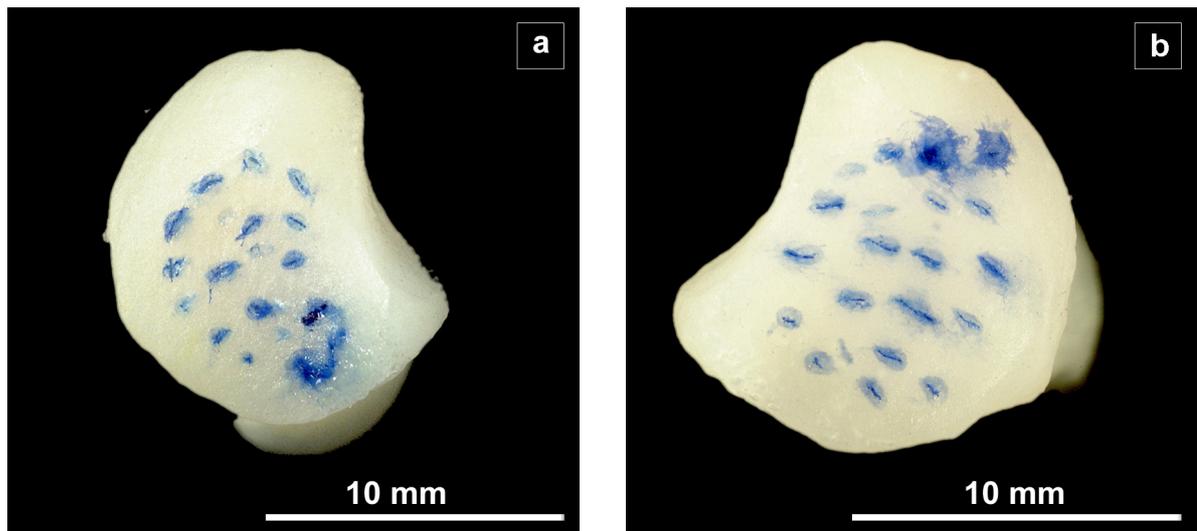


Abb. 4.21: Knochenspaltlinien der Gelenkfläche des Os carpi accessorium

a: Rottweiler, m, 10 Monate, 36 kg (P20L)

b: Rottweiler, m, 10 Monate, 36 kg (P20R)

Art. mediocarpea

In den beiden lateralen konkaven Gelenkfacetten des Os carpi intermedioradiale, die zur gelenkigen Verbindung mit der medialen dorsalen Gelenkfläche des Os carpale quartum sowie mit der dorsalen Gelenkfläche des Os carpale tertium dienen, verlaufen die Spaltlinien in dorsopalmarer Richtung parallel zur Krümmungslinie der Gelenkfläche. In den medialen Gelenkfacetten des Os carpi intermedioradiale sowie in den distalen Gelenkflächen des Os carpi ulnare waren keine eindeutigen Spaltlinienmuster zu erkennen.

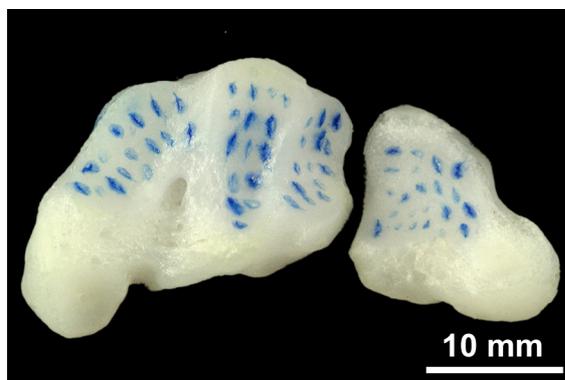


Abb. 4.22: Knochenspaltlinienverläufe der distalen Gelenkflächen der Ossa carpi

Hovawart, m, 3 Jahre, 27,5kg (P22L)

Die proximale Gelenkfläche des Os carpale secundum zeigte relativ konstant einen mediolateralen, leicht nach dorsal gebogenen Spaltlinienverlauf. Auf der proximalen Gelenkfläche des Os carpale tertium hingegen konnte bis auf die äußerste dorsale Zone keine eindeutige Vorzugsrichtung der Spalten festgestellt werden. Die Spaltlinien der proximalen Gelenkfläche des Os carpale quartum zeigten einen ähnlichen Verlauf wie die entsprechenden Knorpel-spaltlinien, vom medianen Knochenfirst aus in leicht palmaromedialer bzw. –lateralen Richtung.

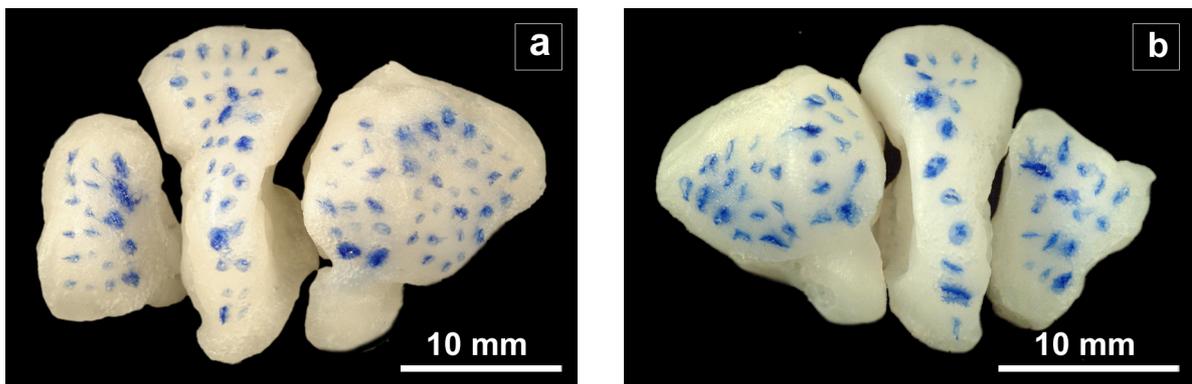


Abb. 4.23: Knochenspaltlinienverläufe der proximalen Gelenkflächen der Ossa carpalia
a: Berner Sennenhund, m, 5 Jahre, 68,3kg (P06R)
b: Hovawart, m, 3 Jahre, 27,5kg (P22L)

Art. carpometacarpea

Die Spaltlinien der distalen Gelenkfläche des Os carpale secundum verlaufen diagonal von palmarolateral nach dorsomedial über die Gelenkfläche. Die distale Gelenkfläche des Os carpale tertium weist nur in ihrem dorsalen Drittel ein einheitliches Spaltlinienmuster in Form von radiär ausstrahlenden Spalten auf. Auf der distalen Gelenkfläche des Os carpale quartum verlaufen die Spaltlinien wie auf der proximalen Gelenkfläche ebenfalls von der Medianen aus zu beiden Seiten mit variierenden Winkeln schräg nach palmar.

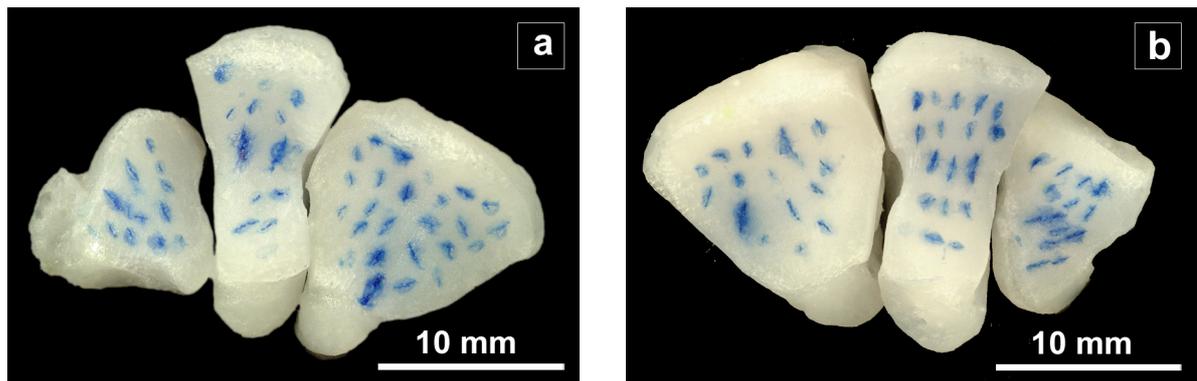


Abb. 4.24: Knochenspaltlinien der distalen Gelenkflächen der Ossa carpalia

a: Golden Retriever, mk, 8 Jahre, 23,5kg (P15L)

b: Rottweiler, m, 2 Jahre, 60kg (P20R)

Die Spaltlinien der proximalen Gelenkflächen der Ossa metacarpalia zeigen sich weniger konstant als die entsprechenden Knorpel­spaltlinien. Dennoch sind relativ einheitliche Muster zu beobachten, die Spaltlinien verlaufen nahezu über die gesamten Gelenkflächen in mediolateraler Richtung, parallel zu den palmaren und dorsalen Kanten der Gelenkflächen. In der dorsalen Hälfte der Gelenkflächen treten dabei größere Unregelmäßigkeiten in den Verläufen auf als palmar.

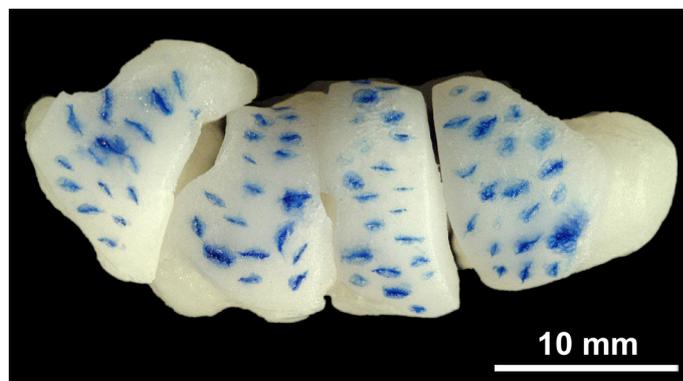


Abb. 4.25: Knochenspaltlinien der proximalen Gelenkflächen der Ossa metacarpalia

Hovawart, m, 3 Jahre, 27,5 kg (P22L)

Radius und Ulna, Ossa metacarpalia

Zum besseren Verständnis der Gesamtspannungssituation am Karpalgelenk wurden sowohl an den distalen Epiphysen von Radius und Ulna bis knapp proximal der Epiphysenfugen sowie im oberen Drittel der Diaphysen der Metakarpalknochen die Spaltlinienverläufe dargestellt.

Dabei können an der Medialseite der Ulna deutlich ausgeprägte, streng in Längsrichtung des Knochens verlaufende, relativ lange Spaltlinien beobachtet werden (s. Abb. 4.26).



Abb. 4.26: Knochenspaltlinien auf der Medialseite der Ulna: Labrador-Mischling, mk, 7 Jahre, 30 kg (AK16L)

Auf der Palmarfläche des Radius zeigen die Spaltlinien ebenfalls einen proximodistalen Verlauf, auch wenn hier die Spaltlinien kürzer sind (s. Abb. 4.27b). Auf der Dorsalfläche des Radius verlaufen die Spaltlinien auf der lateralen Hälfte wie auf der Palmarseite in proximodistaler Richtung. Auf der medialen Hälfte jedoch beginnen die Spaltlinien auf Höhe der Epiphysenfuge nach medial umzubiegen, um dann distal in spitzem Winkel auf den dorsalen Rand der Gelenkfläche zuzulaufen (s. Abb. 4.27a).

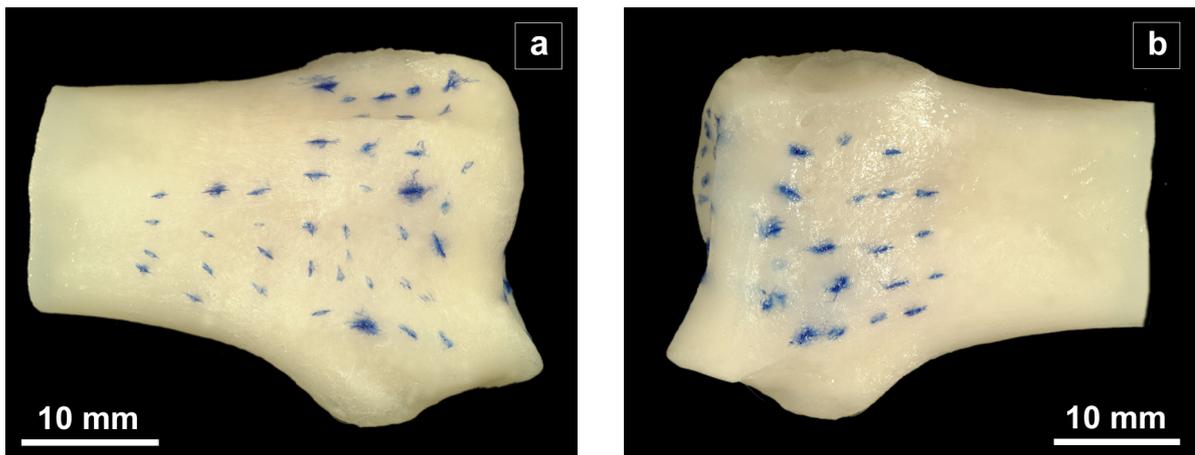


Abb. 4.27: Knochenspaltlinien auf der Dorsalfläche (links) und Palmarfläche des Radius (rechts): DSH, w, 3 Jahre, 26,5 kg (P10L)

An den Diaphysen der Metakarpalknochen verlaufen die Spaltlinien ebenfalls streng proximodistal.

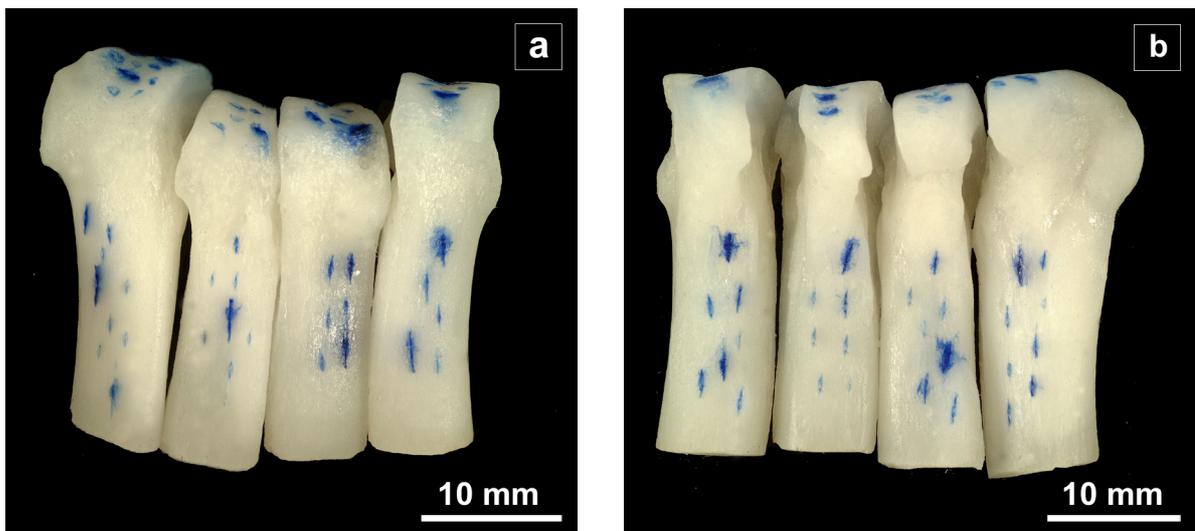


Abb. 4.28: Knochenspaltlinien auf der Dorsal- (links) und Palmarseite der Ossa metacarpalia: Jagdhund-Mischling, mk, 9 Jahre (P08R)

In keinem Fall konnte eine Beziehung der Ausrichtung der Spaltlinien zu Alter, Gewicht oder Rassetypus des jeweiligen Hundes festgestellt werden.

4.3 Kontaktflächen

4.3.1 Lage der Kontaktflächen

Art. antebrachioarpea

Die Kontaktflächen in der Art. antebrachioarpea erstrecken sich bei geringer Belastung über die proximale Gelenkfläche des Os carpi ulnare über die proximodorsale Gelenkkontur bis zur palmaromedial verlaufenden Rinne des Os carpi intermedioradiale, die vollständig in das Kontaktgebiet miteinbezogen ist. Palmaromedian bleibt relativ lange eine kontaktfreie Zone bestehen. Mit zunehmender Belastung (ca. bei 75% KG) verschwindet die palmaromediale Rinne aus der Kontaktfläche. Diese wird größer und verlagert sich mit ihrem Zentrum mehr nach dorsal. Gleichzeitig wird die palmaromediane Einziehung zunehmend kleiner, bis sie bei einer Belastung mit 150% des KG schließlich ganz verschwindet.

Am äußersten dorsomedialen Rand geht die Kontaktfläche bei steigender Belastung eher zurück. Die proximale Gelenkfläche des Os carpi ulnare wird zunehmend in die Kontaktfläche miteinbezogen; bei 2fachem Körpergewicht ist sie nahezu zu 100% an der Bildung der Kontaktfläche beteiligt. Bei einigen untersuchten Gelenken treten bei niedrigeren Belastungsstufen zunächst zwei getrennte Kontaktflächen auf. Die größere befindet sich dorsal auf dem Os carpi intermedioradiale, die kleinere auf der proximalen Gelenkfläche des Os carpi ulnare. Diese verschmelzen bei mittleren Belastungsstufen zu einer Kontaktfläche ähnlich der oben beschriebenen und verlagern ihre Zentren mit zunehmender Belastung geringgradig nach palmar (s. Abb. 4.29).

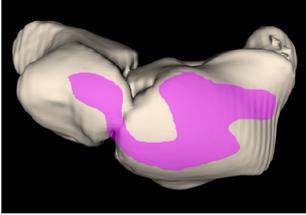
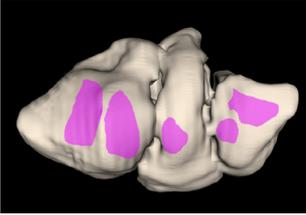
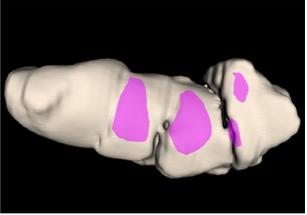
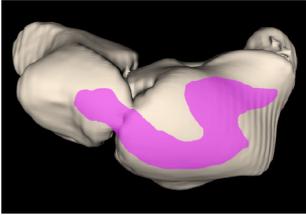
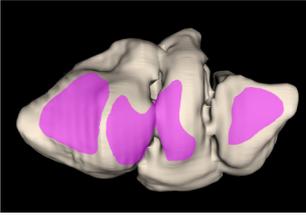
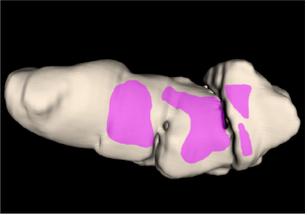
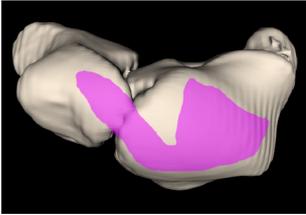
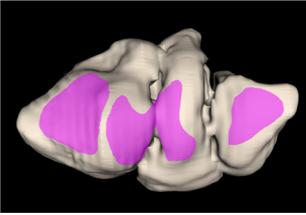
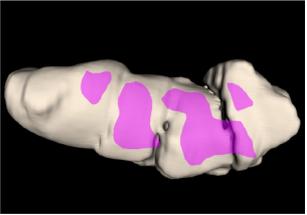
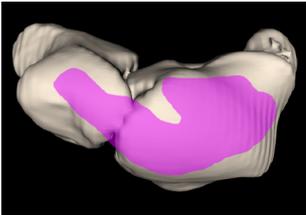
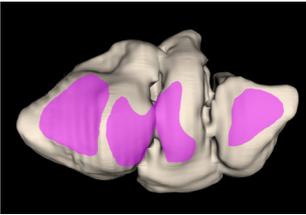
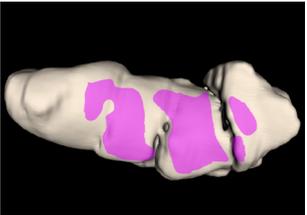
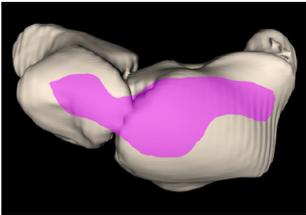
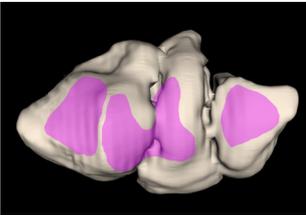
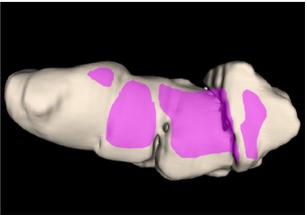
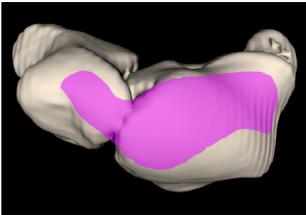
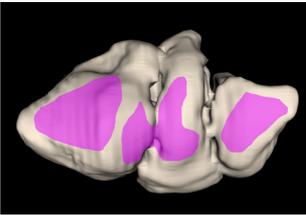
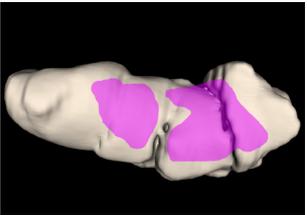
Art. mediocarpea

In der Art. mediocarpea finden sich zunächst 5 getrennte Kontaktflächen. Zwei davon befinden sich auf der medialen und lateralen Gelenkflächenhälfte des Os carpale quartum, in der Mitte getrennt durch die dachfirstartige Knochenerhebung. Eine dritte findet sich an der proximodorsalen Kante des Os carpale tertium, die vierte und fünfte auf der Gelenkfläche des Os carpale secundum. Diese letzteren verschmelzen jedoch ziemlich rasch bei einer Belastung von 50% KG zu einer Kontaktfläche, die nach und nach das ganze Os carpale secundum einbezieht. Die Kontaktfläche auf

dem Os carpale tertium dehnt sich relativ schnell nach palmar aus und verschmilzt ab mittleren Belastungen mit der Kontaktfläche auf der medialen Gelenkflächenhälfte des Os carpale quartum. Die Kontaktflächen auf dem Os carpale quartum hingegen bleiben bis zu einer Belastung von 300% des Körpergewichts voneinander getrennt. Erst bei einer Belastung von 400% KG kommen alle Kontaktflächen insbesondere dorsal in Kontakt (s. Abb. 4.29).

Art. carpometacarpea

Die Kontaktflächen in der distalsten Gelenketape finden sich zunächst vor allem palmar. Bei geringen Belastungen handelt es sich um 4 getrennte Areale, die sich auf den Ossa metacarpalia IV und V und auf dem Os metacarpale III befinden sowie 2 kleine Kontaktflächen zum einen palmar auf dem Os metacarpale II und an der dorsolateralen Stufe des Os metacarpale II. Diese dehnen sich mit zunehmender Last aus. Bei einer Belastung von 75% KG erscheint auf dem Os metacarpale V eine zweite Kontaktfläche, die zunächst jedoch nicht mit den anderen in Verbindung tritt. Ab einer Belastung mit dem Zweifachen des Körpergewichts verschmelzen die Kontaktflächen miteinander bis sie schließlich eine einzige Fläche mit mehr oder weniger großen palmaren Einziehungen bilden. Dabei verlagern sich die Kontaktflächen von der zunächst eher palmaren Lage immer weiter ins Zentrum der Gelenkflächen (s. Abb. 4.29).

Belastung	Art. antebrachioarpea	Art. mediocarpea	Art. carpometacarpea
25% KG			
50% KG			
75% KG			
100% KG			
150% KG			
200% KG			

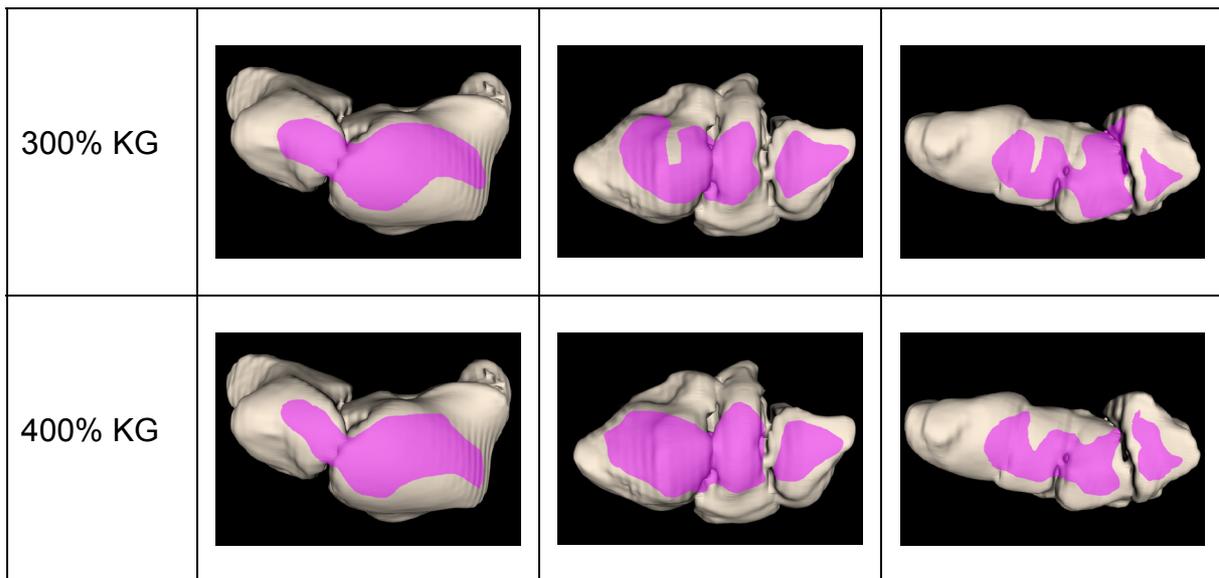
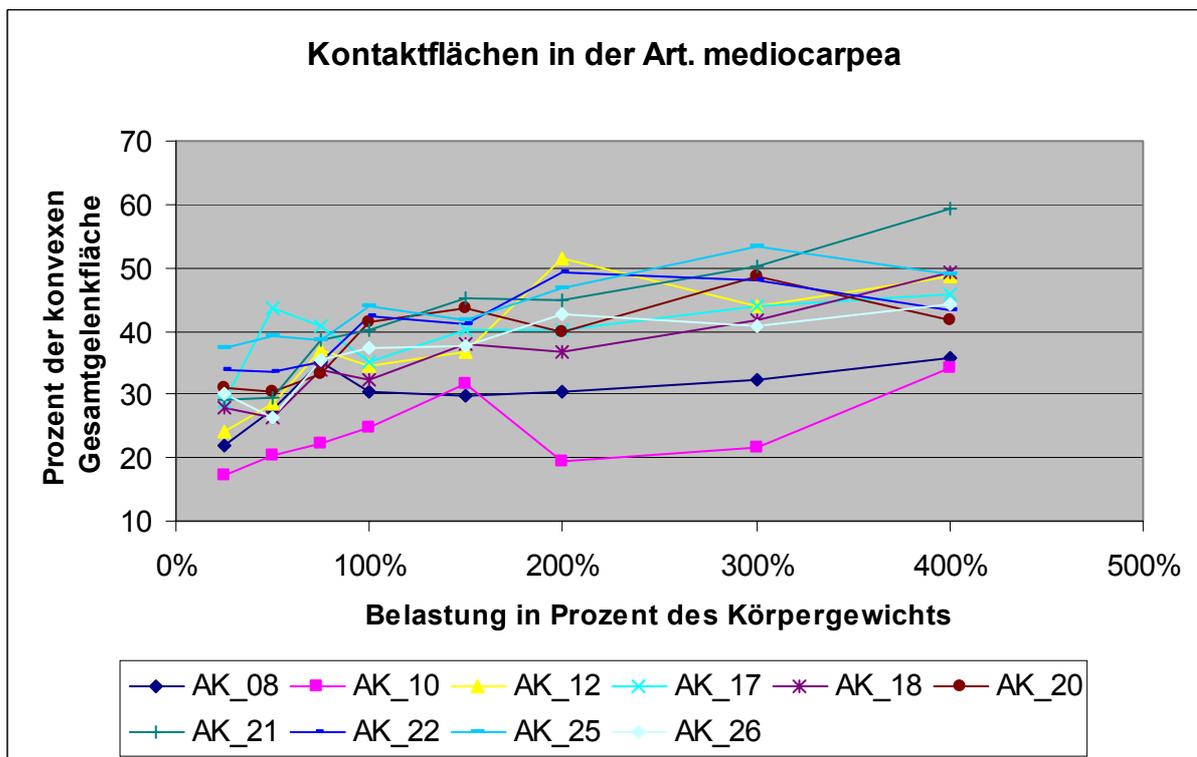
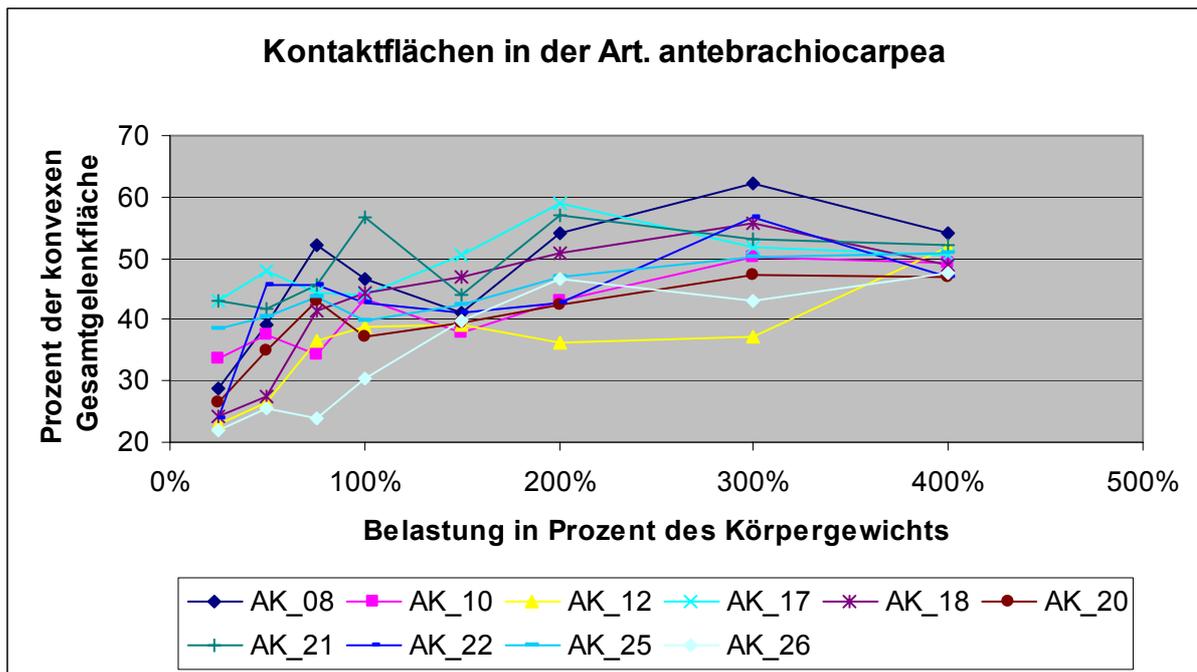
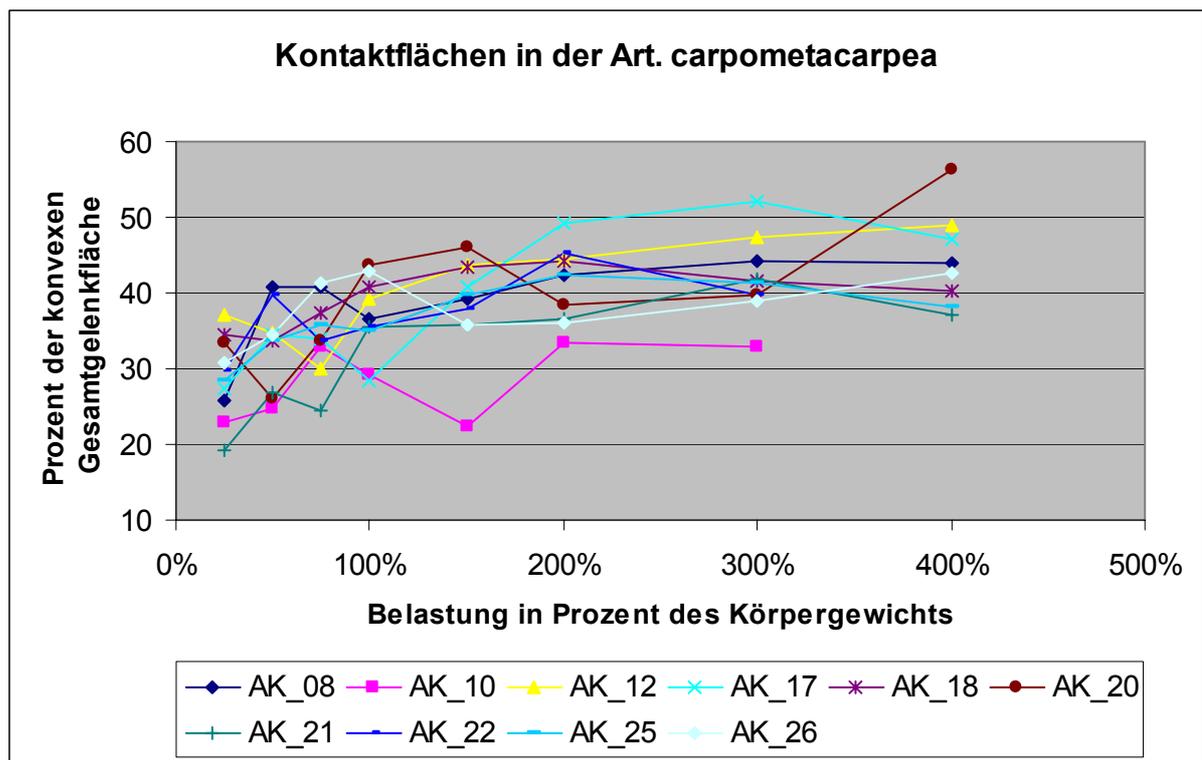


Abb. 4.29: Schematische Darstellung der Kontaktflächen der einzelnen Gelenketagen bei zunehmender Belastung (dreidimensionale Rekonstruktion des rechten Karpalgelenks, Hund AK21: DSH, m, 12 J, 38,4 kg)

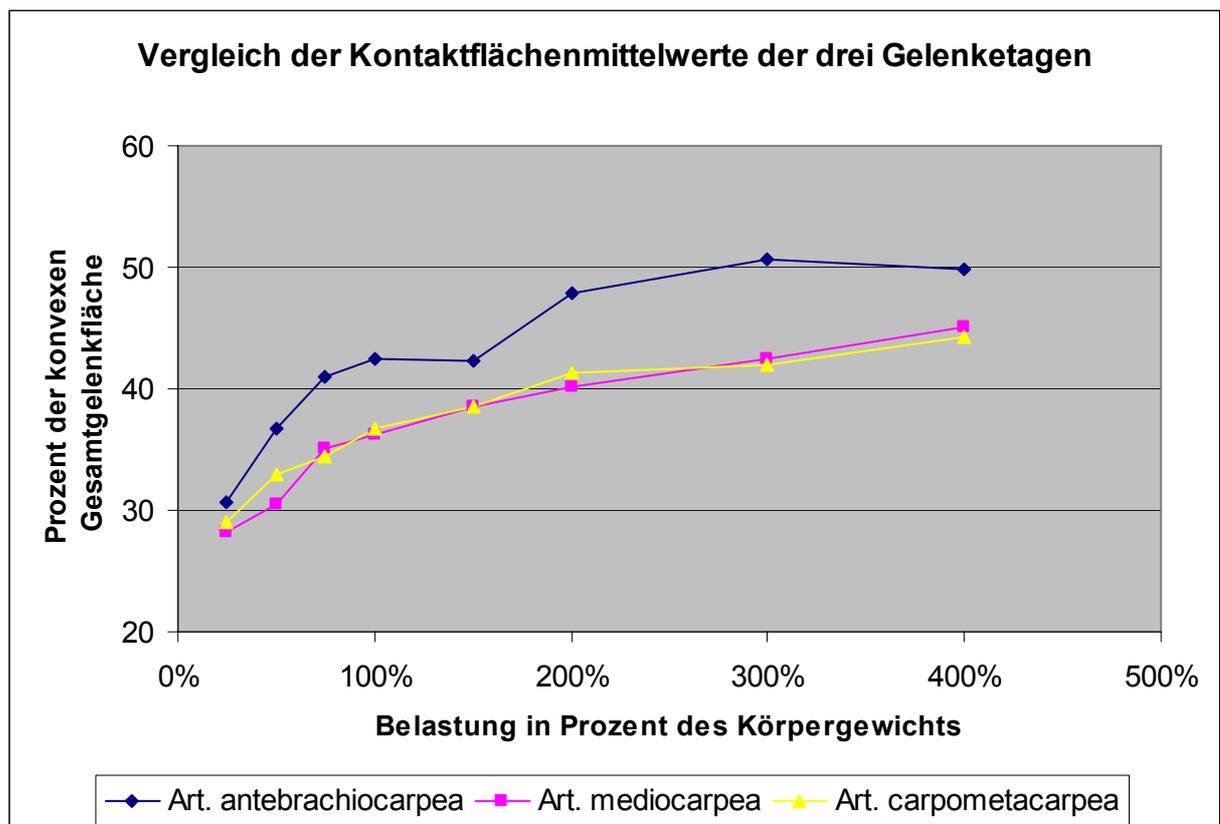
4.3.2 Größe der Kontaktflächen

Die durchschnittliche Größe der Kontaktflächen steigt mit zunehmender Belastung von 25% bis 400% des Körpergewichts, und zwar in der Art. antebrachioarpea von 30% auf 50% der konvexen Gesamtgelenkfläche, in der Art. mediocarpea von 28% auf 45 % und in der Art. carpometacarpea von 29% auf 44%. Die Belastung verteilt sich somit in jedem Gelenk auf annähernd die gleichen Gelenkflächenanteile. Die Größe der Kontaktflächen steigt zunächst relativ steil an, um dann ab einer Belastung von ca. 150% KG deutlich langsamer zuzunehmen.





Die relativen Anteile der Kontaktflächen an den konvexen Gesamtgelenkflächen sind in den beiden distalen Gelenken bei allen Belastungsstufen nahezu identisch, während die Kontaktflächen in der Art. antebrachioarpea deutlich größer sind.



4.4 Druckmessung

Die Verteilung der Kontaktflächen (vgl. Kapitel 4.3.1) lässt sich auch in den Untersuchungen mit Fuji-Film nachvollziehen. Aufgrund des an Stellen mit geringer Belastung unterschrittenen Messbereichs des verwendeten Films erscheinen die Kontaktflächen allerdings kleiner als bei der Silikon-Abdruck-Methode. Die Druckmaxima finden sich jeweils in den Zentren der Kontaktflächen.

Abb. 4.31 zeigt beispielhaft die Verteilung der Kontaktdrücke am Präparat AK05 (DSH-Mischling, w, 7 Jahre, 25,5 kg). Bei Belastung mit 25% des KG liegen die gemessenen Drücke maximal bei 2,7 MPa. Mit zunehmender Belastung steigen die Werte relativ schnell an und erreichen bereits bei der Belastungsstufe von 150% KG in den Zentren Werte von über 10 MPa, die damit außerhalb des Messbereichs des verwendeten Fuji-Films vom low-type liegen. Ebenfalls kann mit steigender Belastung eine Vergrößerung der stark belasteten Areale beobachtet werden.

Die Hauptlast liegt in der Art. antebrachio-carpea sowie in der Art. mediocarpea bezogen auf die Gesamtgelenkfläche relativ zentral, in der Art. carpometacarpea finden sich die Belastungsmaxima leicht nach lateral verschoben.

Die strich- bzw. keilförmigen Verfärbungen sind auf Artefakte durch Einschneiden bei der Herstellung bzw. durch Verknittern des Films während der Belastung zurückzuführen und haben keinen Bezug zu den tatsächlich auftretenden Kräften.

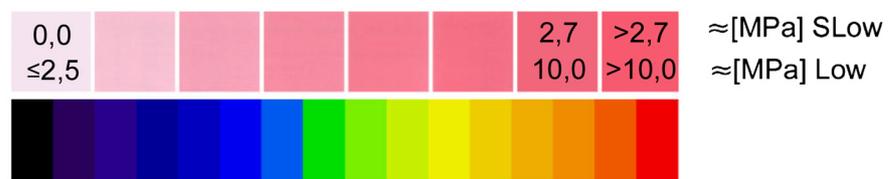


Abb. 4.30: Falschfarbenskala zur Auswertung der Fuji-Filme: Farbintensität der Filme (rosa) und zugeordnete Falschfarben

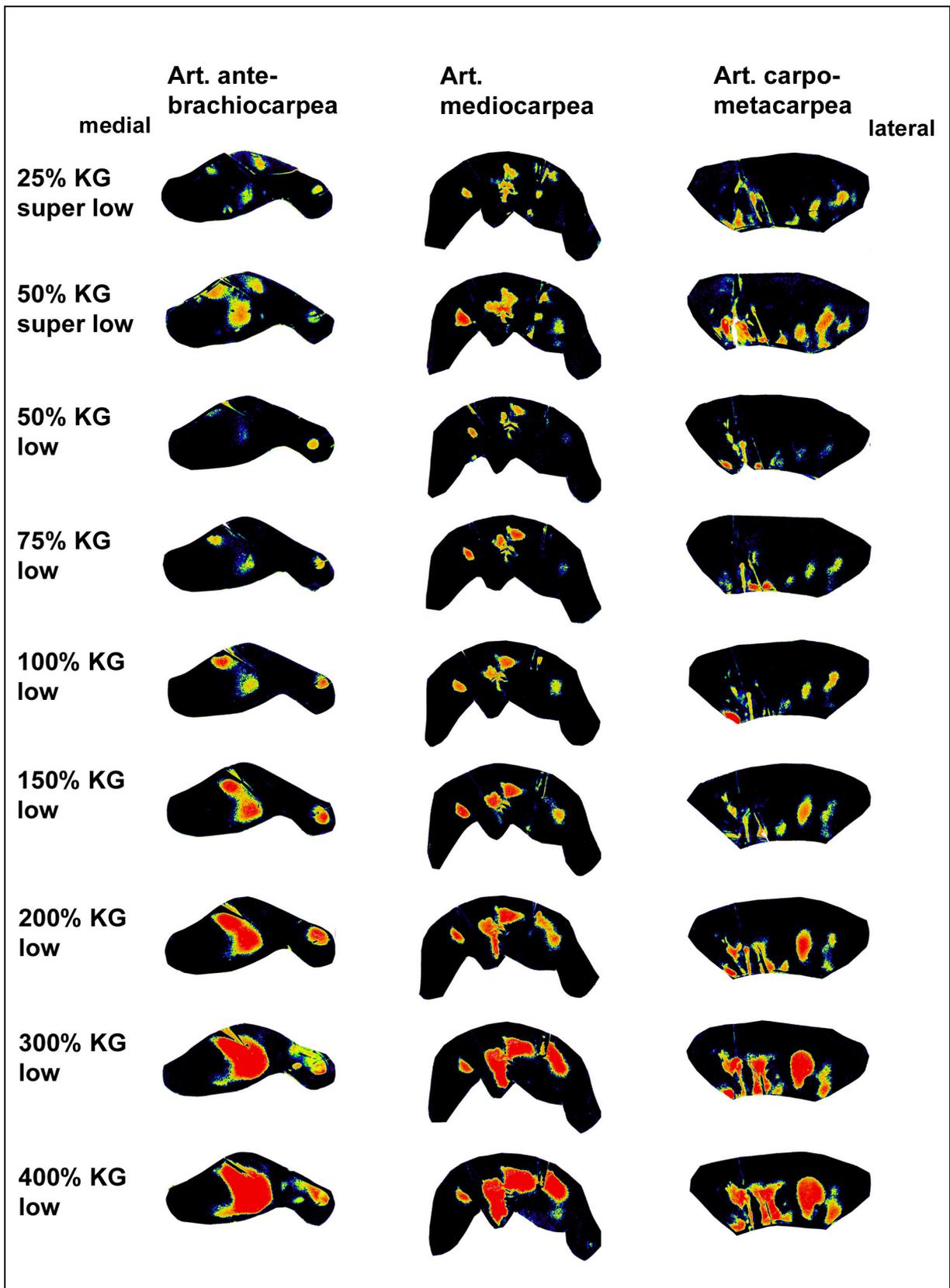


Abb. 4.31: Ergebnisse der intraartikulären Druckmessung mit Fuji-Film bei verschiedenen Belastungsstufen (linkes Karpalgelenk, Hund AK05, DSH-Mischling, w, 7J, 25,5 kg)

4.5 Subchondrale Knochendichte

4.5.1 Farbcodierung

Die mit Hilfe der CTOAM gemessenen Werte der Hounsfield Einheiten, die von ca. 500 bis ca. 2500 HU reichten, wurden mit Hilfe des Programms „vtkshowmip“ in eine Falschfarbentabelle mit 15 Farben von blau nach rot aufgetrennt. Die Grenzen für die Farbgebung wurden dabei bei 500 und 2000 HU festgelegt. Alle weiteren Auswertungen von Knochendichte-Falschfarbendarstellungen, die schematisch einheitlich an einem linken Karpalgelenk gezeigt werden, erfolgten über diese Falschfarbentabelle (vgl. Abb. 4.32).

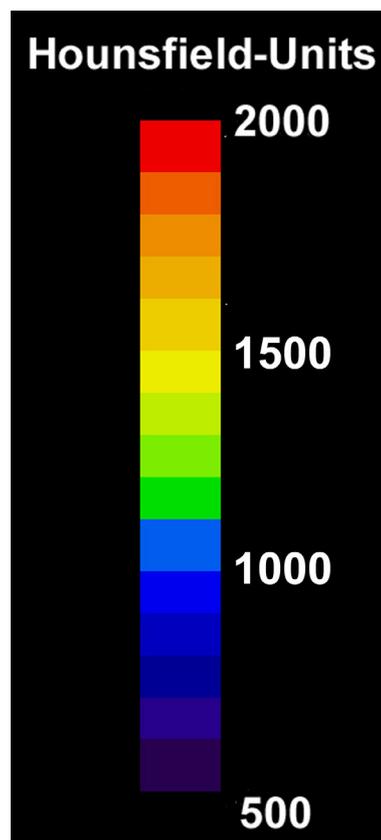


Abb. 4.32: Farbbalken zur Falschfarbencodierung der CTOAM

4.5.2 Interindividueller Vergleich

Articulatio antebrachioarpea

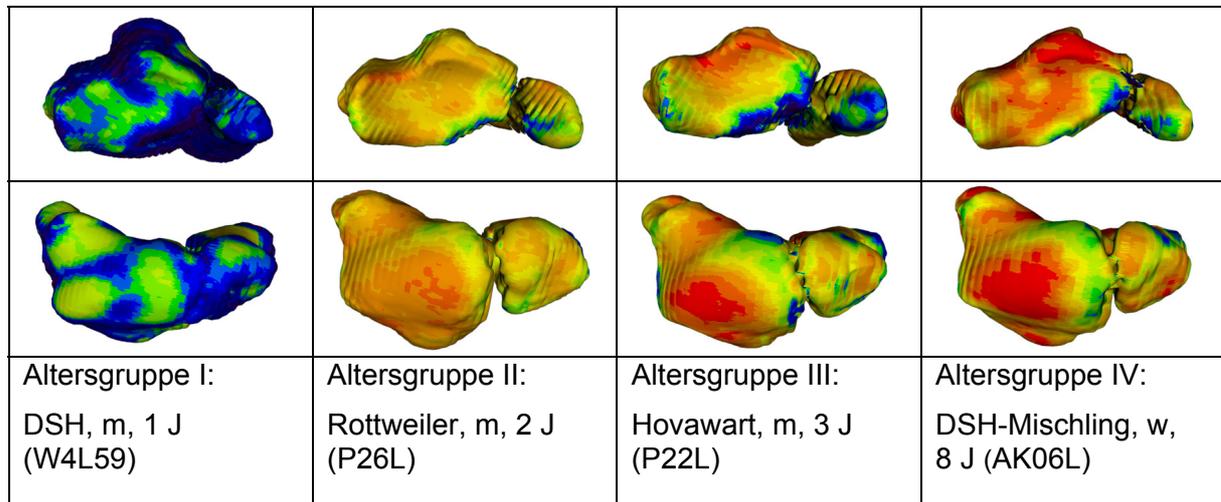


Abb. 4.33: Subchondrale Knochendichte in der Art. antebrachioarpea anhand einzelner Vertreter der jeweiligen Altersgruppen

In der Articulatio antebrachioarpea kann ein deutlich vorherrschendes Dichtemaximum jeweils am Dorsalrand der Gelenkflächen von Radius und Os carpi intermedioradiale beobachtet werden. Ein kleineres Maximum findet sich vor allem in den höheren Altersgruppen in der quer verlaufenden Rinne des Os carpi intermedioradiale. Die Ulna zeigt nur auf ihrer konkaven, nach medial gerichteten Gelenkfläche eine geringgradig erhöhte Knochendichte, was auf eine Druckbelastung in diesem Bereich schließen lässt. Die Lage der Maxima bleibt trotz steigender Knochendichte innerhalb der einzelnen Altersgruppen konstant, allerdings kann eine deutlichere Abgrenzung der Maxima zu ihrer Umgebung mit zunehmendem Alter beobachtet werden.

Os carpi accessorium

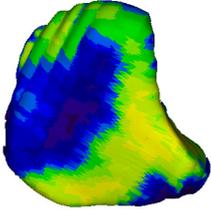
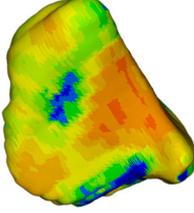
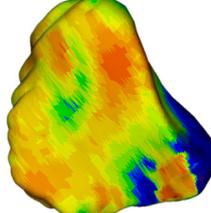
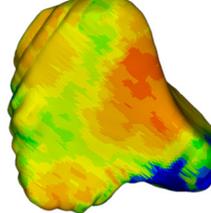
			
Altersgruppe I: DSH, m, 1 J (W4L59)	Altersgruppe II: Rottweiler, m, 2 J (P26L)	Altersgruppe III: Hovawart, m, 3 J (P22L)	Altersgruppe IV: Großer Schweizer Sennhund, mk, 6 J (E01L)

Abb. 4.34: Subchondrale Knochendichte der Gelenkfläche des Os carpi accessorium anhand einzelner Vertreter der jeweiligen Altersgruppen

An der Gelenkfläche des Os carpi accessorium können zwei Knochendichtemaxima beobachtet werden. Das erste liegt am lateralen Rand der Gelenkfläche, nahe der Gelenkfacette zur Artikulation mit der Ulna. Ein zweites, individuell unterschiedlich stark ausgeprägtes Maximum findet sich am distalen Rand der Gelenkfläche zur Artikulation mit dem Os carpi ulnare. Die Lage der Knochendichtemaxima bleibt zwar mit zunehmendem Alter konstant, ihre Lage variiert allerdings interindividuell sehr stark. So können Maxima sowohl nur im dorsalen Drittel der Gelenkfläche (vgl. Abb. 4.35a) oder auch nur an der mediodistalen Kante der Gelenkfläche auftreten (vgl. Abb. 4.35b).

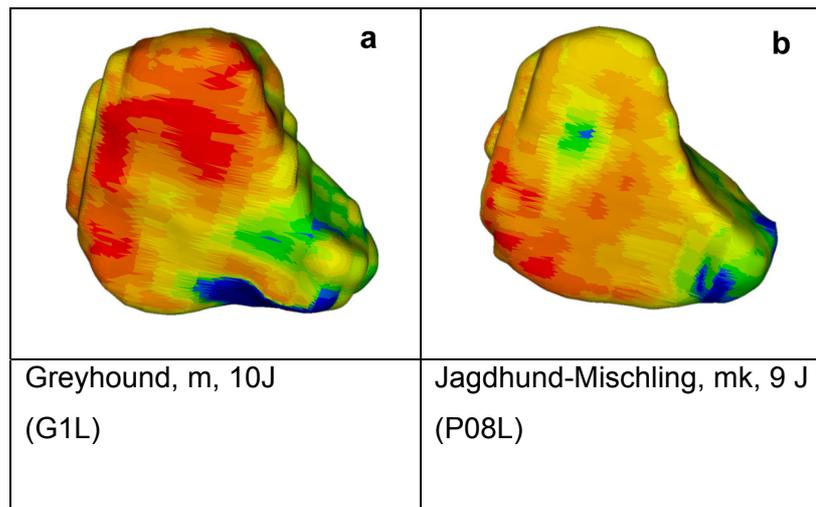


Abb. 4.35: Beispiele individueller subchondraler Knochendichteverteilungen auf der Gelenkfläche des Os carpi accessorium

Lediglich an der nach distolateral gerichteten Ausziehung der Gelenkfläche befindet sich die Knochendichte konstant in einem niedrigen Bereich.

Articulatio mediocarpea

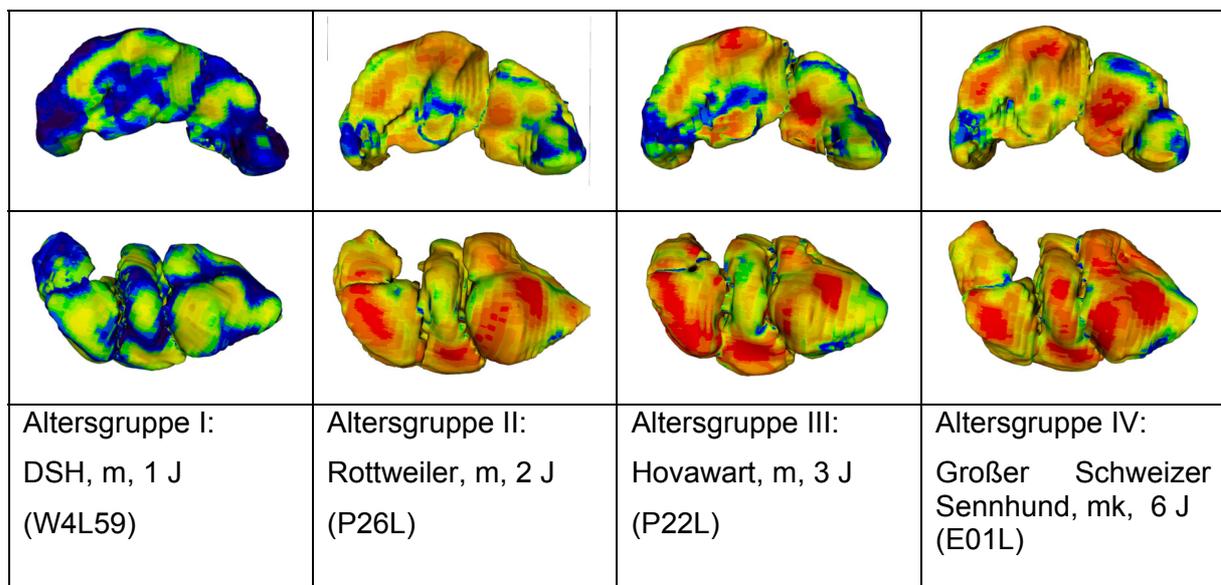


Abb. 4.36: Subchondrale Knochendichte in der Art. mediocarpea anhand einzelner Vertreter der jeweiligen Altersgruppen

Sowohl auf der proximalen Gelenkfläche des Os carpalum secundum als auch auf beiden proximalen Gelenkfacetten des Os carpalum quartum sind deutliche Maxima zu beobachten. Auf der proximalen Gelenkfläche des Os carpalum tertium findet sich vielfach ein deutliches Maximum auf der locking-facet, obwohl die Kontaktfläche in der Mitte der Gelenkfläche liegt. Die Lage der Maxima bleibt mit zunehmendem Alter gleich. Allerdings kann im Vergleich zur Art. antebrachio-carpea festgestellt werden, dass sich schon früh stark abgegrenzte Knochendichtebezirke herausbilden.

Articulatio carpometacarpea

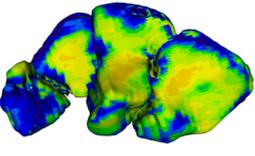
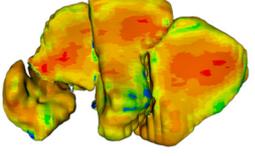
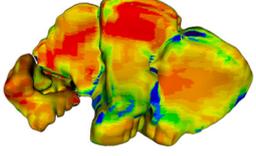
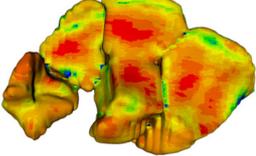
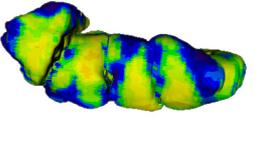
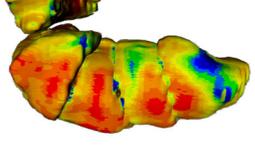
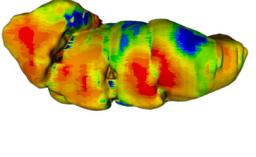
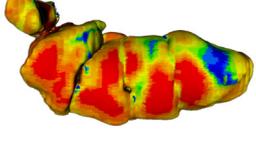
			
			
Altersgruppe I: DSH, m, 1 J (W4L59)	Altersgruppe II: Rottweiler, m, 2 J (P26L)	Altersgruppe III: Hovawart, m, 3 J (P22L)	Altersgruppe IV: Großer Schweizer Sennhund, mk, 6 J (E01L)

Abb. 4.37: Subchondrale Knochendichte in der Art. carpometacarpea anhand einzelner Vertreter der jeweiligen Altersgruppen

Auch in der Art. carpometacarpea stimmt die Lage der Knochendichtemaxima mit der Lage der Kontaktflächen weitestgehend überein. Auffällig ist auch hier ein bei einigen Tieren deutliches Maximum im dorsalen Drittel der distalen Gelenkfläche des Os carpalum tertium (vgl. Hund P22L), gewissermaßen auf der Unterseite der locking-facet. Die Knochendichtemaxima erstrecken sich in dieser Gelenketape nicht nur vorwiegend auf die dorsalen Bezirke, sondern auch relativ weit nach palmar, ein Resultat der in diesem Gelenk geringeren Hyperextensionsstellung. Die nach proximolateral gerichtete Gelenkfacette des Os metacarpale quintum, die mit dem Os carpi ulnare artikuliert, scheint jedoch trotz der lateral stärkeren Belastung nicht in

diese miteinbezogen zu sein. Hier findet sich fast immer ein deutlicher, scharf abgegrenzter Bereich sehr niedriger Knochendichte direkt neben einem deutlichen Maximum.

4.5.3 Altersgruppenvergleich

Beim Vergleich der einzelnen Altersgruppen untereinander lässt sich prinzipiell die gleiche Knochendichteverteilung feststellen, wie sie bei den individuellen Vergleichen bereits beobachtet wurde. Allerdings sind die Unterschiede weniger deutlich, da in den höheren Altersgruppen III und vor allem IV einige Tiere mit sehr niedriger Knochendichte auf den Karpalgelenkflächen enthalten waren. Die grundsätzliche Verteilung der Knochendichtemaxima auf den Gelenkflächen kann dennoch gut gezeigt werden. Zudem lassen sich über die farbcodierte Darstellung der Standardabweichung der Dichtewerte für jeden einzelnen Punkt Bereiche mit konstant gleicher Belastung bei den einzelnen Tieren gut erkennen.

Articulatio antebrachio-carpea

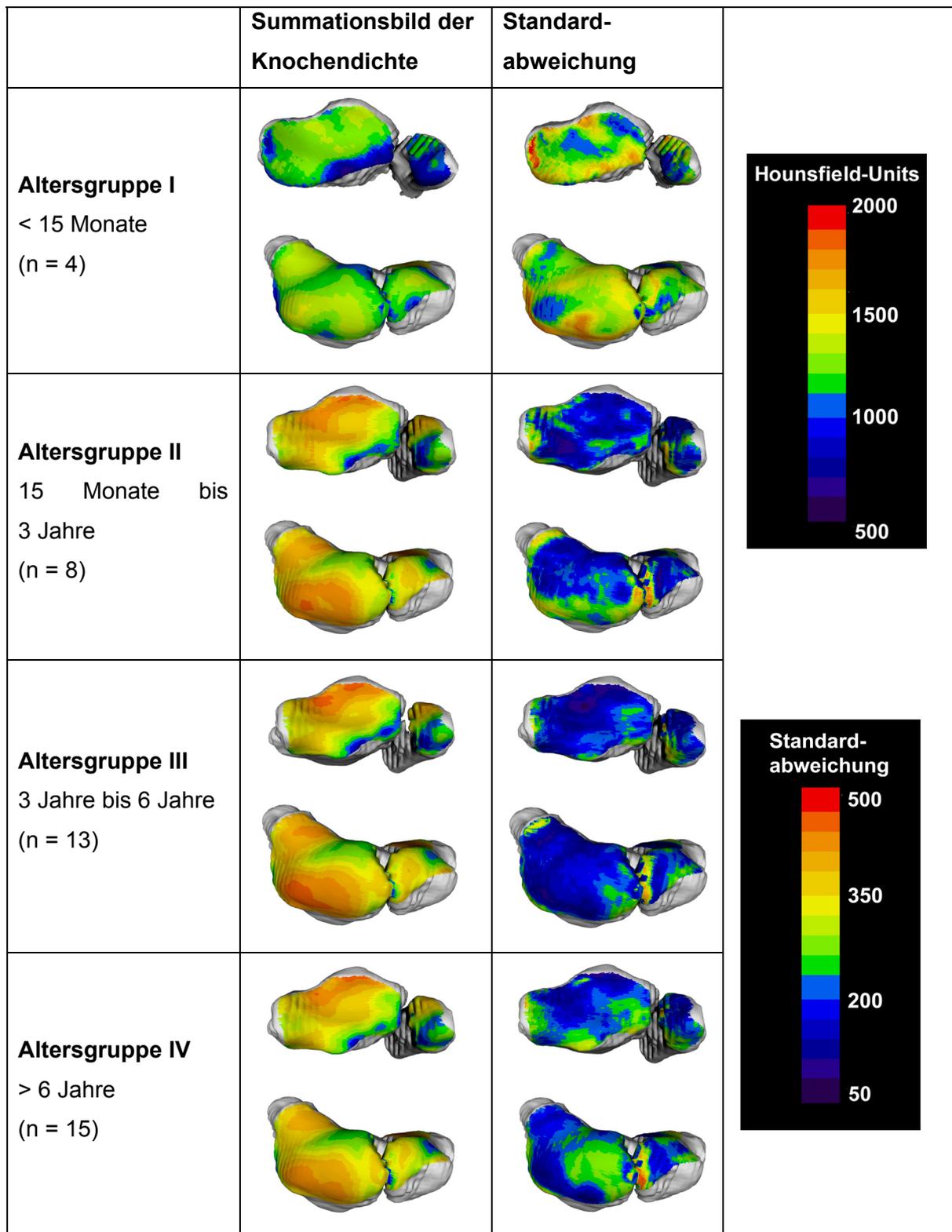
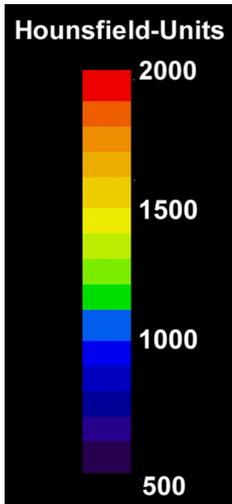
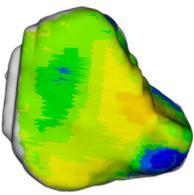
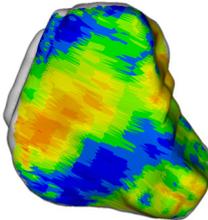
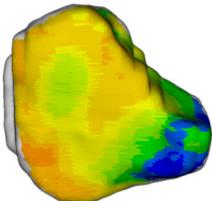
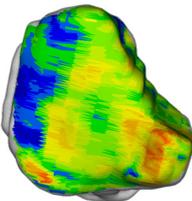


Abb. 4.38: Summationsbilder der subchondralen Knochendichtewerte und Standardabweichungen der Gelenkflächen der Art. antebrachio-carpea

Die Lage der Knochendichtemaxima ist in allen Altersgruppen gleich; auf der distalen Gelenkfläche des Radius findet sich ein deutliches Maximum am dorsalen Gelenkflächenrand. Ebenso liegt ein deutliches Maximum an der gegenüberliegenden Stelle der dorsalen Gelenkfläche des Os carpi intermedioradiale, neben zwei schwächeren Maxima in der mediopalmaren Rinne des Os carpi intermedioradiale und auf der proximalen Gelenkfläche des Os carpi ulnare.

Die Standardabweichungen der Knochendichtemaxima sind am geringsten, was bedeutet, dass an diesen Stellen bei allen Tieren sehr hohe Dichtewerte gemessen wurden. Das Auftreten sehr hoher Standardabweichungen vor allem medial auf der proximalen Gelenkfläche des Os carpi ulnare resultieren aus einem in diesem Bereich unzureichenden Matching-Prozess bei der Erstellung der Summationsbilder. Die gesamt relativ hohen Standardabweichungen in der Altersgruppe I entstehen durch die sich während des Wachstums innerhalb relativ kurzer Zeit verändernde Knochendichte, so dass hier bei den einzelnen Individuen sehr unterschiedliche Falschfarbendarstellungen zu finden waren. Mit steigendem Alter werden die Gruppen in Bezug auf die Variationen der Knochendichtewerte zunehmend einheitlicher.

Os carpi accessorium

	Summationsbild der Knochendichte	Standardabweichung	
Altersgruppe I < 15 Monate (n = 4)			
Altersgruppe II 15 Monate bis 3 Jahre (n = 8)			

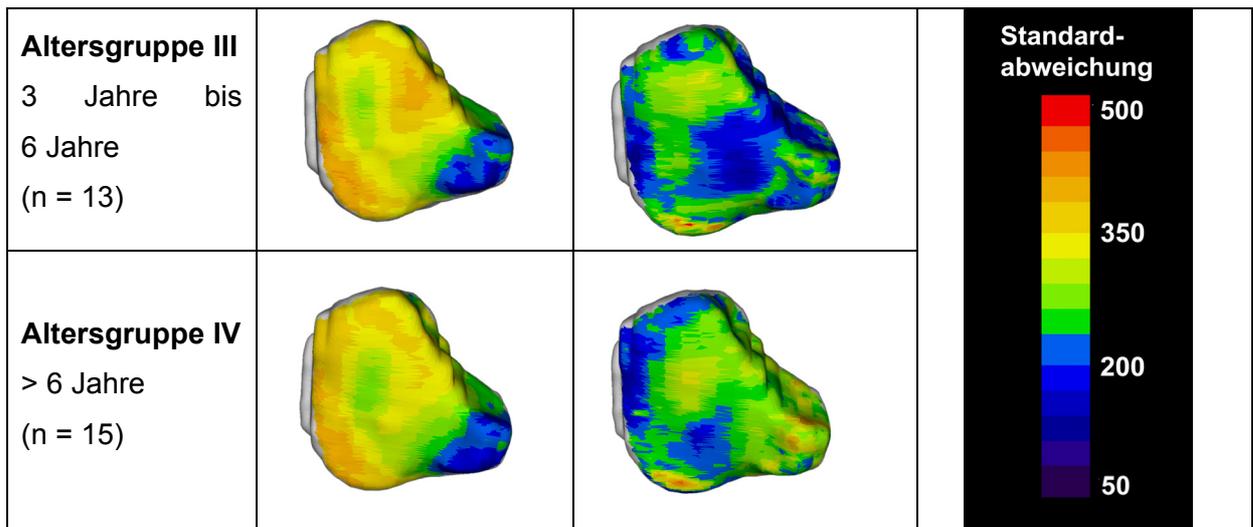


Abb. 4.39: Summationsbilder der subchondralen Knochendichtewerte und Standardabweichungen der Gelenkfläche des Os carpi accessorium

Auf der Gelenkfläche des Os carpi accessorium kann ebenfalls eine mit zunehmendem Alter steigende Knochendichte beobachtet werden. Aufgrund der individuell sehr unterschiedlichen Lage der Maxima (vgl. Kap. 4.5.2) zeigt sich im Summationsbild eine relativ große Zone mit hohen Dichtewerten, die sich an den Rändern der Gelenkfläche befindet. Lediglich die distolaterale Ausziehung zeigt immer eine niedrige Knochendichte.

Die relativ hohen Standardabweichungen der Messwerte dieser Gelenkfläche sind eher auf einen unzureichenden Matching-Prozess als auf interindividuell stark schwankende Werte zurückzuführen.

Articulatio mediocarpea

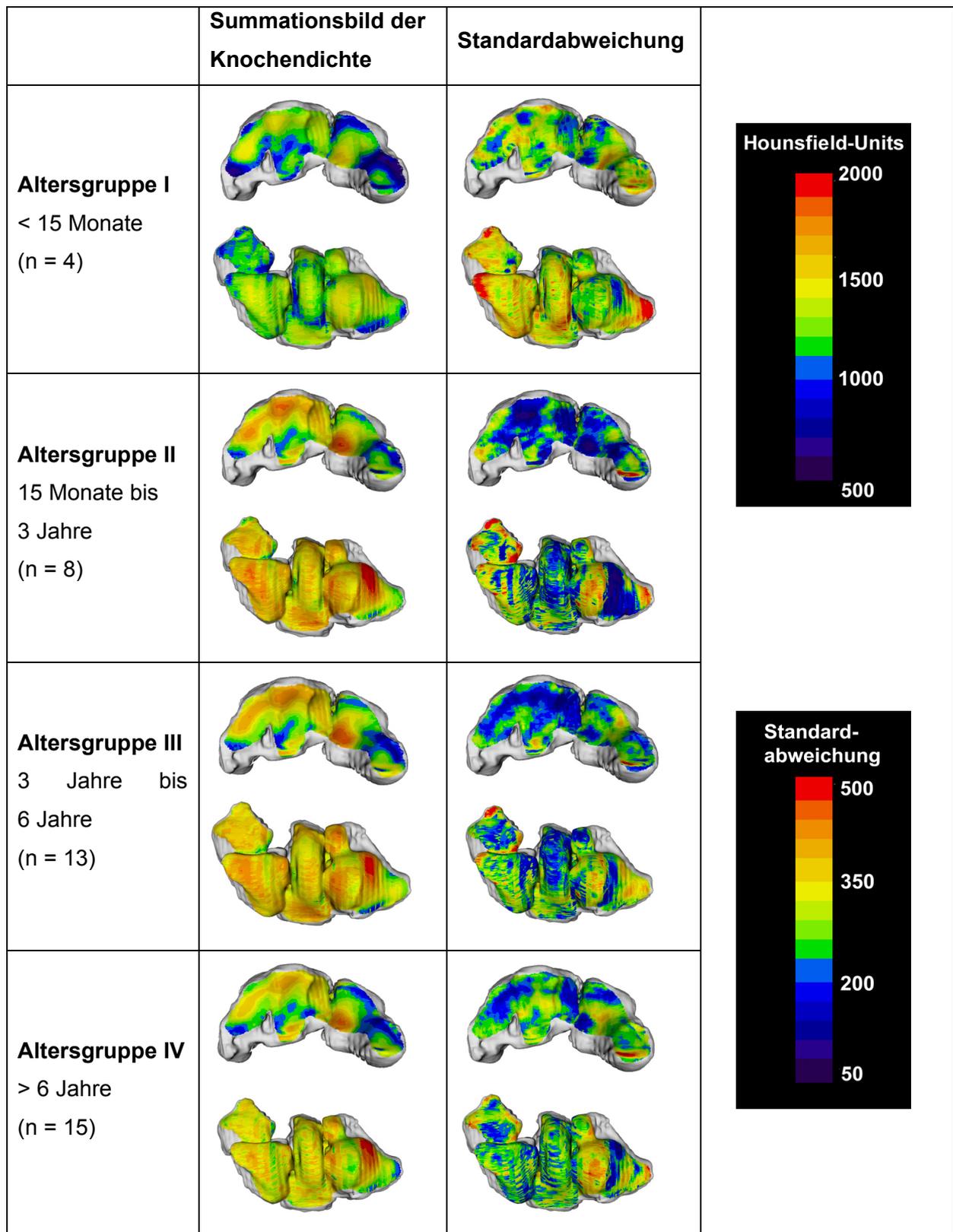


Abb. 4.40: Summationsbilder der subchondralen Knochendichtewerte und Standardabweichungen der Gelenkflächen der Art. mediocarpea

In der Art. *mediocarpea* liegen die Knochendichtemaxima vor allem im dorsalen und lateralen Gelenkflächenbereich. Ein sehr deutliches Maximum findet sich auf der lateralen proximalen Gelenkfacette des *Os carpale quartum* und auf der korrespondierenden distalen Gelenkfläche des *Os carpi ulnare*, da sich die Belastung in diesem Gelenk aufgrund der Karpus-Valgus-Stellung hier mehr auf lateral konzentriert. Die Lage der Maxima allgemein zeigt sich auch in diesem Gelenk sehr konstant.

Die zum Teil sehr hohen Standardabweichungen vor allem an den Rändern der proximalen Gelenkflächen der *Ossa carpalia* resultieren wiederum aus einem unzureichenden Matching-Vorgang bei der Erstellung der Summationsbilder.

Articulatio carpometacarpea

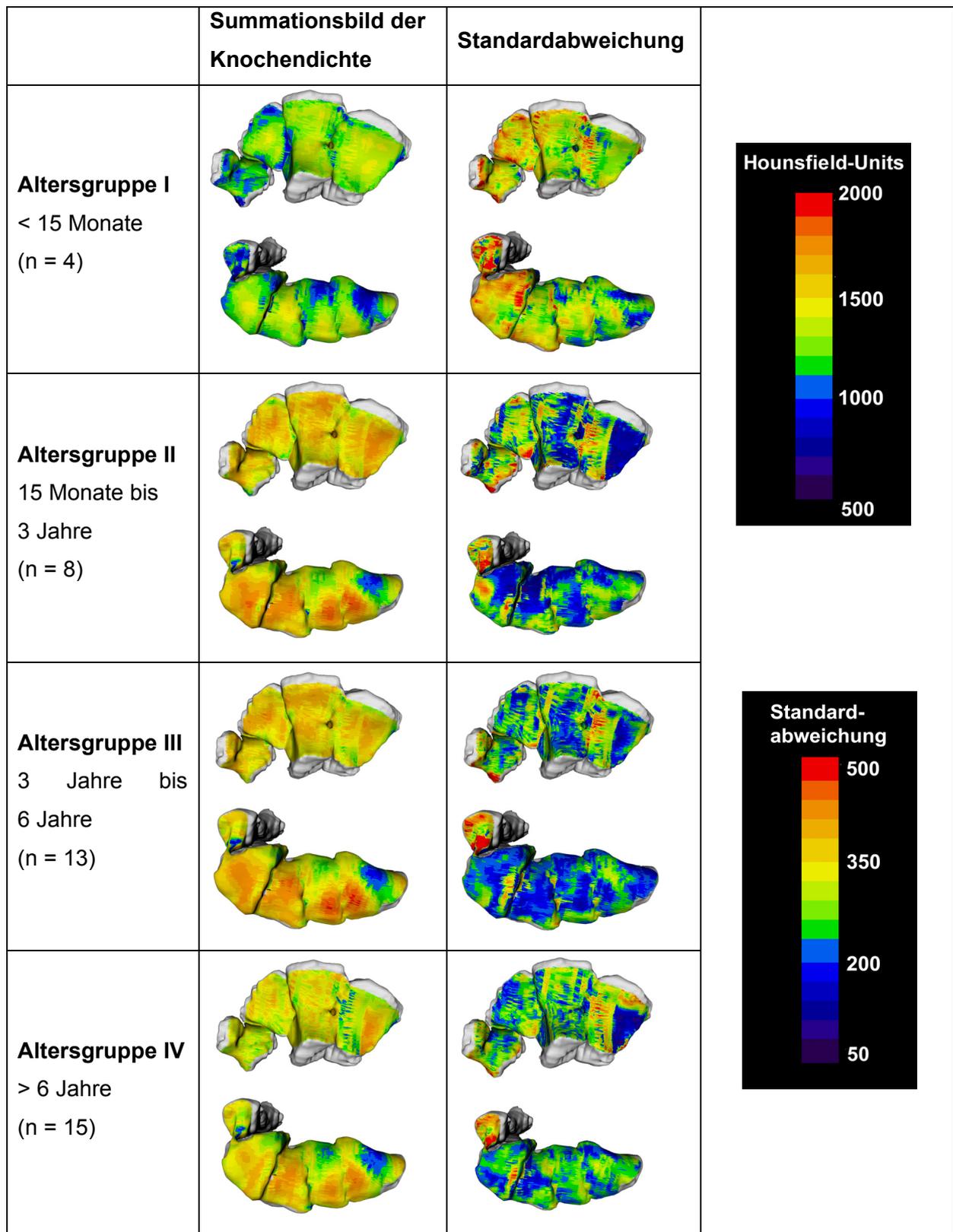


Abb. 4.41: Summationsbilder der subchondralen Knochendichtewerte und Standardabweichungen der Gelenkflächen der Art. carpometacarpea

Die Knochendichtemaxima erstrecken sich in der Art. carpometacarpea medial nahezu über die gesamte Gelenkfläche, lateral nur über die dorsale Hälfte der Gelenkflächen. Auch hier kann aufgrund der Karpus-Valgus-Stellung lateral das deutlichste Maximum beobachtet werden.

Die Lage der Maxima erweist sich auch hier als sehr konstant. Hohe Standardabweichungen, wie sie vor allem auf den distalen Gelenkflächen der Ossa carpalia wie auch am Os metacarpale primum auftreten, sind auf mangelhafte Matching-Vorgänge bei der Erstellung der Summationsbilder zurückzuführen.

4.5.4 Geschlechtsvergleich

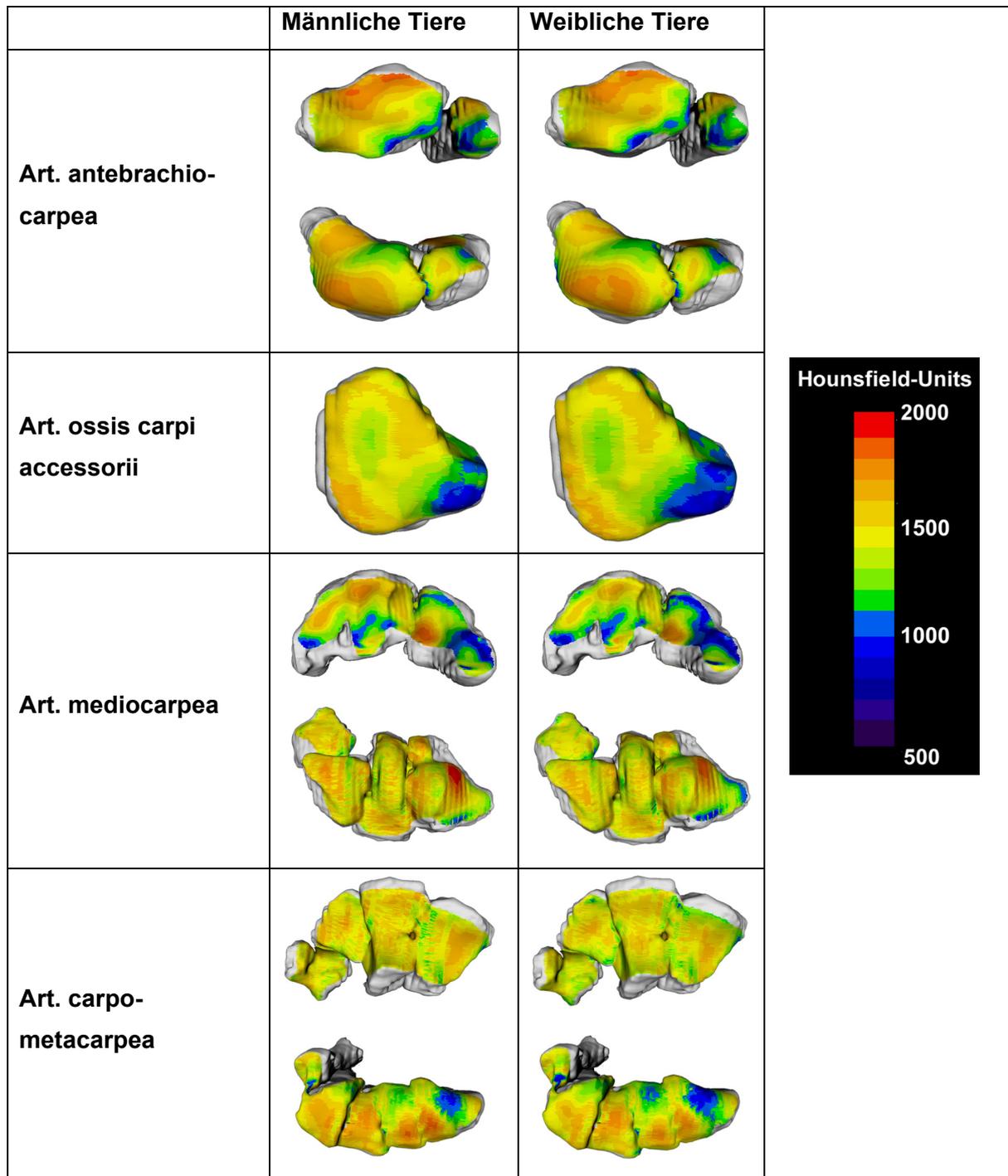


Abb. 4.42: Summationsbilder der subchondralen Knochendichtewerte der Gelenkflächen nach Geschlecht gruppiert

Beim Vergleich zwischen männlichen und weiblichen Tieren lassen sich keine Unterschiede bezüglich der Knochendichte feststellen. Eine zusätzliche Auftrennung nach Geschlecht innerhalb der einzelnen Altersgruppen ergab eine niedrigere Knochendichte bei den weiblichen Tieren der ersten Altersgruppe (vgl. Abb. 8.1) und eine höhere Knochendichte bei den weiblichen Tieren der zweiten Altersgruppe gegenüber den jeweiligen männlichen Tieren (vgl. Abb. 8.2). In den Altersgruppen III und IV konnten keine Unterschiede beobachtet werden (vgl. Abb. 8.3 und Abb. 8.4). Allerdings war die Zahl der untersuchten Tiere in den Gruppe I und II sehr niedrig, so dass die Ergebnisse nur von eingeschränkter Aussagekraft sind.

4.5.5 Seitenvergleich

Beim subjektiven Vergleich der linken und rechten Karpalgelenke desselben Tieres wurden bei einigen Tieren Unterschiede in der Höhe der gemessenen Knochendichte beobachtet. Bei 8 Tieren erschien die Knochendichte auf den Gelenkflächen des rechten Karpalgelenks höher (s. Abb. 4.43), bei 9 Tieren die des linken Karpalgelenks (s. Abb. 4.44). Bei den restlichen Tieren konnten keine Unterschiede festgestellt werden. Die Verteilung der Knochendichte zeigt sich aber bei allen Tieren links und rechts nahezu spiegelbildlich gleich.

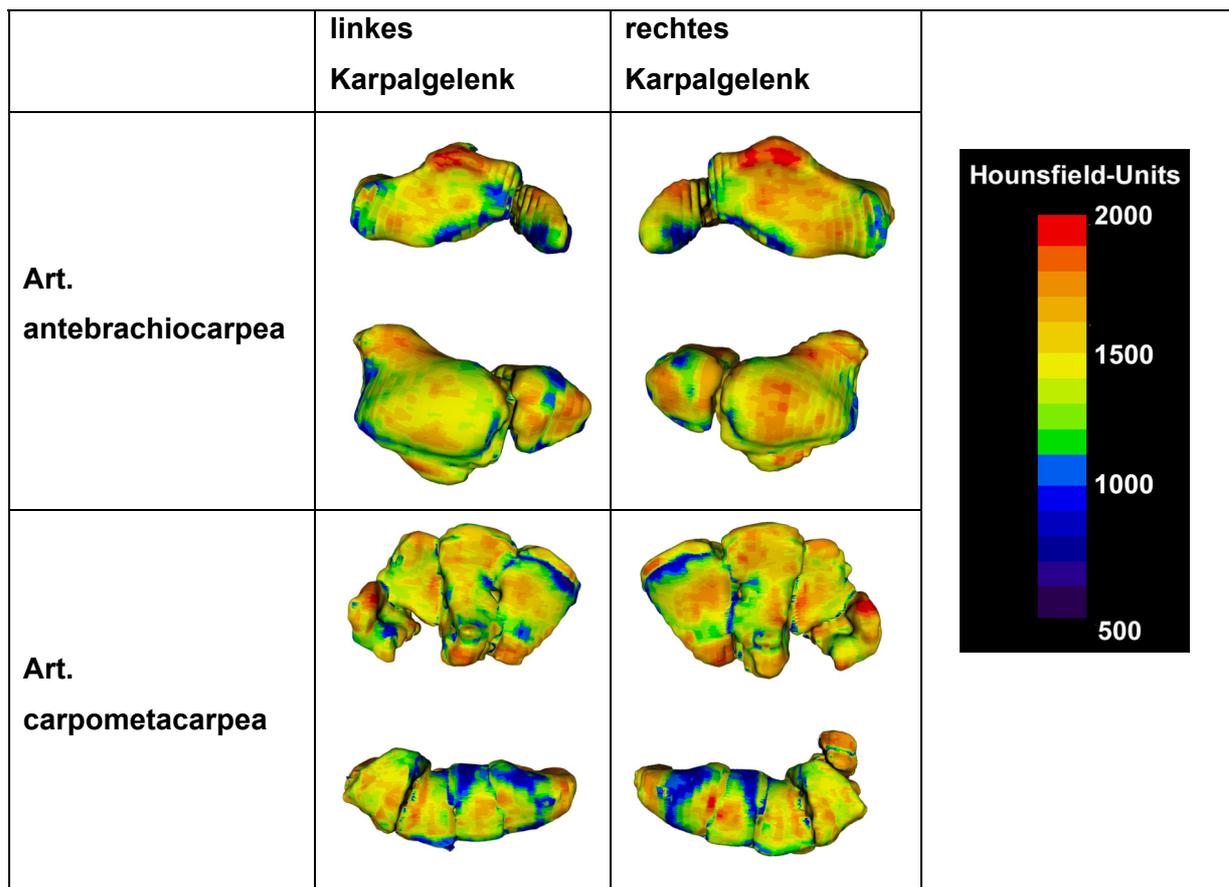


Abb. 4.43: Individueller Seitenvergleich Hund W4/43 (Husky-Mischling, m, ca. 7 Jahre, 20 kg)

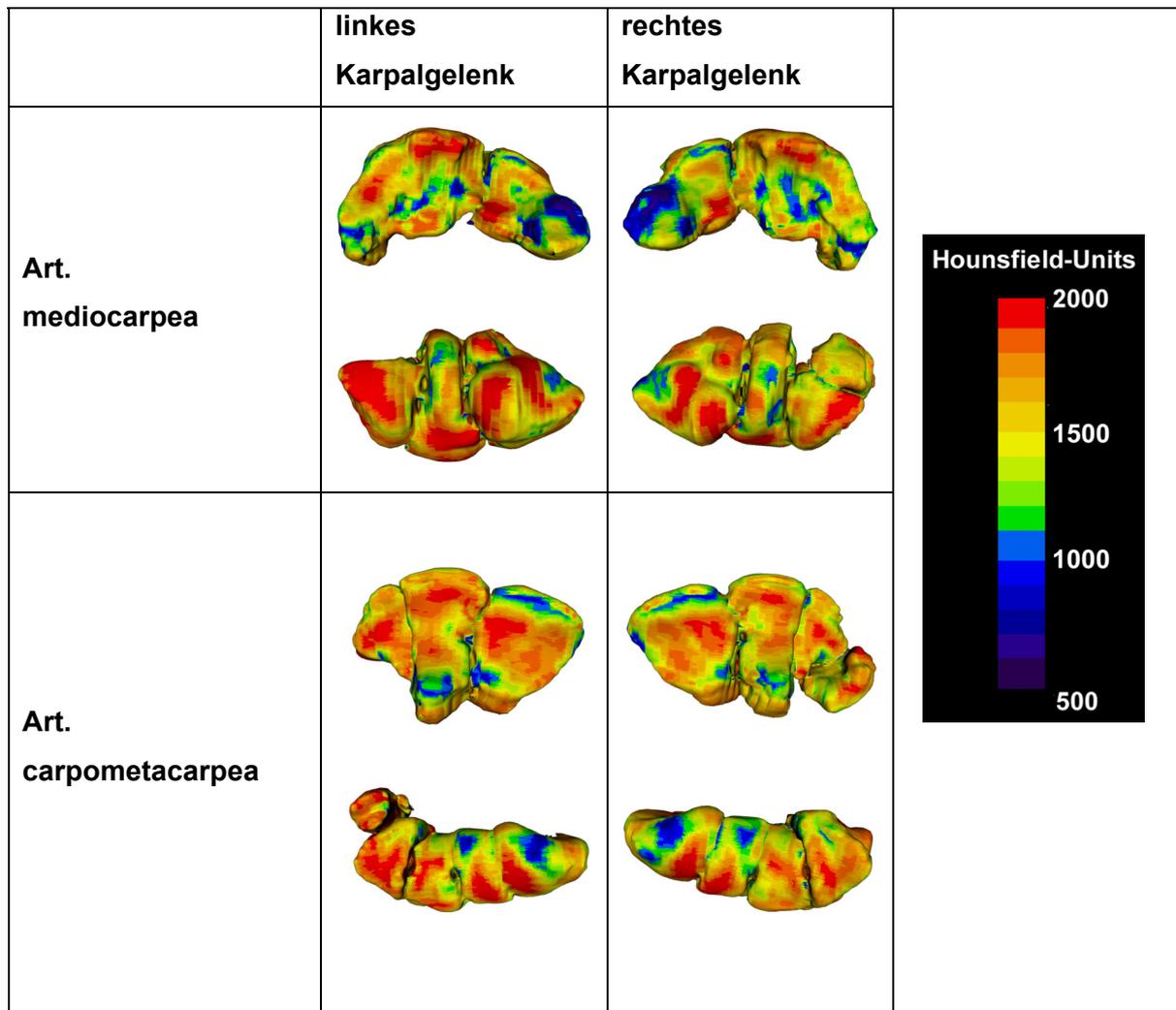
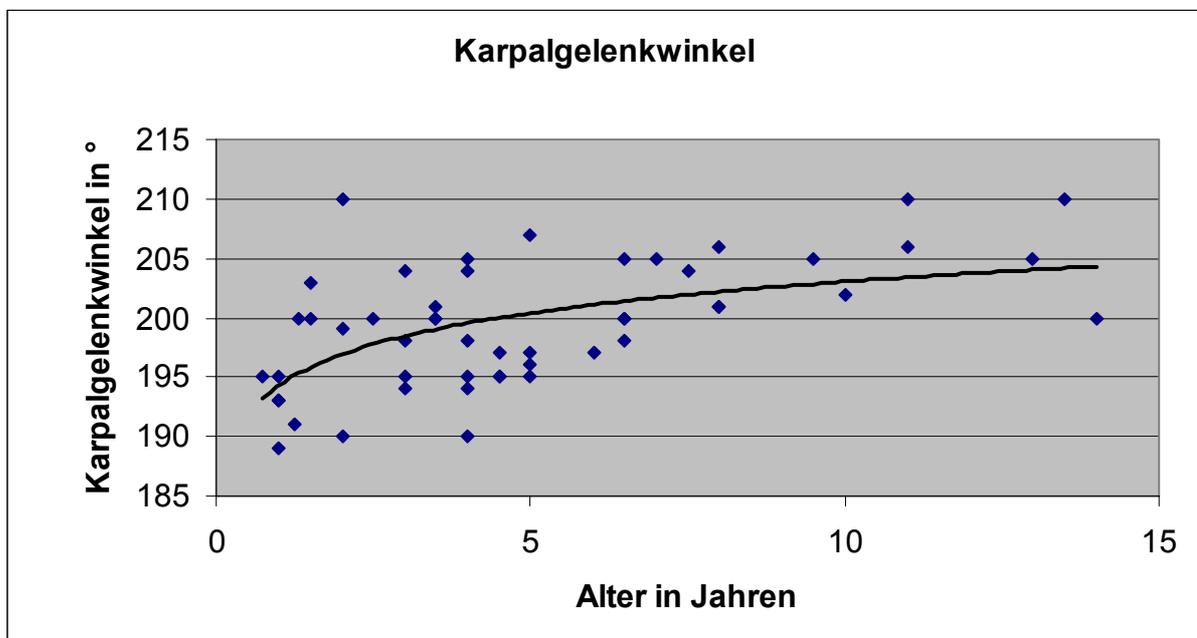


Abb. 4.44: Individueller Seitenvergleich Hund AK10 (DSH, m, 4 Jahre, 31 kg)

4.6 Karpalgelenk-Winkelmessung

Bei der Messung der Karpalgelenkwinkel im Stand bei 50 Hunden mit einem Körpergewicht von über 15 kg konnte eine hochsignifikante Korrelation zwischen dem Alter und der Größe des Karpalgelenkwinkels festgestellt werden (Korrelationskoeffizient $r = 0,5$; $p < 0,002$). Mit steigendem Alter nimmt also auch der Grad der Hyperextension im Karpalgelenk zu.

Keine Beziehung besteht hingegen zwischen dem Grad der Hyperextension und dem Gewicht bzw. dem Grad der Hyperextension und dem Rassetypus der Hunde.



5 Diskussion

5.1 Methodik

5.1.1 Auswahl der Tiere

Für die Untersuchungen am Karpalgelenk wurden nur Gelenke verwendet, die keine Knorpelschäden aufwiesen und somit als physiologisch angesehen werden können, was ein gängiges Auswahlkriterium bei biomechanischen Untersuchungen darstellt (Eckstein et al., 1995; Maierl, 2003). Der Zustand von Schulter- und Ellbogengelenk der jeweiligen Gliedmaße wurde aufgrund des häufigen Auftretens von Knorpelschädigungen auch bei relativ jungen Tieren in diesen Gelenken als Ausschlusskriterium verworfen. Dadurch kann allerdings nicht ausgeschlossen werden, dass auch in vivo unphysiologisch belastete Karpalgelenke, bei denen noch keine Schädigungen des Gelenkknorpels auftraten, in die Untersuchungen einbezogen wurden. Die Auswahl von Hunden mit einem Körpergewicht von mehr als 20 Kilogramm erfolgte aufgrund des gehäuften Auftretens von degenerativen Gelenkserkrankungen und Knorpelschädigungen bei großen Hunden. Das verwendete Untersuchungsmaterial verteilt sich breit über verschiedene Hunderassen, Altersgruppen und Gewichtsklassen, so dass die Ergebnisse als physiologische biomechanische Eigenschaften auf alle Karpalgelenke von Hunden über 20 kg KG übertragen werden können.

5.1.2 Spaltliniendarstellungen

Die Untersuchung der Knorpel- und Knochenspaltlinien als indirekte Methode zur Erfassung biomechanischer Eigenschaften eines Gelenks hat sich auch im Karpalgelenk des Hundes für die vorliegenden Fragestellungen als sinnvoll erwiesen.

Die Ausrichtung der Knorpelspaltlinien nach der resultierenden Vorzugsrichtung der Kollagenfasern der Tangentialschicht und damit nach der Hauptdehnungsrichtung des Gewebes wurde in verschiedenen mikroskopischen Untersuchungen nachgewiesen (Bullough und Goodfellow, 1968; Jeffery et al., 1991; Kamalanathan

und Broom, 1993; Meachim et al., 1974). Dabei ist aber zu beachten, dass die Spaltlinien nicht parallel zu den Fasern verlaufen, sondern die resultierenden Diagonalen im Rautengitternetz der sich kreuzenden Kollagenfasern darstellen (Ortmann, 1975). Je nach Kreuzungswinkel der Fasern, der wiederum mit dem Grad der Ausrichtung nach einer bestimmten Dehnungsrichtung zusammenhängt, sind die entstehenden Spaltlinien unterschiedlich lang.

(Schön et al., 1998) und (Vogt et al., 1999) konnten in Untersuchungen an menschlichen Gelenken nachweisen, dass sich die subchondralen Spaltlinien in erster Linie in den konkaven Gelenkflächen in Richtung der größten Dehnungsspannung ausrichten. An konvexen Gelenkflächen konnte bei ihren Untersuchungen keine Vorzugsrichtung festgestellt werden, da hier ausschließlich Druckbelastung vorherrscht. Ebenfalls konnten sie aufgrund verschieden wirkender Kräfte keine Übereinstimmung der Spaltlinienverläufe in Knorpel und Knochen desselben Gelenks feststellen.

Zur Untersuchung der Knorpel­spaltlinien wurden nur Gelenke von Hunden verwendet, die erst kürzlich euthanasiert und vorher nicht gefroren waren. Zudem wurden die Untersuchungen so schnell wie möglich durchgeführt, um ein eventuelles Austrocknen des Gewebes und somit ein Nachlassen der Gewebespannung zu vermeiden, was zu einer mangelhaften Ausbildung der Spaltlinien führt (Dickomeit, 2002). Bei der Durchführung wurde darauf geachtet, mit der Nadel immer streng senkrecht in die Knorpeloberfläche einzudringen; versehentliches Abrutschen an konvexen Gelenkflächen führte zur Entstehung von artefiziellen „Spaltlinien“. Zudem wurden die Einstiche in einem vorgegebenen Raster angebracht, um etwaige subjektive Einflüsse auf die Musterentstehung zu vermeiden. Die entstehenden Spaltlinien mussten aufgrund ihrer Feinheit unter der Stereolupe ausgewertet werden.

Die entstandenen Muster wiesen zwar eine gewisse Konstanz auf, diese war aber nicht so groß wie in vergleichbaren Untersuchungen an anderen Gelenken des Hundes (Dickomeit, 2002; Eller, 2003; Lieser, 2003; Maierl, 2003; Riegert, 2004). Die Gründe hierfür können zum einen in einer interindividuell größeren unterschiedlichen Belastung des Karpalgelenks bei verschiedenen Hunden liegen, zum anderen an der Schwierigkeit, an den sehr kleinen und stark gewölbten Gelenkflächen immer einen senkrechten Einstichwinkel einzuhalten.

Bei der elektrolytischen Entkalkung der Knochen für die Untersuchung der Knochenspaltlinien lag die größte Schwierigkeit im Erreichen des optimalen Entkalkungsgrades, zumal in einigen Knochen Gebiete vorkamen, die deutlich längere Entkalkungszeiten benötigten als direkt benachbarte Areale. Ähnliches konnte auch schon an anderen Gelenken beobachtet werden (Dickomeit, 2002; Lieser, 2003; Riegert, 2004). Meist wurden in diesem Fall zunächst alle ausreichend entkalkten Gebiete untersucht und die Knochen dann nochmals der Elektrolyse ausgesetzt. Bei zu stark hydrolysierten Knochen konnten keine Spaltlinien mehr dargestellt werden, da sich die Tinte unkontrolliert in dem aufgelösten Gewebe verteilte. Dies war häufig bei der Ulna der Fall, die im Vergleich zu den anderen Knochen des Karpagelenks eine extrem kurze Entkalkungszeit aufwies. Regionen mit langer Entkalkungszeit fanden sich vor allem in der dorsalen Hälfte der Gelenkfläche des Radius sowie in der gegenüberliegenden Gelenkfläche des Os carpi intermedioradiale und auf dem Os carpale quartum. Die Lage dieser Gebiete stimmt mit den Regionen hoher Knochendichte der CTOAM überein.

Ein weiteres Problem stellte die Sättigung der Säurelösung nach einer gewissen Zeit dar, wodurch kein ausreichender Stromdurchfluss mehr möglich war und die Entkalkungszeiten extrem verzögert wurden. Ebenfalls problematisch gestaltete sich die Anwendung zu hoher Stromstärken, da dann die Knochen vor allem in den Randbereichen zu schnell hydrolysiert wurden.

Zudem entstand der Eindruck, dass sich die Knochen sehr junger Tiere viel schlechter elektrolytisch entkalken ließen und an der Oberfläche schon deutliche Hydrolyseanzeichen aufwiesen, während der Knochen einige Millimeter tiefer noch nicht von einer Präpariernadel durchstoßen werden konnte. Dieses Phänomen trat vor allem an Radius und Ulna, dort hauptsächlich im Bereich der Wachstumsfugen, aber auch an allen anderen Knochen auf. Bei Präparaten älterer Tiere konnten keine derartigen Beobachtungen gemacht werden.

5.1.3 Druckversuche

Im Rahmen dieser Arbeit wurden zum ersten Mal Kontaktflächen und intraartikuläre Druckbelastungen im Karpalgelenk des Hundes gemessen. Die Verwendung einer Materialprüfmaschine im Versuchsaufbau lieferte auch hier reproduzierbare, aussagekräftige Ergebnisse. Diese stellen wie bei allen biomechanischen In-vitro-Versuchen aufgrund der im Vergleich zum lebenden Tier immer mangelhaften Versuchsanordnung jedoch keine exakte Wiedergabe der Verhältnisse in vivo dar. Durch die Wahl des Versuchsaufbaus wurde aber eine größtmögliche Näherung an die Verhältnisse in vivo geschaffen.

Die für die Druckversuche verwendete Winkelung des Karpalgelenks von -25° Hyperextension bei physiologischer Gliedmaßenstellung wurde den gängigen Angaben aus ganganalytischen Untersuchungen bei verschiedenen Hunderassen entnommen (vgl. Abb. 2.12) (Allen et al., 1994; DeCamp et al., 1993; Nielsen et al., 2003; Unkel-Mohrmann, 1999). Es handelt sich dabei um den Winkel des Karpalgelenks während der mittleren Standphase einer Vordergliedmaße, während der sich die andere Vordergliedmaße in der Schwungphase befindet. Dieser Winkel wird nahezu konstant während der gesamten Belastungsphase der Gliedmaße beibehalten und stellt somit eine gute Ausgangsbasis für die Beschreibung der Belastungsverhältnisse des Gelenks in vivo dar. Dennoch stellt diese Auswahl eine Kompromisslösung aus den verschiedenen Winkelungen des Karpalgelenks bei den verschiedenen Gangarten dar. Da aber die Breite der Gelenkwinkel je nach Rasse und Belastung stark variiert, kann er dennoch als gute Ausgangslage für die Belastung des Karpalgelenks im Sinne eines physiologischen Durchschnittsgelenkmodells angesehen werden.

Durch das Entfernen nahezu sämtlicher Muskeln wurde dem Karpalgelenk ein großer Teil des Stabilisierungsapparats genommen. Versuche, zumindest den für die Biomechanik und Stabilität des Karpalgelenks essentiellen M. flexor carpi ulnaris zu belassen oder zumindest seine Zugrichtung zu imitieren und so eine extreme Hyperextension im Karpus zu vermeiden, schlugen fehl. So wurde letztlich eine Unterstützung von unten gewählt, um das Gelenk in einer bestimmten Winkelung zu belasten. Es muss dabei allerdings in Betracht gezogen werden, dass es sich bei den damit erhaltenen Ergebnissen, wie bei allen biomechanischen Untersuchungen

in vitro, nur um Näherungswerte handelt, die in vivo noch von einer Reihe anderer Faktoren beeinflusst werden (Eckstein et al., 2000).

Die Belastung der Gliedmaße erfolgte über einen Querbolzen in den Humeruskondylen am Ellbogengelenk, was der physiologischen Belastungssituation entspricht. Aus diesem Grund wurde auch die Pfote belassen, durch die die Kraft dann auf den Untergrund übertragen wurde. Bei vergleichbaren Versuchen an menschlichen Handgelenken erfolgt die Belastung entweder über an den Beuge- bzw. Strecksehnen befestigte Gewichte (Hara et al., 1992; Werner et al., 1986) oder über Gewichte, die mit Hilfe von Bohrdrähten in verschiedenen Stellen der Mittelhandknochen befestigt werden (Kazuki et al., 1991; Tencer et al., 1998; Viegas et al., 1987; Viegas et al., 1989). Beide Belastungsarten waren für die Untersuchung des Karpalgelenks beim Hund nicht praktikabel.

Als Belastungsstufen wurden ausgehend von der Gewichtsverteilung von Hunden im Stand von ca. 30% des Körpergewichts auf jeder Schultergliedmaße und den bei ganganalytischen Untersuchungen gemessenen Werten von im Trab bis zu nahezu 170 % des Körpergewichts (Rumph et al., 1994) Werte zwischen 25% und 400% des Körpergewichts gewählt. Damit wurden auch die noch höheren Werte bei Galopp und Sprüngen berücksichtigt. Einer Belastung mit dem 5fachen Körpergewicht hielten die Präparate allerdings nicht mehr stand, es kam zu einem Abscheren der Unterarmknochen über die Karpalknochen nach dorsal und so zu einem Zusammenbrechen der Gliedmaße. Eine Ursache hierfür liegt unter anderem in der präparationsbedingten verminderten Stabilität der Gliedmaßen. Bei einigen für ihre Größe und Rasse relativ schweren Tieren trat dieses Phänomen bereits bei dem 3 bzw. 4fachen Körpergewicht ein. Diese Tiere wurden für die Auswertung nicht berücksichtigt. Allerdings könnte dies auch auf eine zu hohe Belastung in vivo bei Übergewicht oder sehr hohen Sprüngen hindeuten, bei der die Sehnen und Bänder relativ sehr viel mehr Gewicht zu tragen haben und damit über das normale Maß hinaus belastet werden.

Eine je nach Präparat mit zunehmender Belastung verschieden starke Valgusstellung konnte nicht immer vermieden werden. Es wurde aber darauf geachtet, dass diese Valgusstellung nie in unverhältnismäßig hohem Maß auftrat.

Nach den Ergebnissen von Akizuki (Akizuki et al., 1986) kann eine Veränderung der biomechanischen Eigenschaften des Knorpels bei einer Einfrierzeit der Präparate von unter einem Jahr, wie es hier der Fall war, ausgeschlossen werden.

5.1.3.1 Kontaktflächenuntersuchungen

Erstmals erfolgte im Rahmen dieser Arbeit eine Bestimmung der Kontaktflächen des Karpalgelenks. Dazu wurde die Silikon-Abdruckmethode verwendet.

Bei allen Methoden zur Kontaktflächenbestimmung kommt es je nach Material entweder zu einer geringgradigen Unter- oder Überschätzung der wahren Kontaktflächen (Ateshian et al., 1994). Die hier gewählte Silikonabdruckmethode bietet dennoch die Vorteile einer guten Reproduzierbarkeit, einer hohen Präzision und einer einfachen Handhabung (Ateshian et al., 1994; Maierl, 2003; Preston et al., 2000). Allgemein muss berücksichtigt werden, dass die Abdrücke immer auch durch die Gelenkabmessungen und –geometrie, die unterschiedliche Kraftverteilung durch Valgus- bzw. Varusstellung, die Lockerheit des Gelenks sowie die Knorpel­eigenschaften bestimmt werden (Walker und Hajek, 1972). Diese Parameter konnten in den vorliegenden Versuchen nicht immer hundertprozentig gleich gehalten werden. Zudem findet die Tatsache, dass sich die Kontaktflächen und lasttragenden Stellen eines Gelenks mit der Gelenksstellung verändern (Eckstein et al., 2000), aufgrund des starren Versuchsaufbaus keine Berücksichtigung. Hier wäre in vivo mit zunehmender Belastung eine zunehmende Hyperextension des Gelenks zu erwarten, die mitunter eine Verschiebung der Kontaktflächen auf den Gelenkflächen nach sich ziehen kann. Palmer (Palmer et al., 1994) konnte zudem bei Kontaktflächenuntersuchungen in Fesselgelenken von Pferden an lebenden Tieren sowie an Präparaten die Beobachtung machen, dass jegliche Eröffnung der Gelenkkapsel über das notwendige Maß hinaus die Druckverteilung signifikant ändert.

Durch die Viskosität des Silikons kommt es bei dieser Methode in der Regel eher zu einer Unterschätzung der Kontaktflächen (Ateshian et al., 1994). Ein weiteres großes Problem stellte das Erzeugen eines Abdrucks mit zusammenhängenden Rändern vor allem in den distalen, zunehmend strafferen Gelenk­etagen dar. Vor allem palmar konnte aufgrund des eng anliegenden palmaren Faserknorpels die Kontinuität der

Abdrücke oft nicht erhalten werden. Dennoch wurde, um biomechanische Veränderungen im Gelenk weitgehend zu vermeiden, immer nur soviel Weichteilgewebe wie unbedingt nötig entfernt. Das hatte zudem in der distalen Gelenketape zur Folge, dass die Entfernung der Silikonabdrücke vor allem in den Bereichen, in denen das Silikon zwischen die Metakarpalknochen eingedrungen war, sich als sehr schwierig erwies. Da die Gelenke nicht komplett auseinanderpärariert, sondern nur dorsal eröffnet worden waren, verursachte auch die Ausdehnung der Silikonmasse in die palmaren Gelenksaussackungen der Art. antebrachioarpea sowie das Übertreten in andere Gelenketape Probleme beim Entfernen der Ausgüsse.

Mit Hilfe der siebenfachen Wiederholung einer Belastungsstufe an einem Präparat wurde die Präzision der Methode getestet. Dabei wurde für die Gesamtgelenkfläche ein Variationskoeffizient von 4,7%, für die Kontaktflächen von 7,1% festgestellt. Diese Variationskoeffizienten liegen weit unter den für eine Abdruckmethode mit PMMA ermitteltem Wert von 20% (Preston et al., 2000) und in vergleichbaren Größenordnungen anderer Silikonabdruckmethoden (Lieser, 2003; Maierl, 2003). Die mit dieser Methode erhaltenen Werte sind somit ausreichend genau, um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten.

5.1.3.2 Druckmessungen

Die Verwendung von druckempfindlichem Film stellt die einzige breit angewendete Methode zur Messung von intraartikulären Druckbelastungen dar. Trotz eines möglichen Messfehlers von bis zu 28% (Wu et al., 1998) wird seine Sensitivität in der Regel als ausreichend hoch angesehen. Dennoch bleibt zu beachten, dass die Gelenksgeometrie und –eigenschaften und damit auch die Größe der auftretenden Druckbelastung immer durch das Einbringen des Films zwischen die Gelenkflächen verändert und verfälscht werden (Eckstein et al., 2000; Fregly und Sawyer, 2003; Liao et al., 2002; Wu et al., 1998).

In den vorliegenden Untersuchungen wurde Fuji-Film zum ersten Mal im Karpalgelenk des Hundes verwendet. Trotz der geringen Größe und Komplexität der

Gelenkflächen konnten aussagekräftige Ergebnisse in Bezug auf die Druckverteilung innerhalb des Gelenks erhalten werden.

Durch das Anfertigen passgenauer Schablonen für das Zuschneiden des Films jeweils von der gegenseitigen Vordergliedmaße und das entsprechende Einschneiden dieser Schablone wurde versucht, dem Auftreten von Knitterartefakten weitgehend entgegenzuwirken. Trotzdem traten vor allem in der Art. *mediocarpea* mit ihrer sehr komplex geformten Gelenkfläche häufig Knitterartefakte im Film auf. Dieses Problem wurde auch schon in der Art. *mediocarpea* des Menschen beobachtet (Viegas et al., 1993). In der sehr straffen Art. *carpometacarpea* bestand hingegen zum einen das Problem, dass der Film vor allem bei der Verwendung von Fuji super low Film nicht ohne die Erzeugung von ersten, geringgradigen Verfärbungen zwischen die Gelenkflächen eingebracht werden konnte. Zum anderen rutschte der Film bei zunehmender Belastung nach dorsal aus dem Gelenkspalt, was vermutlich aus dem palmar engen bzw. nicht vorhandenen Raum in Verbindung mit der Hyperextensionsstellung des Karpus resultierte.

Trotz des an sich wasserdichten Einpackens des Films mit Frischhaltefolie und Tesafilm gelang es nicht immer, das Eindringen von Gewebs- bzw. im Gelenk verbliebener Spülflüssigkeit zwischen die Lagen des Films zu verhindern. Das geschah vor allem dann, wenn die Verklebung zwischen Tesafilm und Folie bei Belastung durch starke Verformung des Films gelöst wurde.

Die Filme wurden spätestens 3 Stunden nach den Messungen digitalisiert. In dieser Zeit sind keine Veränderungen durch Lichteinstrahlung oder Farberosion zu erwarten (Kobza et al., 2003; Patterson und Viegas, 1995).

5.1.4 Knochendichtemessung

5.1.4.1 Datengewinnung

Die CT-Osteoabsorptiometrie stellt eine nichtinvasive, auch in vivo anwendbare Möglichkeit zur Messung der subchondralen Knochendichte dar. Dabei wird der Mineralsalzgehalt des Knochens als Ausdruck des linearen Schwächungskoeffizienten gemessen. Da es sich bei diesen Messungen nicht um Absolutwerte handelt, muss bei jeder Messung ein Phantom bekannter Dichte

mitgescannt werden (Müller-Gerbl, 1991). Die dabei gewonnenen Knochendichtewerte lassen Rückschlüsse auf die Langzeitbelastung und Kongruenz des Gelenks zu (Eckstein et al., 2000).

In den vorliegenden Untersuchungen konnte erstmals die Knochendichte am Karpalgelenk des Hundes dargestellt werden. Im Folgenden soll auf die spezifischen Besonderheiten dieser Methode am Karpus eingegangen werden.

Wie auch in vergleichbaren früheren Untersuchungen an verschiedenen Gelenken des Hundes (Dickomeit, 2002; Eller, 2003; Lieser, 2003; Maierl, 2003; Riegert, 2004) erwies sich die CTOAM als geeignete Methode zur zuverlässigen individuellen Darstellung der subchondralen Knochendichte der Gelenkflächen. Zur Vermeidung von CT-bedingten Artefakten wurde der Strahlengang immer senkrecht zu den Gelenkflächen der exartikulierten Gelenke gewählt und alle Gelenke wurden mit der gleichen Schnittrichtung gescannt. Lediglich in den Bereichen, die tangential von den Röntgenstrahlen getroffen wurden (Randbereiche der Gelenkflächen) zeigten sich, wie erwartet, höhere Schwankungen in der Messgenauigkeit.

Bei der dreidimensionalen Rekonstruktion musste im Gegensatz zu früheren Untersuchungen an größeren Gelenken (Eller, 2003; Lieser, 2003; Maierl, 2003; Riegert, 2004) ein zweidimensionaler Glättungsfaktor gewählt werden, da sonst die einzelnen Gelenkflächen aufgrund ihrer geringen Größe nicht mehr voneinander zu unterscheiden waren und so keine eindeutige Abgrenzung der Gelenkfacetten möglich war.

5.1.4.2 Datenverarbeitung

Zur Erstellung von Summationsbildern war es zunächst nötig, für jede Knochenreihe ein in jeglicher Hinsicht durchschnittliches Normobjekt auszuwählen, auf das dann alle anderen Knochen als Individualobjekte angepasst wurden. Die Durchschnittlichkeit in Bezug auf Größe und Form sollte die Anpassung der übrigen Knochen erleichtern. Vorteilhaft erwies sich hier die Verwendung von Hunden über 20 kg KG, da diese in der Größe der Gelenke im Gegensatz zu leichteren Hunden nur mehr wenig differieren. Außerdem erleichtert die immer gleiche Scanrichtung die Anpassung der Objekte aufeinander.

Das sog. Matching geschah mit Hilfe des Programms vtkCISG, das ursprünglich in der Humanmedizin zum Vergleich verschiedener bildgebender Verfahren untereinander und dort vor allem zur Verlaufskontrolle bei Hirntumoren verwendet wird (Holden et al., 2000; West et al., 1997). Es bringt auf der Basis von Normalized Mutual Information das Individualobjekt durch Verschieben, Drehen, Verzerren und Skalieren möglichst in Deckung mit dem jeweiligen Normobjekt. Zusätzlich kann ein sog. „nonrigid“-Modus gewählt werden, bei dem das Objekt in Teilvolumina frei wählbarer Kantenlänge unterteilt und diese dann aufeinander angepasst werden. Vor diesen Rechenschritten ist jedoch ein manuelles Anpassen der Objekte aufeinander nötig; je genauer dieses Anpassen erfolgte, desto besser waren auch die nach dem Rechenvorgang erzielten Ergebnisse. Bei schlechtem manuellen Anpassen wurde der Matching-Vorgang zum Teil unmöglich.

Bei der Untersuchung der Präzision des Systems durch das siebenfache Einscannen des gleichen Gelenks in unterschiedlichen Scanrichtungen wurden bei der vorliegenden Untersuchung Variationskoeffizienten je nach Objekt zwischen 3,1 % und 7,9 % erreicht. Diese liegen geringgradig über den Werten bisheriger Untersuchungen, z. B. am Ellbogengelenk des Hundes (Maierl, 2003). Dabei muss allerdings berücksichtigt werden, dass die Standardabweichungen der einzelnen Punkte in erster Linie durch den Matching-Vorgang im Programm vtkCISG verursacht wurden und nicht nur durch die unterschiedlichen Scanrichtungen des Gelenks, was anhand des Vergleichs der individuell eingefärbten Objekte mit dem Mittelwertobjekt festgestellt werden kann. Aufgrund der geringen Größe der zu matchenden Objekte traten verhältnismäßig häufig schlecht aufeinander angepasste Objekte auf. Zusätzlich erschwerte das Vorhandensein komplexer Formen wie z. B. bei der distalen Karpalgelenksreihe ein genaues Anpassen. Das erneute Matchen im nonrigid-Modus führte in vielen Fällen zu keiner nennenswerten Verbesserung, mitunter entstand sogar ein wesentlich schlechteres Ergebnis. Dadurch wurden die mittels Maximum Intensity Projection (MIP) gemessenen Dichtewerte der Hybridobjekte mehr oder weniger verfälscht. Die hohen Standardabweichungen bei den Summationsdarstellungen sind also in hohem Maß auch auf mangelhaftes Anpassen im Programm vtkCISG zurückzuführen und nicht allein auf tatsächliche Schwankungen in der Knochendichte der einzelnen Gelenkflächen. Die Verwendung von vtkCISG scheint bei Objekten dieser Größe unter den gegebenen wählbaren

Parametern an ihre Grenzen zu stoßen, wie auch schon für die kanine Patella berichtet wurde (Riegert, 2004).

Obwohl es sich bei den gemessenen Werten nur um relative Dichtewerte handelt, können die Ergebnisse als orientierende Darstellung der Verteilung der Knochendichte über die Gelenkfläche dennoch sehr gut für Aussagen zur Beanspruchung des Gelenks verwendet werden.

5.2 Anatomische Beobachtungen

Das Karpalgelenk des Hundes stellt durch seinen Aufbau ein in hohem Maße komplexes und an seine Funktion angepasstes Gelenk dar. Durch das Zusammenwirken der knöchernen und bindegewebigen Anteile wird eine optimale Kraftübertragung auf den Körper gewährleistet, die jedoch je nach den Anforderungen in den einzelnen Gangarten eine unterschiedlich starke Abfederung und Dämpfung erfährt.

Erreicht wird dies zunächst durch die nach distal zunehmend straffer werdenden Gelenke, was zum einen durch die strafferen Gelenkkapseln, zum anderen durch die Einschränkung der Bewegungsfreiheit des Gelenks durch die unterschiedlich großen intraartikulären Bänder bedingt ist. Die entsprechenden Anteile an der Bewegung des Karpalgelenks werden mit 70% in der Art. antebrachioarpea, 25% in der Art. mediocarpea und 5% in der Art. carpometacarpea angegeben (Johnson, 1998). In entscheidendem Maße wird die Stabilität des Karpalgelenks jedoch auch durch die Faszienv Verstärkungen und –verspannungen in diesem Bereich bestimmt. Diese Faszienv Verstärkungen aus der oberflächlichen und tiefen Unterarm- sowie Mittelfußfaszie verbinden alle wichtigen oberflächlichen und tiefen Strukturen des Karpalgelenks untereinander sowie mit den knöchernen Anteilen und schaffen so die funktionelle Einbindung des Karpalgelenks in die Vordergliedmaße. Derartige Strukturen finden sich zum Beispiel in Form der medialen dreieckigen Faszienplatte, in der die kaudale, relativ kräftige oberflächliche Unterarmfaszie ihren Ansatz an den Knochen des Karpalgelenks findet und sogar zum Teil in die dorsale Mittelfußfaszie einstrahlt. Der laterale Schenkel der Faszie zieht kappenartig über das Os carpi accessorium und setzt auch an diesem an. Bei Belastung der Vordergliedmaße wird somit die Kraft, vergleichbar einer seitlichen Aufhängung des Karpalgelenks, in Form

einer Zugbelastung medial und lateral auf die Unterarmfaszie und damit bis in den Bereich des Ellbogengelenks übertragen, was zu einer elastischen Begrenzung der Hyperextension des Karpalgelenks führt. Zu dieser elastischen Begrenzung und Übertragung der Kraft auf den Ellbogengelenksbereich trägt ebenfalls der am Os carpi accessorium ansetzende M. flexor carpi ulnaris bei. Die bei Belastung im Muskel auftretende Spannung wird über die distalen Bänder des Os carpi accessorium auch nach distal übertragen. Somit wird das Os carpi accessorium bei Belastung verstärkt an das Karpalgelenk gepresst, was zu einer Stabilisierung des Gelenks führt (Guilliard, 2001). Die gleiche Druckkraft erfährt auch die oberflächliche Faszie in ihrem Verlauf über das Os carpi accessorium. Daraus resultiert die kappenartige Verstärkung der Faszie in diesem Bereich. Außerdem existiert eine interindividuell unterschiedlich große Anzahl an Faszienv Verstärkungen, die die einzelnen Bänder bzw. die Sehnenscheiden mit dem Knochen verbinden und so zu einer weiteren funktionellen Versteifung des Gelenks beitragen. Einen wesentlichen Anteil an der elastischen Verhinderung einer zu starken Hyperextensionsstellung hat ebenfalls die palmare Faserknorpelplatte. Sie ist nach distal zunehmend stärker ausgebildet und mit den einzelnen Knochen und palmaren Bändern des Karpalgelenks eng verbunden. In der Art. antebrachioarpea sind zumindest die distalen Ansätze der palmaren Bänder mit der Faserknorpelplatte verbunden. Die endgültige knöcherne Begrenzung der möglichen Hyperextension im Karpalgelenk wird durch die konvex-konkaven Gelenkflächen der Art. mediocarpea sowie der dorsalen „locking facet“ erreicht (Yalden, 1970).

Die seitliche Beweglichkeit des Karpalgelenks im Sinne einer Ab- und Adduktion findet in geringem Maße in erster Linie in der Art. antebrachioarpea statt (Nickel et al., 2004; Yalden, 1970). Sie wird begrenzt durch die Seitenbänder des Karpalgelenks, die medial zum Teil und lateral ausschließlich durch individuell unterschiedlich starke Faszienv Verstärkungen gebildet werden, sowie insgesamt durch die bei Belastung herrschende Spannungssituation im Gelenk. Sie findet insgesamt nur in geringem Ausmaß statt. Es könnte sich hier um eine Möglichkeit des Gelenks handeln, Unebenheiten im Boden bei der Fußung auszugleichen, damit geringgradige Abweichungen von der Belastungsachse nicht auf die gesamte Gliedmaße übertragen werden. Zusammen mit der Möglichkeit der Rotation in der Art. antebrachioarpea spielt die Ab- und Adduktion auch bei plötzlichen

Richtungsänderungen des Hundes eine Rolle. In den beiden distalen Gelenketagen wird die seitliche Bewegung zum einen durch die Rollkamm-ähnliche Ausprägung der proximalen Gelenkfläche des Os carpalis tertium, zum anderen durch die sehr straffe Gelenkkapsel und das sehr kurze intraartikuläre Band der Art. carpometacarpea verhindert. Auf diese Weise agieren sie weitgehend zusammen mit dem Mittelfuß in Bezug auf die Seitwärtsbewegungen als eine Einheit.

Der ebenfalls individuell unterschiedlich stark ausgeprägte tiefe Anteil des medialen Seitenbandes wirkt mit seinem palmarodistalen Verlauf sowohl einer Hyperextension als auch einer zu starken Karpus-Valgus-Stellung entgegen und verhindert somit ein mediales Aufklappen des ansonsten relativ beweglichen Gelenks bei Belastung. Generell finden sich medial stärker ausgeprägte Band- und Faszienstrukturen, was auf eine vermehrte Belastung durch die physiologische Valgusstellung schließen lässt.

Die intraartikulären Bänder der Art. antebrachio-carpea dienen in erster Linie der dorsopalmaren Stabilität. Die Durchtrennung beider Bänder führt zu einer deutlichen antero-posterioren Instabilität und einer geringgradig erhöhten Hyperextension im Karpalgelenk. Eine Durchtrennung des Lig. radiocarpeum palmare allein führt zu einer Bewegung in der Art einer „vorderen Schublade“ im Gelenk, eine Durchtrennung des Lig. ulnocarpeum palmare zu einer „hinteren Schublade“ (Warnock und Beale, 2004). Bei den hier vorliegenden Untersuchungen wurde, um einen möglichst guten Zugang zum Gelenk zu erhalten, das Lig. radiocarpeum dorsale durchtrennt. Aufgrund des Versuchsaufbaus kann davon ausgegangen werden, dass die Auswirkungen auf die Biomechanik des Gelenks durch die Unterstützung des Präparats von unten weitgehend eliminiert wurden. Allerdings wäre hier eine genauere Untersuchung der Auswirkungen der Durchtrennung eines oder beider Bänder auf die Kontaktflächen und auf die im Gelenk wirkenden Kräfte eine Aufgabe weiterer entsprechender Versuche. Die zunehmend straffer werdenden intraartikulären Bänder der Art. mediocarpea sowie der Art. carpometacarpea begrenzen die Beweglichkeit der beiden Gelenke sowohl in dorsopalmarer wie auch mediolateraler Richtung und verhindern gleichzeitig zusammen mit den zunehmend straffer werdenden Gelenkkapseln ein zu weites Aufklappen der Gelenke bei Extension des Karpus.

Dem intraartikulären Fettkörper der Art. antebrachio-carpea kann in erster Linie eine Dämpfungsfunktion auf die Endsehne des M. extensor carpi radialis zugesprochen werden. Diese Dämpfungsfunktion kommt vor allem während der Flexion des Karpalgelenks sowie bei dann wieder beginnender Extension im Rahmen einer Schrittfolge zu tragen, wenn die Sehne über die Streckseite des Gelenks durch die beginnende Kontraktion des Muskels bei gebeugtem Gelenk an die Dorsalflächen von Radius und Ulna gedrückt wird. Der keilförmige Fettkörper fungiert dabei als elastisches Polster unter der Sehne und verhindert zusammen mit der abgerundeten Dorsalkante des Radius am Ende der Sehnenrinne eine zu starke, unphysiologische Druckbelastung der Kollagenfasern.

Zusammenfassend kann also gesagt werden, dass das in unbelastetem Zustand relativ lockere und leicht bewegliche Karpalgelenk durch Lastaufnahme der Gliedmaße über verschiedene Mechanismen derart in Spannung versetzt wird, dass es seine Aufgabe der federnden Kraftübertragung optimal wahrnehmen kann.

Lig. radioulnare distale

Mit seinem zweigeteilten Aufbau nimmt das Lig. radioulnare distale sowohl die Funktion eines Bandes als Fortsetzung der Membrana interossea antebrachii als auch mit dem Gelenkflächenanteil die Funktion eines Discus articularis im Sinne einer Erhöhung der Kongruenz ein. Eine ähnliche Struktur im Handgelenk des Menschen, die als TFCC (Triangular fibrocartilage complex) bezeichnet wird, besteht im einzelnen aus einem Discus articularis, einem dorsalen und volaren Lig. radioulnare, einem meniskusartigen Gebilde, dem lateralen Kollateralband sowie der Sehnenscheide des M. extensor carpi ulnaris. Er füllt den Raum zwischen Ulna und den Karpalknochen vollständig aus, so dass hier beim Menschen keine „knöcherne“ Artikulation stattfindet (s. Abb. 2.1) (Mikic et al., 1992; Palmer und Werner, 1981). Insofern ist sie also nicht mit der Struktur des Lig. radioulnare distale beim Hund zu vergleichen. Das Ligamentum bildet beim Hund in erster Linie eine straffe distale Verbindung zwischen den Unterarmknochen, um so bei Belastung der Vordergliedmaße die Unterarmknochen im Sinne einer „Antebrachialgabel“ zusammenzuhalten (Henschel, 1973) und damit die Lastübertragung zu gewährleisten. Dennoch trägt der querverlaufende Gelenkflächenanteil zusätzlich zu einer Erhöhung der Kongruenz in der Art. antebrachio-carpea bei und kann deswegen

aus funktioneller Sicht auch als faserknorpeliges Zwischengewebe mit der Aufgabe des Ausgleichs inkongruenter Gelenkflächen und der Gelenkstabilisierung angesehen werden (König und Liebich, 2001; Nickel et al., 2004). Vom histologischen Aufbau her handelt es sich jedoch eher um ein kollagenfaseriges Band, das zwar im Gelenkflächenanteil einige Faserknorpelinseln enthält, aber nicht ausschließlich aus Faserknorpel besteht, wie das bei einem rein auf Druck belasteten Bindegewebe der Fall sein müsste. Somit kann hier die Auffassung von Mikic (Mikic et al., 1992) bestätigt werden, der dem Lig. radioulnare distale sowohl die Aufgabe eines Bandes als auch die Aufgabe eines Discus articularis zuspricht, ohne den das vorhandene Maß an Kongruenz im Antebrachiokarpalgelenk nicht zu erreichen wäre.

5.3 Spaltlinien

Sowohl bei den Knorpel- als auch bei den Knochenspaltlinien ließen sich in den meisten Bereichen für die beiden Gewebe jeweils relativ konstante, wenn auch gewebsspezifisch verschiedene Muster nachweisen. Das Vorkommen dieser Muster zeigte allerdings keinen Bezug zu Alter, Rasse oder Gewicht der untersuchten Tiere, wobei die sehr geringe Anzahl der untersuchten Gelenke in Betracht gezogen werden muss. Im Seitenvergleich konnte keine spiegelbildliche Übereinstimmung der Spaltlinienmuster festgestellt werden, was auch schon an menschlichen Gelenken beobachtet wurde (Konermann, 1971). Es wurden allerdings auch keine komplett gegensätzlichen Spaltlinienverläufe beobachtet. Wie bei anderen Untersuchungen an Kaninen wie menschlichen Gelenken (Dickomeit, 2002; Eller, 2003; Lieser, 2003; Riegert, 2004; Schön et al., 1998) konnte ebenfalls in den meisten Fällen keine Übereinstimmung der Verläufe der Knorpel- und Knochenspaltlinien beobachtet werden. Dies wird durch die höhere Verformbarkeit des Knorpels aufgrund seiner Viskoelastizität im Vergleich zum Knochen begründet, was dazu führt, dass an der Knorpeloberfläche andere Kräfte wirken können als am subchondralen Knochen (Eckstein et al., 2000). Zudem entstehen im Knorpel aufgrund der Tatsache, dass die Knorpeloberfläche und die Grenze zwischen subchondralem Knochen und Knorpel nicht parallel verlaufen, immer auch Scherkräfte (Sokoloff, 1966).

Auf den Gelenkflächen des Radius konnten zwei verschiedene Knorpelspaltlinienmuster und drei verschiedene Knochenspaltlinienmuster festgestellt werden. Die ausschließlich mediolateral verlaufenden Spalten bei einigen Präparaten deuten dabei auf eine querverlaufende Dehnungsspannung hin, die durch ein Auseinanderbiegen der Gelenkfläche in der Transversalebene bei Belastung entsteht (Schön et al., 1998). Die von einem attraktiven singulären Punkt am Dorsalrand der Gelenkfläche ausstrahlenden Spaltlinien hingegen deuten auf eine Druckbelastung in diesem Bereich mit davon auf die Gelenkfläche ausstrahlender Zugspannung hin. Dieser Befund deckt sich auch mit den Ergebnissen der CTOAM, bei der in diesem Bereich immer ein Dichtemaximum nachgewiesen werden konnte. Der Verlauf der Spaltlinien auf der Dorsalfläche der Radiusepiphyse können mit beiden Gelenkflächenmustern in Einklang gebracht werden. Der nach medial abbiegende Verlauf der Spaltlinien im medialen Drittel weist auch hier auf ein Wegbiegen des Proc. styloideus radii bei Belastung hin. Auf der Palmarfläche der Epiphyse finden sich hingegen nur streng senkrecht verlaufende Spalten, was auf eine ausschließliche Zugspannung in diesem Bereich hindeutet. Dieses Ergebnis widerspricht allerdings Ergebnissen von Spannungsuntersuchungen der Unterarmknochen bei Hunden in vivo, die vom Auftreten signifikanter Querkräfte im kaudodistalen Radius sprechen (Carter et al., 1980). Das alleinige Auftreten der teilweise querverlaufenden Spalten auf der Dorsalfläche könnte in der Hyperextensionsstellung des Gelenks und der daraus resultierenden stärkeren Belastung der dorsalen Regionen begründet liegen. Die Gelenkflächen der Ulna wiesen immer ein inkonstantes Spaltlinienmuster auf. Die Gründe hierfür können zumindest für die Knochenspaltlinien in einem zu starken Entkalkungsgrad der Präparate liegen, allerdings deuten die ebenfalls unregelmäßig verlaufenden Knorpelspaltlinien eher darauf hin, dass dort eher Druckspannungen bzw. wechselnde Belastungen vorliegen. Die dem Radius zugewandte Medialfläche der Ulna hingegen zeigte in dem untersuchten distalen Abschnitt ausschließlich sehr lange, gut ausgeprägte, vertikal verlaufende Spalten. Dies deutet darauf hin, dass bei Belastung der Vordergliedmaße Radius und Ulna auseinandergedrückt werden und so die Ulna auf ihrer medialen Seite starken Zugspannungen ausgesetzt ist. Auch das Auftreten einer reinen Druckbelastung der Gelenkflächen der Ulna passt in dieses Bild.

Bei Untersuchungen der subchondralen Knochenspaltlinien in menschlichen Handgelenken konnte sowohl auf der Gelenkfläche des Radius als auch auf der proximalen Gelenkfläche des Os scaphoideum ein schräger Verlauf der Spaltlinien von dorso-radial nach palmar-ulnar beobachtet werden; am Os lunatum wurde keine Vorzugsrichtung festgestellt (Dietmair et al., 1999).

Die Spaltlinienverläufe der proximalen Gelenkflächen der Ossa carpi weisen auf eine deutliche Druckbelastung im dorsalen Gelenkflächenbereich hin, die sich im Knorpel in eine konzentrische Zugspannung der umliegenden Areale fortsetzt.

Der dem konkaven Gelenksverlauf der Gelenksfacette des Os carpi intermedioradiale folgende Verlauf der Spaltlinien deutet auf eine deutliche Zugspannung in diesem Bereich hin. Zusammen mit der undeutlichen Ausprägung der Spaltlinien auf der konvexen proximalen Gelenkfläche des Os carpale tertium, die auf eine Druckbelastung hinweisen, kann hier nach Eckstein (Eckstein et al., 2000) von einem konkav inkongruenten Gelenk gesprochen werden. Der Verlauf der Knorpel- sowie Knochenspaltlinien der restlichen Gelenkflächen der Art. mediocarpea deutet auf reine Druckbelastungen hin, wobei auf die proximalen Gelenkflächen des Os carpale quartum durch die auf zwei verschiedenen Knochen liegenden korrespondierenden Gelenkflächen eine Dehnungsspannung vom medianen Knochenfirst nach beiden Seiten hin auftritt.

In der Art. carpometacarpea ist die Ausprägung der Spaltlinien in erster Linie durch das Auftreten von Druckbelastung geprägt. Lediglich die palmaren Gelenkflächenanteile der Metakarpalknochen weisen konstant querverlaufende Spalten auf. Diese resultieren wahrscheinlich aus einem Aufbiegen des palmar konvexen Bogens der Metakarpalia bei Belastung, was durch den palmaren Bandapparat des Karpus elastisch abgefedert wird.

Die konzentrisch verlaufenden Knorpelspaltlinien der Gelenkfläche des Os carpi accessorium deuten auf eine Druckbelastung der gesamten Gelenkfläche hin, die entsteht, wenn das Os carpi accessorium bei Belastung der Gliedmaße durch die bindegewebigen Verspannungen gegen die Karpalknochen gepresst wird. Die Knochenspaltlinien, die bei der Mehrzahl der Tiere waagrecht verlaufen, können durch einen singulären Druckpunkt im Bereich der Gelenksfacette für die Ulna erklärt werden, der entsteht, wenn das Os carpi accessorium bei Belastung weiter nach lateral und tiefer in seine Gelenksgrube rutscht. An dieser Gelenkfläche wird

besonders das Prinzip deutlich, dass Knorpel und Knochen unterschiedlich auf einwirkende Kräfte reagieren. Die Antwort des Knochens wird dabei durch über einen langen Zeitraum mit geringer Frequenz einwirkende, quasi semistatische Kräfte, bestimmt, die des Knorpels durch intermittierende dynamische Kräfte (Milz et al., 1995).

Allgemein bleibt aber zu beachten, dass vor allem bei der Interpretation der Knochenspaltlinien immer auch sowohl die Passform als auch die Gesamtkonstruktion des Gelenks und gegebenenfalls eine inhomogene Unterstützung der Gelenkflächen in Betracht gezogen werden müssen (Vogt et al., 1999).

Da das Auftreten der verschiedenen Spaltlinienmuster vor allem der Gelenkfläche des Radius weder mit Rasse, Alter oder Gewicht der hier untersuchten Tiere in Zusammenhang gebracht werden konnte, müssen noch andere auslösende Faktoren für die Ausprägung bestimmter Spaltlinienverläufe vorhanden sein. Denkbar wären zum Beispiel die Auswirkungen unterschiedlicher Gelenksdimensionen oder verschiedener Belastungen des Gelenks in vivo. Weiterführende und vertiefende Studien könnten hier Klarheit bringen.

5.4 Kontaktflächen

Die Untersuchungen zeigten wie erwartet, dass die Größe der Kontaktflächen mit zunehmender Belastung ansteigt. Dieses Prinzip dient dazu, die pro Flächeneinheit wirkenden Kräfte möglichst gering zu halten (Broom und Oloyede, 1993). Allerdings ist die Beziehung zwischen steigender Belastung und wachsenden Kontaktflächen nicht linear, wie auch schon in ähnlichen Untersuchungen am menschlichen Handgelenk nachgewiesen wurde (Patterson und Viegas, 1995; Viegas et al., 1989). In der Art. *antebrachioarpea* wurden beim Menschen in erster Linie zwei Kontaktflächen beobachtet, eine größere in der Fossa scaphoidea, eine kleinere in der Fossa lunata der Gelenkfläche des Radius, die mit zunehmender Belastung verschmelzen. Einige Autoren beschreiben zusätzlich eine kleine Kontaktfläche mit dem Triangular Fibrocartilage Complex (Kazuki et al., 1991; Tencer et al., 1998; Viegas et al., 1987; Viegas et al., 1989). Diese Aufteilung der Kontaktflächen konnte auch hier bei einem Teil der untersuchten Tiere nachvollzogen werden; bei den

anderen untersuchten Gelenken trat von Anfang an eine zusammenhängende Kontaktfläche auf. Auffällig war weiterhin das häufige Auftreten von dünnen Silikonhäutchen zwischen Radius und Os carpi intermedioradiale, was zusammen mit den weder konzentrisch noch symmetrisch geformten Kontaktflächen auf eine Inkongruenz dieses Gelenks hinweist. Ähnliche Beobachtungen wurden auch beim Menschen gemacht (Patterson und Viegas, 1995). Ein weiterer Unterschied zum Menschen lag in der relativen Größe der Kontaktflächen, die beim Menschen auch bei hohen Belastungsstufen nie 40% der Gesamtgelenkfläche überschreiten (Tencer et al., 1998; Viegas et al., 1989), beim Hund aber bis zu 50% der konvexen Gelenkfläche einnehmen können.

In der Art. *mediocarpea* wurden wie auch beim Menschen (Viegas et al., 1993) 4 getrennte Kontaktflächen gefunden, die erst bei hohen Belastungen verschmelzen. Im Gegensatz zur Art. *antebrachioarpea* war die Gesamtkontaktfläche ebenso wie beim Menschen nie größer als 40% der Gelenkfläche (Viegas et al., 1993).

In der Art. *carpometacarpea* traten ebenfalls häufig dünne Silikonhäutchen zwischen den Gelenkflächen auf, was auf das Vorliegen von Inkongruenz auch in diesem Gelenk hindeutet.

Allgemein zeigte die Lage der Kontaktflächen der Art. *antebrachioarpea* größere Variationen als die Kontaktflächen der beiden distalen Gelenketagen, was auf die größere Beweglichkeit in der Art. *antebrachioarpea* zurückzuführen ist (Ward und Soames, 1997). Es bleibt bei diesen Untersuchungen allerdings immer zu beachten, dass die nötige Durchtrennung von Weichteilgewebe zu einer Verfälschung der Messergebnisse führt und diese so nur eine Vorstellung der Verhältnisse *in vivo* liefern können (Ward und Soames, 1997).

Die Lage der Kontaktflächen stimmt in sämtlichen Gelenken weitestgehend mit der Lage der Knochendichtemaxima überein und unterstützt somit die Theorie, dass druckbelasteter subchondraler Knochen mit einer Verdichtung auf Belastung reagiert.

5.5 Druckmessungen

Die mit Druckfilm ermittelten Kontaktflächen waren, wie auch schon bei anderen vergleichbaren Untersuchungen festgestellt (Eller, 2003; Riegert, 2004; Stormont et al., 1985), deutlich kleiner als die im Abdruckverfahren ermittelten Kontaktflächen.

Dieser Effekt resultiert daraus, dass Fuji-Film jeweils nur einen bestimmten Messbereich an Drücken abdecken kann, der Gelenkdruck jedoch nicht gleichmäßig über die Gelenkfläche verteilt ist. Kräfte unterhalb des Messbereichs werden nicht detektiert, obwohl die Gelenkflächen auch hier in Kontakt zueinander stehen können. Auf diese Weise werden die Kontaktflächen eher unterschätzt (Hara et al., 1992; Wu et al., 1998).

In der Art. antebrachioarpea ist der Druck zwischen Radius und des Os carpi intermedioradiale höher als zwischen Ulna und Os carpi ulnare. Auch beim Menschen erfolgt die Lastübertragung ungleichmäßig zugunsten des Radius (Hara et al., 1992; Palmer und Werner, 1981; Tencer et al., 1998; Viegas et al., 1987; Werner et al., 1986). Daraus folgt eine wesentlich höhere Belastung des distalen Radius und vor allem des Os carpi intermedioradiale. Im Gegensatz zum TFCC beim Menschen (Hara et al., 1992) konnten im Bereich des Gelenkflächenanteils des Lig. radioulnare distale mit den verwendeten Fuji-Filmen keine Drücke gemessen werden. Das Auftreten von Faserknorpelinseln im Band allerdings lässt trotzdem auf eine gewisse Druckbelastung dieses Bereichs schließen.

In den beiden distalen Gelenketagen hingegen verteilt sich der Druck ebenfalls in Übereinstimmung mit Ergebnissen beim Menschen (Viegas et al., 1993) relativ gleichmäßig auf alle Kontaktflächen. Hier ist eine leichte Lateralverschiebung der Druckbelastung im Gegensatz zur Art. antebrachioarpea festzustellen, die aus der physiologischen Karpus-Valgus-Stellung resultiert.

Die Lage der Kontaktflächen sowie der Knochendichtemaxima stimmt weitgehend mit dem Auftreten hoher Druckbelastungen überein. Damit fehlen Hinweise auf eine konkave Inkongruenz mit hoher Knochendichte im Zentrum der konkaven Gelenkfläche in der Art. antebrachioarpea, wie es nach den Messungen der Krümmungsradien der Gelenkflächen nach Mai (Mai, 1995) zu erwarten gewesen wäre. Denkbar wäre allerdings eine unizentrische Belastung der an sich konkav inkongruenten Gelenkflächen durch die Verschiebung des Radius über das Os carpi intermedioradiale nach dorsal bei Belastung, was ebenfalls zu den beschriebenen Knochendichteverteilungen führen kann (Eckstein et al., 2000).

5.6 Knochendichtemessung

Wie nach den Ergebnissen vorausgegangener Arbeiten (Dickomeit, 2002; Eller, 2003; Lieser, 2003; Maierl, 2003; Riegert, 2004) erwartet steigt die Knochendichte der subchondralen Gelenkflächen mit zunehmendem Alter an. Die Lage der Dichtemaxima als Orte hoher Belastung bleibt allerdings weitgehend konstant, was sich an der geringen Standardabweichung der entsprechenden Bereiche zeigt.

In der Art. antebrachio-carpea findet sich ein deutliches Maximum jeweils an den dorsalen Gelenkflächenbereichen von Radius und Os carpi intermedioradiale. Bei Belastung der Gliedmaße rutscht der Radius aufgrund der großen Beweglichkeit des Gelenks und der Hyperextensionsstellung nach dorsal auf die proximodorsale Kante des Os carpi intermedioradiale, so dass hier die größte Belastung stattfindet. In der Gelenkfläche des Radius entsteht so im Bereich der etwas nach distal vorspringenden Knochennase ein Druckpunkt, was sich auch im Verlauf der Spaltlinien über die Gelenkfläche des Radius widerspiegelt. Ein weiteres, wenn auch geringeres Druckzentrum findet sich auf der proximalen Gelenkfläche des Os carpi ulnare, was auch anhand der Kontaktflächen- und Druckmessung nachvollzogen werden kann. Durch die bizen-trischen Verteilung der Last kommt es zu einem Aufdehnen der Gelenkfläche in transversaler Richtung, was ebenfalls in der Ausprägung der Spaltlinien einiger Präparate zum Ausdruck kommt.

Die Lage der Dichtemaxima auf der Gelenkfläche des Os carpi accessorium zeigt sich relativ variabel. Die Beanspruchung dieser Gelenkfläche wird in erster Linie durch die Spannungen der Sehnen, Bänder und Faszien bestimmt, die das Os carpi accessorium in seiner Lage fixieren. Das Os carpi accessorium scheint je nach Ausprägung und Wirkung des bindegewebigen Stützapparats im Zusammenhang mit dem individuellen Gangbild des einzelnen Tieres unterschiedliche Belastungen zu erfahren. Ähnliche Ergebnisse lieferten auch Untersuchungen an der kaninen Patella (Riegert, 2004), die vergleichbare Belastungsverhältnisse aufweist.

In der Art. mediocarpea sowie in der Art. carpometacarpea liegen die Knochendichtemaxima vorwiegend im dorsalen und mittleren Gelenkflächenbereich, zudem auch vermehrt lateral. Dies lässt auf eine gleichmäßigere Belastung aufgrund der größeren Straffheit der Gelenke und eine einseitig lateral stärkere Beanspruchung aufgrund der physiologischen Karpus-Valgus-Stellung schließen. Diese entsteht aufgrund der Tatsache, dass die Gliedmaße beim Gang zur besseren

Unterstützung des Körperschwerpunktes vermehrt unter den Körper gestellt wird. Es scheint aber keine nennenswerte Lastübertragung zwischen dem Os carpi ulnare und der lateralen Gelenkfacette des Os metacarpale quintum zu herrschen, da an dieser Stelle ein deutlich abgegrenzter Bereich mit geringer Knochendichte liegt. Die Verbindung der proximalen Karpalgelenksreihe zu den Metakarpalknochen scheint lediglich der Stabilisierung des Gelenks zu dienen.

In den beiden distalen Gelenketagen kann zudem im Vergleich zum Antebrachiokarpalgelenk ein schnellerer Anstieg der Knochendichte schon in relativ frühem Alter beobachtet werden. Dies weist auf eine deutlichere Belastung einzelner, abgegrenzter Bereiche aufgrund der geringen Bewegungsfreiheit der Gelenke hin. Zwischen den Altersgruppen III und IV sind keine deutlichen Unterschiede in der Knochendichte mehr zu beobachten, allerdings sind die Dichtemaxima bei Tieren der Gruppe IV deutlicher gegen ihre Umgebung abgegrenzt, während die meisten Tiere der Altersgruppe III noch einen allmählichen Übergang zeigen.

Das Os carpalae primum ist aufgrund seiner festen bindegewebigen Verspannung mit den angrenzenden Karpal- und Metakarpalknochen ebenfalls in geringem Ausmaß in die Lastübertragung einbezogen.

Im Gegensatz zu Untersuchungen an menschlichen und kaninen Schultergelenken (Eller, 2003; Simkin et al., 1980) konnte hier eine höhere Knochendichte jeweils auf den konvexen Gelenkflächen beobachtet werden. Vermutlich aufgrund der exzentrischen Belastungssituation der Gelenkflächen im Karpalgelenk kommt es zu keiner deutlichen Zugspannung in den konkaven Gelenkflächen, die eine Knochendichteerhöhung zur Folge hätte.

Die mit steigendem Alter zunehmende Knochendichte kann auch in den Summationsbildern der einzelnen Altersgruppen nachvollzogen werden. Allerdings traten bei den Tieren der Altersgruppen IV und III einige Individuen mit relativ niedriger subchondraler Knochendichte (Maxima grün, ca. 1300 HU) auf, die die Mittelwerte insgesamt deutlich verringerten. Diese Tiere stammten jedoch zum überwiegenden Anteil aus dem Sektionsgut des Instituts für Tierpathologie. Das genaue Alter war daher bekannt, und es wurden jeweils keine Erkrankungen des Bewegungsapparats sowie des Stoffwechsels diagnostiziert. Die geringe Knochendichte kann demnach bei den Tieren mit bekanntem Alter und Krankheitsgeschichte entweder auf physiologische interindividuelle Schwankungen

oder aber auf eine geringe körperliche Belastung der Tiere zu Lebzeiten zurückgeführt werden, eine eindeutige Zuordnung zu einem bestimmten Phänotyp war nicht möglich. Bei den restlichen Tieren kann das Auftreten von Fehlschätzungen bei der Zahnaltersschätzung nicht ausgeschlossen werden.

Trotz der methodenbedingten relativ hohen Standardabweichungen bei den Summationsbildern zeigen Bereiche mit sehr hoher Knochendichte durchweg die niedrigsten Standardabweichungen, was auf das Vorliegen eines konstanten, geradezu standardisierten Belastungsmusters hinweist. Dies konnte auch schon für andere Gelenke des Hundes gezeigt werden (Eller, 2003; Lieser, 2003; Maierl, 2003; Riegert, 2004).

Die Lage der beobachteten Knorpelschäden stimmt in der Art. *antebrachioarpea* mit der Lage der Knochendichtemaxima überein. In den beiden distalen Gelenketagen liegen die Knorpelschäden jedoch eher in den Randbereichen der Dichtemaxima bzw. an vorspringenden Knochengraten. Da das Augenmerk in dieser Arbeit aber auf physiologische Gelenke gelegt wurde, ist auch aufgrund der geringen Zahl an derartigen Präparaten im Hinblick auf einen Zusammenhang zwischen der Lage von Knorpelschäden und der Knochendichtemaxima keine Aussage zu treffen. Hier sind weitere Untersuchungen nötig.

Beim Vergleich zwischen männlichen und weiblichen Tieren aller Altersstufen konnten keine Unterschiede in der Knochendichteverteilung nachgewiesen werden. Bei Aufteilung der Tiere nach Geschlecht innerhalb der einzelnen Altersgruppen konnten zwar Unterschiede beobachtet werden, allerdings ist die Aussagekraft dieses Vergleichs aufgrund der geringen Tierzahlen in den einzelnen Gruppen sehr eingeschränkt, zumal in den Altersgruppen III und IV mit 13 bzw. 15 Tieren keine deutlichen Unterschiede zu erkennen sind.

5.7 Klinische Bedeutung der Ergebnisse

Die Untersuchungsergebnisse liefern Erklärungsansätze für die Ätiologie einiger Karpalgelenksverletzungen. So kann die Tatsache, dass die Art. *mediocarpea* am häufigsten von Schädigungen durch Hyperextensionsverletzungen betroffen ist, (Earley und Dee, 1980; Harasen, 2002) durch die verminderte Bewegungsfreiheit dieses Gelenks im Vergleich zur Art. *antebrachioarpea* erklärt werden. Zudem liegt

die Hauptbelastungszone in der Art. antebrachioarpea auch bei physiologischer Gelenksstellung auf der proximodorsalen Kante des Os carpi intermedioradiale. Der Radius hat aufgrund der dorsal weiten Gelenkkapsel mit seiner distalen Gelenkfläche die Möglichkeit, nach dorsal über die Gelenkfläche des Os carpi intermedioradiale hinauszugleiten, so dass die Druckübertragung auch in Hyperextensionsstellung mehr oder weniger nach distal, zum Boden hingerrichtet, stattfindet.

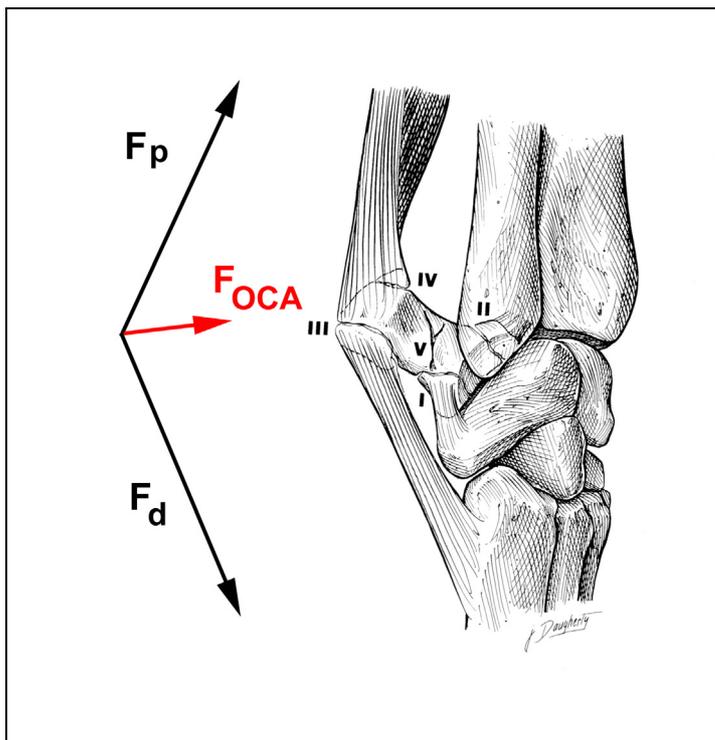
In der Art. mediocarpea ist diese dorsopalmar Verschiebungsmöglichkeit der Gelenkflächen zueinander aufgrund der konvex-konkaven Form nicht in diesem Maße gegeben, ferner ist diese Gelenktagung bereits palmar eng durch den palmaren Faserknorpel verbunden. Des Weiteren kommt es durch die Blockierung einer zu starken Hyperextension durch das Wirken der „locking facet“ zu einem palmaren Aufklappen des Gelenks und somit zu einer starken Zugbelastung auf die palmar Faserknorpelplatte. Bei einer plötzlichen starken Belastung und daraus resultierender Hyperextension kommt es daher auch aufgrund der schräg nach palmar wirkenden Kräfte schnell zu einer Ruptur der palmaren Weichteile und damit zu einer Luxation bzw. Subluxation des Gelenks. Funktionell betrachtet kann die distale Karpalgelenksreihe dem Mittelfuß als funktionelle Einheit zugerechnet werden. Der äußerst straffe Aufbau der Art. carpometacarpea sowohl durch die dorsale Gelenkkapsel wie auch die palmar Faserknorpelplatte sowie das kurze intraartikuläre Band schützen dieses Gelenk in gewissem Maße vor dem Auftreten von Hyperextensionsverletzungen.

Bei der computertomographischen Erfassung der Karpalgelenke konnten bei keinem Hund etwaige Verknöcherungslinien im Os carpi intermedioradiale beobachtet werden, auch nicht bei den Tieren der Altersgruppe I (bis 15 Monate). Die Knochen erschienen in den Schnittbildern immer gleichmäßig kalzifiziert. Frakturen des Os carpi intermedioradiale mit einem großen medialen Fragment scheinen eher auf die einseitige, trotz der Karpus-Valgus-Stellung medial gelegene große Belastung dieses Knochens zurückzuführen sein. Ferner könnte die proximale, kammartige Gelenkfläche des Os carpale tertium von unten wie ein Keil wirken, der bei hoher Belastung den Knochen sprengt. Um jedoch eine unvollständige Verknöcherung der Ossifikationskerne sicher ausschließen zu können, sollten weiterführende Untersuchungen, unter anderem auch an scheinbar prädestinierten Rassen wie dem Boxer (Ferguson, 1998; Johnson, 1998; Tomlin et al., 2001), durchgeführt werden.

Die einseitige, am proximodorsalen Gelenksrand stattfindende Belastung des Os carpi intermedioradiale ist ebenfalls als Auslöser für die typische Luxationsform dieses Knochens nach palmaromedial (Johnson, 1998; Whitelock, 2001) anzusehen. Nach Ruptur der medialen Bänder bei zu hoher Belastung, verstärkt durch die Karpus-Valgus-Stellung, wird der Knochen, der noch über ein kurzes Lig. intercarpeum mit dem Os carpi ulnare verbunden ist, bei Belastung nach palmar aus dem Gelenksverband herausgedrückt und kommt palmar der konvexen Gelenkflächen der Ossa carpalia zu liegen.

Frakturen des Os carpi accessorium entstehen bei zu hoher Spannung im palmaren Sehnen- und Bänderapparat, wie sie bei starker Hyperextension auftreten kann. Während der Belastungsphase wird das Os carpi accessorium durch seine distalen Bänder eher nach distal gezogen, während gegen Ende der Standphase mit beginnender Kontraktion des M. flexor carpi ulnaris ein starker Zug nach proximal entsteht (s.Abb. 5.1). Dadurch kann das Os carpi accessorium geringgradig in proximodistaler Richtung verkippen, was bei hohen Kräften zu Absplitterungen an der Gelenkfläche (Typ I und II) bzw. zu Abrissfrakturen der Sehne (Typ III und IV) führen kann, zumal diese Kräfte bei extremen Hyperextensionsstellungen von bis zu 270° bei Rennhunden im Galopp (Guilliard und Mayo, 2000) sehr groß werden können.

Auf die nach wie vor bestehende Frage nach der Druck- und Zugseite des Karpalgelenks, vor allem im Hinblick auf die Arthrodeuse, konnte im Rahmen dieser Untersuchungen keine Antwort gefunden werden. Lediglich die auseinanderweichenden Spaltlinien auf der Dorsalseite des Radius sowie die deutlich dorsal gelegenen druckbelasteten Zonen der Art. antebrachioarpea könnten ein Hinweis darauf sein, dass die Dorsalseite tatsächlich die Druckseite des Gelenks darstellt und auf der Palmarseite eher Dehnungsspannungen vorherrschen. Allerdings gelten diese Ergebnisse nur für die Kräfte an den Oberflächen der Knochen.



F_p : proximal gerichtete Kraft durch Zug des M. flexor carpi ulnaris

F_d : distal gerichtete Kraft durch den distalen Bandapparat des Os carpi accessorium

F_{OCA} : resultierende Kraft auf das Os carpi accessorium

Abb. 5.1: Frakturtypen am Os carpi accessorium mit den einwirkenden Kräften (nach Bloomberg et al., 1998)

Um die Auswirkungen eines konstanten Winkels bei einer Karpalgelenksarthrodese auf die Biomechanik des Gelenks und der Vordergliedmaße beurteilen zu können, sind zunächst noch weitere Untersuchungen darüber nötig, ob und in welchem Maße sich die Belastung und die Kontaktflächen bei verschiedenen Winkelungen des Gelenks verändern.

6 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Studie war es, mit anatomischen und biomechanischen Untersuchungen die physiologische Belastungssituation am Karpalgelenk des Hundes darzustellen. Dazu wurden 121 Karpalgelenke von 61 Hunden unterschiedlichen Alters mit einem Körpergewicht von über 20 kg untersucht. Zusätzlich wurde bei 50 Hunden der Karpalgelenkwinkel im Stand gemessen.

Die Spaltlinienmethode diente dazu, langfristig wiederkehrende Dehnungsspannungen in Knorpel und subchondralem Knochen der Gelenkflächen nachzuweisen. Dabei konnten vor allem in der distalen Gelenkfläche des Radius verschiedene Belastungstypen, von reiner Querdehnung bis zu einem singulären Druckpunkt im dorsalen Bereich der Gelenkfläche nachgewiesen werden. Auf der Dorsalfläche des Radius konnten im distalen Drittel zur Gelenkfläche hin divergierende Spaltlinien beobachtet werden, was für ein Aufdehnen des distalen Radius in Querrichtung bei Belastung spricht. In allen Gelenketagen fanden sich druckbelastete Punkte ohne Dehnungsspannung in den dorsalen Gelenkflächenbereichen. Auf den Gelenkflächen des Os carpale secundum konnten gewichtsabhängig zwei unterschiedliche Spaltlinienverläufe dargestellt werden. Die proximalen Gelenkflächen der Ossa metacarpalia wiesen palmar eine deutliche Querdehnung auf.

Bei verschiedenen Belastungsstufen wurden zur Bestimmung der Kontaktflächen die Silikonabdruckmethode sowie zur intraartikulären Druckmessung Fuji-Film verwendet. Dabei stieg die Größe der Kontaktflächen in allen Gelenketagen nichtlinear bei zunehmender Belastung. Sie wurden jedoch nie größer als 50% der konvexen Gesamtgelenkfläche. In der Art. antebrachioarpea war die Kontaktfläche bei jeder Belastungsstufe größer als in den beiden distalen Gelenketagen, in denen die Größe der Kontaktflächen bei den entsprechenden Belastungsstufen nahezu identisch war. Aufgrund der Hyperextensionsstellung vor allem in der Art. antebrachioarpea lagen dort die Kontaktflächen vorwiegend im dorsalen Gelenkflächenbereich, wohingegen sie sich in der Art. mediocarpea sowie in der Art. carpometacarpea auf dorsale bis mittlere Gelenkflächenbereiche erstreckten. Bei der intraartikulären Druckmessung konnte eine Übereinstimmung der Druckzentren mit den Zentren der Kontaktflächen nachgewiesen werden. Dabei lag die größere

Druckbelastung in der Art. antebrachioarpea eher dorsomedial, in der Art. mediocarpea relativ gleichmäßig über die Gelenkfläche verteilt, und in der Art. carpometacarpea eher lateral.

Zur Untersuchung der Langzeitbelastung der Gelenkflächen diente die Methode der Computertomographischen Osteoabsorptiometrie (CTOAM). Alle Individualdatensätze wurden auf ein Normgelenk projiziert und so Summationsbilder der subchondralen Knochendichteverteilung erstellt. Die Lage der Knochendichtemaxima wies eine hohe Konstanz auf und stimmte weitestgehend mit der Lage der Druckpunkte aus der Spaltlinienmethode sowie den Kontaktflächen auf. Bereiche hoher Knochendichte fanden sich vor allem dorsomedial auf den Gelenkflächen der Art. antebrachioarpea. In den beiden distalen Gelenketagen befinden sich die einzelnen Maxima gleichmäßig über die Gelenkflächen verteilt. Die subchondrale Knochendichte steigt mit zunehmendem Alter an. Zusätzlich zeigen sich die Maxima bei alten Tieren deutlicher abgegrenzt.

Bei der Messung der Karpalgelenkwinkel im Stand konnte eine signifikante Korrelation zum Alter der Tiere festgestellt werden. Gewicht und Rassetypus sind hingegen nicht von Bedeutung.

Das Lig. radioulnare distale stellt biomechanisch gesehen in erster Linie ein auf Zug belastetes Band dar, das Radius und Ulna distal verbindet und ein Auseinanderweichen der Knochen bei Belastung verhindert. Zusätzlich erhöht es die Kongruenz im Antebrachioakarpalgelenk und erfährt dadurch auch in geringem Maße Druckbelastung.

Durch die physiologische Hyperextensions- und Karpus-Valgus-Stellung wird die Gelenketage mit der größten Beweglichkeit, die Art. antebrachioarpea, relativ einseitig belastet. In der Art. mediocarpea sowie in der Art. carpometacarpea verteilt sich die Belastung aufgrund der eingeschränkten Bewegungsmöglichkeit dieser Gelenke einheitlicher auf die Gesamtgelenkflächen.

7 Summary

Morphological and biomechanical characteristics of the canine carpal joint (articulatio carpi)

The objective of this study was to investigate anatomical and biomechanical parameters of the canine carpal joint in order to determine the physiological situation of articular loading. 121 carpal joints of 61 dogs of varying age weighing more than 20 kg were examined. The joint angle of the carpal joint was measured in 50 standing dogs.

Long term tensile stresses of the articular cartilage and the subchondral bone were determined by the split line method. The distal articular surface of the radius showed two different types of split line patterns, a clear transverse orientation or one singular attractive point at the dorsal rim of the articular surface. The split lines at the dorsal aspect of the radius diverged towards its distal end, which is an evidence of a transverse strain of the articular surface during loading. In all joints compressively loaded regions were located especially in the dorsal parts of the articular surfaces. The articular surfaces of the second carpal bone showed two different split line patterns depending on the weight of the dogs. The palmar aspects of the proximal articular surfaces of the metacarpal bones showed evident transverse tensile stress. The silicon cast method was used to determine the contact areas and Fuji pressure sensitive film to determine the contact pressures at different loading steps. In all joints of the carpus the contact areas increased nonlinear with an increasing loading rate. They never included more than 50% of the convex articular surface. Contact areas in the antebrachio-carpal joint always were larger than those of the midcarpal and carpometacarpal joint at the same loading step, the latter being nearly identical for each loading step. Because of the hyperextension the antebrachio-carpal contact areas were located close to the dorsal edge of the articular surfaces, while in the midcarpal and carpometacarpal joint they reached further palmar. The centres of the contact pressures corresponded closely with the centres of the contact areas. Greater pressures in the antebrachio-carpal joint were located medially, in the midcarpal joint they were equally distributed over the whole articular surface, while in the carpometacarpal joint they were found laterally.

The long term loading situation of the articular surfaces was investigated by means of computed tomography-osteodensitometry (CTOAM). Individual CT-datasets were matched onto one target joint surface. Thus the mean values of all bone density measurements of the subchondral bone could be visualized. Areas of high bone density were very consistent and coincided with the location of high compressive load in the split line investigation and the contact areas. In the antebrachio-carpal joint, areas with high bone density were found dorsomedially. In both the midcarpal and carpometacarpal joint they were more equally distributed over the joint surfaces. With increasing age the subchondral bone density increases as well. Furthermore the bone density maxima are more clearly demarcated in older animals.

The joint angle of the carpal joint of standing dogs showed a significant correlation with the age of the animals. Body weight and breed did not have any influence.

From the biomechanical point of view the distal radioulnar ligament is a tensile loaded structure which connects radius and ulna distally and inhibits a separation of the two bones in stress. Moreover it increases the congruence of the antebrachio-carpal joint and thus is stressed with compressive forces.

Because of the physiologic hyperextension and valgus-angulation of the carpal joint the articulation with the greatest range of motion, the antebrachio-carpal joint, is loaded unilaterally. Due to the limited range of motion in both the midcarpal and carpometacarpal joint the load is equally distributed over the articular surface in these two joints.

8 Anhang

Tabelle 8.1: Zur Messung der Karpalgelenkwinkel verwendete Hunde

Nummer	Rasse	Geschlecht	Alter	Gewicht	Alters- gruppe
1	DSH-Mischling	wk	4 J	20 kg	3
2	Mischling	mk	14 J	23 kg	4
3	DSH-Mischling	wk	1,5 J	34 kg	2
4	Mischling	wk	4 J	18 kg	3
5	DSH-Mischling	w	7 J	37 kg	4
6	Weimaraner	w	1 J	28 kg	1
7	DSH-Mischling	wk	9,5 J	28 kg	4
8	Australian Shepherd	wk	5 J	22 kg	3
9	Briard	w	1 J	30,5 kg	1
10	Irish Setter	?	5 J	27 kg	
11	Dobermann	wk	1 J	35 kg	1
12	Berner-Senn- Mischling	wk	4 J	40 kg	3
13	Rhodesian Ridgeback	mk	3 J	42 kg	3
14	Rhodesian Ridgeback	mk	5 J	45 kg	3
15	Maremmano	mk	6,5 J	36 kg	4
16	Dogo Argentino	mk	? J	36 kg	
17	Terrier-Mischling	mk	2 J	22 kg	2
18	DSH-Mischling	mk	6 J	38 kg	4
19	Ridgeback- Mischling	wk	3 J	27 kg	3
20	Golden Retriever	m	8 J	36 kg	4
21	Golden Retriever	w	10 J	38 kg	4
22	DSH - Border Collie – Mischling	wk	4 J	24,3 kg	3
23	Altdeutscher SH	m	3 J	35 kg	3
24	Mischling	wk	13,5 J	28,7 kg	4

Nummer	Rasse	Geschlecht	Alter	Gewicht	Alters- gruppe
25	Husky	w	11 J	25 kg	4
26	Golden Retriever	w	7,5 J	27 kg	4
27	Golden Retriever	m	6,5 J	30 kg	4
28	Mastiff	w	9 Mon	25 kg	1
29	Labrador-Mischling	wk	13 J	45 kg	4
30	Labrador	m	11 J	40 kg	4
31	Mischling	w	1 J	17 kg	1
32	DSH-Mischling	wk	4,5 J	25 kg	3
33	Mischling	wk	3,5 J	24 kg	3
34	Mischling	wk	3,5 J	23 kg	3
35	DSH-Mischling	wk	1 J	38 kg	1
36	Hovawart	wk	4,5 J	35 kg	3
37	Irischer Wolfshund	m	4,5 J	76 kg	3
38	Irish Terrier	m	2,5 J	17 kg	2
39	Mischling	wk	5 J	27 kg	3
40	Labrador	m	3,5 J	40 kg	3
41	Altdeutscher SH	wk	6,5 J	30 kg	4
42	DSH-Mischling	wk	8 J	25 kg	4
43	Gordon Setter	w	6,5 J	22 kg	4
44	Weimaraner	w	1,5 J	32 kg	2
45	Entlebucher	w	1,3 J	21 kg	1
46	Berner Sennenhund	wk	4 J	38 kg	3
47	Berner Sennenhund	m	3 J	47 kg	3
48	Dalmatiner	mk	8 J	27 kg	4
49	Labrador-Mischling	wk	4 J	27 kg	3
50	Whippet	wk	2 J	15 kg	2

Tabelle 8.2: Übersicht über alle zu biomechanischen Untersuchungen verwendeten Hunde (n=61)

Name	Rasse	Ge- schlecht	Alter	Gewicht	KRS	KNS	KF	DM	H	KD
AK02	Berner Senn	mk	4 J	38,4 kg						x
AK03	Dogo Argentino	m	3 J	22,5 kg						x
AK04	DSH	m	3 J	39,3 kg						x
AK05	DSH-Mischling	w	7 J	25,5 kg				x		x
AK06	DSH-Mischling	w	8 J	35 kg						x
AK08	Boxer	m	10 J	34,7 kg		x	x	x		
AK09	Berner-Senn- Mischling	m	4 J	34,4 kg				x		x
AK10	DSH	m	4 J	31 kg			x	x		x
AK12	DSH-Mischling	w	>7 J	31 kg			x	x		
AK13	Chow-Chow	mk	6 J	34,5 kg				x		
AK14	Collie	mk	2 J	28,7 kg				x		x
AK15	Weimaraner	mk	13 J	26 kg				x		
AK16	Labrador- Mischling	mk	7 J	30 kg		x		x		
AK18	Shar Pei	m	6 J	21,5 kg		x	x	x		
AK20	Irish Setter	m	11 J	27,5 kg			x			
AK21	DSH	m	12 J	38,4 kg			x			
AK22	Golden Retriever	w	12 J	28,2 kg			x			
AK25	Mischling	mk	15 J	20 kg			x			
AK26	Boxer	wk	9 J	27,5 kg			x			
E01	Großer Schweizer Sennenhund	mk	6 J	70 kg						x
E04	Altdeutscher SH	m	>7 J	30 kg						x
E06	DSH	w	>7 J	37 kg						x
E09	Boxer- Mischling	w	6 J	48 kg						x
E19	DSH-Mischling	w	5 J	29 kg						x
G1	Greyhound	m	10 J	35 kg						x
P01	AC- Schäferhund	m	6 Mon	22 kg						x

Name	Rasse	Ge- schlecht	Alter	Gewicht	KRS	KNS	KF	DM	H	KD
P02	Rottweiler	mk	10 J	42,5 kg						x
P03	Collie	w	12 J	20 kg						x
P04	Collie	m	12J	17 kg	x	x				
P05	Mischling	m	10 J	34 kg	x	x				
P06	Berner Senn	m	5 J	68,3 kg	x	x				x
P08	Jagdhund- Mischling	mk	9 J	?	x	x				x
P09	Airdale Terrier	wk	7 J	20 kg	x	x				x
P10	DSH	w	3 J	26,5 kg	x	x				x
P11	Labrador	m	9 J	29,7 kg					x	
P12	Jagdhund- Mischling	wk	20 Mon	20,8 kg	x	x				x
P13	Husky- Mischling	wk	6 J	24 kg	x				x	
P14	Berner Senn	mk	7 J	32,5 kg						x
P15	Golden Retriever	mk	8 J	23,5 kg	x	x				x
P16	DSH-Mischling	mk	10 J	26 kg	x				x	
P17	Königspudel	wk	10 J	30 kg	x				x	
P18	DSH	m	9 J	41 kg					x	
P20	Rottweiler	m	10 Mon	36 kg	x	x				x
P21	BGS	m	2 J	20 kg	x	x				x
P22	Hovawart	m	3 J	27,5 kg	x	x				x
P23	DSH	w	3 J	28 kg						x
P26	Rottweiler	m	2 J	60 kg						x
P28	DSH	w	5 Mon	15,5 kg						x
S4/35	Labrador- Mischling	mk	2 J	23,6 kg						x
S4/39	DSH	w	>6 J	20,5 kg	x	x				x
W3/06	Altdeutscher SH	m	5 J	32,5 kg						x
W3/37	Irischer Wolfshund	m	2 J	?						x
W4/34	Husky- Mischling	m	7 J	19 kg						x
W4/43	Flat coated Retriever	w	4 J	30 kg						x

Name	Rasse	Ge- schlecht	Alter	Gewicht	KRS	KNS	KF	DM	H	KD
W4/52	Labrador	mk	4 J	38,5 kg						x
W4/57	Labrador	w	3 J	39,5 kg						x
W4/58	Border Collie	m	2 J	20,5 kg						x
W4/59	DSH	m	1 J	28 kg						x

KRS = Knorpelspaltlinien

KNS = Knochenspaltlinien

KF = Kontaktflächenuntersuchung

DM = Druckmessung

H = Histologie

KD = Knochendichtemessung (CTOAM)

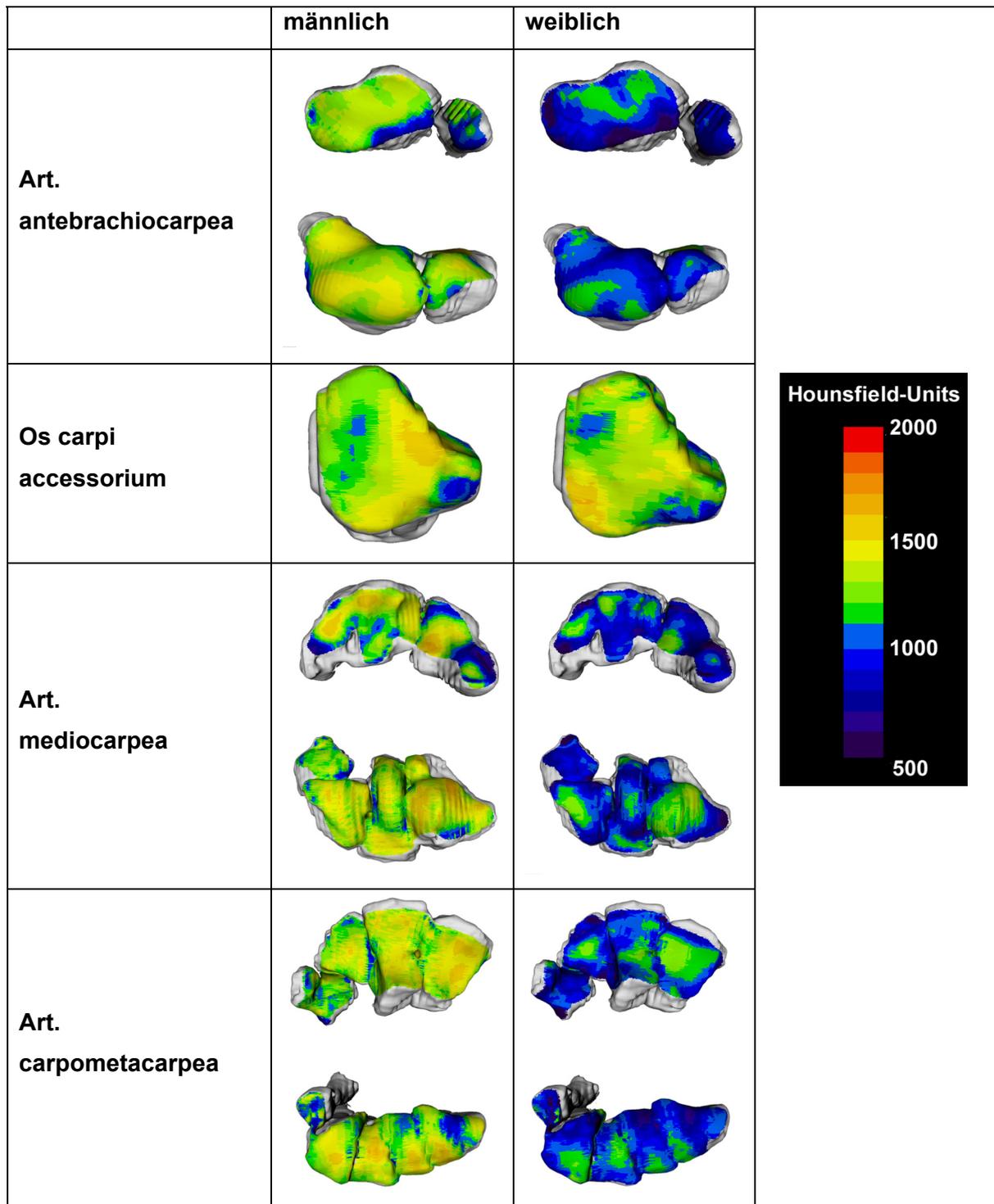


Abb. 8.1: Vergleich zwischen den Geschlechtern innerhalb der Altersgruppe I (< 15 Monate);
n = 4

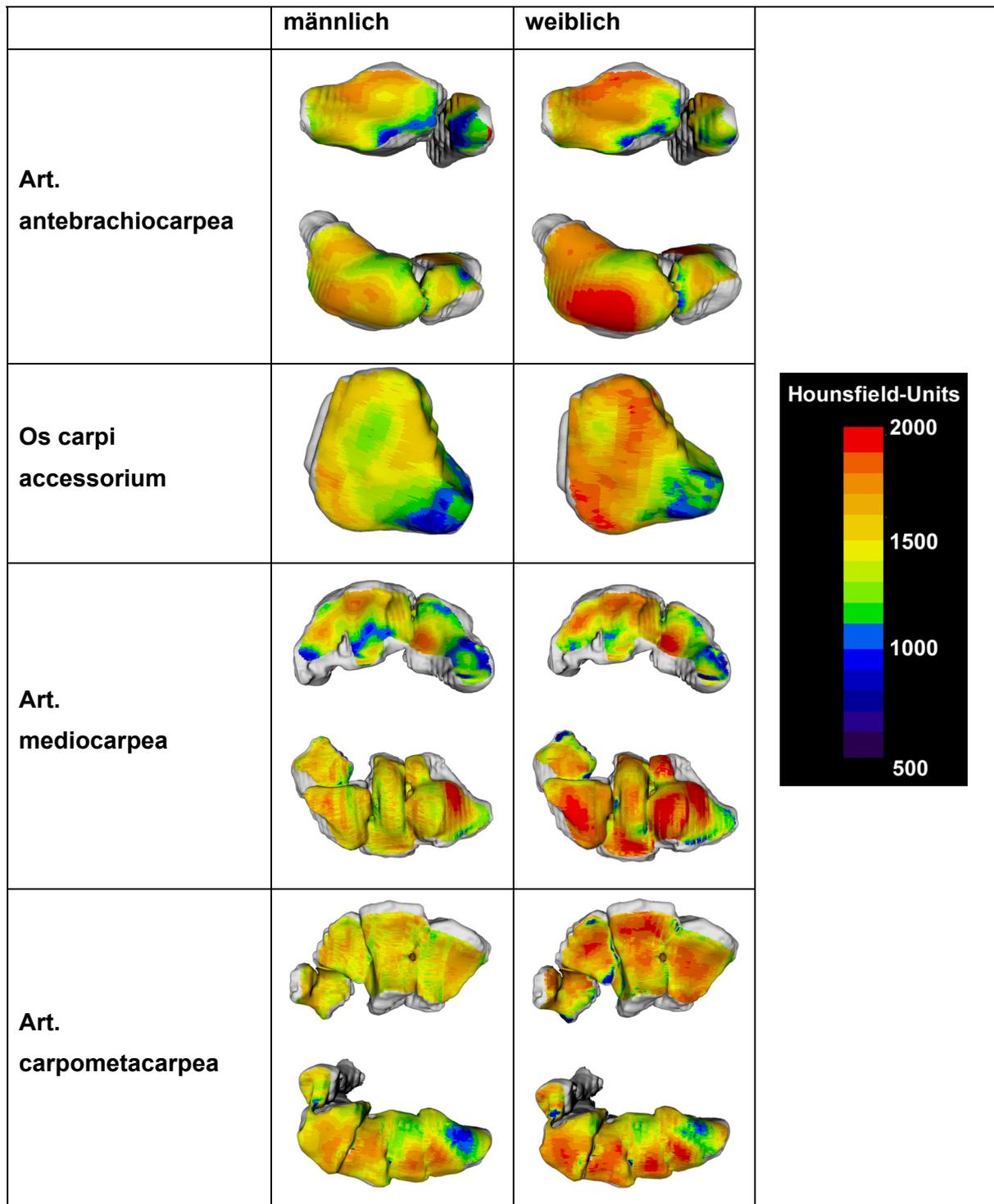


Abb. 8.2: Vergleich zwischen den Geschlechtern innerhalb der Altersgruppe II (15 Monate bis 3 Jahre); n = 8

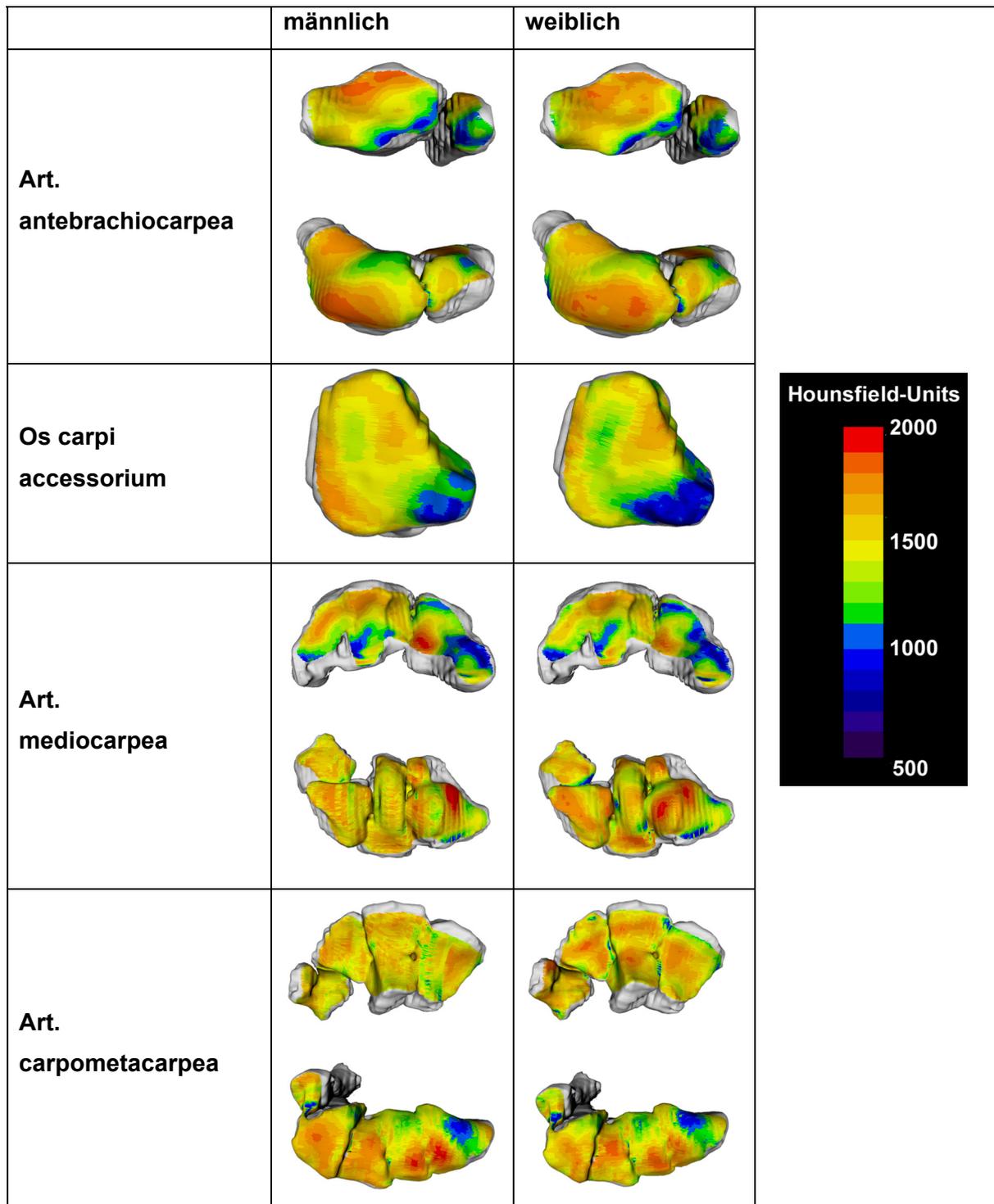


Abb. 8.3: Vergleich zwischen den Geschlechtern innerhalb der Altersgruppe III (3 Jahre bis 6 Jahre); n = 13

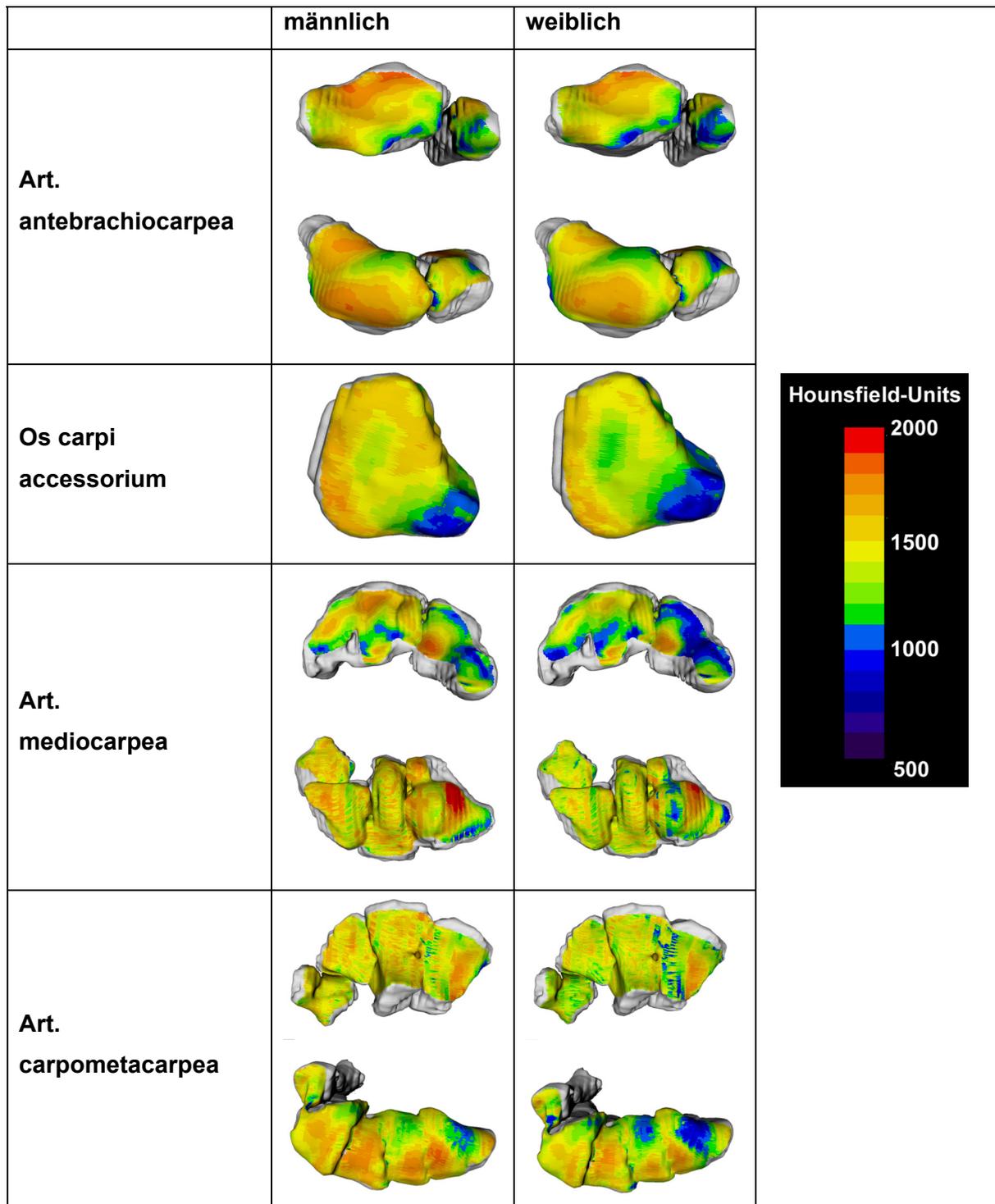


Abb. 8.4: Vergleich zwischen den Geschlechtern innerhalb der Altersgruppe IV (> 6 Jahre); n = 15)

9 Literaturverzeichnis

- Akizuki, S., Mow, V. C., Müller, F., Pita, J. C., Howell, D. S. und Manicourt, D. H. (1986): Tensile properties of human knee joint cartilage: I. Influence of ionic conditions, weight bearing and fibrillation on the tensile modulus. *J Orthop Res* 4, 379-392.
- Allen, K., DeCamp, C. E., Braden, T. D. und Bahns, M. (1994): Kinematic gait analysis of the trot in healthy mixed breed dogs. *VCOT* 7, 148-153.
- Anderst, W. J. und Tashman, S. (2003): A method to estimate in vivo dynamic articular surface interaction. *J Biomech* 36, 1291-1299.
- Armstrong, C. G. und Mow, V. C. (1982): Variations in the intrinsic mechanical properties of human articular cartilage with age, degeneration, and water content. *J Bone Joint Surg [Am]* 64, 88-94.
- Askew, M. J. und Mow, V. C. (1978): The biomechanical function of the collagen fibril ultrastructure of articular cartilage. *J Biomech Eng* 100, 105-114.
- Aspden, R. M. und Hukins, D. W. L. (1986): Articular cartilage: a fibre reinforced composite material. *Scand J Rheum Suppl* 60, 7.
- Ateshian, G. A., Kwak, S. D., Soslowky, L. J. und Mow, V. C. (1994): A stereophotogrammetric method for determining in situ contact areas in diarthrodial joints, and a comparison with other methods. *J. Biomech.* 27, 111-124.
- Athanasiou, K. A., Rosenwasser, M. P., Buckwalter, J. A., Malinin, T. I. und Mow, V. C. (1991): Interspecies comparisons of in situ intrinsic mechanical properties of distal femoral cartilage. *J. Orthop. Res.* 9, 330-340.
- Bachrach, N. M., Mow, V. C. und Guilak, F. (1998): Incompressibility of the solid matrix of articular cartilage under high hydrostatic pressures. *J Biomech* 31, 445-451.
- Bader, D. L. und Kempson, G. E. (1986): The relationship between the mechanical properties and structure of adult human articular cartilage. *Scand J Rheum Suppl* 60, 24.
- Baratz, M. E., Des Jardins, J., Anderson, D. D. und Imbriglia, J. E. (1996): Displaced intra-articular fractures of the distal radius: The effect of fracture displacement on contact stresses in a cadaver model. *J Hand Surg* 21, 183-188.

-
- Benninghoff, A. (1925): Der Aufbau des Gelenkknorpels in seinen Beziehungen zur Funktion. *Z Zellforsch* 2, 783-861.
- Bertram, J. E., Lee, D. V., Case, H. N. und Todhunter, R. J. (2000): Comparison of the trotting gaits of Labrador Retrievers and Greyhounds. *Am J Vet Res* 61, 832-838.
- Black, J. D., Matejczyk, M.-B. und Greenwald, A. S. (1981): Reversible staining technique for defining articular weight bearing surfaces. *Clin Orthop Rel Res* 159, 265-267.
- Bloomberg, M. S., Dee, J. F. und Taylor, R. A. (1998): *Canine sports medicine and surgery*, 1st. WBSaunders Company, Philadelphia.
- Bradley, J. G., Huang, H. K. und Ledley, R. S. (1978): Evaluation of calcium concentration in bones from CT Scans. *Radiology* 128, 103-107.
- Broom, N. und Oloyede, A. (1993): Experimental determination of the subchondral stress-reducing role of articular cartilage under static and dynamic compression. *Clin. Biochem.* 8, 102-108.
- Brühschwein, A. (2005): Anatomische Darstellung des caninen Karpalgelenkes mittels Magnetresonanztomographie und Computertomographie unter besonderer Berücksichtigung der Weichteilstrukturen. *Diss med vet*, München.
- Budsberg, S. C., Verstraete, M. C. und Soutas-Little, R. W. (1987): Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs. *Am J Vet Res* 48, 915-918.
- Budsberg, S. C., Verstraete, M. C., Brown, J. und Reece, L. (1995): Vertical loading rates in clinically normal dogs at a trot. *Am J Vet Res* 56, 1275-1280.
- Bullough, P. und Goodfellow, J. (1968): The significance of the fine structure of articular cartilage. *J Bone Joint Surg* 50B, 852-857.
- Bullough, P. (1981): The geometry of diarthrodial joints, its physiologic maintenance, and the possible significance of age-related changes in geometry-to-load distribution and the development of Osteoarthritis. *Clin. Orthop.* 156, 61-66.
- Caldwell, N. J., Hale, J. E., Rudert, M. J. und Brown, T. D. (1993): An algorithm for approximate crinkle artifact compensation in pressure-sensitive film recordings. *J Biomech* 26, 1001-1009.
- Cameron, H. U., Pillar, R. M. und Macnab, I. (1975): The microhardness of articular cartilage. *Clin Orthop* 108, 275-278.

-
- Carter, D. R., Smith, D. J., Spengler, D. M., Daly, C. H. und Frankel, V. H. (1980): Measurement and analysis of in vivo bone strains on the canine radius and ulna. *J Biomech* 13, 27-38.
- Carter, D. R. (1984): Mechanical loading histories and cortical bone remodeling. *Calcif Tissue Int* 36, 19-24.
- Chen, X. und Lam, Y. M. (1997): Technical note: CT determination of the mineral density of dry bone specimens using the dipotassium phosphate phantom. *Am J Phys Anthropol* 103, 557-560.
- Cossu, F. und Guintard, C. (2000): Anatomical and descriptive study of the radial extensor muscle (M. extensor carpi radialis). *Anat Histol Embryol* 29, 337-343.
- DeCamp, C. E., Soutas-Little, R. W., Hauptmann, J. G., Olivier, N. B., Braden, T. D. und Walton, A. (1993): Kinematic gait analysis of the trot in healthy greyhounds. *Am J Vet Res* 54, 627-634.
- DeCamp, C. E. (1997): Kinetic and kinematic gait analysis and the assessment of lameness in the dog. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.* 27, 825-840.
- Dewire, P. und Simkin, P. A. (1996): Subchondral plate thickness reflects tensile stress in the primate acetabulum. *J Orthop Res* 14, 838-841.
- Dickomeit, M. J. (2002): Anatomische und biomechanische Untersuchungen am Ellbogengelenk des Hundes (*Canis familiaris*). Diss med vet, Munich.
- Dietmair, S., Putz, R. und Eckstein, F. (1999): Spaltlinienmuster des subchondralen Knochens in Gelenken des menschlichen Fußes und der Hand. *Osteologie* 24, 17-26.
- Dunbar Jr, W. L., Ün, K., S., D. P. und Spilker, R. L. (2001): An evaluation of three-dimensional diarthrodial joint contact using penetration data and the finite element method. *J Biomech Eng* 123, 333-340.
- Earley, T. D. und Dee, J. F. (1980): Trauma to the Carpus, Tarsus and Phalanges of dogs and cats. *Vet Clin N Am Sm Anim Pract* 10, 717-747.
- Eckstein, F., Löhe, F., Steinlechner, M., Müller-Gerbl, M. und Putz, R. (1993): Kontaktflächen des menschlichen Humeroulnargelenks in Abhängigkeit von der Anpreßkraft, ihr Zusammenhang mit subchondraler Mineralisierung und Gelenkflächenmorphologie der Incisura trochlearis. *Ann Anat* 175, 445-452.
- Eckstein, F., Merz, B. R., Schmid, P. und Putz, R. (1994): The influence of geometry on the stress distribution in joints - a finite element analysis. *Anat Embryol* 189, 545-552.

-
- Eckstein, F., Muller Gerbl, M. und Putz, R. (1994): Die Verteilung der Knorpeldegeneration an der menschlichen Patella in Beziehung zur individuellen subchondralen Mineralisierung. *Z. Orthop.* 132, 405-411.
- Eckstein, F., Löhe, F., Hillebrand, S., Bergman, M., Schulte, E., Milz, S. und Putz, R. (1995): Morphomechanics of the humero-ulnar joint: I. Joint space width and contact areas as a function of load and flexion angle. *Anat. Rec.* 243, 318-326.
- Eckstein, F., Jacobs, C. R. und Merz, B. R. (1997): Mechanobiological adaptation of subchondral bone as a function of joint incongruity and loading. *Med. Eng. Phys.* 19, 720-8.
- Eckstein, F., Tieschky, M., Faber, S., Englmeier, K. H. und Reiser, M. (1999): Functional analysis of articular cartilage deformation, recovery, and fluid flow following dynamic exercise in vivo. *Anat. Embryol.* 200, 419-424.
- Eckstein, F., Lemberger, B., Stammberger, T., Englmeier, K.-H. und Reiser, M. (2000): Patellar cartilage deformation in vivo after static versus dynamic loading. *J. Biomech.* 33, 819-825.
- Eckstein, F., Merz, B. und Jacobs, C. R. (2000): Effects of joint incongruity on articular pressure distribution and subchondral bone remodelling. 152, pp. 1-127. Springer, Berlin.
- Eller, D. (2003): Anatomische und biomechanische Untersuchungen am Schultergelenk (Articulatio humeri) des Hundes (Canis familiaris). Diss med vet, München.
- Elmore, S. M., Sokoloff, L., Norris, G. und Carmeci, P. (1963): Nature of "imperfect" elasticity of articular cartilage. *J Appl Physiol* 18, 393-396.
- Evans, H. E. (1993): Arthrology. In: H. Evans, Ed. Miller's Anatomy of the dog, 3rd, pp. 219-257. WBSaundersCompany, Philadelphia.
- Evans, H. E. (1993): Miller's anatomy of the dog, 3rd. WB Saunders Company, Philadelphia.
- Evans, H. E. (1993): The skeleton. In: H. E. Evans, Ed. Miller's Anatomy of the dog, 3rd, pp. 122-218. WB Saunders Company, Philadelphia.
- Ferguson, J. F. (1998): What is your diagnosis? Sagittal and an small dorsally displaced slab fracture of the radial carpal bone with secondary degenerative joint disease. *J Small Anim Pract* 39, 367, 406.
- Fregly, B. J. und Sawyer, W. G. (2003): Estimation of discretization errors in contact pressure measurements. *J Biomech* 36, 609-613.

-
- Fukubayashi, T. und Kurosawa, H. (1980): The contact area and pressure distribution pattern of the knee. *Acta Orthop Scand* 51, 871-879.
- Gillette, R. L. und Zebas, C. J. (1999): A two-dimensional analysis of limb symmetry in the trot of Labrador Retrievers. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.* 35, 515-520.
- Greenwald, R. A., Moy, W. W. und Seibold, J. (1978): Functional properties of cartilage proteoglycans. *Semin. Arthrit. Rheum.* 8, 53-67.
- Griffon, D. J., McLaughlin Jr., R. M. und Roush, J. K. (1994): Vertical ground reaction force redistribution during experimentally induced shoulder lameness in dogs. *VCOT* 7, 154-157.
- Grushko, G., Schneiderman, R. und Maroudas, A. (1989): Some biomechanical and biophysical parameters for the study of the pathogenesis of osteoarthritis: a comparison between the processes of ageing and degeneration in human hip cartilage. *Connect Tissue Res* 19, 149-176.
- Guilak, F., Ratcliffe, A. und Mow, V. C. (1995): Chondrocyte deformation and local tissue strain in articular cartilage: a confocal microscopy study. *J. Orthop. Res.* 13, 410-421.
- Guilliard, M. J. (1997): Dorsal radiocarpal ligament sprain causing intermittent carpal lameness in high activity dogs. *J Small Anim Pract* 38, 463-465.
- Guilliard, M. J. (1998): Enthesiopathy of the short radial collateral ligaments in racing greyhounds. *J Small Anim Pract* 39, 227-230.
- Guilliard, M. J. und Mayo, A. K. (2000): Tears of the palmar superficial fascia in five racing greyhounds and a labrador retriever. *J Small Anim Pract* 41, 218-220.
- Guilliard, M. J. (2001): Accessory carpal bone displacement in two dogs. *J Small Anim Pract* 42, 603-606.
- Guilliard, M. J. und Mayo, A. K. (2001): Subluxation/luxation of the second carpal bone in two racing greyhounds and a Staffordshire bull terrier. *J Small Anim Pract* 42, 356-359.
- Habermehl, K.-H. (1975): Altersbestimmung bei Haus- und Labortieren. Parey, Berlin.
- Hara, T., Horii, E., An, K.-N., Cooney, W. P., Linsheid, R. L. und Chao, E. Y. S. (1992): Force distribution across the wrist joint: application of pressure-sensitive conductive rubber. *J Hand Surg* 17A, 339-347.
- Harasen, G. (2002): Arthrodesis - Part I: The carpus. *Can Vet J* 43, 641-643.

-
- Hardingham, T. E., Muir, H., Kwan, M. K., Lai, W. M. und Mow, V. C. (1987): Viscoelastic properties of proteoglycan solutions with varying proportions present as aggregates. *J Orthop Res* 5, 36-46.
- Hayes, C. W. und Bodine, A. J. (1978): Flow-independent viscoelastic properties of articular cartilage matrix. *J Biomech* 11, 407-419.
- Henschel, E. (1973): Funktion und vergleichend-anatomische Bedeutung des Lig. radioulnare der Karnivoren. *Anat Anz* 133, 445-449.
- Herberhold, C., Stammberger, T., Faber, S., Putz, R., Englmeier, K.-H., Reiser, M. und Eckstein, F. (1998): An mr-based technique for quantifying the deformation of articular cartilage during mechanical loading in an intact cadaver joint. *magn reson med* 39, 843-50.
- Hermanson, J. W. und Evans, H. E. (1993): The muscular system. In: H. E. Evans, Ed. *Miller's Anatomy of the dog*, 3rd, pp. 258-384. WB Saunders Company, Philadelphia.
- Hoff, W. A., Komistek, R. D., Dennis, D. A., Gabriel, S. M. und Walker, S. A. (1998): Three-dimensional determination of femoro-tibial contact positions under in vivo conditions using fluoroscopy. *Clin Biomech* 13, 455-472.
- Holden, M., Hill, D. L., Denton, E. R. E., Jarosz, J. M., Cox, T. C. S., Goody, J., Rohlfing, T. und Hawkes, D. J. (2000): Voxel similarity measures for 3D serial MR image registration. *IEEE Trans. Med. Imag.* 19, 94-102.
- Holmdahl, D. E. und Ingelmark, B. E. (1948): Der Bau des Gelenkknorpels unter verschiedenen funktionellen Verhältnissen. *Acta Anat.* 6, 310-375.
- Hottinger, H. A., DeCamp, C. E., Olivier, N. B., Hauptmann, J. G. und Soutas-Little, R. W. (1996): Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs. *Am J Vet Res* 57, 381-388.
- Hultkrantz, W. (1898): Ueber die Spaltrichtungen der Gelenkknorpel. *Verh Anat Ges* 12, 248-256.
- Hutton, W. C., Freeman, M. A. R. und Swanson, S. A. V. (1969): The forces exerted by the pads of the walking dog. *J Small Anim Pract* 10, 71-77.
- Imhof, H., Breitenseher, M., Kainberger, F. und Trattng, S. (1997): Degenerative joint disease: cartilage or vascular disease? *Skeletal Radiol.* 26, 398-403.
- Jeffery, A. K., Blunn, G. W., Archer, C. W. und Bentley, G. (1991): Three-dimensional collagen architecture in bovine articular cartilage. *J. Bone Joint Surg.* 73-B, 795-801.

-
- Jevens, D. J., Hauptman, J. G., DeCamp, C. E., Budsberg, S. C. und Soutas-Little, R. W. (1993): Contribution to the variance in force-plate analysis of gait in dogs. *Am. J. Vet. Res.* 54, 612-615.
- Johnson, K. A. (1987): Accessory carpal bone fractures in the racing Greyhound: Classification and Pathology. *Vet Surg* 16, 60-64.
- Johnson, K. A., Piermattei, D. L., Davis, P. D. und Bellenger, C. R. (1988): Characteristics of accessory carpal bone fractures in 50 racing greyhounds. *VCOT* 1, 104-107.
- Johnson, K. A. (1998): Carpal injuries. In: M. Bloomberg, J. Dee und R. Taylor, Eds., *Canine sports medicine and surgery*, 1st, pp. 100-119. WBSaunders Company, Philadelphia.
- Jurvelin, J., Kiviranta, I., Säämänen, A. M. und Helminen, H. J. (1986): Biomechanical properties of articular cartilage alter differently after non-strenuous and strenuous exercise. *Scand J Rheum Suppl* 60, 42.
- Jurvelin, J., Kiviranta, I., Tammi, M. und Helminen, H. J. (1986): Effect of physical exercise on indentation stiffness of articular cartilage in the canine knee. *Int J Sports Med* 7, 106-110.
- Jurvelin, J., Kiviranta, I., Tammi, M. und Helminen, J. (1986): Softening of Canine Articular Cartilage After Immobilization of the Knee Joint. *clin orthop* 207, 246-252.
- Kamalanathan, S. und Broom, N. D. (1993): The biomechanical ambiguity of the articular surface. *J. Anat.* 183, 567-568.
- Katayama, K. (1887): Über Stichwunden in gerichtlich-medicinischer Bedeutung. *Eulenbergs Vierteljahresschrift für gerichtliche Medizin und öffentliches Sanitätswesen* 46, 1-23.
- Kazuki, K., Kusunoki, M. und Shimaazu, A. (1991): Pressure distribution in the radiocarpal joint measured with a densitometer designed for a pressure-sensitive film. *J Hand Surg* 16A, 401-408.
- Kiviranta, I., Tammi, M., Jurvelin, J., Säämänen, A. M. und Helminen, H. J. (1988): Moderate running exercise augments glycosaminoglycans and thickness of articular cartilage in the knee of young beagle dogs. *J Orthop Res* 6, 188-195.
- Kobza, P. E., Budoff, J. E., Yeh, M. L. und Luo, Z. P. (2003): Management of the scaphoid during four-corner fusion - a cadaveric study. *J Hand Surg* 28.

-
- Konermann, H. (1971): Funktionelle Analyse der Knorpelstruktur des Talonavikulargelenkes. *Z Anat Entw Gesch* 133, 1-36.
- König, H. E. und Liebich, H.-G. (2001): Anatomie der Haussäugetiere. Band I. Bewegungsapparat, 2nd. Schattauer, Stuttgart, New York.
- Körbel, J. (2000): Ellbogengelenkdysplasie des Hundes - eine computertomographische und CT-osteabsorptiometrische Studie. Diss. med. vet., München.
- Kummer, B. (1968): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. I. Allgemeine Problematik. *Z Anat Entw Gesch* 127, 277-285.
- Kura, H., Kitaoka, H. B., Luo, Z. P. und An, K.-N. (1998): Measurement of surface contact area of the ankle joint. *Clin Biomech* 13, 365-370.
- Kwan, M. K., Lai, W. M. und Mow, V. C. (1984): Fundamentals of fluid transport through cartilage in compression. *Ann Biomed Eng* 12, 537-558.
- Lane, L. B., Villacin, A. und Bullough, P. G. (1977): The vascularity and remodelling of subchondral bone and calcified cartilage in adult human femoral and humeral heads. *J Bone Joint Surg* 59-B, 272-278.
- Lane, L. B. und Bullough, P. G. (1980): Age-related changes in the thickness of the calcified zone and the number of tidemarks in adult human articular cartilage. *J. Bone Joint Surg.* 62-B, 372-375.
- Lapveteläinen, T., Paukkonen, K., Kiviranta, I., Selkänaho, K., Parkkinen, J. und Helminen, H. J. (1986): Articular cartilage chondrocytes enlarged after non-strenuous running exercise but decreased in size and increased in number after immobilization of canine knee joint. *Scand J Rheum Suppl* 60, 43.
- Larché, W. D. (1962): Der Einfluß mechanischer und funktioneller Faktoren auf das Angehen des Hundes. Diss. med. vet., Gießen.
- Lee, D. V., Bertram, J. E. und Todhunter, R. J. (1999): Acceleration and balance in trotting dogs. *J Exp Biol* 202, 3565-3573.
- Lepine, A. (2000): A morphologic and physiologic review of articular cartilage, Symposium of the Veterinary Orthopedic Society, 27th Annual Conference, Val d'Isere, France, IAMS Company.
- Liau, J. J., Cheng, C. K., Huang, C. H. und Lo, W. H. (2002): Effect of Fuji pressure sensitive film on actual contact characteristics of artificial tibiofemoral joint. *Clinical Biomechanics* 17, 698-704.

-
- Liebich, H.-G. (1999): Funktionelle Histologie der Säugetiere, 3rd. Schattauer, Stuttgart, New York.
- Lieser, B. (2003): Morphologische und biomechanische Eigenschaften des Hüftgelenks (Articulatio coxae) des Hundes (Canis familiaris). Diss med vet, München.
- Mabuchi, K., Morita, M., Tsukamoto, Y., Yamamoto, M., Watakabe, M. und Sasada, T. (1986): The friction rise in healthy joints caused by shape change with loading. Scand J Rheum Suppl 60, 44.
- Madeira, M. C., Matheus, M. T. G., de Oliveira, J. A. und Watanabe, I. S. (1977): Split-line patterns of the mandible following masseterectomy in adult and growing monkeys. Am J Phys Anthropol 47, 41-46.
- Mai, M. (1995): Funktionell-anatomische Untersuchungen an den Articulationes membri thoracici von Deutschem Schäferhund, Dobermann, Deutscher Dogge, Rauhaar- und Langhaardackel. Diss. med. vet., München.
- Maierl, J. (2003): Zur funktionellen Anatomie und Biomechanik des Ellbogengelenks (Articulatio cubiti) des Hundes (Canis familiaris). Habilitationsschrift, München.
- Mansour, J. und Mow, V. C. (1976): The permeability of articular cartilage under compressive strain and at high pressures. J Bone Joint Surg 58-A, 509-516.
- Maroudas, A. (1976): Transport of solutes through cartilage: permeability to large molecules. J Anat 122, 335-347.
- McLaughlin Jr., R. M. und Roush, J. K. (1994): Effect of subject stance time and velocity on ground reaction forces in clinically normal Greyhounds at the trot. Am J Vet Res 55, 1666-1671.
- Meachim, G., Denham, D., Emery, I. H. und Wilkinson, P. H. (1974): Collagen alignments and artificial splits at the surface of human articular cartilage. J Anat 118, 101-118.
- Meachim, G. und Bentley, G. (1978): Horizontal splitting in patellar articular cartilage. Arthritis Rheum 21, 669-674.
- Mikic, Z. D., Ercegan, G. und Somer, T. (1992): Detailed anatomy of the antebrachio-carpal joint in dogs. Anat Rec 233, 329-334.
- Miller, A., Carmicheal, S., Anderson, T. J. und Brown, I. (1990): Luxation of the radial carpal bone in four dogs. J Small Anim Pract 31, 148-154.

-
- Milz, S., Eckstein, F. und Putz, R. (1995): The thickness of the subchondral plate and its correlation with the thickness of the uncalcified articular cartilage in the human patella. *Anat Embryol* 192, 437-444.
- Milz, S., Eckstein, F. und Putz, R. (1997): Thickness distribution of the subchondral mineralization zone of the trochlear notch and its correlation with the cartilage thickness: An expressing of functional adaptation to mechanical stress acting on the humeroulnar joint? *Anat Rec* 197, 189-197.
- Mitrovic, D., Swann, D. A., Front, P., Aprile, F. und Darmon, N. (1986): Proteoglycoprotein-collagen but not proteoglykan synthesis is deficient in aged bovine articular cartilage, possible implications in osteoarthritis. *Scand J Rheum Suppl* 60, 11.
- Molzberger, H. (1973): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. IV. Analyse der funktionellen Struktur der Tangentialfaserschicht des Hüftpfannenknorpels. *Z Anat Entw Gesch* 139, 283-306.
- Müller-Gerbl, M., Schulte, E. und Putz, R. (1987): The thickness of the calcified layer of articular cartilage: a function of the load supported. *J. Anat.* 154, 103-111.
- Müller-Gerbl, M., Putz, R., Hodapp, N., Schulte, E. und Wimmer, B. (1989): Computed tomography-osteodensitometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long-term mechanical adaptation in individual joints. *Skeletal Radiol.* 18, 507-512.
- Müller-Gerbl, M., Putz, R., Hodapp, N., Schulte, E. und Wimmer, B. (1990): Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-Osteodensitometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden. *Z. Orthop.* 128, 128-133.
- Müller-Gerbl, M. (1991): CT-Osteodensitometrie (CT-OAM) und ihr Einsatz zur Analyse der Langzeitbeanspruchung der großen Gelenke in vivo. Habilitationsschrift, München.
- Müller-Gerbl, M. (1998): The subchondral bone plate. 141, pp. 1-133. Springer, Berlin.
- Müller-Rohrmooser, M. (1997): Arthrodese des Karpal- und Tarsalgelenkes bei Hund und Katze. Behandlungen und Ergebnisse in den Jahren 1985-1996. Diss. med. vet., München.
- Nakayama, T. (1987): The important roles of the irregular split lines in the split line method. *Anat. Anz.* 163, 255-275.

-
- Nickel, R., Schummer, A. und Seiferle, E. (2004): Lehrbuch der Anatomie der Haustiere. Band I. Bewegungsapparat. 1, 8. Parey Verlag, Berlin, Hamburg.
- Nielsen, C., Stover, S. M., Schulz, K. S., Hubbard, M. und Hawkins, D. A. (2003): Two-dimensional link-segment model of the forelimb of dogs at a walk. *Am J Vet Res* 64, 609-617.
- O'Connor, P., Bland, C. und Gardner, D. L. (1980): Fine structure of artificial splits in femoral condylar cartilage of the rat: a scanning electrom microscopy study. *J Path* 132, 169-179.
- Off, W. und Matis, U. (1997): Ganganalyse beim Hund. *Tierärztl. Prax* 25, 8-14.
- Off, W. und Matis, U. (1997): Ganganalyse beim Hund. Teil 2: Aufbau eines Ganglabors und bewegungsanalytische Untersuchungen. *Tierärztl. Prax* 25, 303-311.
- Oikawa, M., Yoshihara, T. und Kaneko, M. (1989): Age-related changes in articular cartilage thickness of the third metacarpal bone in the thoroughbred. *Jpn. J. Vet. Sci.* 51, 839-842.
- Ortmann, R. (1975): Use of polarized light for quantitative determination of the adjustment of tangential fibres in articular cartilage. *Anat Embryol* 148, 109-120.
- Palmer, A. K. und Werner, F. W. (1981): The triangular fibrocartilage complex of the wrist - anatomy and function. *J Hand Surg* 6, 153-162.
- Palmer, J. L., Bertone, A. L. und Litsky, A. S. (1994): Contact area and pressure distribution changes of the equine third carpal bone during loading. *Equine Vet. J.* 26, 197-202.
- Patterson, R. und Viegas, S. F. (1995): Biomechanics of the wrist. *J Hand Ther* 8, 97-105.
- Pauwels, F. (1959): Die Struktur der Tangentialfaserschicht des Gelenkknorpels der Schulterpfanne als Beispiel für ein verkörpertes Spannungsfeld. *Z Anat Entw Gesch* 121, 188-240.
- Pellegrini Jr, V. D., Olcott, C. W. und Hollenberg, G. (1993): Contact patterns in the trapeziometacarpal joint: the role of the palmar beak ligament. *J Hand Surg* 18, 238-244.
- Pogue, D. J., Viegas, S. F., Patterson, R., Peterson, P., Jenkins, D. K., Sweo, T. D. und Hokanson, J. A. (1990): Effects of distal radius fracture malunion on wrist joint mechanics. *J Hand Surg* 15, 721-727.

-
- Preston, C. A., Schulz, K. S. und Kass, P. H. (2000): In vitro determination of contact areas in the normal elbow joint of dogs. *Am J Vet Res* 61, 1315-1321.
- Probst, C. W. und Millis, D. L. (1993): Carpus and digits. In: D. Slatter, Ed. *Textbook of Small Animal Surgery*, 2, 2nd, pp. 1757-1769. WBSaunders Company, Philadelphia.
- Prole, J. H. (1976): A survey of racing injuries in the Greyhound. *J Small Anim Pract* 17, 207-218.
- Radin, E. L. und Paul, I. L. (1970): Does cartilage compliance reduce skeletal impact loads? The relative force-attenuating properties of articular cartilage, synovial fluid, periarticular soft tissues and bone. *Arthr Rheum* 13, 139-144.
- Radin, E. L., Paul, I. L. und Lowy, M. (1970): A comparison of the dynamic force transmitting properties of subchondral bone and articular cartilage. *J. Bone Joint Surg.* 52 (A), 444-456.
- Radin, E. L., Abernethy, P. J., Townsend, P. M. und Rose, R. M. (1978): The role of bone changes in the degeneration of articular cartilage in osteoarthritis. *Acta Orthop Belg* 44, 55-63.
- Radin, E. L. und Rose, R. M. (1986): Role of subchondral bone in the initiation and progression of cartilage damage. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 213, 34-40.
- Rauscher, T. (1986): Metrische Untersuchungen an den Gelenken und Muskeln der Schultergliedmasse bei zwei Hunderassen - ein Vergleich zwischen Dackel (Teckel, Dachshund) und Deutschem Schäferhund. *Diss med vet, München.*
- Redler, I., Mow, V. C., Zimny, M. L. und Mansell, J. (1975): The ultrastructure and biomechanical significance of the tidemark of articular cartilage. *Clin Orthop* 112, 357-362.
- Riegert, S. (2004): Anatomische und biomechanische Untersuchungen am Kniegelenk (Articulatio genus) des Hundes (*Canis familiaris*). *Diss med vet, München.*
- Riggs, C. M., DeCamp, C. E. und Soutas-Little, R. W. (1993): Effects of subject velocity on force plate-measured ground reaction forces in healthy greyhounds at the trot. *Am J Vet Res* 54, 1523-1526.
- Romeis, B. (1989): *Mikroskopische Technik*. 17. Urban und Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore.

-
- Roos, H., Brugger, S. und Rauscher, T. (1992): Über die biologische Wertigkeit der Bewegungen in den Radioulnargelenken bei Katze und Hund. *Anat. Histol. Embryol.* 21, 199-205.
- Roth, V. und Mow, V. C. (1980): The intrinsic tensile behavior of the matrix of bovine articular cartilage and its variation with age. *J Bone Joint Surg* 62 A, 1102-1117.
- Roush, J. K. und McLaughlin Jr., R. M. (1994): Effect of subject stance time and velocity on ground reaction forces in clinically normal Greyhounds at the walk. *Am J Vet Res* 55, 1672-1676.
- Rubenstein, J., Kim, J. und Henkelman, R. (1996): Effects of compression and recovery on bovine articular cartilage: appearance on MR images. *radiology* 201, 843-850.
- Rumph, P. E., Lander, J. E., Kincaid, S. A., Baird, D. K., Kammermann, J. R. und Visco, D. M. (1994): Ground reaction force profiles from force platform gate analyses of clinically normal mesomorphic dogs at the trot. *Am J Vet Res* 55, 756-761.
- Schmidt, M. B., Mow, V. C., Chun, L. E. und Eyre, D. R. (1990): Effects of proteoglycan extraction on the tensile behavior of articular cartilage. *J Orthop Res* 8, 853-863.
- Schön, M., Eckstein, F., Vogt, S., Huber, W. und Putz, R. (1998): Subchondrale Spaltlinien des menschlichen Ellbogen- und Kniegelenkes - Ausdruck der Biegung und Zugbeanspruchung des subchondralen Knochens? *Osteologie* Z, 77-87.
- Schuller, K. (2001): Biomechanische Eigenschaften des Karpalgelenks des Pferdes mit besonderer Berücksichtigung technischer Probleme bei der computertomographischen Datenerhebung und -verarbeitung. Diss. med. vet., München.
- Schulz, K. S. (2001): Forelimb lameness in the adult patient. *Vet Clin N Am Sm Anim Pract* 31, 85-89.
- Sicard, G. K., Short, K. und Manley, P. A. (1999): A survey of injuries at five greyhound racing tracks. *J Small Anim Pract* 40, 428-432.
- Simkin, P. A., Graney, D. O. und Fiechtner, J. J. (1980): Roman arches, human joints, and disease. *Arthr Rheum* 23, 1308-1311.

-
- Simkin, P. A., Heston, T. F., Downey, D. J., Benedict, R. S. und Choi, H. S. (1991): Subchondral architecture in bones of the canine shoulder. *J Anat* 175, 213-227.
- Simon, W. H. (1971): Scale effects in animal joints. II. Thickness and elasticity in the deformability of articular cartilage. *Arthritis Rheumat.* 14, 493-502.
- Simon, W. H., Friedenber, S. und Richardson, S. (1973): Joint congruence. A correlation of joint congruence and thickness of articular cartilage in dogs. *J. Bone Joint Surg.* 55 (A), 1614-1620.
- Sobotta, J. (2000): Atlas der Anatomie des Menschen. Band 1. Kopf, Hals, obere Extremität. 21. Urban und Fischer, München, Jena.
- Sokoloff, L. (1966): Elasticity of aging cartilage. *Fed Proc* 25, 1089-1095.
- Stormont, T. J., An, K.-N., Morrey, B. F. und Chao, E. Y. S. (1985): Elbow joint contact study: comparison of techniques. *J Biomech* 18, 329-336.
- Stougaard, J. (1974): The calcified cartilage and the subchondral bone under normal and abnormal conditions. *Acta path microbiol scand Section A* 82, 182-188.
- Swann, D. A. und Seedhom, B. B. (1986): The relationship between the stiffness of normal articular cartilage and the predominating acting stress levels. *Scand J Rheum Suppl* 60, 29.
- Takei, T., Kobayashi, S., Yagi, R. und Mamiya, N. (1986): The structural response of articular cartilage to compressive load - scanning electron microscopic study. *Scand J Rheum Suppl* 60, 29.
- Tencer, A. F., Viegas, S. F., Cantrell, J. und al., e. (1998): Pressure distribution in the wrist joint. *J Orthop Res* 6, 509-517.
- Tillmann, B. (1978): Funktionelle Morphologie und Beanspruchung der Gelenke. *Verh Anat Ges* 72, 47-63.
- Tomlin, J. L., Peard, M. J., Langley-Hobbs, S. J. und Muir, P. (2001): Radial carpal bone fracture in dogs. *J Am Anim Hosp Assoc* 37, 173-178.
- Torzilli, P. A. und Mow, V. C. (1976): On the fundamental fluid transport mechanisms through normal and pathological articular cartilage during function - I: the formulation. *J Biomech* 9, 541-552.
- Torzilli, P. A. und Mow, V. C. (1976): On the fundamental fluid transport mechanisms through normal and pathological articular cartilage during function - II. The analysis, solution and conclusions. *J Biomech* 9, 587-606.

-
- Trumble, T., Allen, C. H., Miyano, J., Clark, J. M., Ott, S., Jones, D. E. C., Fernacola, P., Magnusson, M. und Tencer, A. (2001): A preliminary study of joint surface changes after an intraarticular fracture: A sheep model of a tibia fracture with weight bearing after internal fixation. *J Orthop Traum* 15, 326-332.
- Turan, E. und Erden, H. (2003): Computed tomography and morphometry of the carpal canal in the dog. *Ann Anat* 185, 173-178.
- Unkel-Mohrmann, F. (1999): Das ganganalytische Profil des Deutschen Schäferhundes. Diss med vet, München.
- Vaughan, L. C. (1985): Disorders of the carpus in the dog.I. *Br Vet J* 141, 332-341.
- Vener, M. J., Thompson Jr., R. C., Lewis, J. L. und Oegema Jr., T. R. (1992): Subcondral damage after acute transarticular loading: An in vitro model of joint injury. *J Orthop Res* 10, 759-765.
- Viegas, S., Tencer, A., Cantrell, J. und al., e. (1987): Load transfer characteristics of the wrist. Part I: The normal joint. *J Hand Surg* 12A, 971-978.
- Viegas, S., Patterson, R., Todd, P. und McCarty, P. (1993): Load mechanics of the midcarpal joint. *J Hand Surg* 18, 14-18.
- Viegas, S. F., Patterson, R., Peterson, P., Roefs, J., Tencer, A. und Choi, S. (1989): The effects of various load paths and different loads on the load transfer characteristics of the wrist. *J Hand Surg* 14A, 458-465.
- Vogt, S., Eckstein, F., Schön, M. und Putz, R. (1999): Vorzugsrichtung der Kollagenfibrillen im subchondralen Knochen des Hüft- und Schultergelenks. *Ann. Anat.* 181, 181-189.
- Vollmerhaus, B. und Roos, H. (1985): Anwendung des Standardgoniometers zur Gelenkmessung und Notierung der Gelenkbewegung beim Tier. *Tierärztl. Prax. Suppl* 1, 20-25.
- Wagner Jr, W. F., Tencer, A. F., Kiser, P. und Trumble, T. E. (1996): Effects of intra-articular distal radius depression on wrist joint contact characteristics. *J Hand Surg* 21, 554-560.
- Walker, P. S. und Hajek, J. V. (1972): The load bearing area in the knee joint. *J Biomech* 5, 581-589.
- Wang, C.-L., Cheng, C. K., Chen, C.-W., Lu, C.-M., Hang, Y.-S. und Liu, T.-K. (1995): Contact areas and pressure distribution in the subtalar joint. *J Biomech* 28, 269-279.

-
- Ward, K. A. und Soames, R. W. (1997): Contact patterns at the tarsal joints. *Clin Biomech* 12, 496-507.
- Warnock, J. J. und Beale, B. S. (2004): Arthroscopy of the antebrachiocarpal joint in dogs. *JAVMA* 224, 867-874.
- Werner, F. W., Glisson, R. R., Murphy, D. J. und Palmer, A. K. (1986): Force transmission through the distal radiocarpal joint: effect of ulnar lengthening and shortening. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 18, 304-308.
- West, J., Fitzpatrick, J. M., Wang, M. Y., Dawant, B. M., Maurer, C. R., Kessler, R. M., Maciunas, R. J., Barillot, C., Lemoine, D., Collignon, A., Maes, F., Suetens, P., Vandermeulen, D., van den Elsen, P. A., Napel, S., Sumanaweera, T. S., Harkness, B., Hemler, P. F., Hill, D. L., Hawkes, D. J., Studholme, C., Maintz, J. B., Viergever, M. A., Malandain, G., Woods, R. P. und et al. (1997): Comparison and evaluation of retrospective intermodality brain image registration techniques. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 21, 554-566.
- Whitelock, R. (2001): Conditions of the carpus in the dog. In *Practice* January 2001, 2-13.
- Woo, S., Simon, B., Kuei, S. und Akeson, W. (1980): Quasi-linear viscoelastic properties of normal articular cartilage. *J of Biomechanical Engineering* 102, 85-90.
- Wu, J. Z., Herzog, W. und Epstein, M. (1998): Effects of inserting a pressensor film into articular joints on the actual contact mechanics. *J Biomech Eng* 120, 655-659.
- Yalden, D. W. (1970): The functional morphology of the carpal bones in carnivores. *Acta Anat* 77, 481-500.
- Yanoff, S. R., Hulse, D. A., Hogan, H. A., Slater, M. R. und Longnecker, M. T. (1992): Measurements of vertical ground reaction force in jumping dogs. *VCOT* 5, 44-50.

Danksagung

Herrn Prof. Dr. Dr. h. c. mult. Hans-Georg Liebich danke ich für die Bereitstellung der technischen Einrichtungen und Labors des Instituts, die Überlassung der Platinatbilder sowie die jederzeit hervorragenden Arbeitsbedingungen.

Meinem Doktorvater Herrn PD Dr. Johann Maierl möchte ich herzlich danken für die Überlassung des interessanten Themas und die immer umfassende, hervorragende Betreuung und geduldige Hilfestellung bei jeglichen Problemen.

Frau Prof. Dr. Ulrike Matis danke ich für die freundliche Bereitstellung des Computertomographen der Chirurgischen Tierklinik.

Herrn Prof. Dr. Walter Hermanns und dem Institut für Tierpathologie danke ich für die freundliche Überlassung der Untersuchungspräparate.

Herrn PD Dr. Sven Reese möchte ich danken für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung, die stets gewährte Hilfe bei Computerproblemen und alle sonstigen nützlichen Tipps.

Frau Silvia Mitterer möchte ich herzlich für die fachliche und seelische Unterstützung während der Dissertation, die Hilfe bei der Anfertigung der histologischen Schnitte, alle wertvollen Tipps und Hilfestellungen und das Korrekturlesen der Arbeit danken.

Allen Mitarbeitern und Mitarbeiterinnen des Instituts für Tieranatomie danke ich für die Hilfe und Unterstützung bei der Anfertigung der Dissertation; mein besonderer Dank gilt dabei den Präparatoren Herrn Hecher, Herrn Kelm und Herrn Obermayer für die Hilfe bei der Sammlung der Präparate und die Unterstützung in technischen Fragen.

Meinem Kollegen, Herrn Dr. Christoph Hinterseher, danke ich herzlich für allzeit gewährte Hilfe, Unterstützung und Aufmunterungen; ihm und Frau Caroline Furtwängler danke ich außerdem für das Korrekturlesen der Arbeit.

Schließlich möchte ich meinen Eltern danken, die mir diese Ausbildung ermöglicht haben.

Lebenslauf

Annette Kaiser

Geburtstag 17.04.1979

Geburtsort Marktredwitz

Eltern Johann Kaiser, geb. 21.04.1938, gest. 25.03.2003,
Glasschleifer
Annerose Kaiser, geb. Jungnickl, geb. 05.10.1946,
Hausfrau

Ausbildung

1985-1989 Grund- und Volksschule Fichtelberg-Mehlmeisel

1985-1998 Luisenburg-Gymnasium Wunsiedel

1998-2004 Studium der Tiermedizin an der LMU München

SS 2002 Studium der Tiermedizin an der Tierärztlichen Fakultät der
Universität Zürich

30. März 2004 Approbation

2004-2005 Doktorandin am Institut für Tieranatomie I der LMU
München

seit Oktober 2005 Internship in der Chirurgischen Tierklinik der LMU
München, Leitung Prof. Dr. U. Matis

