

Aus dem Institut für Tieranatomie
der Tierärztlichen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

Lehrstuhl für Tieranatomie I, insbesondere
Systematische und Topographisch-klinische Anatomie
Vorstand: Prof. Dr. Dr. h.c. mult. H.-G. Liebich

**Anatomische und biomechanische Untersuchungen
am Schultergelenk (Articulatio humeri) des Hundes
(Canis familiaris)**

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

vorgelegt von
Dorothea Eller
aus Neuburg/Donau

München 2003

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

Dekan: Univ.-Prof. Dr. R. Stolla

Referent: Univ.-Prof. Dr. Dr.hc.mult. H.-G. Liebich

Koreferent: Priv.-Doz. Dr. W. Breuer

Tag der Promotion: 18. Juli 2003

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	7
2	Literaturübersicht	8
2.1	Anatomie des Schultergelenks.....	8
2.1.1	Makroskopische Anatomie.....	8
2.1.2	Mikroskopische Anatomie von Gelenkknorpel und subchondraler Knochenplatte	14
2.2	Biomechanik des Schultergelenks	25
2.2.1	Verteilung der Körpermasse und Lage des Schwerpunkts	25
2.2.2	Dynamische Belastung der Schultergliedmaße und Ganganalyse	25
2.2.3	Kontaktflächen im Schultergelenk.....	27
2.3	Grundlagen der Computertomographie-Osteoabsorptiometrie (CTOAM).....	31
2.3.1	Computertomographie	31
2.3.2	Artefakte bei der CT-Messung.....	32
2.3.3	Computertomographie-Osteoabsorptiometrie (CTOAM).....	33
3	Material und Methoden	35
3.1	Material	35
3.2	Methoden.....	35
3.2.1	Vorbereitung	35
3.2.2	Spaltlinien	36
3.2.3	Computertomographische (CT) Datenerhebung.....	38
3.2.4	Weitere Verarbeitung der CT Daten.....	41
3.2.5	Subchondrale Knochendichte	41
3.2.6	Knorpeldicke	42
3.2.7	Erstellen eines Summationsbildes	42
3.2.8	Validierung der Knorpeldickenmessung.....	43
3.2.9	Validierung der technischen Präzision	45
3.2.10	Vergleich der Originaldaten mit „Equalize“-korrigierten Daten	46
3.2.11	Kontaktflächen	46
3.2.12	Ermittlung der glenohumeralen Winkelung	47
3.2.13	Versuchsaufbau für die Messung der Kontaktflächen.....	48
3.2.14	Kontaktflächenmessung.....	50
3.2.15	Auswertung der Silikonabdrücke	51

3.2.16	Auswertung der Filme	52
4	Ergebnisse	53
4.1	Spaltlinien	53
4.1.1	Physiologische Gelenke.....	53
4.1.2	Pathologisch veränderte Gelenke	57
4.2	Verteilung der Knochendichte (CTOAM).....	57
4.2.1	Physiologische Gelenke.....	57
4.2.2	Summationsbild der Knochendichteverteilung	59
4.2.3	Validierung der technischen Präzision	67
4.2.4	Vergleich der Originaldaten mit „Equalize“-korrigierten Daten	67
4.3	Knorpeldicke	69
4.4	Kontaktflächenermittlung.....	73
4.4.1	Glenohumorale Rotation.....	73
4.4.2	Flächenpressung	73
5	Diskussion.....	84
5.1	Spaltlinien – Diskussion der Methode	84
5.2	Spaltlinien – Diskussion der Ergebnisse	85
5.3	CTOAM – Diskussion der Methode.....	86
5.4	CTOAM – Diskussion der Ergebnisse.....	89
5.5	Flächenpressung – Diskussion der Methoden	93
5.6	Flächenpressung – Diskussion der Ergebnisse	97
6	Zusammenfassung.....	99
7	Summary.....	100
8	Literaturverzeichnis	101

Abkürzungsverzeichnis

ATP-ase	Adenosintriphosphatase
BSH	Berner Sennenhund
C	Celsius
CISG	Computational Imaging Science Group, King's College, London
CT	Computertomographie
CTCCM	Computertomographie-Chondrocrassometrie
CTOAM	Computertomographie-Osteoabsorptiometrie
DD	Deutsche Dogge
dpi	dots per inch
DSH	Deutscher Schäferhund
GAG	Glykosaminoglykan
GML	Großer Münsterländer
HE	Hounsfield-Einheiten
HNO ₃	Salpetersäure
HU	Hounsfield-Units
KG	Körpergewicht in Newton
kV	Kilovolt
LD	Langhaardackel
mAs	Milliamperesekunden
MIP	Maximum Intensity Projection
MPa	Mega Pascal
MRT	Magnetresonanztomographie
N	Newton
OCD	Osteochondrosis dissecans
R-Ebene	Rotationsebene
ROI	Region of Interest
S-Ebene	Sagittalebene
T	Tesla
VTK	Visualization Toolkit

1 Einleitung

Im Lauf der Jahre wurden zahlreiche Untersuchungen und Studien zum Schultergelenk des Hundes durchgeführt. So liegen detaillierte Erkenntnisse zur makro- und mikroskopischen Anatomie vor (Liebich und König, 1999; Nickel et al., 1992). Während in früherer Zeit die einzelnen Muskeln isoliert betrachtet wurden, richtet sich das Augenmerk nun auf das Zusammenspiel des ganzen Systems. So wurden die im Gelenk herrschenden Kräfte und ihr Einfluss auf Muskeln, Knorpel, subchondrale Knochenlage und die Gelenkarchitektur zunehmend Gegenstand der Forschung (Eckstein et al., 1996; Künzel, 2000).

In der Humanmedizin gibt es bereits für zahlreiche Gelenke „Karten“, in denen die Dichte der subchondralen Knochenlage erfasst ist. Möglich wurde das mit dem von Müller-Gerbl eingeführten Verfahren der computertomographischen Osteoabsorptiometrie (CTOAM) (Müller-Gerbl et al., 1990). Ergänzt werden diese Karten durch Spaltlinienmuster als Ausdruck der im Gelenk herrschenden Dehnungsspannungen (Schön et al., 1998).

Für das Schultergelenk des Hundes fehlen solche Untersuchungen weitgehend. So ist das Ziel der vorliegenden Arbeit auch für das Schultergelenk des Hundes vergleichbare Karten zu erstellen und so einen Einblick in die dort herrschenden Kräfte zu erhalten.

Weiterhin werden zur Darstellung der biomechanischen Belastungsverhältnisse auch die Kontaktflächen zwischen Humerus und Scapula untersucht. Erstmals ist hier neben der topographischen auch eine quantitative Auswertung möglich. Dies geschieht mit Hilfe von drucksensitiven Filmen, wie sie bereits in der Humanmedizin eingesetzt werden (Conzen, 1999; Wang et al., 1994). So kann die Druckverteilung innerhalb einer Kontaktfläche dargestellt werden.

Insgesamt soll diese Arbeit einen Beitrag dazu leisten, die normalanatomische Situation im Schultergelenk des Hundes zu verstehen und vor diesem Hintergrund die Anforderungen an Implantate bzw. Schulterendoprothesen zu erkennen.

2 Literaturübersicht

2.1 Anatomie des Schultergelenks

2.1.1 Makroskopische Anatomie

2.1.1.1 Knöcherne Anteile

Schulterblatt, Scapula

Das Schulterblatt ist ein annähernd dreieckiger, platter Knochen, der nur bindegewebig-muskulös mit dem Rumpf verbunden ist (Nickel et al., 1992). Am proximalen Rand sitzt ihm der Schulterblattknorpel (Cartilago scapulae) auf, der bei den Fleischfressern - im Gegensatz zu den Huftieren - nur als schmaler Saum entwickelt ist. Distal konvergieren kranialer und kaudaler Rand und bilden so den Hals des Schulterblattes (Collum scapulae) mit der Incisura scapulae. Ihm schließt sich der ventrale Gelenkwinkel (Angulus ventralis) an, der zur Artikulation mit dem Humeruskopf die flache, konkave Gelenkpfanne (Cavitas glenoidalis) ausbildet. Die prominente Schulterblattbeule (Tuberculum supraglenoidale) überragt nach kranial die Gelenkpfanne. Medial befindet sich hier der Rabenschnabelfortsatz (Proc. coracoideus) und kaudal das Tuberculum infraglenoidale. Die laterale Fläche des Schulterblatts wird von der Schulterblattgräte (Spina scapulae) zweigeteilt. Dadurch entstehen die kraniale und die kaudale Grätengrube (Fossa supraspinata und Fossa infraspinata). Distal läuft die Gräte im Gräteneck (Akromion) aus. Beim Hund ist dieses zum Processus hamatus ausgezogen. Die mediale Schulterblattfläche, Facies costalis seu medialis, bildet eine flache Grube aus, die Fossa subscapularis.

Oberarmbein, Humerus

Der Humerus bildet den proximalen Abschnitt (Stylopodium) der Gliedmaßensäule (Nickel et al., 1992). Er ist ein Röhrenknochen und wird in ein proximales Endstück mit Kopf (Caput humeri), ein Mittelstück oder Schaft (Corpus humeri) und in einen distalen Gelenkknorren (Condylus humeri) unterteilt. Je nach Rasse variiert seine Länge. Besonders bei den chondrodystrophen Hundetypen erscheint er gedrungen und in seiner Achse verdreht (Vollmerhaus et al., 1994). Der Humeruskopf hat eine eiförmige Gestalt. Er artikuliert mit der wesentlich kleineren Gelenkpfanne der Scapula und bildet

damit das Schultergelenk (*Articulatio humeri*). Kraniolateral ist ein wulstförmiger Knochenfortsatz ausgebildet, das *Tuberculum majus*, das beim Hund nur eine allenfalls undeutliche Zweiteilung erkennen lässt. Von hier zieht die stumpfe *Crista tuberculi majoris* nach distal. Kraniomedial befindet sich das kleinere *Tuberculum minus*. Dazwischen liegt im *Sulcus intertubercularis* die Ursprungssehne des *Musculus biceps*. Das *Tuberculum majus* entspricht in seiner Höhe etwa dem Humeruskopf, das *Tuberculum minus* ist jedoch kleiner. Beim Dackel sollen nach Untersuchungen von Detels (1980) beide Tubercula den Gelenkkopf überragen. Der Kopf setzt sich durch eine Einziehung (*Collum humeri*) deutlich vom distal folgenden Schaft ab (Evans, 1993). Dieser zeigt eine Reihe markanter Knochenvorsprünge und Leisten als Ansatzpunkte für diverse Muskeln (Berg, 1995). Lateral fällt besonders bei größeren Rassen oberhalb der Schaftmitte ein Höcker auf, die *Tuberositas deltoidea*. Sie setzt sich distal als *Crista humeri* und proximal als *Linea musculi tricipitis* zur *Tuberositas teres minor* fort. Vom *Tuberculum minus* aus verläuft die *Crista tuberculi minoris* nach distal und verbreitert sich im weiteren Verlauf zur *Tuberositas teres major* (Boyd, 2001; Budras et al., 2000). Lateral am Humerusschaft ist eine spiralförmig gewundene Rinne zu erkennen, der *Sulcus musculi brachialis* (Künzel, 2000).

2.1.1.2 Gelenkkapsel und Gelenkbänder

Die Gelenkkapsel ist locker und geräumig. Medial grenzen die Sehnen des *M. subscapularis*, des *M. coracobrachialis*, lateral die Sehnen des *M. infraspinatus* und des *M. teres minor* an (Bardet, 1998). Sie bildet beim Fleischfresser zwei kraniale und eine kaudo-laterale Aussackung. Medial und lateral strahlen kollagene und elastische Faserzüge stabilisierend in die Kapsel ein, welche die medialen und lateralen *Ligamenta glenohumeralia* bilden (Evans, 1993). Sie sind für die Stabilität des Gelenks außerordentlich wichtig (Vasseur et al., 1982). Das mediale Ligamentum ist als schräges Band zwischen *Tuberculum supraglenoidale* und dem *Tuberculum minus* des Humerus ausgespannt. Ein zweiter Schenkel strahlt vom kaudalen Schulterblattrand hinein, so dass es die Form eines Y annimmt (Künzel, 2000). Es verläuft innerhalb der Kapsel und reicht, nach Untersuchungen von Ganzberger, weit in den Gelenkspalt hinein (Ganzberger et al., 1995). Das laterale Ligamentum glenohumerale zieht vom lateralen Rand der *Cavitas glenoidalis* an den kaudalen Anteil des *Tuberculum majus*. Ein weiteres Band, das *Ligamentum transversum humeri*, befestigt die Ursprungssehne des

Musculus biceps brachii im Sulcus intertubercularis. An dieser Stelle ist die Sehne von einer Kapselsehnenscheide der Schultergelenkmembran umgeben.

Die Gelenkkapsel besteht aus zwei verschiedenen bindegewebigen Schichten, dem äußeren Stratum fibrosum und dem innen gelegenen Stratum synoviale. Letzteres wird nochmals in die Intima synovialis (Synoviozytenschicht) und in das Stratum sub-synoviale unterteilt (Beckmanns, 1993). Es kleidet mit zahlreichen Falten und Zotten die gesamte Gelenkhöhle aus. Die Synoviozyten sezernieren saure Proteoglykane und Hyaluronsäure, welche wichtige Bestandteile der Gelenkschmiere (Synovia) sind und deren Konsistenz bedingen (Parry, 1993). Die unverletzte, luftdicht verschlossene Gelenkkapsel enthält die bernsteinfarbene, visköse Gelenkflüssigkeit. Sie stellt ein Dialysat des Blutplasmas dar und enthält neben den oben genannten Bestandteilen noch Monozyten und Lymphozyten (Hees und Sinowatz, 1992) und ist mit Nährstoffen und mit Sauerstoff angereichert (Levick, 1995). Physiologischerweise weist die Synovia keine Erythrozyten auf (Rahn, 1999). Ein gesundes menschliches Schultergelenk enthält weniger als 1 Milliliter Synovia (Matsen et al., 1991). Diese überzieht als dünner Film die Gelenkflächen und stabilisiert sie durch Kohäsionskräfte (Bardet, 1998). Ihre weiteren Aufgaben sind die Ernährung des Knorpels und die optimale Schmierung der Gelenkflächen. Zur Stoßdämpfung trägt sie kaum bei (Radin et al., 1970a). Die äußere Schicht (Stratum fibrosum) der Gelenkkapsel dient mit ihren kollagenen Faserzügen hauptsächlich der Stabilität und Gelenkführung.

2.1.1.3 Muskulatur

Alle Muskeln des Schultergelenks haben ihren Ursprung am Schulterblatt und enden proximal am Humerus (Nickel et al., 1992). Sie dienen nicht nur als Strecker und Beuger, sondern nehmen auch die Aufgabe von kontraktiven Seitenbändern wahr, die das Gelenk stabilisieren. Beim Fleischfresser beteiligen sie sich neben Beugung und Streckung auch an Abduktions-, Adduktions- und Rotationsbewegungen. Man unterteilt sie in die lateralen und die medialen Schultermuskeln.

Laterale Schultergelenksmuskulatur

Das Schulterblatt wird lateral (und auch medial) völlig von den kräftigen Muskelbäuchen umhüllt.

Der **M. supraspinatus** (oberer Grätenmuskel) entspringt mit seinem fleischigen Muskelbauch an der gesamten Fläche der Fossa supraspinata zieht entlang des kranialen Schulterblattrandes über die Streckseite des Gelenks hinweg und inseriert am freien Rand des Tuberculum majus humeri. Er ist ein Strecker des Schultergelenks.

Der **M. infraspinatus** (unterer Grätenmuskel) zieht flächenhaft von der Fossa infraspinata, Spina scapulae und der Schulteraponeurose über das Schultergelenk hinweg. Im weiteren Verlauf wird er zunehmend sehniger und endet distal am Tuberculum majus unterlegt von der Bursa subtendinea m. infraspinati. Je nach Position des Gelenks übernimmt dieser Muskel Aufgaben als Auswärtsdreher und Abduktor des Humerus oder als Beuger des Schultergelenks. Seine Sehne dient dem Gelenk als stabilisierendes laterales Kollateralband.

Der **M. deltoideus** ist ein platter, flacher Muskel, der direkt unter der Schulterfaszie liegt. Seine Pars scapularis beginnt an der Spina scapulae, läuft in der Fossa infraspinata nach distal und geht dann in eine Sehne über, die sich medial unter die Pars acromialis einschleibt. Die Pars acromialis entspringt am Acromion, kreuzt die laterale Schultergelenkseite, vereint sich mit der Pars scapularis und inseriert auf der Tuberositas deltoidea am Oberarmknochen. Die Aufgaben dieses Muskels bestehen im Beugen des Schultergelenks sowie der Abduktion und Rotation der Schultergliedmaße.

Der **M. teres minor**, ein kleiner, runder Muskel, liegt unter dem M. deltoideus an der Beugeseite des Schultergelenks. Sein Ursprung befindet sich am kaudalen Skapularand und am Tuberculum infraglenoidale. Im weiteren Verlauf schiebt er sich zwischen M. infraspinatus und dem Caput longum des M. triceps brachii. Er setzt an der Tuberositas teres minor des Humerus an. Er ist ein Beuger des Schultergelenks.

Mediale Schultergelenksmuskulatur

Der **M. subscapularis** (Unterschultermuskel) hat seinen Ursprung in der Fossa subscapularis, welche er völlig ausfüllt (Nickel et al., 1992). Nach kranial und kaudal überragt er den Hals der Scapula, zieht mit kurzer, starker Sehne medial über das Schultergelenk und inseriert am Tuberculum minus des Oberarms. Diese Sehne ist eng mit der Gelenkkapsel verbunden und ersetzt das stabilisierende mediale Seitenband

(Liebich und König, 1999). Vier bis sechs Sehnenplatten strahlen in den Muskelbauch ein, was ihm eine komplizierte Fiederung verleiht (Nickel et al., 1992). Er ist ein Beuger und Strecker der Schulter.

Der **M. teres major** (größerer, runder Muskel) entspringt im kaudalen Winkel des Schulterblatts und am M. subscapularis, kreuzt den M. triceps brachii und den M. coracobrachialis (Nickel et al., 1992). Seine kurze, flache Sehne setzt an der Crista tuberculi minoris an und verschmilzt dabei mit dem M. latissimus dorsi und der Oberarmfaszie. Er beugt das Schultergelenk.

Der kurze, dicke **M. coracobrachialis** (Rabenschnabel-Armmuskel) hat seinen Ursprung am Processus coracoideus des Schulterblatts, zieht von einem Schleimbeutel unterlagert zwischen den Mm. supraspinatus und subscapularis nach distal (Liebich, 1999). Medial liegt er dem Schultergelenk an und endet proximal und distal der Tuberositas teres major. Seine Aufgaben sind Extension und Adduktion des Schultergelenks (Evans, 1993).

Der **M. triceps brachii** zieht mit seinem Caput longum vom kaudalen Rand des Schulterblatts zum Olekranon (Nickel et al., 1992). Die beiden anderen Muskelköpfe entspringen lateral und medial am Humerus und inserieren ebenfalls am Ellbogenhöcker. Alle drei Anteile wirken als Strecker des Ellbogengelenks.

2.1.1.4 Bewegungsmöglichkeiten

Die enorme Bewegungsfreiheit des menschlichen Schultergelenks ist beim Tier, insbesondere bei den hochspezialisierten Lauftieren (z. B. Pferd) zu Gunsten weitgehender Beschränkung auf Beuge- und Streckbewegungen (Bewegungen in der Sagittalebene) reduziert. Bewegungen in der Rotations- bzw. Ab- und Adduktionsebene sind den Fleischfressern in gewissem Umfang möglich, jedoch dominieren auch beim Hund die Bewegungen in der S-Ebene¹. Beugung ist maximal bis zu einem Winkel von 45° (DSH) bzw. 51° (DD) und Streckbewegungen sind bis 145° (DSH) bzw. 149° (DD) und 142° (LD) möglich. Der Schäferhund ist zu einer Abduktionsbewegung von 58° fähig, während der Abduktionsradius bei krummbeinigen Teckelschlägen (34°) aber auch bei der Dogge mit 24° deutlich geringer ist. Bei der Adduktion hat die Dogge mit 19° den kleinsten Spielraum. Innenrotation ist beim Schäferhund bis 47° und Außenrotation bis

¹ Bewegungen in der Sagittalebene (Flexion, Standwinkel, Extension).

57° möglich (Mai, 1995). Es gibt keine stabilisierenden Seitenbänder. Die Endsehnen von Muskeln übernehmen als kontraktile Spannbänder diese Funktion (Nickel et al., 1992).

2.1.1.5 Geometrie

Das Schultergelenk ist ein konkav-inkongruentes Kugelgelenk. Jedoch nimmt die physiologische Inkongruenz im Alter ab (Goodfellow und Bullough, 1967; Bullough et al., 1973). Diese auf den ersten Blick unverständliche Inkongruenz bringt für das Gelenk eine Reihe von Vorteilen mit sich. So garantiert sie die Ernährung und Schmierung des Gelenkknorpels (Müller-Gerbl et al., 1993). Unter Belastung werden die Gelenkpartner durch Deformation des Knorpels aneinander gepresst was einen Anstieg der Kontaktfläche zur Folge hat und somit eine optimale Druckspannungsverteilung im subchondralen Knochen des gesamten Gelenks bewirkt (Bullough, 1981). Die physiologische Inkongruenz stellt also ein optimiertes biologisches Bauprinzip hinsichtlich Spannungsverteilung und Knorpelernährung dar (Müller-Gerbl et al., 1993). Durch die Untersuchungen von Mai (1995) am Schultergelenk des Hundes wird die hier herrschende Inkongruenz verdeutlicht. Er bestimmte das Krümmungsverhalten der Cavitas glenoidalis und des Caput humeri bei verschiedenen Rassen und zeigte die großen Unterschiede zwischen den Gelenkflächenabschnitten kranial am Humeruskopf und dem wesentlich stärker gekrümmten kaudalen Bereich auf (siehe Abbildung 1).

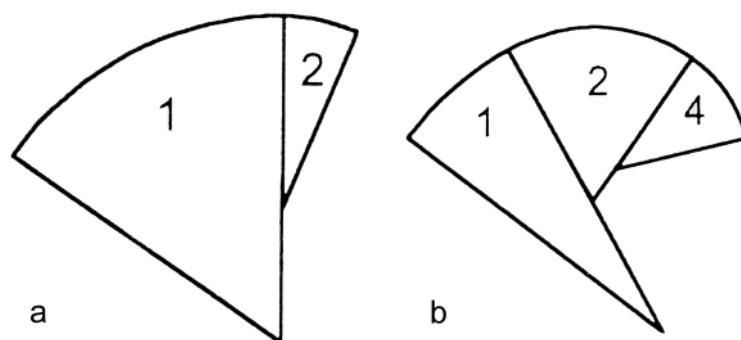


Abbildung 1: 2D Krümmungsanalyse. a) Führungslinien der Cavitas glenoidalis (1) kranialer (2) kaudaler Sektor, b) Führungslinien des Caput humeri (1) kranialer Sektor; (2) axialer (4) kaudaler Sektor (aus Mai, 1995).

2.1.2 Mikroskopische Anatomie von Gelenknorpel und subchondraler Knochenplatte

2.1.2.1 Gelenknorpel

Bausteine des Knorpels

Hyaliner Gelenknorpel setzt sich aus Chondrozyten und der von ihnen produzierten Interzellulärsubstanz zusammen, welche in einen geformten und einen ungeformten Teil untergliedert wird (Liebich, 1999). Die Chondrozyten sind die einzigen Zellen des Knorpels. Sie liegen in der Interzellulärsubstanz eingebettet in Höhlen, deren Wand als Knorpelkapsel bezeichnet wird. Der Knorpelhof ist der 1-2 μm breite Bereich aus Kollagenfibrillen, der schalenartig die Knorpelzellen umgibt. Knorpelzelle, Knorpelkapsel und Knorpelhof sind die kleinste funktionelle Einheit des Knorpels und werden auch Chondron genannt. Knorpelzellen und Interzellulärsubstanz interagieren sehr eng miteinander (Nixon, 1993). Diese Kommunikation kommt vermutlich über Zilien zustande, die in die Matrix eingebettet sind.

Zur geformten Interzellulärsubstanz zählen die Kollagenfasern. Sie gehören zu über 90% dem Typ II an. Daneben existieren noch geringe Mengen an Kollagen vom Typ IX, XI, V, VI (Nixon, 1993). Typ II Kollagenfasern sind mit ihrem Durchmesser von 100-200 Nanometer relativ schmal (Roth und Mow, 1980). Sie durchziehen das gesamte Knorpelgewebe als ein dreidimensionales Netzwerk. Die Knorpelmatrix zeigt das Phänomen der Anisotropie, d. h. sie hat je nach Untersuchungsrichtung unterschiedliche physikalische Eigenschaften (Jeffery et al., 1991). Dies drückt sich auch in den weiter unten zu besprechenden Knorpelspaltlinien aus.

Unter der ungeformten Interzellulärsubstanz versteht man eine Substanz, die aus Glykoproteinen und Proteoglykanen besteht. Letztere sind die größten Moleküle der Knorpelsubstanz (Nixon, 1993). Sie bilden lange Monomerketten, die aus einem Proteinkern bestehen. Daran lagern sich die Glykosaminoglykaneinheiten (GAG) an (siehe Abbildung 2). Hiervon gibt es drei verschiedene Typen: Hyaluronsäure, Chondroitinsulfat und Keratansulfat (Ross et al., 1995). Chondroitin-6-sulfat, Chondroitin-4-sulfat und Keratansulfat sind die häufigsten Seitenketten. Sie wiederum bestehen aus sich vielfach wiederholenden Disaccharideinheiten (Nixon, 1993). Auf Grund der sich in ihrer Wirkung summierenden negativen Ladungen der Disaccharide stoßen sich die einzelnen Ketten stark ab und stehen steif vom Proteinkern weg. Hierin liegt eines der wichtigsten Funktionsprinzipien des Knorpels begründet (s.u.). Über die Hyaluronsäuremoleküle

sind die Proteoglykaneinheiten untereinander verbunden und bilden dadurch große Aggregate (Ross et al., 1995). Ein Verbindungsprotein stabilisiert diese Verknüpfung (Nixon, 1993).

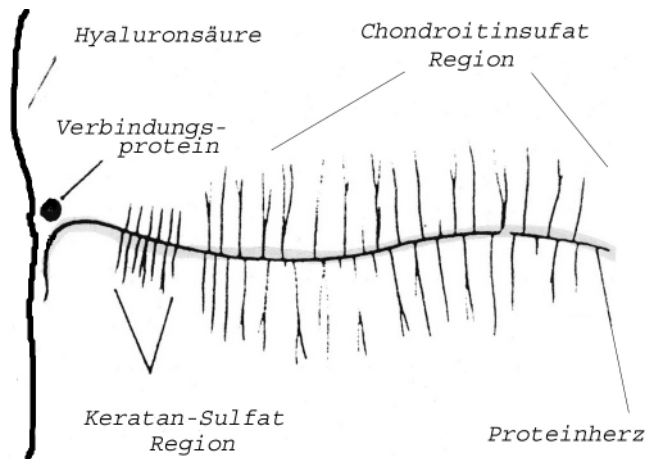


Abbildung 2: Proteoglykanmolekülaggregat, das sich mit einem Hyaluronsäurestrang verbindet (aus Nixon, 1993).

Der Gelenkknorpel wird in vier verschiedene Zonen eingeteilt, die sich hinsichtlich der Chondrozytenform, des Kollagenfasergehalt bzw. -ausrichtung sowie der Menge und Zusammensetzung der Glykosaminoglykane unterscheiden (Nixon, 1993).

Oberflächlich liegt die **Tangentialzone**. Diese Schicht ist die dünnste der vier Zonen. Die Chondrozyten der Tangentialzone sind platt und parallel zur Gelenkoberfläche angeordnet (Nixon, 1993). Ihre Anzahl ist hier am größten und nimmt im weiteren Verlauf ab (Stockwell, 1974), ihre Größe jedoch nimmt zu (Egglı et al., 1988).

Die Kollagenfasern liegen dicht gepackt in oberflächenparallelen Blättern beieinander (Jeffery et al., 1991; Mow et al., 1984). Der Anteil an Kollagenfasern ist hier höher als in den anderen Knorpelschichten (Roth und Mow, 1980), wodurch eine größere Zugfestigkeit gegeben ist und zugleich eine Diffusionsbarriere aufgebaut wird, die den Knorpel vor Antikörpern schützt (Setton et al., 1992).

Es folgt die mittlere Schicht, die sogenannte **Transitionalzone**. Die Chondrozyten erscheinen hier runder und zufällig verteilt (Nixon, 1993). Auch die Verteilung der Kollagenfasern ist hier zufälliger und weniger dicht als oben (Mow et al., 1984; Roth und Mow, 1980).

In der **Radiärzone** sind die Chondrozyten in Säulen parallel zur Kollagenfaserrichtung ausgerichtet (Guilak et al., 1995).

Die Kollagenfasern orientieren sich zunehmend senkrechter zur Oberfläche (Jeffery et al., 1991; Nixon, 1993) und bilden große strahlenförmig verlaufende Faserbündel, welche die Verkalkungszone und die Tidemark (s. u.) kreuzen und so das Gewebe im Knochen verankern (Mow et al., 1984).

Aspen und Hukins (1981; 1989) schreiben dieser Zone eine Verankerungsfunktion zwischen unverkalktem und verkalktem Knorpel zu.

Die Tidemark grenzt als basophile Linie den unverkalkten vom kalzifizierten Knorpel ab (Bullough, 1981). Ihre Basophilie beruht auf ihrem Lipidgehalt.

Die **Verkalkungszone** stellt die unterste Schicht dar, in der die Chondrozyten zu Grunde gegangen sind. Sie verankert den Knorpel mit der subchondralen Knochenlage (Hough et al., 1974). Die enge und intensive Verbindung von Knorpel und subchondraler Knochenlage lässt sich unter dem Elektronenmikroskop bei 2000 facher Vergrößerung als Verzahnungslinie erkennen. Die Höhe der Verkalkungszone wird als Spiegel der Langzeitbeanspruchung gesehen (Eckstein et al., 1996).

Knorpelstoffwechsel

Ausdifferenziertes Knorpelgewebe ist frei von Nerven und Gefäßen. Der Stoffwechsel läuft weitgehend anaerob ab. Nach Untersuchungen von Levick (1995) verbrauchen die Knorpelzellen 70% der im Gelenk befindlichen Glucose für sich. Ihre Ernährung findet von zwei Seiten aus statt (Nixon, 1993). Die Knorpelzellen der oberflächlicheren Schichten sind für die Nährstoffver- und Nährstoffentsorgung auf die Synovialflüssigkeit angewiesen, wobei die Glukose auf Grund ihrer geringen Größe in die Matrix hinein diffundieren kann. Tiefere Bereiche werden über Epiphysengefäße versorgt. Allerdings wird mit steigendem Lebensalter diese Knochen-Knorpelgrenze unpassierbar für gelöste Stoffe, wie Maroudas et al. (1986) beim Vergleich zwischen reifen und unreifen Knorpelstücken des Menschen und des Schweins feststellten. Neben dem Prinzip der Diffusion leisten die sogenannten Pumpbewegungen bei intermittierender Be- und Entlastung und die strömende interzelluläre Flüssigkeit einen wichtigen Beitrag. Unter statischer Belastung dagegen sistiert der Stoffaustausch, und die Produktion von Matrixbestandteilen vermindert sich. Der Knorpel wird weicher und dünner (Jurvelin et al., 1986). Dynamische Belastung dagegen regt die Proteoglykan- und Kollagensynthese

der Chondrozyten an (Eckstein et al., 2001). Hieraus lassen sich zwei wichtige Folgerungen ziehen: Erstens ist Belastung innerhalb des physiologischen Bereichs für die Gesundheit des Knorpels von eminenter Bedeutung und zweitens kann übermäßig dicker Knorpel nicht mehr in ausreichendem Maße ernährt werden (Grenze des Diffusionsgradienten). Nixon (1993) gibt als ungefähre Versorgungsgrenze 6 mm an. Da menschlicher Knorpel im allgemeinen eine Dicke von 3 mm nicht überschreitet (Maroudas et al., 1986), garantiert dieses Prinzip eine optimale Versorgung des gesunden Knorpels.

Knorpeldickenverteilung

Der Knorpel des jungen Tieres ist deutlich dicker als beim adulten. Er übernimmt hier eine Schutzfunktion für den unreifen, juvenilen Knochen (Firth und Hartmann, 1983). Im Laufe des Lebens nimmt dann die Knorpeldicke ab. Eine Zunahme stellten Böhringer et al. (1995) dagegen bei Frühstadien von Arthrosen im menschlichen Tibiakopf fest (s.u.). Kincaid und van Sickle (1981) fanden bei ihrer Knorpeldickenmessung am Schultergelenk des Hundes ein typisches Muster. Sie beschreiben einen „tränenförmigen“ Bereich dünnen Knorpels auf dem dorsalen Plateau des Humeruskopfes, der von einem dickeren Bereich eingfasst wird (siehe Abbildung 3). Knorpelschäden treten fast ausschließlich im dickeren Knorpel auf.

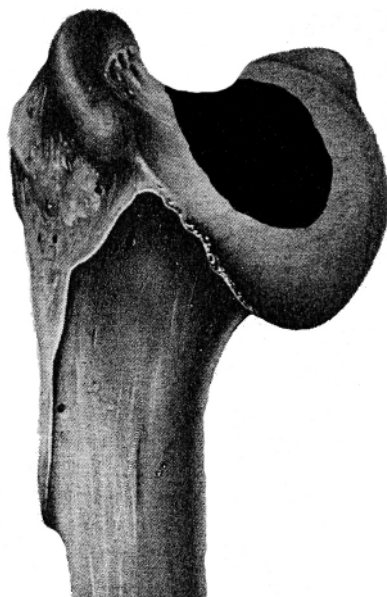


Abbildung 3: Latero-kaudale Ansicht des Humerus. Schwarz: Areal des dünnen Knorpels (aus Kincaid und van Sickle, 1981).

Korvick und Athanasiou (1997) stellen kaudozentral am Humeruskopf ein Areal dickeren (und auch steiferen) Knorpels fest. Für die Scapula können sie den dicksten Bereich zentro-zentral nachweisen, zur Gelenkflächenperipherie hin fällt die Dicke ab. Somit verhalten sich die korrespondierenden Gelenkflächen umgekehrt spiegelbildlich zueinander. Korvick folgert daraus, dass sich durch diese Konstellation die Scapula besser auf dem Humeruskopf zentrieren kann und die Gelenkkongruenz ansteigt.

Spaltlinien

Beim Einstechen einer angespitzten Nadel in die Oberfläche des Knorpels entstehen Spalten, die an den Gelenkflächen charakteristische Muster ergeben. Um sie besser sichtbar zu machen, werden sie mit Tusche angefärbt. Das Spaltlinienmuster ist durch die dreidimensionale Struktur des Kollagens in der Tangentialfaserschicht festgelegt. Die in der Aufsicht ellipsenförmigen Spalten durchstoßen an der Knorpeloberfläche die horizontal geschichteten Kollagenfasern und verlaufen senkrecht zwischen den Kollagenblättern der Übergangszone in die Tiefe (Jeffery et al., 1991). Je nach Anschnitt (parallel oder senkrecht) zeigen sie sich als schmale Spalten oder haben die Form eines Keils. Ändert sich die mechanische Beanspruchung des Knochens bzw. Knorpels, so richten sich auch die Spaltlinien dementsprechend aus (Madeira et al., 1977; Costa et al., 1982; Teixeira et al., 1989).

Die Dehnungsrichtung des Knorpels stimmt mit der Verlaufsrichtung der Knorpelspaltlinien überein (Bullough und Goodfellow, 1968; Konermann, 1971b; Molzberger, 1973; Meachim et al., 1974; Tillmann, 1978). Sie zeigen die Vorzugsrichtung der Kollagenfibrillen auf (Clarke, 1971; O'Conner et al., 1980). Roth und Mow (1980) stellten eine wesentlich größere Zugfestigkeit von Knorpelproben mit dem Verlauf der Spaltlinien (d. h. in Kollagenfaserrichtung) als senkrecht dazu fest. Unterstützt wird dieses Ergebnis durch weitere biomechanische Untersuchungen (Kempson et al., 1968; Akizuki et al., 1986;).

Die Spaltlinienmuster der subchondralen Knochenlage und der Tangentialfaserschicht des Knorpels zeigen nicht immer völlige Übereinstimmung. Vogt et al. (1999) erklären das mit der größeren Dehnung und Verformung des Knorpels unter Last.

Biochemie des Knorpels

Die biochemische Grundlage des Verhaltens des Knorpels ist das Wechselspiel zwischen fester Matrix und in deren Poren festgehaltener Flüssigkeit. Dies wird besonders unter Last deutlich. Mow et al. (1980) entwarfen 1980 das biphasische Modell zur Beschreibung des Knorpels. Im wesentlichen betrachtet dieses Modell den Knorpel als weiches, poröses, viskoelastisches Material angefüllt mit Flüssigkeit. Die feste Phase besteht aus organischem Material, nämlich hauptsächlich Kollagenfibrillen und Proteoglykanen. Bei der flüssigen Phase handelt es sich um interstitielle Flüssigkeit zum größten Teil bestehend aus Wasser und Gegenionen (Kationen). Beide Phasen sind unkomprimierbar (Linn und Sokoloff, 1965). Die negativ geladenen, sich stark abstoßenden, hydrophilen Proteoglykane werden durch das Kollagenfasernetz zusammengehalten. So steht Knorpelgewebe also bereits im unbelasteten Zustand unter einem hohen Schwelldruck (Maroudas, 1976). Veränderungen des interstitiellen Ionenmilieus beeinflussen nachhaltig die mechanischen Eigenschaften des Knorpels. So bewirkt z. B. ein Anstieg der Natriumkonzentration über Ladungsabschirmung ein deutliches Schrumpfen der Knorpelmatrix (Mow et al., 1984). Wirkt nun eine Last auf den Knorpel ein, so wird diese zuerst von dem sich aufbauenden hydrostatischen Druck aufgefangen. Anschließend kommt es zu einer Umverteilung der Flüssigkeit, einem sogenannten Flüssigkeitsstrom (fluid flow) (siehe Abbildung 4).

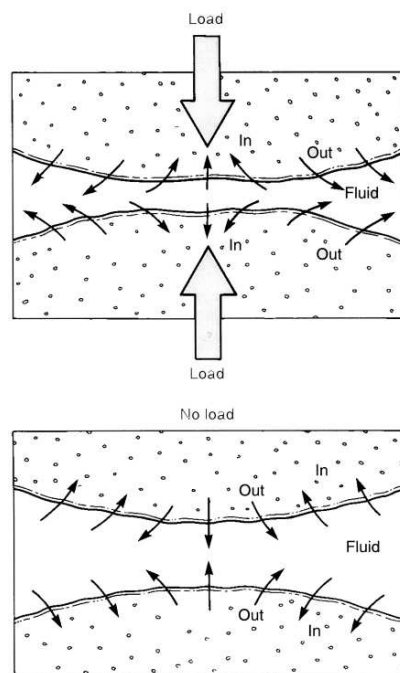


Abbildung 4: Wechselnde Richtung des Flüssigkeitsstroms unter Be- und Entlastung (aus Panjabi und White, 2001).

Er erzeugt beim Durchtreten durch die Poren der festen Phase einen Reibungswiderstand und ist die Ursache für die beobachteten viskoelastischen Effekte (compressive creep, stress relaxation) (Mow et al., 1984). Er verhält sich nach Forschungen von Mow in nicht linearer Weise, d. h. je höher die zu tragende Last umso schlechter strömt die interstitielle Flüssigkeit durch die feste Matrix. Mow erklärt dies mit der ansteigenden Ladungsdichte der soliden Matrix und der daraus folgenden Abnahme der Permeabilität und dem Ansteigen des Reibungswiderstandes. Schließlich erreicht der hydrostatische Druck Null, der Flüssigkeitsstrom kommt zum Stehen und die gesamte Last wird von der Kollagen-Proteoglykan-Matrix getragen (Eckstein et al., 1999). Ein neues Gleichgewicht ist erreicht, wenn die Ladungsdichte, die Kollagenfaserspannung und die zu tragende Last sich in Balance befinden. Dieser Zustand tritt ein, wenn die Knorpeldeformation zum Stillstand gekommen ist (Lepine, 2000). Die ausgepresste Flüssigkeit spielt nicht nur für die Lastaufnahme - laut Athesian et al. (1994b) trägt sie 75% der Last - eine entscheidende Rolle. Sie ist ebenso essentiell für die Ernährung des Knorpels als auch für die Schmierung der Gelenkenden im Gelenkspalt. Mak (1986) verfeinert das biphasische Modell zu einem biphasischen, poroviskoelastischen Modell, das auch die intrinsischen viskoelastischen Eigenschaften der festen Matrix berücksichtigt und somit die strömungsabhängigen als auch die strömungsunabhängigen Mechanismen beschreibt. Torzilli et al. (1989) weisen eine erhöhte Deformation und Exsudation von interstitieller Flüssigkeit in Knorpelproben nach, bei denen die Tangentialzone abgetragen wurde (Torzilli und Mow, 1976). Dies zeigt sich durch eine stärkere Höhenabnahme dieser Proben unter Belastung. Auch Glaser (1998) betont in seiner Arbeit die eminent wichtige Rolle der intakten Tangentialschicht indem sie die Drucklast auf eine größere Knorpeloberfläche verteilt und somit die Matrix entlastet.

Mit Hilfe der Magnetresonanztomographie weisen Eckstein et al. (1999) eine Volumenabnahme des Gelenkknorpels unter dynamischer Belastung nach. Um seine ursprüngliche Höhe wieder zu erreichen, benötigt der Knorpel eine verhältnismäßig lange Erholungszeit; nach 100 Kniebeugen etwa 90 Minuten. Eckstein et al. (1999) bestätigen mit diesen Ergebnissen die Untersuchungen von Setton et al. (1992) bezüglich der geringen Permeabilität der Tangentialschicht und deren Kontrollfunktion für den Flüssigkeitsaustausch zwischen Knorpel und Gelenkkapsel.

Dynamische Belastung stimuliert durch den Flüssigkeitsaustausch die Syntheserate der Chondrozyten, wohingegen statische Last zu einer Abnahme der metabolischen Aktivität führt (Kim et al., 1995).

2.1.2.2 Subchondraler Knochen

Knochenmatrix besteht aus einem anorganischen und einem organischen Anteil. Die anorganischen Bestandteile setzen sich aus Calciumphosphat (bis zu 90%), Calciumkarbonat (ca. 10%), Magnesiumphosphat (1,5%) und Calciumfluorid (0,3%) zusammen. Insgesamt machen sie 2/3 der Knochentrockensubstanz aus (Liebich, 1999). Kollagenfasern vom Typ I sind zu 90% in der organischen Knochengrundsubstanz vertreten. Der Rest besteht aus Glykosaminoglykanen, Proteoglykanen (Chondroitin-4-sulfat, Chondroitin-6-sulfat, Keratansulfat) und Lipiden. Die Knochenmatrix wird von den Osteoblasten aufgebaut. Sie produzieren die Kollagenfasern, die Glykosaminoglykane und wirken bei der Einlagerung der anorganischen Mineralien mit. Aus ihnen gehen nach etwa drei Tagen die reifen Knochenzellen (Osteozyten) hervor. Diese umgeben sich mit mineralisierter Matrix und fahren ihren Stoffwechsel zurück. Die Osteoklasten liegen in Knochenlakunen und lösen von hier aus mit Hilfe ihrer proteolytischen Enzyme die Knochenmatrix wieder auf. Da alle diese Vorgänge gleichzeitig ablaufen, unterliegt der Knochen einem ständigen Auf- und Abbau.

Die subchondrale Knochenplatte befindet sich an den Gelenkenden unmittelbar unter dem Gelenkknorpel. Sie trägt den Knorpel. Der Begriff der subchondralen Knochenlage wird bei den einzelnen Autoren unterschiedlich definiert. So besteht bei Milz und Putz, (1994) die subchondrale Knochenplatte aus dem subchondralen Knochen und dem darüber liegenden verkalkten Knorpel. Müller-Gerbl (1991) dagegen versteht unter der subchondralen Knochenplatte nur die direkt unter dem verkalkten Knorpel liegende Knochenlamelle und gibt deren Stärke mit 2 - 4 mm an.

Simkin et al. (1980) konnten im Hinblick auf die Dicke deutliche Unterschiede zwischen konvexen und konkaven Gelenkpartnern aufzeigen. So stellten sie fest, dass im Vergleich zur Scapula die subchondrale Knochenlage des Humeruskopfes 5 - 6 x dünner ist und von einem feinmaschigen, bienenwabenartigen Netzwerk aus Trabekeln unterstützt wird. Dieses enge Netzwerk setzt dem durch die Last umverteilten Flüssigkeitsstrom einen größeren Widerstand entgegen. Es baut sich im Knochen ein hydraulischer Druckgradient auf, der die Last aufzunehmen hilft (Simkin et al., 1985). Simkin et al.

(1985) untersuchten das Verhalten von Hundeschultern unter Last und stellten fest, dass sich der Humeruskopf beträchtlich stärker verformt als die Gelenkpfanne.

Die subchondrale Lage der Scapula ist dicker, steifer, das Maschenwerk darunter weicher, gröber und von dicken „Stützbalken“ durchzogen und in seiner Ausdehnung geringer als die entsprechende Zone des Humerus (siehe Abbildung 5). Diese unterschiedliche Architektur ist Ausdruck der unterschiedlichen Aufgaben der Gelenkpartner.

Eine weitere Beobachtung die diese Annahmen stützt, ist die Tatsache, dass es unter unphysiologisch hoher Gelenkbelastung häufig zur Fraktur des spröderen, konkaven Acetabulums kommt, während der konvexe Hüftkopf unverletzt bleibt (Lansinger, 1977).

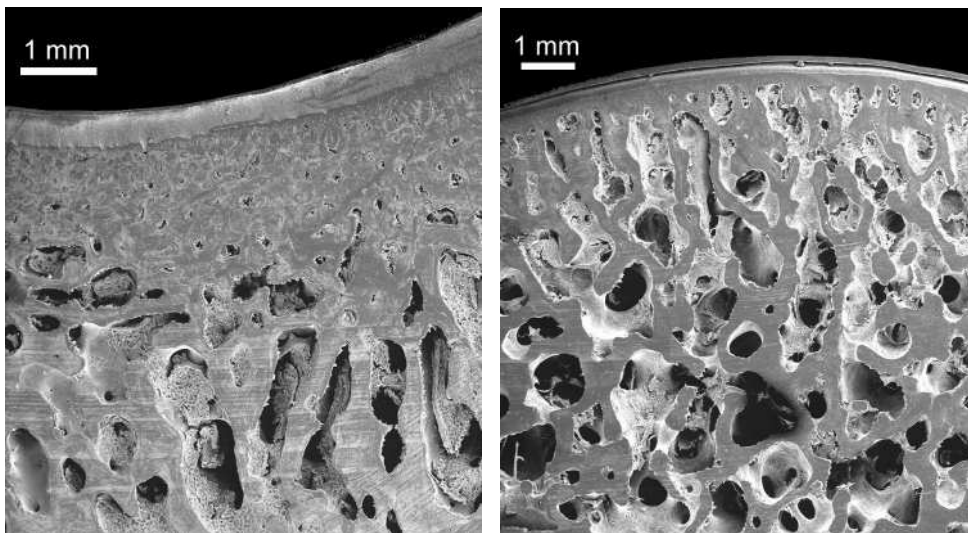


Abbildung 5: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen des kaudalen Pfannendaches (links) und des Humeruskopfes (rechts); Sagittalschnitte.

Struktureller Aufbau und Dichte des Knochens sind ein Spiegel seiner Lebensgeschichte. Der junge, unreife Knochen reagiert dabei wesentlich empfindlicher auf Last, d. h. er baut schneller Knochenmasse auf als adulter Knochen (Carter, 1984). Der Knochen wird solange umgebaut bis die Deformationen (nicht aber die mechanischen Spannungen) optimiert sind. Kummer (1962; 1985) und Pauwels (1965) fassten diese Tatsachen in ihrer Theorie von der funktionellen Anpassung des Knochens zusammen. Ebenso wie die Spongiosa passt sich auch die subchondrale Knochenlage an die entsprechenden Anforderungen an. Pauwels (1963) stellte als Erster die Hypothese auf,

dass die „subchondrale Knochendichte ein materialisiertes Stressdiagramm des Gelenks ist“, d. h. ein direktes Maß für Kontaktstress auf der Gelenkoberfläche. Ihre Dicke ist von den langfristigen Belastungen abhängig. Je mehr Stress umso größer die Dichte der subchondralen Lage und auch die der darunter liegenden Spongiosa (Milz und Putz, 1994). Allerdings wiesen Jacobs und Eckstein (1997) darauf hin, dass zumindest in inkongruenten Gelenken die subchondrale Dichte nicht einfach als Maß für den Kontaktflächendruck angesehen werden darf sondern dass hier die Gelenkgeometrie eine entscheidende Rolle spielt. Auch Eisenhart-Rothe et al. (1997) kommen zu dem Schluss, dass die subchondrale Mineralisation nicht einfach mit den Kontaktflächen korreliert, da nicht nur die Druckkräfte sondern auch die in den kontaktfreien Flächen auftretenden Dehnungsspannungen die subchondrale Lage beeinflussen.

Eckstein et al. (1997) stellten den engen Zusammenhang zwischen den drei Größen subchondrale Dichte, Gelenkkongruenz und Belastungsmuster fest. Wenn zwei dieser Größen bekannt sind kann auf die dritte geschlossen werden. Mit Hilfe der finiten Elementemethode (FEM) wurden je nach Kongruenz unterschiedliche Muster vorhergesagt. Die durch Computersimulation erarbeiteten Muster standen im Einklang mit den CTOAM-Befunden. So wurde für inkongruente Gelenke (Pfanne enger als Kopf) ein bizentrisches Muster mit zwei Dichtemaxima ermittelt. Ein monozentrisches Muster wurde dagegen an inkongruenten Gelenken mit weiterer Pfanne, aber auch an kongruenten Gelenken festgestellt (Eckstein et al., 1997).

Müller-Gerbl et al. (1989; 1990) untersuchten die subchondrale Dichteverteilung am Schultergelenk des Menschen und kamen zu dem Ergebnis, dass sich bei gesunden jungen Personen zwei Dichtemaxima ventral und dorsal in der Schultergelenkpfanne befinden, bei alten Leuten dagegen nur noch ein zentrales Maximum. Weiterhin zeigten Patienten mit Schulterproblemen in der Anamnese eine Dichteverschiebung nach lateral. Eine deutlich höhere Knochendichte fand sie bei professionellen Turnern.

Radin et al. (1970b) stellten den wichtigen Zusammenhang zwischen dem intakten Knorpel und der subchondralen Knochenlage dar. Zusammen mit den periartikulären Weichteilen (Bänder, Gelenkkapsel) sind die subchondrale Knochenlage und die darunter liegenden Knochenschichten (Spongiosa, Kortikalis) die Hauptstoßabsorber des Gelenks. Obwohl der Knorpel 10x elastischer, d. h. verformbarer ist als Spongiosa

und diese wiederum 10x elastischer als Kortikalis, trägt er nur minimal zur Stoßbrechung bei. Der Grund ist seine geringe Schichtdicke, die kaum Energie absorbieren kann. Seine Gesundheit hängt von den Eigenschaften der Knochenschichten ab, auf denen er ruht (Radin und Rose, 1986). Ändert sich deren Dichte und Architektur, so hat das dramatische Auswirkungen auf den Knorpel. Kommt es z. B. durch wiederholte, impulsive Belastungen zu einer Versteifung dieser Knochenschichten (bone remodeling) als Ausdruck einer physiologischen Anpassung, so folgt ein Auffasern des darüber liegenden Knorpels. Eine versteifte subchondrale Lage verliert die Fähigkeit zur Energieabpufferung und der Knorpel muss eine größere Belastung ertragen als zuvor. Auch Strom und Savlastoge (1993) bestätigten in ihren Untersuchungen den Zusammenhang von Knorpelschäden und sklerosierter subchondraler Knochenlage. Ob aber der Knorpelschaden eine Folge der Sklerosierung ist oder ob er letztendlich für die Sklerosierung verantwortlich ist, konnte noch nicht eindeutig geklärt werden (Böhringer et al., 1995).

Spaltlinien

Katayama (1887) und später Benninghoff (1925) benutzten als erste die Spaltlinienmethode zur Untersuchung des Knochens. Die Spaltlinien spiegeln die strukturelle Organisation des Knochens und seine mechanischen Beanspruchungen wider (Seipel, 1948; Tappen, 1964). Sie verlaufen annähernd parallel zu den Kollagenfasern (Seipel, 1948; Ruangwit, 1967;) und zeigen somit deren Vorzugsrichtung auf (Vogt et al., 1999). Ändert sich die mechanische Situation, so ändert sich auch ihre Ausrichtung, wie die Transposition des M. masseter an der Mandibula von Affen beweisen (Madeira et al., 1977). Reproduzierbare Muster wurden in der subchondralen Knochenlage konkaver Gelenkpartner gefunden, da hier unter Belastung große Zugspannungen auftreten (Dewire und Simkin, 1996). Diese können durch die parallel ausgerichteten Kollagenfasern abgefangen werden. Schön et al. (1998) zeigten in einer Studie an menschlichen Ellbogen- und Kniegelenken eine eindeutige Vorzugsrichtung der Spaltlinien am konkaven Gelenkpartner auf. Untersuchungen zum Verlauf der subchondralen Spaltlinien des menschlichen Schultergelenks liegen von Vogt et al. (1999) vor. Am Humeruskopf konnten sie keine Vorzugsrichtung erkennen, der Scapula jedoch drei verschiedene Muster zuordnen: Typ 1 mit antero-posteriorer Vorzugsrichtung im mittleren Drittel der Cavitas; Typ 2 wie Typ 1 jedoch zusätzliche zirkuläre Anordnung im kaudalen Drittel;

Typ 3 mit antero-posteriorer Richtung im oberen Drittel und Wirbelbildung im mittleren Drittel.

2.2 Biomechanik des Schultergelenks

Die Biomechanik gliedert sich in die Biostatik und die Biodynamik. Die Biostatik beschreibt die Kräfte, die auf unbewegte Körper einwirken. Innerhalb der Biodynamik wird wiederum zwischen Biokinetik und Biokinematik unterschieden (Leach, 1989). Die Biokinematik beschäftigt sich mit der geometrischen Beschreibung der Bewegung (z. B. Schrittlänge, Schrittfrequenz usw.) und klammert die dabei auftretenden Kräfte aus, während die Biokinetik die bei der Fortbewegung im muskuloskeletalen System entstehenden Kräfte erforscht (Hatze, 1974).

2.2.1 Verteilung der Körpermasse und Lage des Schwerpunkts

Der Massenmittelpunkt des Körpers liegt beim ruhig stehenden Hund circa 44% der Rumpflänge hinter der Brustbeinspitze (Nickel et al., 1992). Dies ist in etwa der Bereich des neunten Zwischenrippenraumes. Der Schwerpunkt liegt also der Vorderhand näher als der Rückhand. Das bedeutet, dass sich die Körpermasse nicht gleichmäßig auf alle vier Gliedmaßen verteilt, sondern die Vordergliedmaßen bereits im Stand eine größere Last tragen müssen. Deshalb sind auch die auf sie einwirkenden Kräfte größer als die der Hintergliedmaßen (Pandy et al., 1988). Beim Hund lasten etwa zwei Drittel des Körpergewichts auf der Vorhand. Bereits durch geringe Handlungsveränderungen wie z.B. Anheben des Kopfes oder des Schwanzes verschiebt sich auch der Schwerpunkt entsprechend nach vorne oder nach hinten.

2.2.2 Dynamische Belastung der Schultergliedmaße und Ganganalyse

Kinematik, Kinetik

Der Bewegungsablauf der Vordergliedmaße (wie auch der Hintergliedmaße) wird in eine Schwung- und eine Standphase unterteilt (Leach, 1989). Ihr Verhältnis beträgt im Schritt 1:2 (Adrian et al., 1966). Je größer die Geschwindigkeit des Hundes umso geringer die Dauer der Standphase. Der Standwinkel im Schultergelenk variiert je nach Rasse und individueller Stellung zwischen 92° (Langhaardachshund, LD) und 139° (Deutsche

Dogge, DD). Der Standwinkel des Schäferhundes (DSH) beträgt 120 Grad. Beugung ist maximal bis zu einem Winkel von 45° (DSH) bzw. 51° (DD) und Streckbewegungen sind bis 145° (DSH) bzw. 149° (DD) und 142° (LD) möglich.

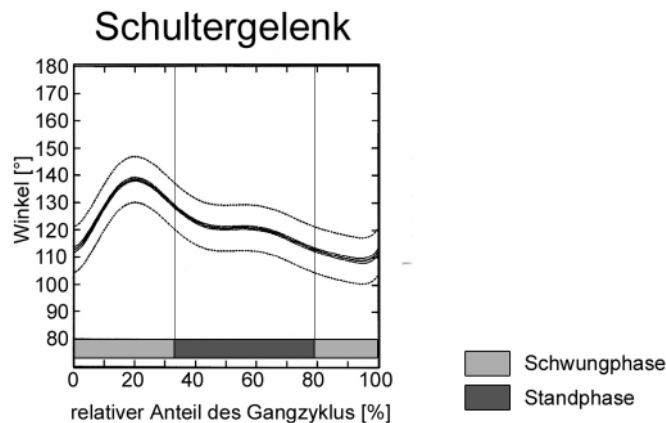


Abbildung 6: Gelenkwinkel in Abhängigkeit vom Gangzyklus (aus Allen et al., 1994).

In der Standphase findet nur eine geringe Bewegung in Schulter-, Ellbogen- und Karpalgelenk statt (Hottinger et al., 1996), wobei das Schultergelenk eine Beugehaltung im oben angegebenen Rahmen einnimmt. Am Ende der Standphase beginnt die Streckung und erreicht ihr Maximum kurz vor der Hälfte der Schwungphase. Bei erneutem Eintritt in die Standphase und darauf folgender Gewichtsaufnahme wird das Gelenk mehr und mehr gebeugt (Unkel-Mohrmann, 1999). Die dominierenden Bewegungen im Schultergelenk sind Beugung und Streckung (Bewegungen in der S-Ebene). Überwindet der Hund eine Hürde, so tritt neben Beugung auch eine vermehrte Außenrotation der Schulter (R-Ebene) auf (Kinzel et al., 1976).

Das Körpergewicht ruht zu 60% auf der Vordergliedmaße, d. h. jedes Vorderbein trägt 30% der Körpermasse (Budsberg et al., 1987). Mit Hilfe von sogenannten Kraftmessplatten kann die Kraft, die beim Auftreffen der Gliedmaße auf dem Boden (z. B. nach Überwinden eines Hindernisses) einwirkt, gemessen werden (Bodenreaktionskraft). Sie gliedert sich in drei Komponenten: eine vertikal, eine kraniokaudal und eine mediolateral wirkende Kraft (Yanoff et al., 1992), wobei der vertikale Anteil für ganganalytische Untersuchungen verlässlicher und konstanter ist als die beiden in horizontaler Richtung wirkenden Kräfte (Dueland et al., 1977). Je höher der Sprung oder

je größer das Gewicht des Tieres umso mehr steigt die vertikale Bodenreaktionskraft an. Weitere Variable sind Rasse, Geschlecht und „Sprungstil“ des Tieres (Yanoff et al., 1992). Auch die Geschwindigkeit steht in positiver Korrelation zu den genannten Kräften (Munro et al., 1987). Unkel-Mohrmann (1999) untersuchte die Bodenreaktionskraft an 22 (rechte Vordergliedmaße) bzw. 23 (linke Vordergliedmaße) Deutschen Schäferhunden und ermittelte eine durchschnittliche vertikale Spitzenkraft von 68,2% des KGW, wobei sie auch eine Bevorzugung der rechten Seite feststellte (Rechtshändigkeit). Auch für den Menschen gibt es derartige Untersuchungen (Cavanagh und Lafortune, 1980). Biomechanische Untersuchungen von Kinzel et al. (1976) belegen für den Beginn der Unterstützungsphase der Vordergliedmaße hohe Belastungen im kaudozentralen Bereich des Humeruskopfes. Dies ist die Prädilektionsstelle für Arthrose und OCD (Olsen, 1976; Korvick und Athanasiou, 1997;). Besonders in Streck- und Beugstellung (Sprung, Landung) trifft hier, bedingt durch die Wölbung der Schultergelenkpfanne, vermehrt Last auf (Robins, 1978), die den Knorpel schädigen kann (siehe Abbildung 7).

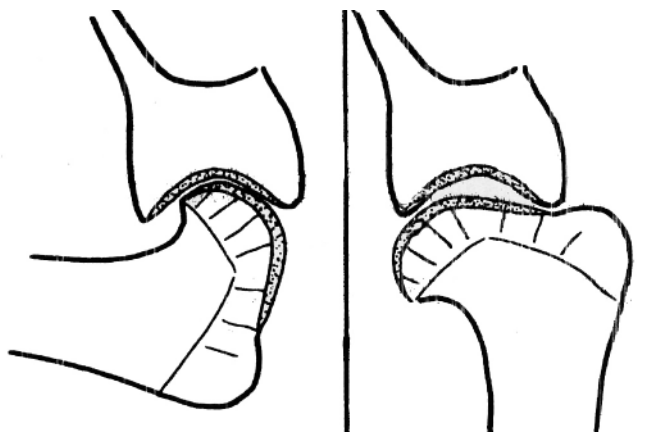


Abbildung 7: Schultergelenk in voller Flexion (links) und voller Extension (rechts) (aus Craig und Riser, 1965).

2.2.3 Kontaktflächen im Schultergelenk

Die Bestimmung der Kontaktflächen im Gelenk ist eine Voraussetzung, um die Belastung des Knorpels und der darunter liegenden Schichten abschätzen zu können. Sie ist somit wichtig für das Verständnis der Osteoarthrose und jeder chirurgischen Intervention. Die Größe und Topographie der Kontaktflächen und die auf ein Gelenk einwirkenden Kräfte sind verantwortlich für den lokalen Kontaktdruck, dem der Knorpel

unterworfen ist (Preston et al., 2000). Je ähnlicher die Geometrie der Gelenkpartner ist umso höher ist auch der Prozentsatz der Kontaktflächen (Simon et al., 1973). Diverse Verfahren stehen zur Verfügung, um die Berührungspunkte innerhalb eines Gelenks darzustellen.

Ältere Verfahren

Nobuhara et al. (1983) führten Kontaktversuche am Schultergelenk mit Hilfe von im Humeruskopf implantierten Nägeln und einer mit Kupferfolie ausgekleideten Scapula durch. Es folgten Methoden bei denen verschiedene Materialien in das Gelenk injiziert wurden. So benutzten Goel et al. (1982) Wachs um die Kontaktflächen im menschlichen Ellbogengelenk darzustellen. Sehr gut geeignet ist auch Silikon, wie die Studien von White et al. (1982) zeigen. In ihrer Arbeit über die Kontaktflächen im menschlichen Ellbogen verglichen Stormont et al. (1985) drei verschiedene Techniken (Film, Farbe und Casting) miteinander. Der Film lieferte aus geometrischen Gründen keine zufriedenstellenden Ergebnisse. Die Färbetechnik überschätzte die Kontaktflächen, da unter einigen Belastungswinkeln die Flüssigkeit nicht in alle Gelenkbereiche eindringen konnte und Fett- bzw. Kapselgewebe als hydrophobes Siegel ein Eindringen der Chemikalien verhindern können.

Silikonabdruck

Stormont et al. (1987) favorisierten die Abdrucktechnik mit Silikon geeigneter Viskosität. Als Vorteile sind die gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse und das leichte Erfassen der Kontaktflächen zu nennen. Außerdem kann ein und derselbe Abdruck als Schablone für beide Gelenkflächen benutzt werden. Laut Athesian et al. (1994a) liegt der Nachteil allerdings darin, dass das Abdruckmaterial nie ganz aus den Kontaktflächen herausgepresst werden kann und es somit zu einer Unterschätzung derselben kommt.

Drucksensitive Filme

Ein Nachteil dieser Färbe- und „Casting“-Techniken ist, dass sie über die absoluten Druckwerte die im Gelenk wirken nichts aussagen (Stormont et al., 1985). Abhilfe schaffen hier speziell entwickelte druckempfindliche Filme (Fuji Prescale Pressure Measuring Film). Sie bestehen aus zwei beschichteten Polyethylenblättern, wovon eines den mikroverkapselten Farbstoff (Film A) und das zweite (Film C) den Entwickler enthält. Der

Film wird in den Gelenkspalt eingebracht und das Gelenk belastet. Der ausgepresste Farbstoff ist proportional zum einwirkenden Druck (Pereira et al., 1996). Die anschließende Auswertung erfolgt mit einem Densiometer (Fukubayashi und Kurosawa, 1983) oder mit Hilfe von geeigneten Programmen per Computer (Pereira et al., 1996). So können nicht nur die Kontaktflächen sondern auch die Kraftverteilung innerhalb der Kontaktfläche erfasst werden (Kazuki et al., 1991). Die Filme liefern im Vergleich zu den übrigen Methoden die geringsten Kontaktflächen und unterschätzen deren Fläche besonders unter geringerer Last (Athesian et al., 1994a; Stormont et al., 1985). Außerdem darf nicht vergessen werden, dass nur die einwirkenden Druckkräfte gemessen werden und keine Aussage über die Scher- oder Reibungskräfte getroffen werden kann (Wang et al., 1994). Weitere Schwierigkeiten bereitete die Anpassung der Folie an inkongruente Flächen (Hale und Brown, 1992). Eisenhart et al. (1999) zeigten in ihrer Studie an menschlichen Hüftgelenken eine weitgehende Übereinstimmung der mit drucksensitiven Filmen und durch Ausguss gewonnenen Kontaktflächen. Zwischen den Mustern der subchondralen Mineralisierung und denen der Kontaktflächen besteht jedoch eine Diskrepanz (Eisenhart-Rothe et al., 1997). Auch am Ellbogengelenk (Merz et al., 1997) und am Kniegelenk (Fukubayashi und Kurosawa, 1983) und Schultergelenk des Menschen (Conzen, 1999) liegen bereits Untersuchungen mittels Druckmessfolie vor. Alle diese Methoden können nur am anatomischen Präparat angewendet werden, so dass die Belastungsbedingungen stets künstlich sind und niemals ganz den physiologischen Gegebenheiten entsprechen. 1995 führten Ronsky et al. (1995) zum ersten Mal eine Kontaktflächenmessung mittels drucksensitiver Filme am lebenden Tier durch.

Kontaktflächenbestimmung in vivo

Einen anderen Ansatz zur Ermittlung der Kontaktflächen am Schultergelenk des Hundes in vivo machten Scherer et al. (1979). Sie bestimmten experimentell die relative Position der Gelenkoberflächen, indem sie den Bewegungsablauf mittels einer in Scapula und Humerus implantierten, elektro-mechanischen Vorrichtung erfassten. Anschließend kombinierten sie diese Bewegungsdaten mit den auf mathematischem Weg ermittelten Oberflächenkonturdaten. Der Titel darf aber nicht darüber hinweg täuschen, dass das Tier nach Versuchsende euthanasiert wird. Der einzige Vorteil besteht also lediglich in einem physiologischeren Versuchsaufbau. Auf der Grundlage der oben beschriebenen

Methode bestimmten Scherer et al. (1979) den Abstand zwischen den Gelenkflächen entlang eines Vektors senkrecht zu einer der Flächen. Wenn der Abstand zwischen einem Punkt der beiden Gelenkflächen geringer als 0.028 cm war, so wurde dieser Punkt als Kontaktpunkt erfasst. Während der Lastaufnahme verschoben sich die Kontaktpunkte von einem großen Gebiet am dorsalen Humerusplateau auf ein wesentlich kleineres Gebiet am kaudalen Humeruskopf. Außerdem wurden der zentrale und der mediale Anteil des Humeruskopfes benutzt, während bei Entlastung die zentralen und lateralen Bereiche in Kontakt standen.

Stereophotogrammetrie

Diese Methode wurde von Soslowsky et al. (1992) zu einer stereophotogrammetrischen Messung weiterentwickelt. Das intakte Gelenk wird hier in einen Kalibrierrahmen eingespannt. An Humerus und Scapula sind jeweils starr Träger mit optischen Bezugspunkten angebracht. Das Gelenk wird nun in bestimmten Schritten in seinem natürlichen Bewegungsumfang bewegt und nach jeder Stellungsveränderung stereofotografiert. Das Gelenk wird anschließend exartikuliert. Auf Humerus und Scapula werden jeweils optische Gitter projiziert und für jeden Gelenkpartner die Lage der Gitterpunkte relativ zu den optischen Bezugspunkten auf den Trägern wiederum stereographisch festgehalten. Die Fotografien werden eingescannt und die Gelenkoberflächen, sowie die Koordinaten der optischen Bezugspunkte digital rekonstruiert. Werden nun die optischen Bezugspunkte der Gelenkpartner auch im Computermodell relativ zueinander so plaziert, wie zuvor am intakten Gelenk versuchstechnisch ermittelt, erhält man die Lage der Gelenkoberflächen zueinander.

Als Kontaktflächen definierten Athesian et al. (1994a) alle Punkte einer Gelenkfläche, die bei senkrechter Projektion dieser „shooting surface“ auf die zweite Gelenkfläche einen zuvor festgelegten Mindestabstand unterschreiten.

2.3 Grundlagen der Computertomographie-Osteoabsorptiometrie (CTOAM)

2.3.1 Computertomographie

1973 entwickelten Geoffrey Hounsfield und Allan Cormack die Computertomographie (Mayrhofer et al., 1995), wofür sie 1979 den Nobelpreis für Medizin erhielten. Die Grundlagen dafür wurden bereits 1895 von Röntgen mit der Entdeckung der Röntgenstrahlen und von Radon gelegt, der aus einzelnen Projektionen ein dreidimensionales Bild zusammensetzte. Das Prinzip ist die computergesteuerte Messung von Absorptionskoeffizienten im Gewebe, welchen bestimmte Graustufenwerte zugeordnet werden. Ergebnis ist ein digitales Computerbild, das überlagerungsfrei einen Querschnitt der interessierenden anatomischen Region (ROI) zeigt. Der Absorptionsmessung liegt die Einteilung des durchstrahlten Gewebes in Pixel (Bildelement) oder Voxel (Volumenelement) zu Grunde. Der Volumeninhalt eines Voxel ist der Schichtdicke der einzelnen CT Schnitte proportional. Je nach Art des in ihm enthaltenen Gewebes erfolgt eine Abschwächung der eingestrahnten Röntgenstrahlung. Zwischen dem Abschwächungskoeffizienten und dem Dichtewert des Voxels besteht eine lineare Beziehung (Wegener, 1992). Dem Abschwächungsgrad werden zunächst sogenannte CT-Nummern zugeordnet (Dennis, 1996). Die Skala bewegt sich zwischen -1000 und $+1000$ und ist nach dem Erfinder der Computertomographie in Hounsfield Einheiten (HU) eingeteilt. Der Luft wird der Hounsfieldwert -1000 zugeordnet, Wasser hat eine Dichte 0 HU und dichtes Knochengewebe $+1000$ HU. Die Radiodensitäten der meisten Körperflüssigkeiten und Gewebearten liegt zwischen -100 HU und $+100$ HU (Wegener, 1992). Obwohl die Röntgenabschwächung die Grundlage sowohl des herkömmlichen Röntgens als auch der CT-Technik ist, liefert das CT doch eine 10-fach feinere Weichteilauflösung (Dennis, 1996), wodurch die Weichteile viel deutlicher differenzierbar werden (Daffner, 1980). Die CT-Nummern werden zunächst in einer Matrix arrangiert und anschließend in verschiedene Graustufen „übersetzt“, so dass daraus ein Bild entsteht. Je röntgendichter ein Gewebe ist (d.h. je höher die Abschwächung in einem Voxel), desto höher die zugeordnete CT Nummer und desto heller die Darstellung im Bild. Einer der großen Vorteile liegt dabei in der Aussagekraft der Graustufen. So repräsentiert bei einer konventionellen Röntgenaufnahme eine bestimmte Schwärzung des Films die Summe aller Absorptionskoeffizienten ohne Rücksicht auf die individuelle Dichtevertei-

lung des durchstrahlten Gewebes. Wird ein inhomogenes Gewebe mit hohen und niedrigen Absorptionskoeffizienten durchstrahlt (z.B. Knochen vor Weichteil), so wird die Information des niedrigen völlig vom höheren Absorptionskoeffizient überlagert. Das CT dagegen misst die Absorption in jedem Voxel und liefert damit ein wesentlich detaillierteres Bild über die Gewebebeschaffenheit. Da sich die gesamte Dichteskala des CT über ca. 2000 HU erstreckt, das menschliche Auge aber nur zwischen 15 bis 20 Graustufen unterscheiden kann (Wegener, 1992), wurden sogenannte Fenster (Weichteilfenster, Knochenfenster usw.) eingeführt. Hier beschränkt man sich auf das interessierende Gewebe, blendet die anderen Dichtebereiche aus und spreizt die Grauskala auf. Dadurch lassen sich viele „versteckte“ Informationen aus einem CT Schnitt isoliert darstellen, wie z. B. über den Knorpel, der auf herkömmlichen Röntgenbildern gar nicht zu sehen ist.

Heutige CT-Systeme bestehen aus einer rotierenden Strahlungsquelle, die fächerartig das Objekt bestrahlt und einer Vielzahl von ebenfalls rotierenden (3. Generation) oder feststehenden (4. Generation) Detektoren (Wiesen und Miraldi, 1994). Sie haben den Vorteil von enorm verkürzten Scanzeiten und reduzieren damit auch die Gefahr von Bewegungsartefakten.

2.3.2 Artefakte bei der CT-Messung

Artefakte sind Kunstprodukte, die zu Bildverzerrungen führen oder Strukturen vortäuschen. Sie verfälschen damit die gewonnenen Informationen. Es ist wichtig sie als solche zu erkennen, auch wenn die Ursache nicht immer bekannt ist. Man teilt sie in gerätebedingte, patientenbedingte und physikalisch bedingte Artefakte ein.

Zu den patientenabhängigen Artefakten zählen Streifen, welche durch Bewegungen an Grenzflächen hoher bzw. niedriger Dichte entstehen (z. B. Gas im Darm) und umso stärker zu sehen sind je größer die Bewegung ist. Streifenförmige Metallartefakte werden durch Implantate, Chips oder Projektile verursacht (Hathcock und Stickle, 1993). Der Partialvolumeneffekt ist ein wichtiges physikalisches Artefakt, das die wahre Dichte des Gewebes verfälscht (Dennis, 1996). Wird das Voxel völlig von Gewebe mit homogener Dichte ausgefüllt, so kann dessen Radiodensität zuverlässig ermittelt werden (Wegener, 1992). Wenn aber zwei verschieden dichte Strukturen sich innerhalb eines Voxels befinden, so kann nur die durchschnittliche Radiodensität dieses Voxels, also der

Mischwert aller enthaltenen Absorptionskoeffizienten gemessen werden, und die Strukturen werden nicht korrekt dargestellt. Durch Verkleinern der Schichtdicke, was einer Volumenreduktion des Voxels entspricht, lässt sich dieses Phänomen vermindern (Wegener, 1992). Auch durch eine senkrecht eingestellte Schnittebene kann man den Partialvolumeneffekt verringern (Stickle und Hathcock, 1993).

Strahlenaufhärtung entsteht durch die Absorption der Photonen niedrigerer Energie im Röntgenstrahl. Dadurch steigt die Durchschnittsenergie der verbleibenden Strahlung, diese wird dadurch „härter“ (beam hardening) (Young et al., 1983). Aufhärtungsartefakte treten in der Umgebung dichter Strukturen auf und zeigen sich als oft nur geringe, schattenförmige Dichteverfälschungen (Wegener, 1992). Spezielle Filter in der CT Software können diesen Effekt kompensieren (Wiesen und Miraldi, 1994). Daneben treten noch Artefakte auf, deren Ursache in einer fehlerhaften Hardwareeinstellung liegt (gerätebedingte Artefakte). So entstehen bei mangelhaft kalibrierten Detektoren zahlreiche Streifen und Ringe, die das gesamte Bild durchziehen.

Die Nachteile der Computertomographie sind vor allem im großen finanziellen und zeitlichen Aufwand zu sehen. Außerdem erfordern die Aufnahmen beim Tier stets eine Vollnarkose und der Durchmesser der für die menschliche Dimension geschaffenen Gantry limitiert den Einsatz vor allem im Großtierbereich. Wichtige Vorteile sind die überlagerungsfreie Darstellung und die fehlende Invasivität (Hathcock und Stickle, 1993). Des Weiteren kann sich der Untersuchende aus der Schnittfolge ein dreidimensionales Bild erstellen und erhält somit eine genaue Vorstellung der räumlichen Ausdehnung eines Krankheitsherd (Mayrhofer et al., 1995). Neuere Geräte erlauben bereits am Computertomographen eine 3D-Rekonstruktion von Strukturen aufgrund ihres Schwellenwertes (z. B. Knochen) und erleichtern damit die Orientierung und erhöhen die Sicherheit der Diagnose.

2.3.3 Computertomographie-Osteoabsorptiometrie (CTOAM)

Die von Müller-Gerbl (1991) entwickelte CT-Osteoabsorptiometrie dient zur Messung der subchondralen Knochendichte. Der große Vorteil dieser Methode ist, dass sie nicht nur am anatomischen Präparat sondern auch am lebenden Patienten eingesetzt werden kann. Dieser Methode gingen zahlreiche Versuche der Dichtebestimmung des Knochens voraus. Knief (1967) beispielsweise wendete das Verfahren der

densitometrischen Materialbestimmung an, bei dem die unterschiedliche Schwärzung des Röntgenfilms mit einem Graukeil verglichen und in ein Koordinatensystem übertragen wird. Mittels Fotografie versuchte Konermann (1971a) in den frühen siebziger Jahren die Röntgendichte des Knochens zu ermitteln. Er stellte dabei einen bestimmten Grauumfang als Äquidensite d.h. als Ort gleicher Schwärzung dar. Möglich war dies durch die Verwendung spezieller Äquidensitenfilme (Agfacontour) und zwischengeschalteter Filter. Die Auswertung geschah mittels eines Treppenkeils aus Aluminium als Referenzphantom. Diese Äquidensitenmethode wurde von Schleicher et al. (1980) dahingehend weiterentwickelt, dass die Auswertung der Graustufen rechnergesteuert geschah. Müller-Gerbl (1989) gelang die flächenhafte Darstellung der subchondralen Mineralisierung, indem sie die Knochendichte unter der Gelenkfläche in jedem einzelnen CT-Schnitt in einer bestimmten Tiefe ermittelte. Den Hounsfieldwerten wurden Falschfarben zugeordnet und diese auf die Oberfläche projiziert. Geeignete Software ermöglicht aus den gewonnenen CT-Datensätzen eine übersichtliche, dreidimensionale Rekonstruktion von Knochen und zugehörigen Gelenkflächen. Aus diesen Werten stellte sie somit eine „Dichtekarte“ der Gelenkregion dar. Für das menschliche Schulter-, Knie- und Hüftgelenk wurden von Müller-Gerbl et al. (1989) nicht nur reproduzierbare Muster gefunden, sondern auch typische alters- bzw. krankheitsbedingte Veränderungen dieser Muster. In ihrer Habilitationsschrift wies sie außerdem nach, dass die CT-osteabsorptiometrische Methode die gleichen Ergebnisse wie die etablierte Röntgendensitometrie liefert (Müller-Gerbl, 1991). Allerdings dürfen die Dichtewerte nicht als Absolutwerte gesehen werden, sondern sollen nur die Dichteverteilungsunterschiede in der subchondralen Knochenlage sichtbar machen. Um den Partialvolumeneffekt als Fehlerquelle auszuschalten, ist es wichtig die Schnittdicke gering einzustellen (1mm) und darauf zu achten, dass die Gelenkfläche möglichst senkrecht von den Röntgenstrahlen getroffen wird.

Auch in der Tiermedizin findet die CTOAM breite Anwendung. Es existieren z. B. Knochendichteuntersuchungen für das Ellbogengelenk des Hundes (Kaser, 1998; Maierl und Böttcher, 1999; Dickomeit, 2002), das Fesselgelenk (Schäfer, 2001) und das Schultergelenk des Pferdes (Böhmisch, 1998).

3 Material und Methoden

3.1 Material

Bei den für diese Arbeit verwendeten Hunden handelt es sich um Tiere, die in der Chirurgischen oder Medizinischen Tierklinik der Universität München euthanasiert wurden. Vorberichtlich zeigte keines der Tiere eine Lahmheit, noch gab es Hinweise auf eine systemische Erkrankung, die den Knochenmineralgehalt beeinflusst. Hinsichtlich des Alters und des Geschlechts wurden keinerlei Einschränkungen gemacht, sondern entsprechende Gruppen gebildet. Bevorzugt wurden Tiere größerer Rassen. Es konnten 46 CT-Datensätze für die Rekonstruktion der subchondralen Knochendichte gewonnen werden. An 27 Gelenken wurde eine Spaltlinienuntersuchung (Knorpel und/oder Knochen) durchgeführt. Bei 10 Präparaten wurden die Kontaktflächen bestimmt; drei wurden für die Validierung der Knorpeldicke verwendet.

3.2 Methoden

3.2.1 Vorbereitung

Die Präparate wurden nach der Tötung frisch untersucht oder einzeln in Plastikbeuteln luftdicht eingefroren. Die Lagerung erfolgte bei -20°C .

Im Anschluss an das Auftauen in der Kühlkammer (24h bei 4°C) erfolgte die Präparation. Nach Entfernen der Muskulatur wurde das Schultergelenk freigelegt und eröffnet. Dabei wurden die Gelenkkapsel, die Ligamenta glenohumeralia und die Ursprungssehne des *M. biceps brachii* durchtrennt. Die Knorpeloberflächen wurden sorgfältig auf Schäden untersucht und die Ergebnisse dokumentiert. Zugelassen wurden nur Präparate, bei denen der Gelenkknorpel von Scapula und Humerus glatt und somit ohne makroskopisch erkennbare Schäden erschien.

Der besseren Handhabung wegen wurde das Caput humeri am Collum humeri mit einer Bandsäge abgetrennt und der distale Teil des Schaftes verworfen. Ebenso wurde mit der Scapula in Höhe der Incisura scapulae verfahren. Die weitere Lagerung der so gewonnenen Präparate erfolgte in Phosphatpuffer bei pH 7,4 (Frischpräparate, Präparate

für Knorpelvalidierung und Kontaktflächen) bzw. 5% iger gepufferter Formalinlösung (Präparate für Knochendichtemessung und Spaltlinienbestimmung).

3.2.2 Spaltlinien

Die Ausrichtung der Spaltlinien wurde sowohl im Knorpel (siehe Tabelle 1) als auch in der subchondralen Knochenlage (siehe Tabelle 2) bestimmt. Insgesamt kamen 9 Präparate mit Knorpelschäden und 18 Gelenke mit einwandfreiem Knorpel zur Auswertung.

An sieben Gelenken konnten am gleichen Präparat sowohl die Knorpel- als auch die Knochenspaltlinien dargestellt werden. Die Untersuchungen wurden teils an formalinfixierten teils an frischen Gelenken durchgeführt.

Für die Darstellung der Knorpelspaltlinien wurden die in Formalin gelagerten Gelenke nach kurzem Abtropfen mit einer gut angespitzten Präpariernadel behandelt. Die Einstiche erfolgten senkrecht zur Gelenkfläche im Abstand von etwa 2 mm. Anschließend wurde ein Tropfen Tinte auf den Knorpel aufgebracht und in die Stichkanäle eingerieben. Überschüssige Tinte konnte mit 5% iger Formalinlösung entfernt werden. Danach wurden die Präparate erneut in 5% igem Formalin zwischengelagert.

Zur Darstellung der Spaltlinien in der subchondralen Knochenlage wurden die Gelenkpräparate mazeriert.

Zur Entkalkung der Präparate kam zunächst 5% ige HNO_3 zum Einsatz. Zur Beschleunigung dieses Prozesses wurde auf 7% ige HNO_3 umgestellt. Nach durchschnittlich einer Woche Lagerung in der Säure waren die Gelenkabschnitte von gummiartiger Konsistenz und es konnte mit der Darstellung der subchondralen Knochenspaltlinien begonnen werden. Die Einstiche erfolgten wieder mit einer angespitzten Präpariernadel. Im Unterschied zu der oben genannten Methode war der Abstand der Einstiche jetzt aber weiter (etwa 4 mm) und die Spitze der Nadel wurde vor jedem Einstich erneut in die Tinte getaucht, so dass die Spalten sofort angefärbt waren.

Mit Hilfe einer Lupe wurden die Befunde durch Skizzen bzw. Fotos dokumentiert.

Tabelle 1: Hunde (11) bei denen die Knorpelspaltlinien ermittelt wurden (n = 13).

Rasse	Gewicht	Alter	Geschlecht	Präparat (n)
Golden Retriever	k. A.	2 Monate	weiblich	HD 18 li + re
Mischling	25 kg	1 Jahr	männlich	HD 20 li + re
Rottweiler	46 kg	4 Jahre	weiblich	I S 01 links
DSH Mix	24,5 kg	11 Jahre	männlich	I S 05 rechts
BSH	44 kg	4 Jahre	weiblich	I S 15 rechts
Bearded Collie	12 kg	11 Jahre	weiblich	II S 12 links
Spaniel Mix	44 kg	4 Jahre	weiblich	II S 15 links
Hovawart	38 kg	7 Jahre	männlich	II S 19 rechts
Airedale Terrier	26,5 kg	Keine Angabe	männlich	III S 39 links
DSH	49,5 kg	9 Jahre	männlich	III S 40 rechts
DSH Mix	27,5	7 Jahre	männlich	III S 42 links

Tabelle 2: Hunde (19) bei denen die Knochenspaltlinien ermittelt wurden (n = 21).

Rasse	Gewicht	Alter	Geschlecht	Präparat (n)
Rottweiler	46 kg	4 Jahre	weiblich	I S 01 links
DSH	49 kg	6 Jahre	weiblich	I S 09 rechts (p)
BSH	44 kg	4 Jahre	weiblich	I S 15 links
Rottweiler	37,5 kg	4 Jahre	weiblich	I S 38 rechts
Keine Angabe	k. A.	k. A.	k. A.	I S 54 li(p)+re(p)
Cocker Spaniel	15 kg	4 Jahre	weiblich	II S 06 links (p)
Bearded Collie	12 kg	11 Jahre	weiblich	II S 12 links
Spaniel Mix	44 kg	4 Jahre	weiblich	II S 15 links
Hovawart	38 kg	7 Jahre	männlich	II S 19 rechts
Riesenschnauzer	19 kg	3 Jahre	weiblich	II S24 li(p)+re(p)
Golden Retriever	k. A.	11 Jahre	männlich	II S 30 rechts
DSH Mix	k. A.	17 Jahre	weiblich	II S 32 links
Collie Mix	31 kg	8 Jahre	männlich	II S 34 links

DSH	41,5 kg	5 Jahre	männlich	III S 01 li (p)
Golden Retriever	26 kg	5 Jahre	weiblich	III S 34 li (p)
DSH Mix	22 kg	5 Jahre	weiblich	III S 36 li (p)
Airedale Terrier	26,5 kg	k. A.	männlich	III S 39 links
DSH	49,5 kg	9 Jahre	männlich	III S 40 rechts
DSH Mix	27,5 kg	k. A.	männlich	III S 42 links

p: pathologisches Präparat

3.2.3 Computertomographische (CT) Datenerhebung

Mit Hilfe einer Schaumstoffunterlage war eine stabile Lagerung der beiden Knochenabschnitte senkrecht zum Strahlengang möglich (siehe Abbildung 8). Es wurde darauf geachtet, dass die Gelenkflächen weder einander noch den Schaumstoff berührten und es so zu einer eventuellen Verfälschung der Messergebnisse hätte kommen können. Der anschließende Scanvorgang erfolgte mit einem Computertomographen Somatom AR-SP (Siemens, Erlangen) (siehe Tabelle 3). Die Schichtdicke und der Vorschub betragen 1 mm, die durchschnittliche Anzahl der Schnitte lag bei etwa 70. Stets wurde ein Referenzphantom (Wasser/Knochen) mitgescannt (siehe Abbildung 9).

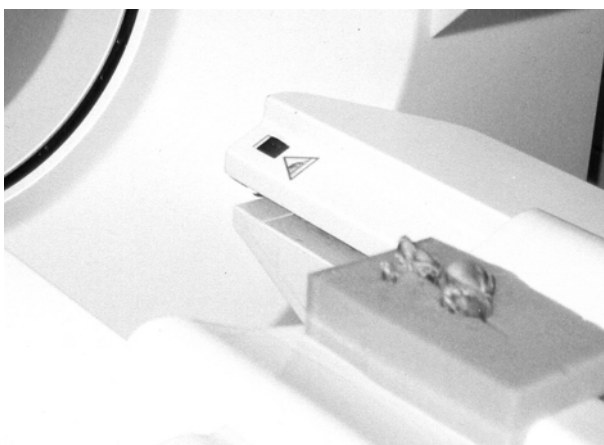


Abbildung 8: Lagerung eines Präparates im Computertomograph.

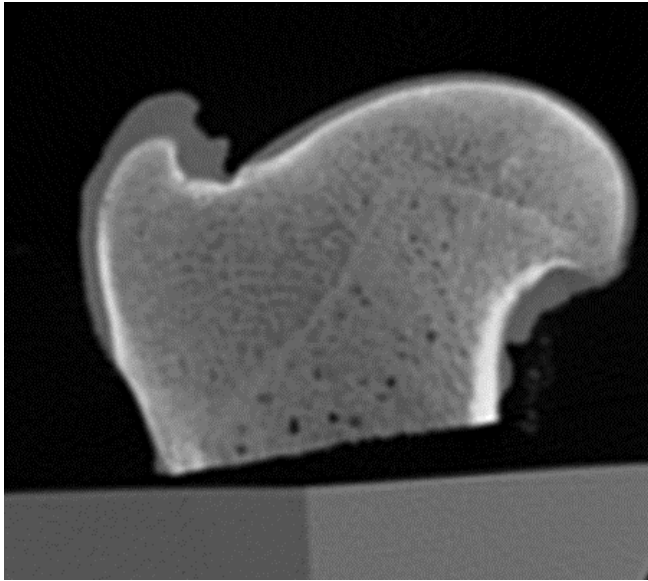


Abbildung 9: Sagittalschnitt durch Humeruskopf und Phantom.

Tabelle 3: Spezifikation der computertomographischen Datenerhebung Siemens (Erlangen) Somatom AR-SPIRAL.

Pixel Spacing (mm ²)	0.0977 bis 0.1719
Slice Thickness (mm)	1
Rows (Bildpunkte in x-Richtung)	512
Columns (Bildpunkte in y-Richtung)	512
KVP (kV)	110
Exposure time (msec)	3000
Exposure (mAs)	249
Bits stored	12
Convolution Kernel	Siemens AH 80

Tabelle 4: Hunde (31 Tiere) von denen ein CT-Datensatz (n = 46) erhoben wurde.

Rasse	Gewicht	Alter	Geschlecht	Datensatz (n)
DSH	48 kg	11 Jahre	männlich	HD 07 re
Dt. Wachtel	k. A.	2 Monate	weiblich	HD 09 li
DSH	k. A.	3 Monate	männlich	HD 16 li + re
Golden Retriever	k. A.	2 Monate	weiblich	HD 18 li + re
DSH	32 kg	2 Jahre	männlich	HD 29 re
DSH Mix	27,5 kg	1,5 Jahre	männlich	HD 30 li + re
Mischling	25 kg	1 Jahr	männlich	HD 20 li + re
Dogge	60kg	4 Jahre	männlich	HD 26 li + re
Rottweiler	46 kg	4 Jahre	weiblich	I S 01 li + re
DSH	37,5 kg	8 Jahre	männlich	I S 03 re
DSH Mix	24,5 kg	11 Jahre	männlich	I S 05 re
BSH	44 kg	4 Jahre	weiblich	I S 15 re
Chow-Chow	29 kg	8 Jahre	männlich	I S 16 li + re
DSH	25 kg	16 Jahre	weiblich	I S 50 li + re
Bearded Collie	12 kg	11 Jahre	weiblich	II S 12 li
Spaniel Mix	44 kg	4 Jahre	weiblich	II S 15 li
Hovawart	38 kg	7 Jahre	männlich	II S 19 re
Golden Retriever	k. A.	11 Jahre	männlich	II S 30 li + re
DSH Mix	k. A.	17 Jahre	weiblich	II S 32 li
Airedale Terrier	26,5 kg	Keine Angabe	männlich	III S 39 li
DSH	49,5 kg	9 Jahre	männlich	III S 40 li + re
DSH Mix	27,5	Keine Angabe	männlich	III S 42 li + re
DSH Mix	26 kg	7 Jahre	weiblich	III S 45 li + re
Golden Retriever	36 kg	2 Jahre	männlich	00 46 li
DSH	28 kg	4 Jahre	weiblich	W1_35 li
Collie	38,5 kg	12 Jahre	weiblich	W1_87 li + re
DSH	40,5 kg	8 Jahre	männlich	W1_90 li
DSH	28 kg	4 Jahre	weiblich	W1_91re
DSH Mix	35 kg	6 Jahre	männlich	W1_107 li + re
DSH	39 kg	4 Jahre	männlich	W1_131 li + re
DSH	28 kg	4 Jahre	männlich	W1_132 li

k. A.: keine Angabe

Wegen der geringen Mineralisation der Gelenkflächen wurden die Datensätze der drei Tiere unter einem Jahr nicht berücksichtigt. Somit reduzierte sich die Zahl der bearbeiteten Datensätze auf 41 (n = 41).

3.2.4 Weitere Verarbeitung der CT Daten

Die computertomographischen Bilddateien wurden mit einem „file transfer protocol“ (ftp) auf den UNIX Rechner der Tieranatomie übertragen. Um die Daten für die gängigen Bildbearbeitungsprogramme am PC lesbar zu machen erfolgte anschließend die Umwandlung der Daten mittels der Software „dicom 2“² in ein Rohbildformat (raw). Aus diesen Rohbildformaten rekonstruiert das Programm VTKOBJECT eine dreidimensionale Ansicht des Knochens. Hierzu müssen interaktiv verschiedene Parameter wie z.B. Bildauflösung (Pixelspacing) und Schichtdicke der CT-Schnitte eingegeben werden. Regionen gleicher Dichte werden über das Marchingcubeverfahren als Drahtgittermodelle extrahiert und diesen dann eine Oberfläche zugewiesen. Anschließend wird die Gelenkfläche des rekonstruierten Objekts mittels der am Institut entwickelten Software „Measure“ als sogenannte „region of interest“ (ROI) ausgeschnitten. Diese isolierte Gelenkfläche stellte im weiteren Verlauf die Grundlage für die Berechnung der subchondralen Knochendichte und der Knorpeldicke dar. Dies geschah mit den Programmen VTKCTOAM und VTKCARTILAGE.

3.2.5 Subchondrale Knochendichte

VTKCTOAM misst den maximalen Wert der subchondralen Mineralisierung senkrecht zu jedem Punkt der Gelenkfläche und projiziert diesen Wert auf die Oberfläche (Maximum Intensity Projection, MIP). Die Eindringtiefe des Messstrahles kann dabei beliebig festgelegt werden und wurde im Rahmen dieser Untersuchung auf 3 mm festgesetzt. Da bei der CTOAM Messung mit halber Strahlenlänge in beide Richtungen von der rekonstruierten Oberfläche aus gemessen wird, halbiert sich die Eindringtiefe auf 1,5 mm. Unter Berücksichtigung der Ergebnisse von Simkin et al. (1991), die für die subchondrale Knochenlage der Hundeskapula eine durchschnittliche Dicke von 764 µm und für die des Humeruskopfes von 147 µm feststellten, ist das aber völlig ausreichend. Um

² <http://www.bare.nom.fr/medical/dicom2/>; Version 1.9i vom 19. Juli 2001

die unterschiedlichen Mineralisierungsmuster optisch besser und schneller erfassen zu können, wurden den verschiedenen Graustufenwerten Falschfarben zugeordnet. Hierzu wurde der interessierende Bereich von 500-2100 HU herausgegriffen. Diese Graustufen entsprechen denen von Knochengewebe (dichtere Spongiosa bis Kompakta). Sie wurden mit den entsprechenden Falschfarben korreliert (rot: Bereich hoher Dichte, blau: Bereich niedriger Dichte). Diese Tabelle wurde für alle Gelenke beibehalten (siehe Abbildung 22).

Um die Ergebnisse noch anschaulicher darzustellen, wurden die MIPs der Knochendichte (Gelenkfläche) auf ihren zugehörigen dreidimensional rekonstruierten Knochen projiziert. Dies geschah zunächst individuell für jedes einzelne Gelenk. Anschließend wurde mit Hilfe des Programms VTKCISG für die Knochendichte ein Summationsbild erstellt (siehe unten).

3.2.6 Knorpeldicke

VTKCARTILAGE berechnet die Knorpeldicke in drei Schritten. Zuerst wird ein Objekt (man verwendet dafür die Daten der oben ausgeschnittenen Gelenkfläche "ROI") mit dem Schwellenwert der Knochen-Knorpel-Grenze erstellt. Im zweiten Schritt erfolgt das gleiche für die Knorpel-Luft-Grenze. Der dritte Schritt liefert dann durch Abstandsmessung zwischen den Gitternetzpunkten der 3D-Rekonstruktion mit dem „nearest-neighbour“-Algorithmus die gesuchte Knorpeldicke. Die Messung erfolgt dabei senkrecht zur Oberfläche der beiden Objekte. Um auch hier die Auswertung zu erleichtern, verwendet man wiederum eine Falschfarbentabelle. Die höchste Stufe (rot) entspricht einer Knorpeldicke von 1 Millimeter, die unterste (violett) einer Dicke von Null Millimeter.

3.2.7 Erstellen eines Summationsbildes

Für die Erstellung des Summationsbildes wurden die individuellen Knochendichteverteilungen der untersuchten Gelenke „übereinander projiziert“. Der erste Schritt hierfür war, eine repräsentative Gelenkform sowohl für die Schulterblattpfanne als auch für den Oberarmbeinkopf aus dem Untersuchungsgut auszuwählen. Diese dienten als Referenzgelenkflächen, der zugehörige CT-Datensatz als Referenzdatensatz. Im Anschluss

daran wurden mit Hilfe des Programms VTKCISG Registration Toolkit³ der Computation Imaging der Science Group, King's College London die individuellen Gelenkdatensätze auf diesen Referenzdatensatz angepasst. Dies geschah durch Skalierung, Rotation, Translation und Verzerrung (Scheren) in drei Ebenen bzw. um drei Achsen. Dieser Vorgang wird insgesamt als Datensatzmatching bezeichnet. Danach wurden die Datensätze wieder in das Ausgangsformat raw zurückverwandelt. Der Befehl „vtktoamsurface“ ermöglicht nun den höchsten Dichtewert des gematchten Gelenkdatensatzes auf die Referenzfläche zu projizieren. Dadurch entsteht jeweils ein Hybridobjekt aus der Normgelenkfläche und dem darunterliegenden individuellen Datensatz (Hybrid-MIP). Da die Normgelenkfläche eine definierte Anzahl an Drahtgitterpunkten aufweist, können jeweils die gematchten und damit korrespondierenden Daten von der Referenzgelenkfläche ausgelesen und in eine Exeltabelle übertragen werden (vtkvaluestoexel). Damit sind sie einer statistischen Auswertung zugänglich. Der Befehl „vtkexeltovalues“ erlaubt die statistisch bearbeiteten Dichtewerte sämtlicher Gelenkflächen auf die Referenzgelenkfläche zurück zu übertragen. Damit ist erstmals die Möglichkeit gegeben, die Daten der subchondralen Knochendichte im Schultergelenk des Hundes als Mittelwertsgelenk darzustellen.

3.2.8 Validierung der Knorpeldickenmessung

Für die Validierung der Knorpeldickenmessung wurden drei physiologische Gelenke ohne erkennbare Knorpelläsionen ausgewählt. Mit der Bandsäge wurde am freipräparierten Gelenk jeweils am lateralen und am medialen Rand ein Transversalschnitt von etwa 1 cm Länge und 1 mm Breite vorgenommen. Es wurde streng darauf geachtet, dass der Schnitt senkrecht zur Knorpeloberfläche geführt wurde. Anschließend wurden von diesen Gelenkpräparaten die CT-Daten erhoben. Für die anatomische Messung wurde ein dritter Sägeschnitt parallel und um 1 mm versetzt zu den beiden ersten angebracht. Dieser durchtrennte die Gelenkfläche vollständig und gab den Blick auf Knorpel bzw. subchondrale Knochenlage frei (siehe Abbildung 10 und Abbildung 11; blaue Linie). Die Gelenkpräparate wurden senkrecht zur Schnittfläche mit einer digitalen Kamera fotografiert. Durch die Einkerbungen in den Präparaten konnten die anatomischen Knor-

³ <http://www.imageregistration.com/> Version 1.0 2001

peldickenmessungen mit den entsprechenden Punkten der 3D-Computerrekonstruktion eindeutig korreliert werden. Dafür wurde sowohl im anatomischen Präparat als auch in der Computerrekonstruktion eine bestimmte Anzahl korrespondierender Punkte ausgewählt. Im nächsten Schritt wurde jeweils die entsprechende Knorpeldicke im Foto in Millimeter abgemessen und dieser Messwert mit der vom Computerprogramm für diesen Punkt errechneten Farbstufe verglichen. Die Schwellenwerte der Knorpel-Luft- bzw. der Knochen-Knorpelgrenze für die Computerrekonstruktion wurden solange optimiert, bis das Farbergebnis annähernd mit den anatomischen Messungen im Einklang stand. Eine völlige Übereinstimmung von wahrem und computererrechnetem Wert konnte jedoch nicht festgestellt werden.

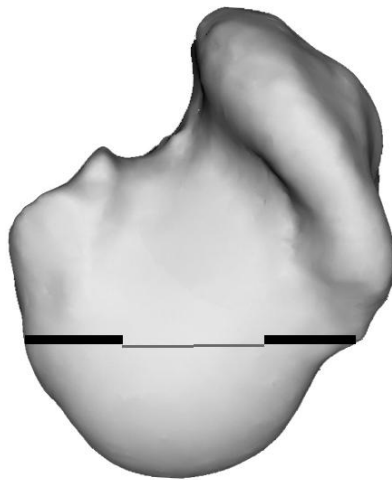


Abbildung 10: Schnittschema Humerus

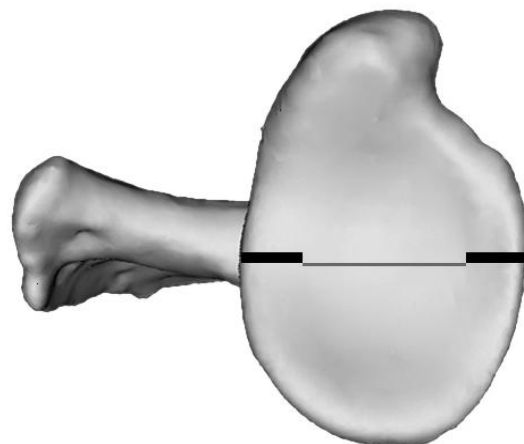


Abbildung 11: Schnittschema Scapula

Dicke Linien: Transversale Einschnitte; dünne Linien: Schnitt, der das Gelenk ganz durchtrennt und dabei um 1 mm versetzt zu einer Stufenbildung führt.

Tabelle 5: Hunde (3), die zur Knorpelvalidierung verwendet wurden (n = 3)

Rasse	Gewicht	Alter	Geschlecht	Präparat (n)
Dobermann	32 kg	5 Jahre	männlich	I_4re
DSH	49 kg	5 Jahre	weiblich	I_9re
Mischling	22 kg	7 Jahre	männlich	53_li

3.2.9 Validierung der technischen Präzision

Eine der Fehlerquellen bei der Datenerhebung sind ganz allgemein die technischen Geräte selbst sowie weitere Umweltfaktoren (Raum- und Betriebstemperatur, Luftfeuchte, Erschütterungen usw.). Um deren Einfluss auf die Genauigkeit der Messungen einschätzen zu können, wurde an zwei verschiedenen Tagen ein Schultergelenkpräparat siebenmal eingescannt. Nach jeder Messung wurde es wieder aus der Gantry herausgefahren, die Position etwas verändert und einer erneuten Messung unterzogen. Der erste Datensatz wurde als Zielobjekt ausgewählt und die anderen 6 Datensätze mit Hilfe des oben erwähnten Programms VTKCISG (siehe 3.2.7 Erstellen eines Summationsbildes) auf dieses Objekt gematcht. Über die Befehle „vtkctoamsurface“ und „vtkvaluestoexcel“ wurde eine Textdatei erzeugt und diese statistisch ausgewertet.

Der Hund, der für diese Messung Verwendung fand, war ein zweijähriger Golden Retriever, der wegen Aggressivität eingeschläfert worden war (Präparat 00_46).

Geht man von einer Gaußschen Normalverteilung der Messwerte und der statistischen Messfehler aus, lässt sich die Auftretenswahrscheinlichkeit P für gemessene Dichtewerte x bestimmen zu

$$P(a \leq x \leq b) = \int_a^b \phi(x) dx$$

mit ϕ als normierter Verteilungsdichtefunktion und a und b als Grenzen des Intervalls, in das der Messwert fällt.

In der biologischen Messtechnik werden die Grenzen a und b meist zu $\mu - 3\sigma$ und $\mu + 3\sigma$ festgelegt (Kuchling, 1989), mit μ als Erwartungswert oder „bestem Messwert“ und σ als Standardabweichung. Auswertung des o.a. Integrals führt dann zu einer statistischen Sicherheit von 99,7%; d.h. 99,7% aller Messwerte liegen zwischen $\mu - 3\sigma$ und $\mu + 3\sigma$.

Wendet man dieses 3σ -Kriterium auf die gemessenen Dichtewerte für die Scapula an, ergibt sich eine maximale Messwertstreuung von 94,42% bis 105,58% (mittlere Streuung über alle Oberflächenpunkte).

Für die Humerusmessungen liegt das Intervall von 95,38% bis 104,62%.

3.2.10 Vergleich der Originaldaten mit „Equalize“-korrigierten Daten

Das Phänomen der Strahlenaufhärtung führt bei der Erstellung der Bilddateien im CT-Rechner zu geringgradigen Fehleinschätzungen. Es kommt in den einzelnen Bildern – abhängig von der durchstrahlten Knochenmasse – zu einer leichten Verschiebung des Graustufenwerts für die einzelnen Bildpunkte. Daher ist es notwendig, bei der Datenerhebung ein Festkörperphantom mit geeichter Röntgendichte (300 HU) mit zu erfassen (siehe 3.2.3 Computertomographische (CT) Datenerhebung). Auf diese Weise ist in jedem Bild des Datensatzes ein absoluter Referenzwert vorhanden. Dies erlaubt es, über den Bezugspunkt „Phantom“ im gesamten CT-Datensatz, Artefakte durch Strahlenaufhärtung auszumerzen. Dafür wird im Programm Imagetool mit Hilfe des Makros „Equalize“ die gemessene Röntgendichte des Knochenphantoms mit dem bekannten Wert verglichen. Die Abweichung zwischen dem Messwert und dem Sollwert diente zur Korrektur für alle originalen raw-Dateien dieses Gelenks. Zum Ausgleich wurde zu allen Bildpunkten die Differenz addiert.

Um die originalen raw Daten mit den an das Knochenphantom angepassten Daten zu vergleichen, wurden zwei beliebige Gelenke herausgegriffen. Für diese zwei Gelenke berechnete VTK zunächst die CTOAM aus dem originalen und anschließend aus dem mit „Equalize“ bearbeiteten Datensatz. Über die errechneten Bilder wurde an definierten Knochenstrukturen ein Gitternetz mit 13 x 17 Punkten gelegt. Die Farbstufenverteilung an diesen Punkten wurde abgelesen, in eine Exceltabelle übertragen und an Hand der Differenzbeträge miteinander verglichen (siehe Tabelle 7 und Tabelle 8 im Ergebnisteil).

3.2.11 Kontaktflächen

Zur Untersuchung kamen acht Hunde (10 Gelenke insgesamt, siehe Tabelle 6). Ihre Vordergliedmaßen wurden im Ellbogengelenk exartikuliert und die Oberarm- und Schultermuskulatur entfernt. Nach Eröffnen des Schultergelenks wurde die Unversehrtheit der Knorpelschicht überprüft. Es wurden ausschließlich Gelenke verwendet an denen keine Knorpelerosionen zu erkennen waren. Anschließend wurden die Gelenkflächen mit physiologischem Phosphatpuffer feucht gehalten.

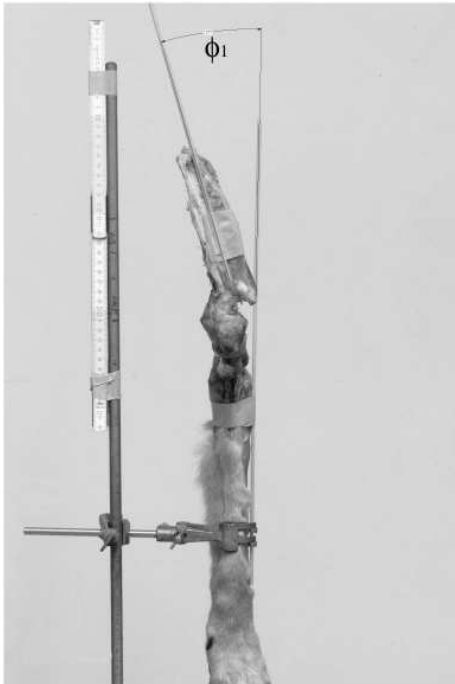
Tabelle 6: Hunde (8), die für die Kontaktflächenmessung Verwendung fanden (n = 10).

Rasse	Gewicht	Alter	Geschlecht	Präparat (n)
DSH	27,5 kg	6 Jahre	männlich	W1_ 52 links
BSH	37 kg	4 Jahre	weiblich	W1_ 2 links
DSH Mix	34,5 kg	2 Jahre	männlich	W1_1 links
BSH	33 kg	6 Jahre	männlich	W1_ 93 rechts
Dobermann	37 kg	6 Jahre	männlich	W1_85 links
Dobermann	37 kg	4 Jahre	männlich	W1_94 li und re
DSH	40 kg	6 Jahre	männlich	W1_162 links
BSH Mix	33 kg	4 Jahre	männlich	W1_24 li und re

3.2.12 Ermittlung der glenohumeralen Winkelung

Ein toter Großer Münsterländer (22,5 kg; weiblich) bzw. ein euthanasierter Deutscher Schäferhund (25,5 kg; weiblich) wurden mit Hilfe von Seilen und Gurten in ihre natürliche Standposition gebracht. Die Winkelung der Vordergliedmaße betrug im Schultergelenk 112 Grad (S- Ebene) und im Ellbogengelenk 137 Grad (Mai, 1995). Anschließend wurden beide Hunde in der natürlichen Körperhaltung bei minus 20 Grad Celsius eingefroren. Im tiefgefrorenen Zustand wurden nach einer Woche die Vordergliedmaßen abgesetzt und für zwei weitere Wochen bei Raumtemperatur in ein 10% iges Formalinbad verbracht. Nach dieser Fixierung folgte ein vorsichtiges Aufpräparieren des Schultergelenks. Mit einem 4 mm Holzbohrer wurden zwei Bohrkanäle durch das Gelenk gelegt und anschließend zwei Buchenstäbe entsprechenden Durchmessers in die Kanäle getrieben. Dadurch war das Gelenk in seiner ursprünglichen Position arretiert.

Nun wurden die Vordergliedmaßen an einer Stativklemme befestigt und lateral am Unterarm ein Buchenstab angeklebt, der den Processus styloideus ulnae bzw. den Epikondylus humeri berührte. Ein weiterer Stab wurde in der Fossa supraspinata am kranialen Rand der Spina scapulae befestigt. Es folgte die fotografische Dokumentation dieser Anordnung. Auf dem Foto wurde dann der Winkel zwischen den beiden Stäben erfasst. Dieser Winkel (ϕ_1) beschreibt die Verkippung des Schulterblatts zum Brustkorb (siehe Abbildung 12).

Abbildung 12: kraniokaudale Ansicht (ϕ_1).Abbildung 13: proximodistale Ansicht (ϕ_2).

Um auch die Drehung der Scapula um die Achse der Spina scapulae zu messen wurde anschließend die Gliedmaße so rotiert, dass eine exakt proximodistale Aufsicht auf den Unterarm gegeben war. Auch in dieser Position wurden wieder zwei Stäbe angebracht. Der eine lag medial der Facies serrata auf, der andere verlief lateral am Humerus vom Epikondylus lateralis humeri zum Tuberculum majus. An Hand eines Fotos wurde auch hier der Winkel (ϕ_2) bestimmt.

3.2.13 Versuchsaufbau für die Messung der Kontaktflächen

Humerus und Scapula der vorpräparierten Vordergliedmaßen wurden jeweils in schnell aushärtendem Zement in einem Aluminiumbecher eingebettet. Um eine anatomisch richtige Schultergelenkwinkelung zu gewährleisten, geschah dies mit zwei selbstangefertigten Schablonen, die sowohl den Standwinkel von 112 Grad (Mai, 1995) als auch die Kippung des Schulterblattes berücksichtigten (s.o.). Die Winkelschablonen wurden mit Schrauben am Humerusschaft befestigt. Danach wurde das distale Drittel des Humerusschaftes abgesetzt. Bei der Einbettung wurde auf senkrechte Lage der Schablone zum Becherrand geachtet. Nach Aushärtung des Schnellzements wurde das Alu-

miniumgefäß mit dem darin ausgerichteten Humerus an dem beweglichen (oberen) Querbalken der computergesteuerten Materialprüfmaschine (Zwick Z010, Zwick GmbH, Ulm) befestigt. Dieser bewegliche Teil besitzt eine Kraftmessvorrichtung für Zug- und Druckkräfte. An die untere Halterung wurde ein Kugeltisch geschraubt und darüber eine Stahlplatte gelegt. Mit einer zweiten Schablone wurden die entsprechenden Winkel an der Scapula angezeichnet und auf einer schiefen Ebene mit 2,5 Grad Gefälle (entsprechend dem ermittelten Winkel ϕ_1) der proximale Schulterblattanteil abgetrennt. Anschließend wurde der verbleibende Teil der Scapula in einem Aluminiumgefäß auf die Schnittkante gestellt und das Gefäß mit Schnellzement ausgegossen. Nach der Aushärtung wurde der Becher auf den Kugeltisch gestellt. Während der Vorbereitung und in den Messpausen waren die beiden Gelenkflächen stets mit Pufferlösung benetzt, um ein Austrocknen und damit eine Verfälschung der Knorpel elastizität zu verhindern.

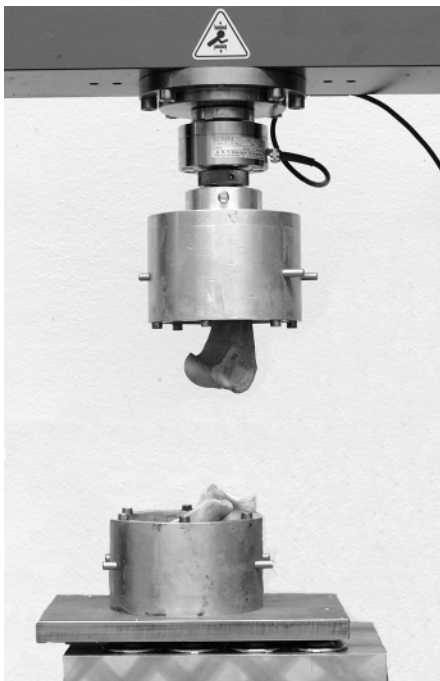


Abbildung 14: Versuchsaufbau zur Ermittlung der Kontaktflächen im Schultergelenk.

Die Belastung erfolgte prozentual zum Körpergewicht des jeweiligen Hundes. Mit Hilfe des Computerprogramms TestExpert wurde in 9 Stufen (25%, 50%, 75%, 100%, 150%, 200%, 250%, 300%, 400%) ein kontinuierlicher Anstieg der Kraft simuliert. Die einwirkenden Kräfte bewegten sich zwischen 67,5 N und 1570 N.

3.2.14 Kontaktflächenmessung

Für jede Gewichtsstufe wurden die Kontaktflächen auf zwei Arten bestimmt:

3.2.14.1 Silikonabdruck

Zunächst wurde eine Silikonmasse (Dental ADS 562 A/B, Wacker-Chemie GmbH) auf die Gelenkfläche der Scapula aufgebracht. Daraufhin wurde der Humeruskopf mit der jeweils eingestellten Belastungsstufe auf die Scapula gepresst. Die Kraft wurde 600 Sekunden bis zur vollständigen Aushärtung des Polymers gehalten, wobei nach 30 Sekunden computergesteuert die Kraft von kraftgeregelt auf 100% F_{max} lagegeregelt umgestellt wurde⁴. Dadurch konnte vermieden werden, dass mit zunehmender Anpassung der viskoelastischen Gelenkknorpeloberflächen die Kontaktfläche während der Aushärtedauer vergrößert wurde. Dann wurde entlastet und der ausgehärtete, dauerelastische Silikonabdruck vom Humeruskopf abgestreift. An den Kontaktstellen von Scapula und Humerus war das Silikon herausgequetscht worden, der Abdruck der Gelenkfläche war an diesen Stellen silikonfrei. Um die Reproduzierbarkeit dieser Vorgehensweise zu überprüfen, wurde das gleiche Gelenk siebenmal bei gleichem Druck belastet und sieben Abdrücke gewonnen.

3.2.14.2 Druckmessfolie

Nach ca. 10 Minuten (Regenerationszeit für den Knorpel) wurde bei gleicher Belastungsstufe eine Druckmessfolie in den Gelenkspalt eingebracht. Es handelte sich hierbei um einen drucksensitiven Film der Firma Fuji (Fuji Prescale Pressure Measuring Film). Er besteht aus zwei Lagen, von denen die eine den mikroverkapselten Farbstoff enthält. Die Kapseln platzen sobald die beiden Folien gegeneinander gedrückt werden. Die Folien sind in verschiedenen Empfindlichkeitsstufen erhältlich. Für diesen Versuch wurden die Filme vom Typ Superlow (Sensitivitätsbereich ca. 0,5-2,5 MPa; 15-196 N) bzw. Low (Sensitivitätsbereich ca. 2,5-10 MPa; 196-525 N) verwendet. Die zwei Folien wurden getrennt voneinander an die jeweilige Gelenkfläche der Scapula angepasst. Zu diesem Zweck wurde vor Versuchsbeginn von der Gelenkfläche der zu untersuchenden Scapula ein Paraffinabdruck gewonnen. Dieser wurde weiß eingefärbt und eingeschnitten, so dass die konkav gewölbte Fläche sich faltenlos auf Tonpapier ausbreiten ließ. Im

⁴ Der P-Anteil der Kraftregelung betrug hierbei 0,08 und der P-Anteil der Dehnungsregelung 1.

nächsten Schritt wurden Tonpapier und eingefärbter Paraffinabdruck auf einem Heiztisch auf 65°C erwärmt, so dass das Paraffin schmolz und nur die weiße Farbhaut auf dem Papier übrig blieb. Diese Vorlage diente als Schablone für die Filme, die am Rand eingeschnitten und ohne Druckausübung vorsichtig aufeinander gelegt wurden. So konnte eine flächendeckende Messung ohne Artefakte in Form von Falten und Knicken stattfinden. Zum Schutz vor ausgepresster Flüssigkeit wurden die Filmfolien vor dem Einbringen in den Gelenkspalt in eine straff gespannte Zellophanfolie eingeschlagen.

Es wurden die gleichen Krafteinstellungen wie beim vorherigen Silikonabdruck verwendet. Lediglich die Belastungsdauer reduzierte sich auf Grund der fehlenden Aushärtungszeit auf 60 Sekunden. Jedoch wurde hierbei die kraftgeregelte Einstellung nach 30 Sekunden beibehalten⁵. Die Filme wurden auf schwarzes Tonpapier geklebt und anschließend mit 300 dpi eingescant.

3.2.15 Auswertung der Silikonabdrücke

Nach der Flächenpressung wurden Humerus und Scapula mazeriert und getrocknet. Zur Auswertung der Silikonabdrücke wurden zunächst die Gelenkflächen eingefettet, danach in flüssiges Paraffin getaucht und nach dem Erkalten mit weißer Dispersionsfarbe bestrichen. Mit Hilfe der Silikonabdrücke, die als Schablonen über die Gelenkfläche von Humerus und Scapula gestülpt wurden, konnten die Kontaktbereiche erfasst und mit rotem Filzstift eingezeichnet werden (siehe Abbildung 15).

⁵ Der P-Anteil der Kraftregelung betrug 0,1 der Dehnungsregelung 1.

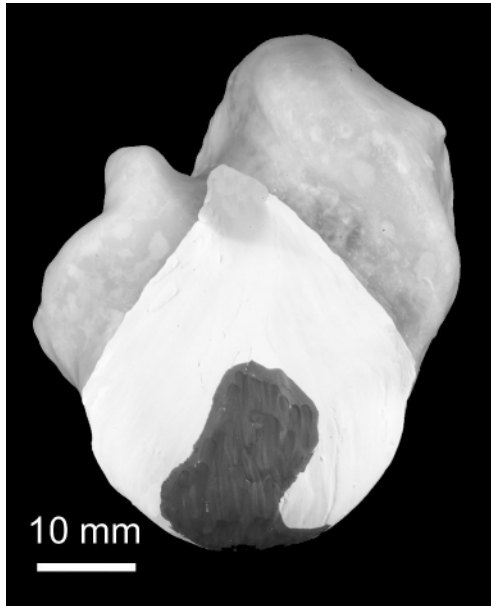


Abbildung 15: Humeruskopf mit eingezeichneten Kontaktflächen bei 250% iger Belastung; proximodistale Ansicht.

Mit einer Skalpellklinge wurden die Paraffinkappen vom Gelenk abgenommen, an den Rändern vorsichtig eingeschnitten und auf schwarzem Tonpapier plan ausgebreitet. Das Papier wurde auf einer Heizplatte erwärmt, wodurch das Paraffin wegschmolz und mit Papiertüchern aufgesaugt werden konnte. Übrig blieb nur die weiße Farbhaut mit den rot eingezeichneten Kontaktflächen.

Anschließend wurden die Kontaktflächenabdrücke mit einer Auflösung von 300 dpi gescannt. Nach Bearbeitung im Adobe Photoshop wurden die schwarzen bzw. weißen Bildpunkte mit dem Programm Image Tool ausgewertet und in eine Exceltabelle übertragen.

3.2.16 Auswertung der Filme

Die Druckfilme wurden digitalisiert. Mit Hilfe der von der Firma Fuji mitgelieferten Referenzdiagramme erfolgte eine subjektive Auswertung der Druckintensität. Anschließend wurden die Filme invertiert und mit dem Programm Image Tool in Falschfarben umgewandelt. Durch die Aufspreizung der acht verschiedenen Rottöne der Filmfolie in 16 Farbstufen war eine leichtere subjektive Auswertung möglich.

4 Ergebnisse

4.1 Spaltlinien

4.1.1 Physiologische Gelenke

Die artifiziell erzeugten Spaltlinien spiegeln die Verlaufsrichtung der Kollagenfasern im Knorpel bzw. in der subchondralen Knochenlage wider. Da die Kollagenfasern entsprechend der jeweiligen Hauptspannungsfelder ausgerichtet sind, sind die Spaltlinien Ausdruck der Belastungsverhältnisse im jeweiligen Gewebe.

4.1.1.1 Knorpel

Im mittleren Drittel der Gelenkfläche der Scapula ist ein von medial nach lateral transversaler Verlauf der Knorpelspaltlinien festzustellen (siehe Abbildung 16 und Abbildung 18). Im kaudalen Drittel dagegen formieren sie sich zu einem Wirbel, bzw. zu einem halbkreisförmigen Bogen, der sein Zentrum nahe am lateralen Rand der Scapula hat. Das kraniale Drittel weist zunächst ebenfalls eine transversale Anordnung der Spaltlinien auf. Im weiteren Verlauf nach kranial im Bereich des Tuberculum supraglenoidale schwenken sie jedoch in die Sagittalebene ein.

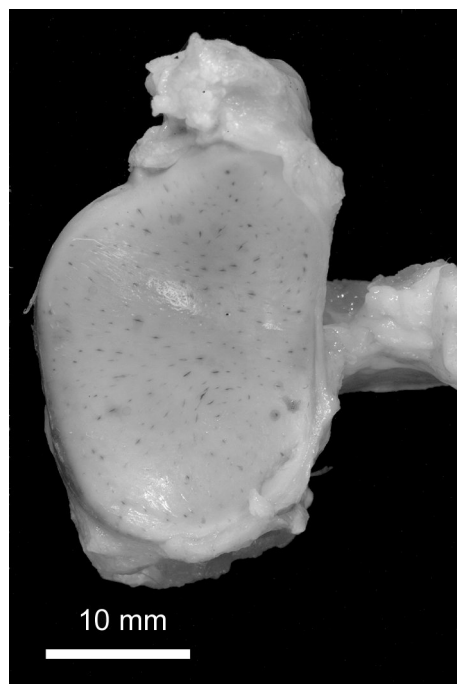


Abbildung 16: Spaltlinien im Gelenkknorpel der Scapula
(Mischling, 1 Jahr, Präp. HD 20 li).

Auf der Gelenkfläche des Humerus sind die Verhältnisse dagegen nicht so eindeutig. Im kranialen Teil zeigen sie die Tendenz, in kranio-kaudaler Richtung in den Sulcus intertubercularis hineinzuziehen, wohingegen sie sich zwischen den kaudalen Enden des Tuberculum majus bzw. minus eher transversal orientiert darstellen. Im kaudalen Drittel nehmen die Spaltlinien wieder eine undeutliche sagittale Vorzugsrichtung ein. Auffällig ist, dass sich im Bereich der Gelenkränder die Linien sehr häufig transversal ausrichten.

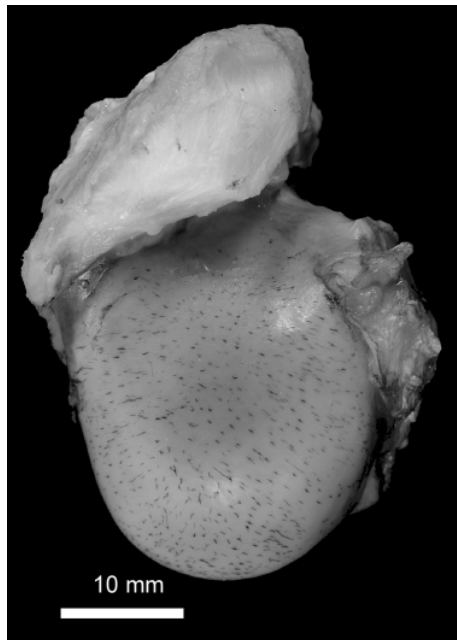


Abbildung 17: Spaltlinien im Gelenkknorpel des Humerus
(Mischling, 1 Jahr, Präp. HD 20 li).

Gegenüber den formalinfixierten Präparaten waren bei den vier Frischpräparaten keine Abweichungen von dem oben genannten Schema festzustellen. Ebenso wenig zeigten sich bei der subjektiven Beurteilung zwischen rechtem und linkem Schultergelenk Unterschiede bezüglich der Ausrichtung der Spaltlinien.

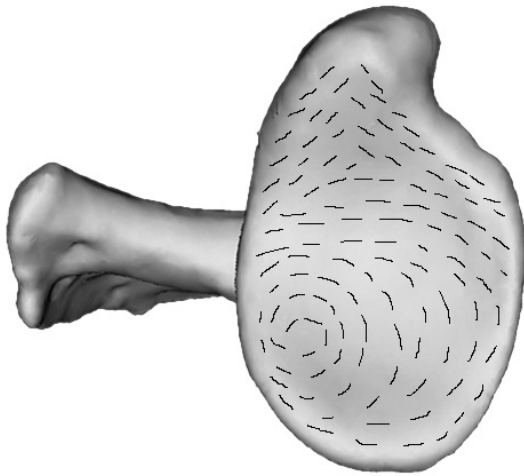


Abbildung 18: Summationsbild der Knorpel-
spaltlinien an der Scapula.

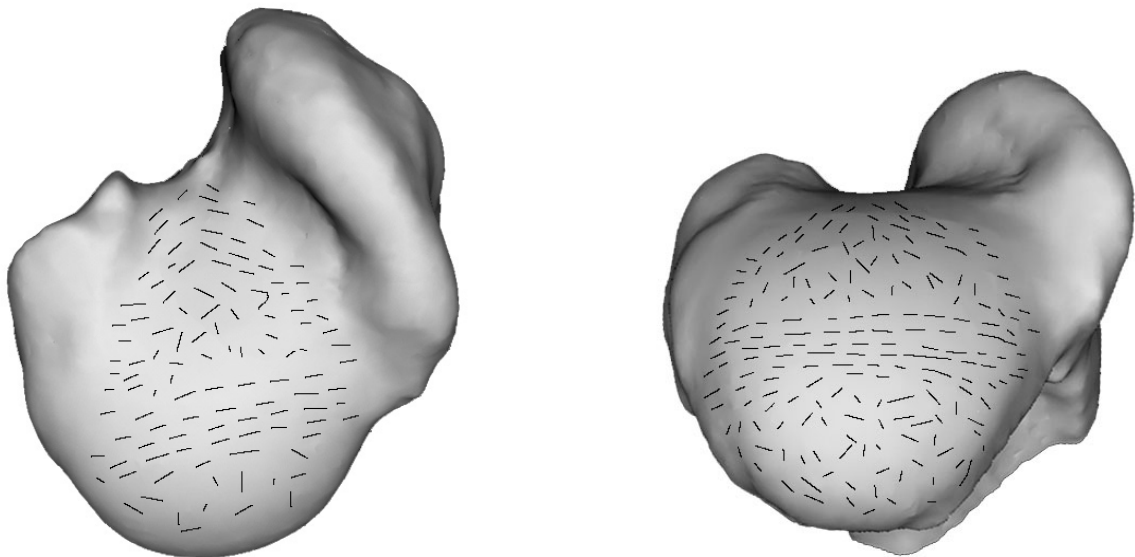


Abbildung 19: Summationsbild der Knorpel-
spaltlinien am Humerus; proximale (links) und kau-
dale Ansicht (rechts).

4.1.1.2 Knochen

Scapula: Hier zeigten sich ähnliche Verhältnisse wie im Knorpel. Jedoch stellte sich der im kaudalen Teil der Scapula gelegene Wirbel nicht so ausgeprägt dar wie im Knorpelpräparat (siehe Abbildung 20).

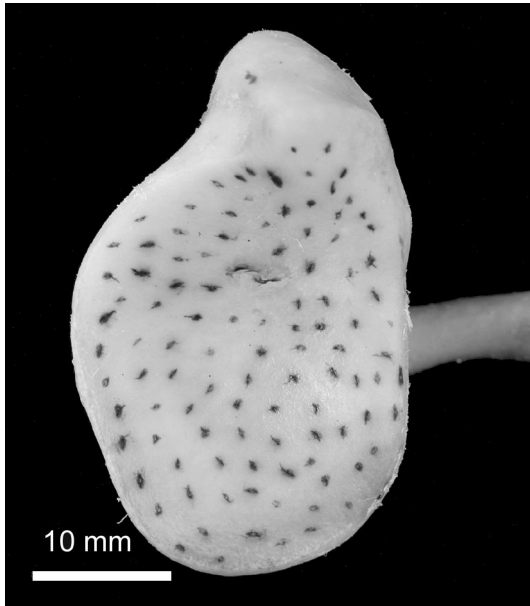


Abbildung 20: Spaltlinien in der subchondralen Knochenschicht an der Scapula (Spaniel-Mix, 4 Jahre, Pröp. II S 15 li).

Humerus: Auf der Facies articularis des Humerus konnte keine Regelmäßigkeit der Ausrichtung der Knochenspaltlinien festgestellt werden.

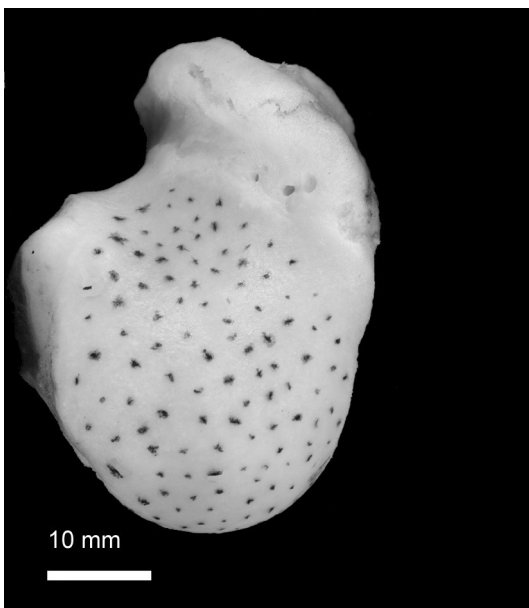


Abbildung 21: Spaltlinien in der subchondralen Knochenschicht am Humerus (BSH, 4 Jahre, Pröp. I S 15 re).

4.1.2 Pathologisch veränderte Gelenke

Die subchondralen Knochenspaltlinien der 9 pathologischen Präparate zeigten an der Scapula das oben beschriebene Muster mit waagrechter Orientierung im mittleren Teil bzw. Wirbelbildung in der kaudalen Fläche. Am Humerus ließ sich ähnlich wie bei den unveränderten Gelenken keine Vorzugsrichtung der Knochenspaltlinien ausmachen.

4.2 Verteilung der Knochendichte (CTOAM)

4.2.1 Physiologische Gelenke

4.2.1.1 Scapula

An physiologischen Gelenken weist die Scapula generell eine höhere Knochendichte auf als der korrespondierende Humerus. Insbesondere in der kaudalen Hälfte der Cavitas glenoidalis ist ihre höchste Knochendichte zu finden (siehe Abbildung 23 und Abbildung 24). Weiter kranial lassen sich dann zwei unterschiedliche Typen anhand ihres Farbmusters unterscheiden.

Typ I: Bei einem Teil der Gelenke verlaufen die Maxima (rot bzw. orange eingefärbt) am lateralen und medialen Gelenkrand nach kranial und vereinigen sich an der Gelenkfläche des Tuberculum supraglenoidale (siehe Abbildung 23 und Abbildung 24). Hier hat also auch die kraniale Hälfte eine der kaudalen entsprechende Dichte. Typischerweise findet sich bei diesem Muster regelmäßig ein punktförmiger Bereich minimaler Knochendichte (grüner bis gelber Farbton; entspricht ca. 1180 - 1520 HU). Dieser liegt regelmäßig etwas kranial des zentralen Pfannendaches und hat nur eine geringe Ausdehnung.

Typ II: Demgegenüber erstreckt sich das Maximum der zweiten Gruppe nur entlang des lateralen Pfannendaches nach kranial und reicht dabei bis zum Tuberculum supraglenoidale (siehe Abbildung 25). Nahe dem medialen Gelenkrand verliert sich das kaudale Knochendichtemaximum in weniger dichte Bereiche. Auch hier deutet sich das oben erwähnte Areal geringer Dichte im zentralen Pfannendach an.

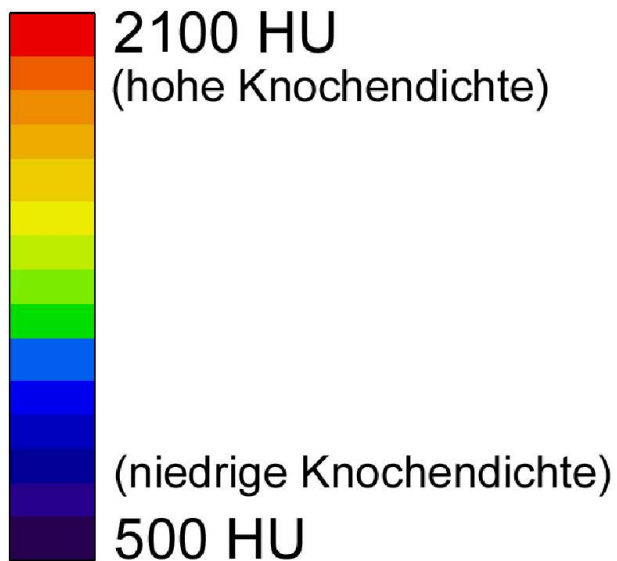


Abbildung 22: Farbkodierung der Hounsfield-einheiten.

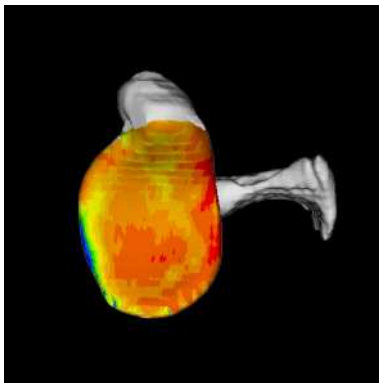


Abbildung 23:
Bearded Collie, 12 kg, 11 Jahre
(II S 12 li).

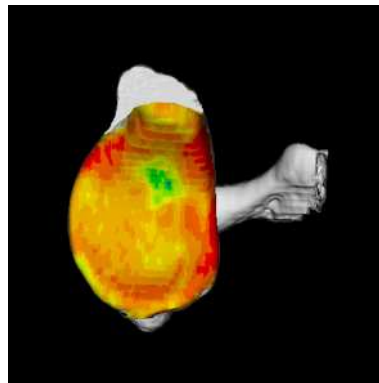


Abbildung 24:
Chow-Chow, 29 kg, 8 Jahre
(I S 16 li).

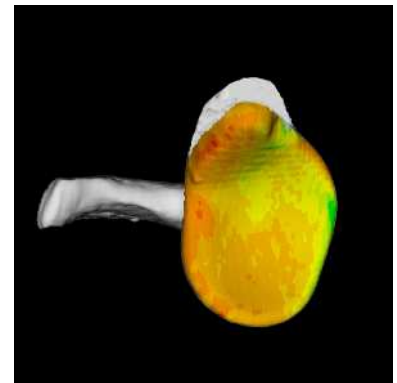


Abbildung 25:
BSH, 44 kg, 4 Jahre
(II S 15 re).

4.2.1.2 Humerus

Im Zentrum des kaudalen Abschnitts der Gelenkfläche befindet sich übereinstimmend die höchste Knochendichte des Humeruskopfes (siehe Abbildung 26 und Abbildung 27). Hier kommen Werte von 1750 bis 2100 Hounsfield Einheiten vor. Seine geringste Dichte erstreckt sich zwischen Tuberculum majus und Tuberculum minus. Es handelt sich hierbei um einen Bereich von tropfenförmigem Umriss, der sich unterschiedlich weit nach

kaudal ausdehnt (siehe Abbildung 27 und Abbildung 28). Die Knochendichte fällt hier teilweise unter 1000 HU ab.

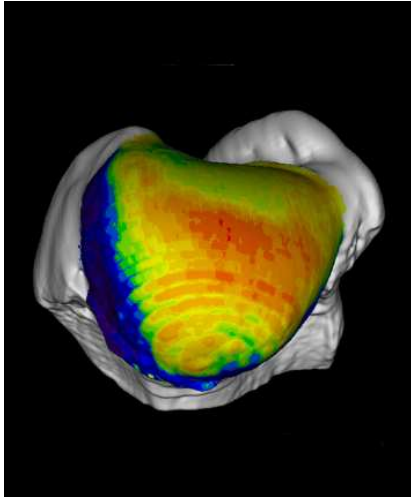


Abbildung 26: DSH, 38 kg
(HD 29 re).

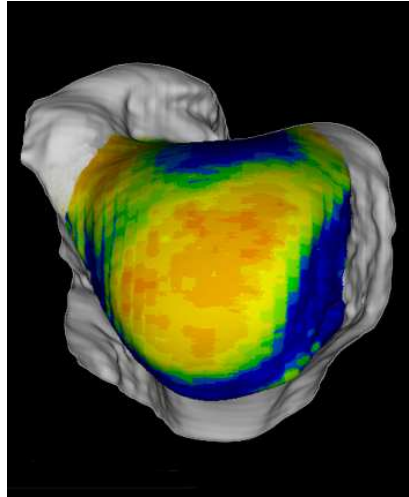


Abbildung 27: DSH, 49,5 kg
(III S 40 li).

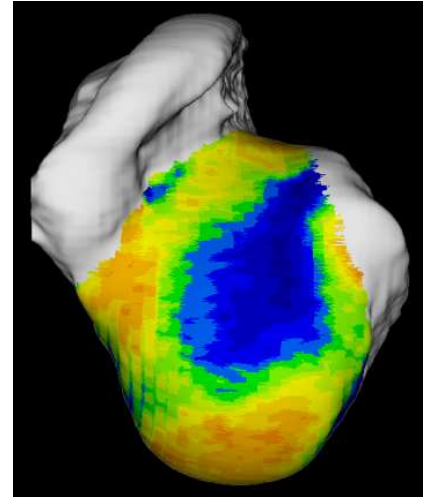


Abbildung 28: DSH, 49,5 kg
(III S 40 li).

4.2.2 Summationsbild der Knochendichteverteilung

4.2.2.1 Scapula

Mit Hilfe der Software VTKCISG (siehe 3.2.7 Erstellen eines Summationsbildes) wurde die Knochendichteverteilung von 40 Skapulagelenkflächen übereinander projiziert. Die Differenz zu den erhobenen 46 Datensätzen erklärt sich wie folgt: 5 Tiere schieden auf Grund ihres geringen Alters aus. Ein Datensatz war unvollständig.

Im Summationsbild erkennt man, dass sich der Bereich der höchsten Dichte am lateralen Pfannenrand entlang von kranial nach kaudal erstreckt. Hier verbreitert er sich und zieht bogenförmig nach medial. Auch kranial ist die Dichte erhöht. Im zentralen Pfannendach findet sich wieder das oben beschriebene Dichteminimum.

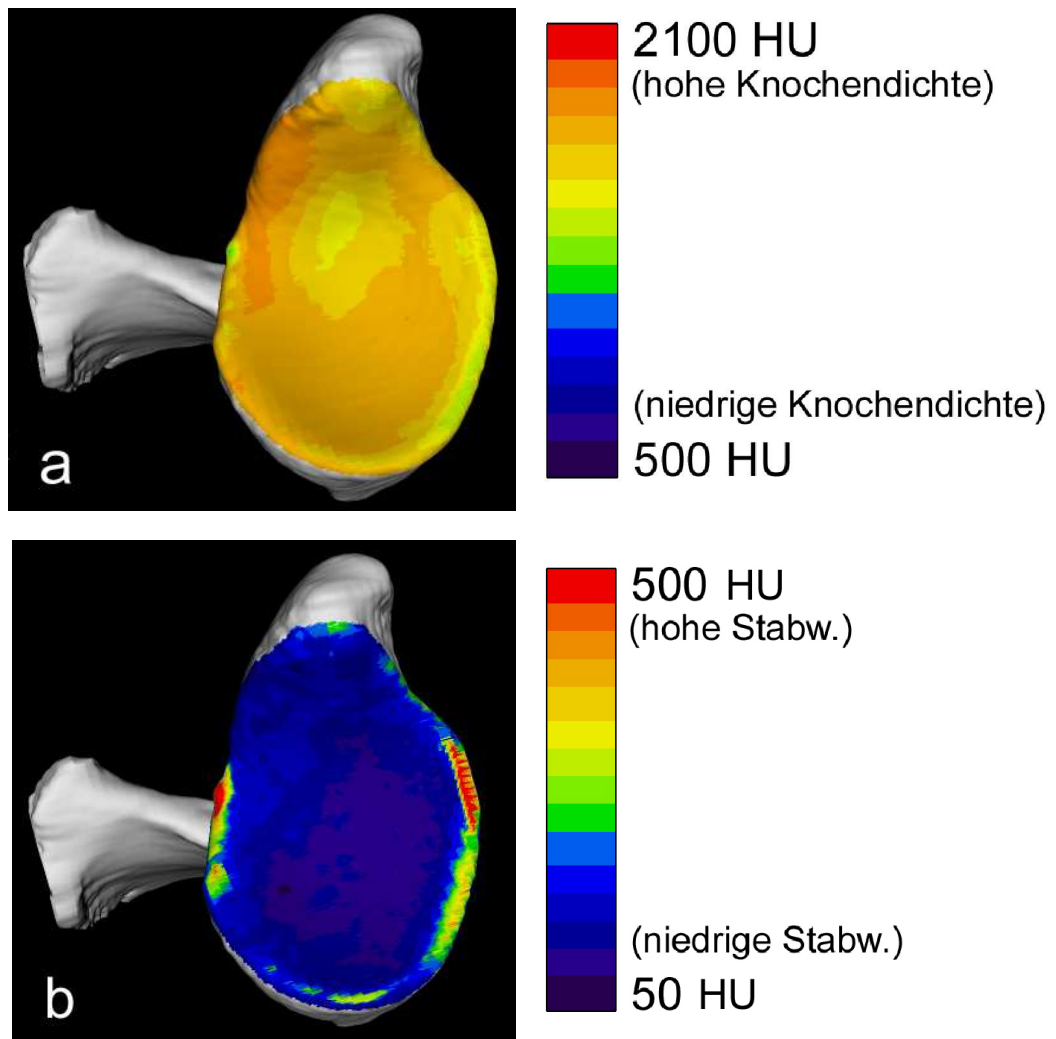


Abbildung 29: a) Summationsbild der Knochendichteverteilung auf der Gelenkfläche der Scapula; alle Altersstufen, b) topographische Verteilung der Standardabweichung.

Die Hundepräparate wurden in drei Altersgruppen unterteilt und für jede Gruppe ein Summationsbild angefertigt.

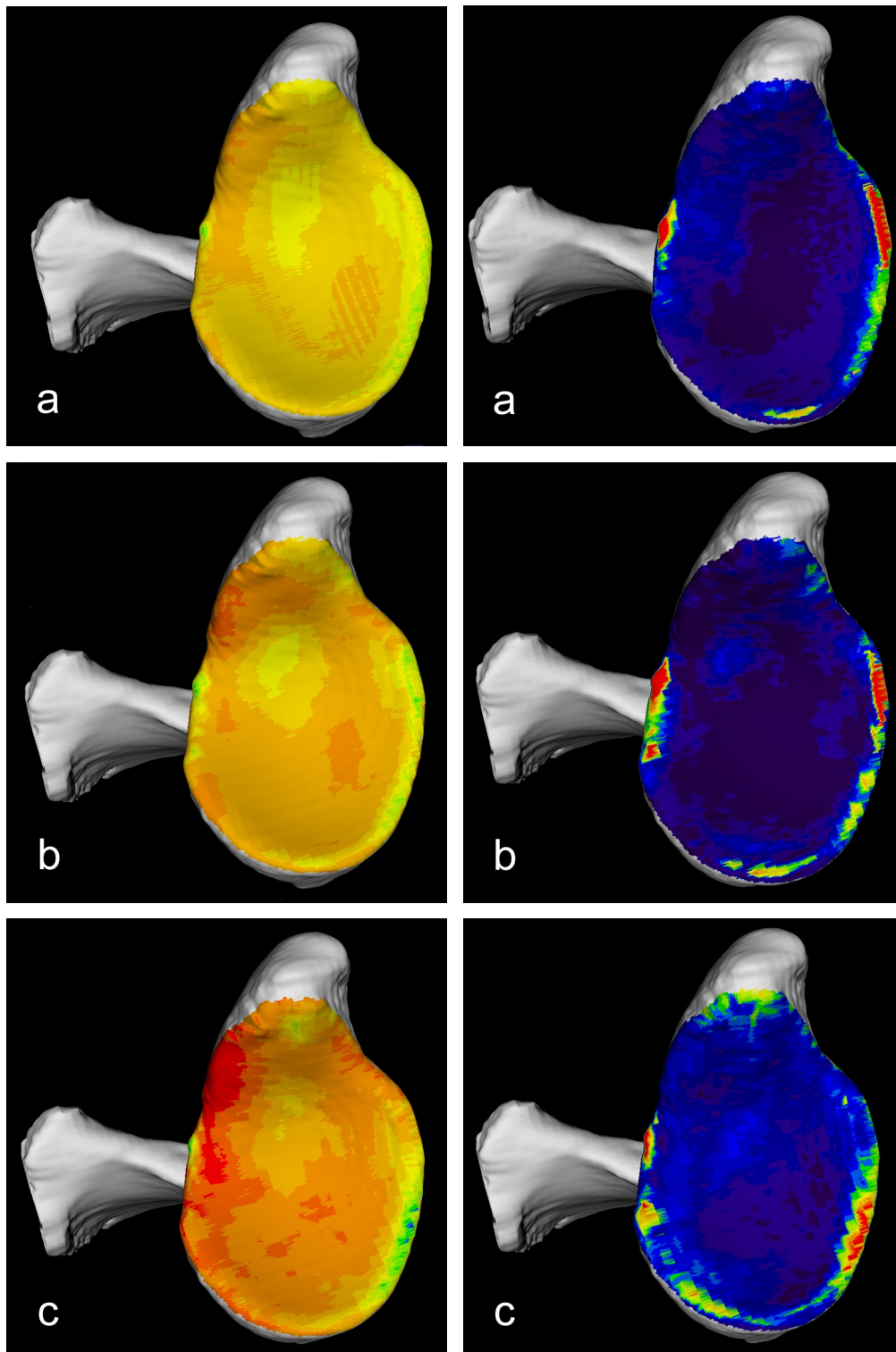


Abbildung 30: Summationsbild der Knochendichteverteilung und topographische Verteilung der Standardabweichung; a) Hunde von 1 bis 5 Jahren, b) Hunde von 6 bis 10 Jahren, c) Hunde ab 11 Jahren.

4.2.2.2 Humerus

Für das Summationsbild der Dichteverteilung auf der Gelenkfläche des Humerus konnten 34 Datensätze verwendet werden. Die Differenz zu den 46 erhobenen CT-Datensätzen erklärt sich wiederum aus der Tatsache, dass fünf Tiere wegen ihres geringen Alters (unter einem Jahr) ausgeschlossen wurden. Zudem waren sieben weitere Datensätze mit dem Programm VTKCISG nicht zu matchen. Drei davon gehören zu den 1 bis 5 jährigen Tieren, zwei zu den 6 bis 10 jährigen und zwei zu den alten Hunden über 11 Jahre. Sie verteilen sich somit gleichmäßig über die drei Altersgruppen.

Auch hier befindet sich der Bereich der höchsten Knochendichte im kaudalen Drittel. Ein weiteres Maximum ist am kaudalen Ende des Tuberculum majus sichtbar. Ein Dichteminimum zieht von medial in den Sulcus intertubercularis hinein.

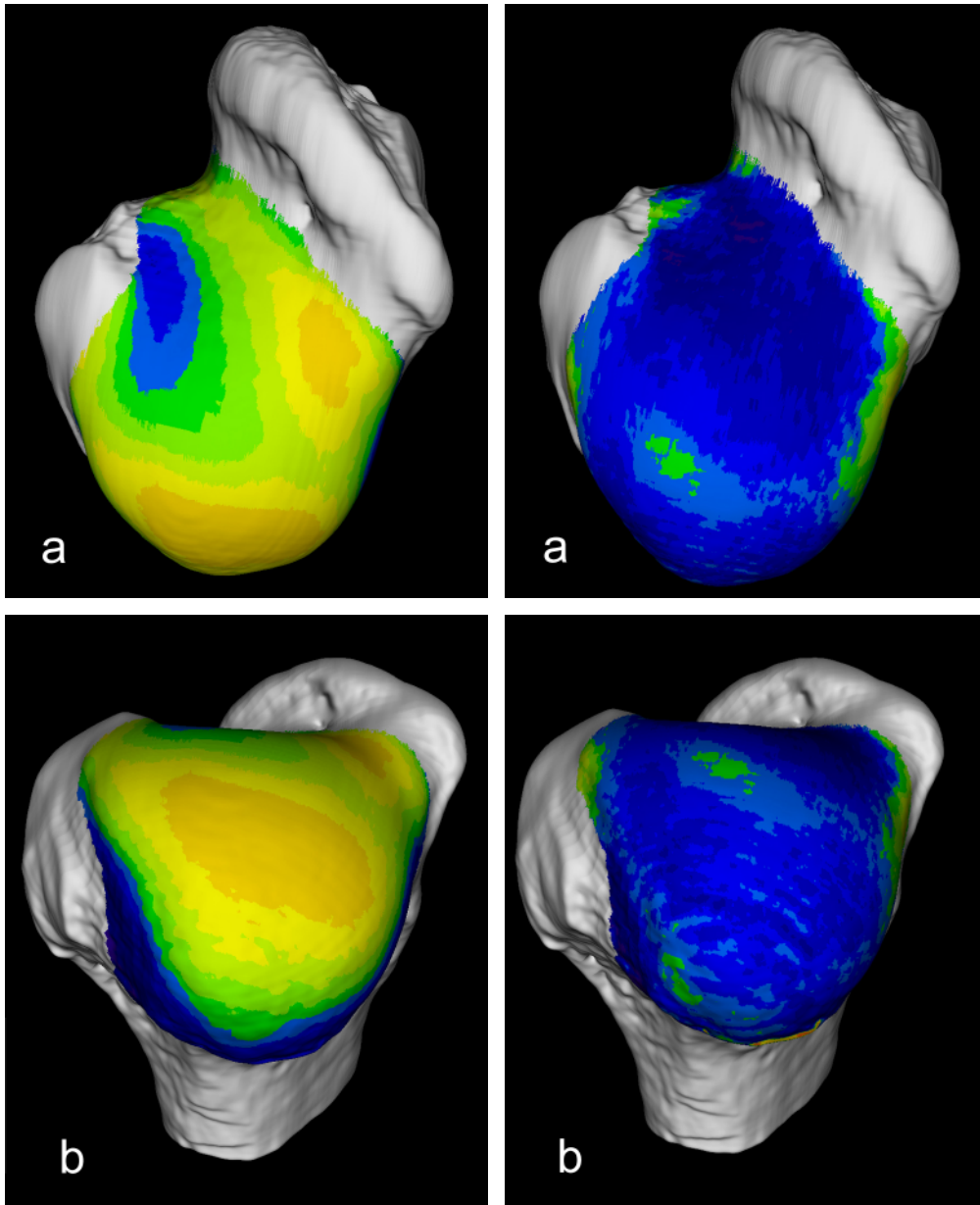


Abbildung 31: Summationsbild der Knochendichteverteilung auf der Gelenkfläche des Humerus und entsprechende topographische Verteilung der Standardabweichung; alle Alterstufen; a) proximale, b) kaudale Ansicht.

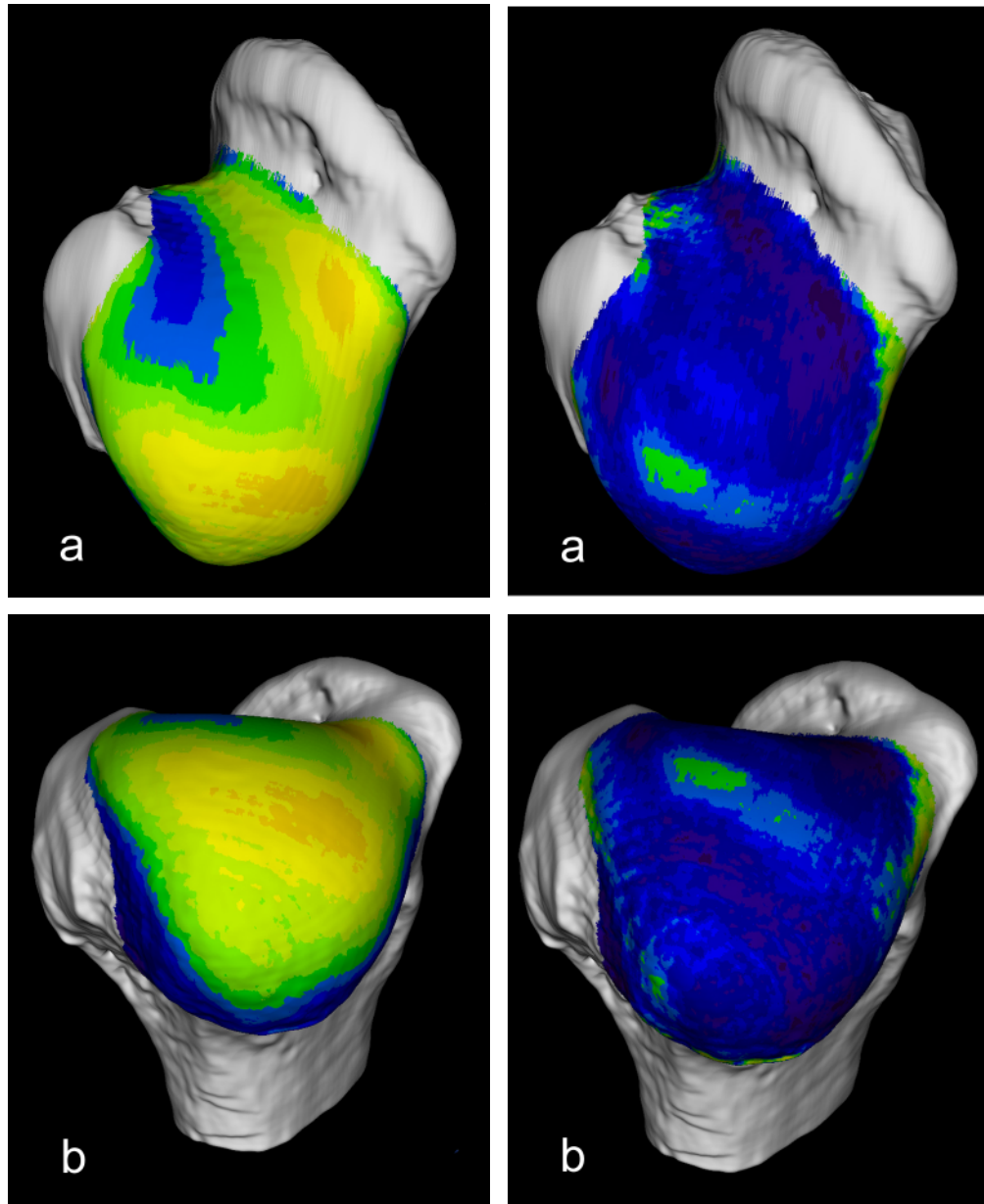


Abbildung 32: Summationsbilder der Knochendichteverteilung und entsprechende topographische Verteilung der Standardabweichung; a) proximale, b) kaudale Ansicht; Hunde von 1 bis 5 Jahren.

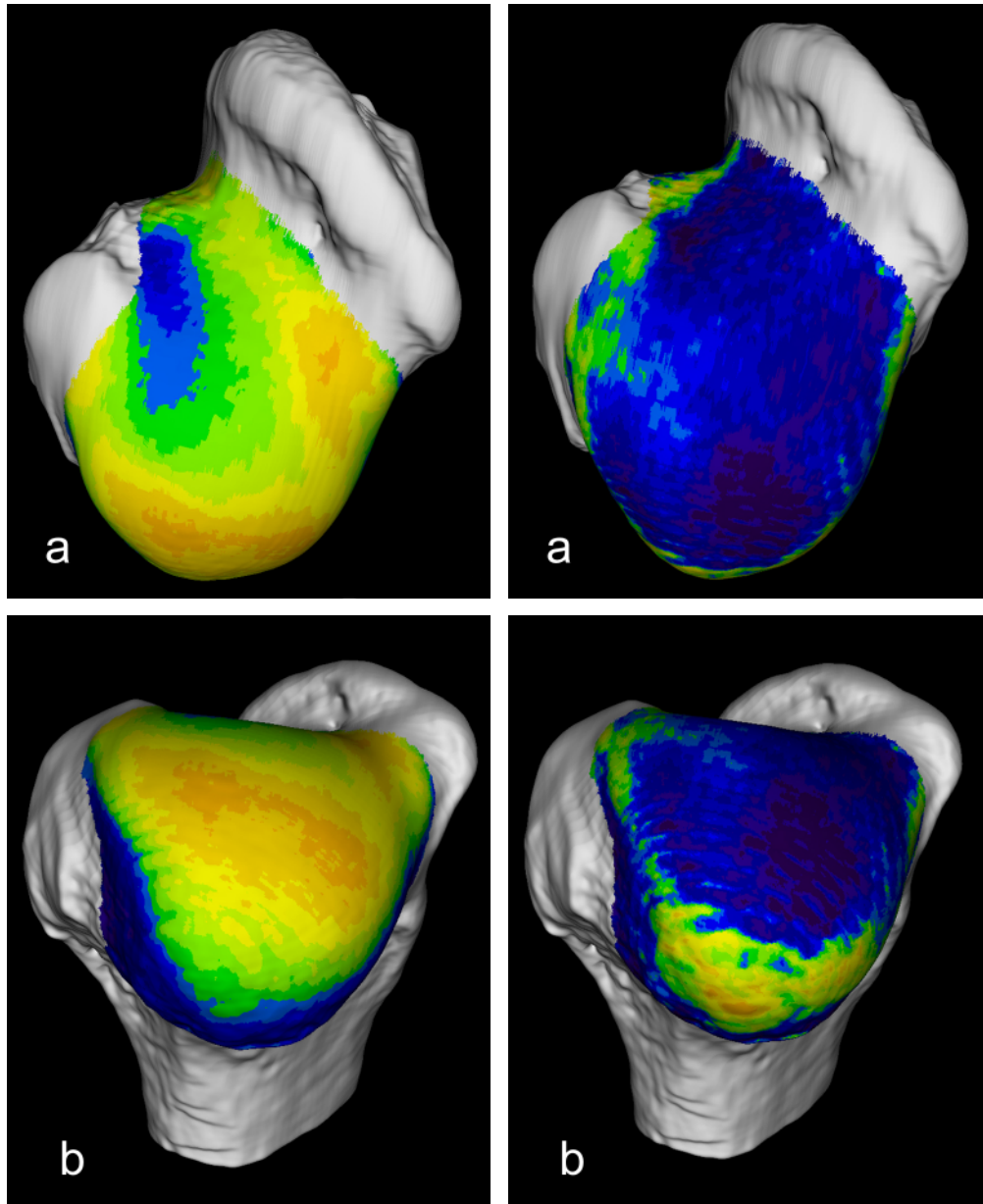


Abbildung 33: Summationsbilder der Knochendichteverteilung und entsprechende topographische Verteilung der Standardabweichung; a) proximale, b) kaudale Ansicht; Hunde von 6 bis 10 Jahren.

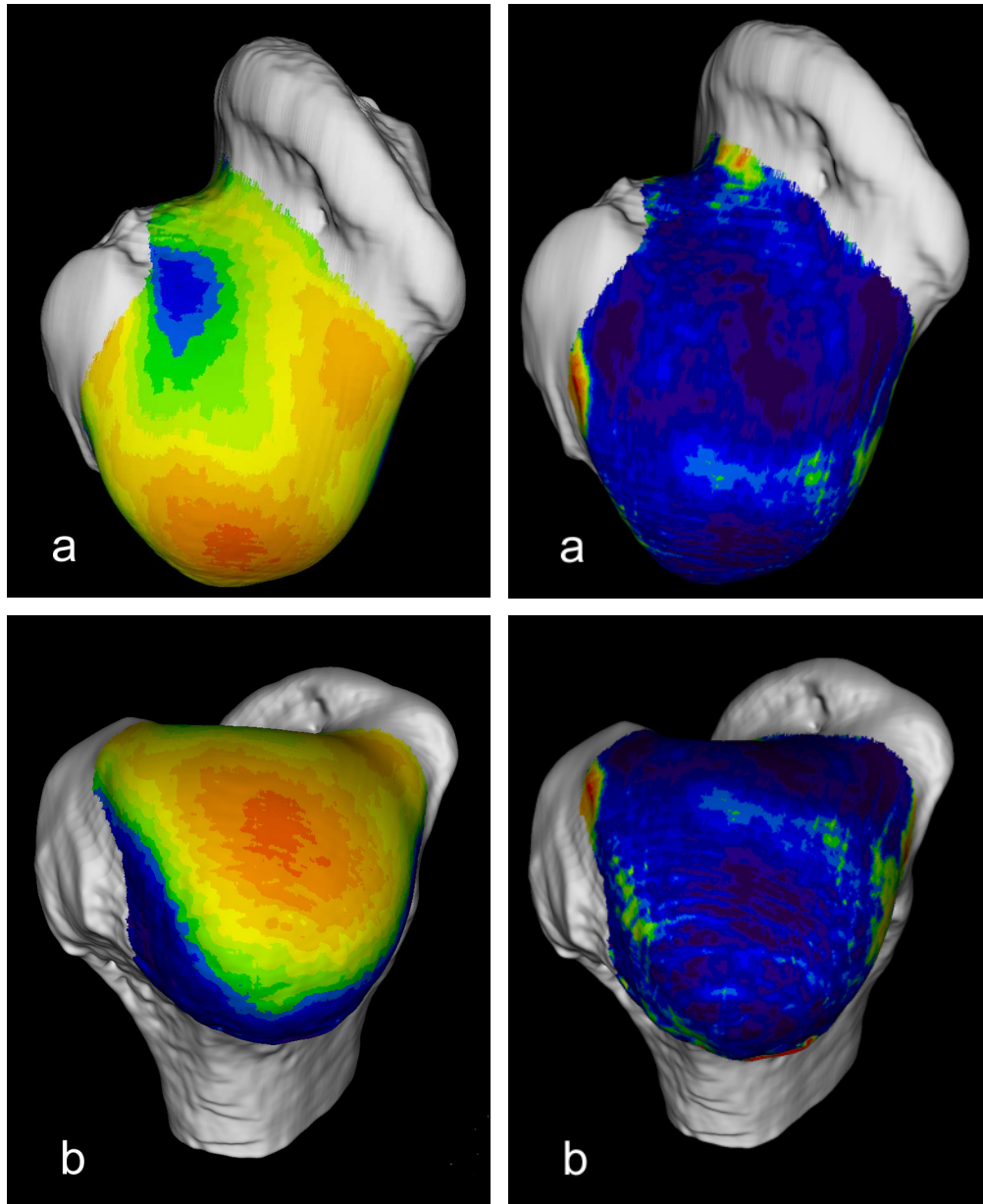


Abbildung 34: Summationsbilder der Knochendichteverteilung und entsprechende topographische Verteilung der Standardabweichung; a) proximale, b) kaudale Ansicht; Hunde ab 11 Jahren.

4.2.3 Validierung der technischen Präzision

Das Präparat Nummer 46_00_li wurde siebenmal computertomographisch erfasst. Von den so gewonnenen Datensätzen konnten sieben für die Skapulapfanne und fünf für den Humeruskopf verwendet werden. Zwei Datensätze enthielten fehlerhafte raw Dateien.

Für jeden Oberflächenpunkt wurde aus den jeweils 5/7 Dichte-Messwerten ein Mittelwert und eine Standardabweichung ermittelt. Aus diesen einzelnen Standardabweichungen kann nun nochmals eine mittlere Gesamt-Standardabweichung für die Dichtewerte aller Oberflächenpunkte berechnet werden.

Diese Mittlere Gesamt-Standardabweichung lag bei 1,86% für die Scapula- und bei 1,54% für die Humerusmessungen.

4.2.4 Vergleich der Originaldaten mit „Equalize“-korrigierten Daten

Tabelle 7 und Tabelle 8 zeigen die Differenzbeträge zwischen den Originaldaten und den „Equalize“-korrigierten Daten am Beispiel einer Skapulagelenkfläche. Die mit Kreuzen gekennzeichneten Bereiche stellen Gitterpunkte dar, die nicht auf das Gelenk (Bildhintergrund) treffen und deshalb nicht gewertet wurden.

Die Gelenkfläche liegt innerhalb der gelben Bereiche. Die Randbereiche sind gelb markiert. Man erkennt, dass hier die Abweichung d.h. der Farbstufenunterschied am deutlichsten in Erscheinung tritt. Von den 131 gewerteten Punkten der Tabelle 1 weisen 79 Punkte (60%) keine Abweichung auf. Bei 42 Punkten (32%) liegt die Abweichung bei einer Farbstufe und bei 10 Punkten (7,6%) ist sie größer als eine Stufe. Die Ergebnisse für Tabelle 2 lauten: 87% keine Abweichung, 11% eine Farbstufe Unterschied, 1,7% mehr als eine Farbstufe Unterschied. Da die Ergebnisse der beiden Datensätze geringgradig differieren wurden sämtliche originalen raw-Dateien mit Hilfe des Programms Image Tool an das mitgescante Knochenphantom angepasst (siehe 3.2.3 Computertomographische (CT) Datenerhebung bzw. 3.2.10).

Tabelle 7: Scapula DSH, 49,5 (III S 40).

Farbstufen-Differenzen III S 40 original/equal

##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##
##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##
##	##	##	##	##	0	4	0	1	1	##	##	##	##
##	##	##	##	##	1	0	1	1	0	##	##	##	##
##	##	##	##	0	0	0	1	0	1	1	##	##	##
##	##	2	0	0	0	1	1	0	0	1	##	##	##
##	5	0	0	0	1	0	0	0	1	0	##	##	##
##	3	0	1	0	0	1	0	0	1	0	##	##	##
0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0	##	##	##
1	0	0	1	0	0	0	0	0	1	1	1	##	##
##	2	1	0	1	0	0	0	0	0	1	1	##	##
##	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
##	3	1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	##	##
##	##	1	0	0	1	0	0	0	0	0	1	##	##
##	##	2	1	1	0	0	1	0	0	1	##	##	##
##	##	##	3	1	2	1	0	1	1	##	##	##	##
##	##	##	##	##	12	12	##	##	##	##	##	##	##

= nicht gewertet
Zahl = Randpunkte

Tabelle 8: Scapula DSH (I S 50).

Farbstufen-Differenzen I S 50 original/ equal

##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##
##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##
##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##	##
##	##	##	##	##	##	##	1	1	1	##	##	##	##
##	##	##	##	0	0	0	0	0	##	##	##	##	##
##	##	##	0	0	0	0	0	0	0	##	##	##	##
##	##	0	0	0	0	0	0	0	0	0	##	##	##
##	##	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	##	##
##	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
##	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
##	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	##	##
2	1	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0	##	##
10	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	##	##
##	0	0	1	0	0	1	1	0	0	0	##	##	##
##	##	1	0	0	0	0	0	0	0	##	##	##	##
##	##	##	0	1	0	0	0	0	##	##	##	##	##
##	##	##	##	##	##	0	##	##	##	##	##	##	##

= nicht gewertet
Zahl = Randpunkte

4.3 Knorpeldicke

Der in VTKCISG als Knorpel definierte Dichtebereich wurde im Präparat Humerus I 4 (re) an den anatomischen Wert angepasst. Es ergab sich eine optimale Einstellung bei 450 HU bis 700 HU. In dieser Einstellung hätten dann auch die anatomischen und die computerermittelten Werte aller übrigen Präparate korrelieren müssen.

Wie aus den Diagrammen ersichtlich besteht kein eindeutiger Zusammenhang zwischen den anatomisch ermittelten Knorpeldicken (wahren Werten) und den durch das Programm VTKCISG errechneten Werten.

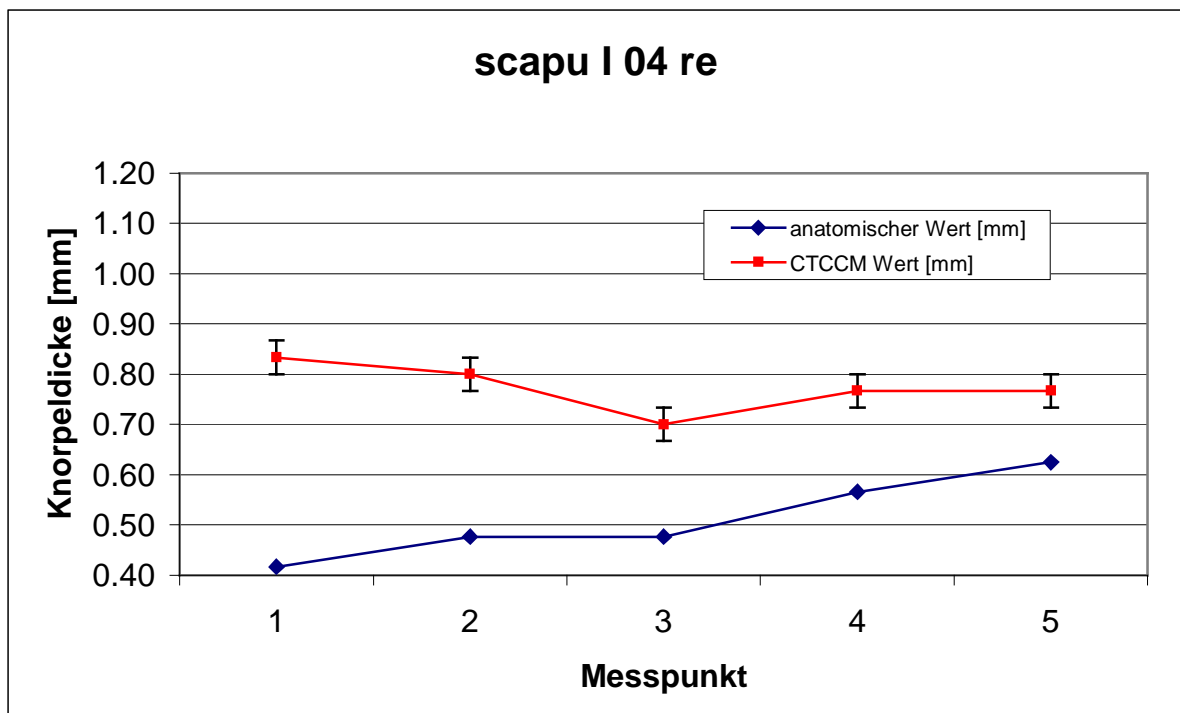
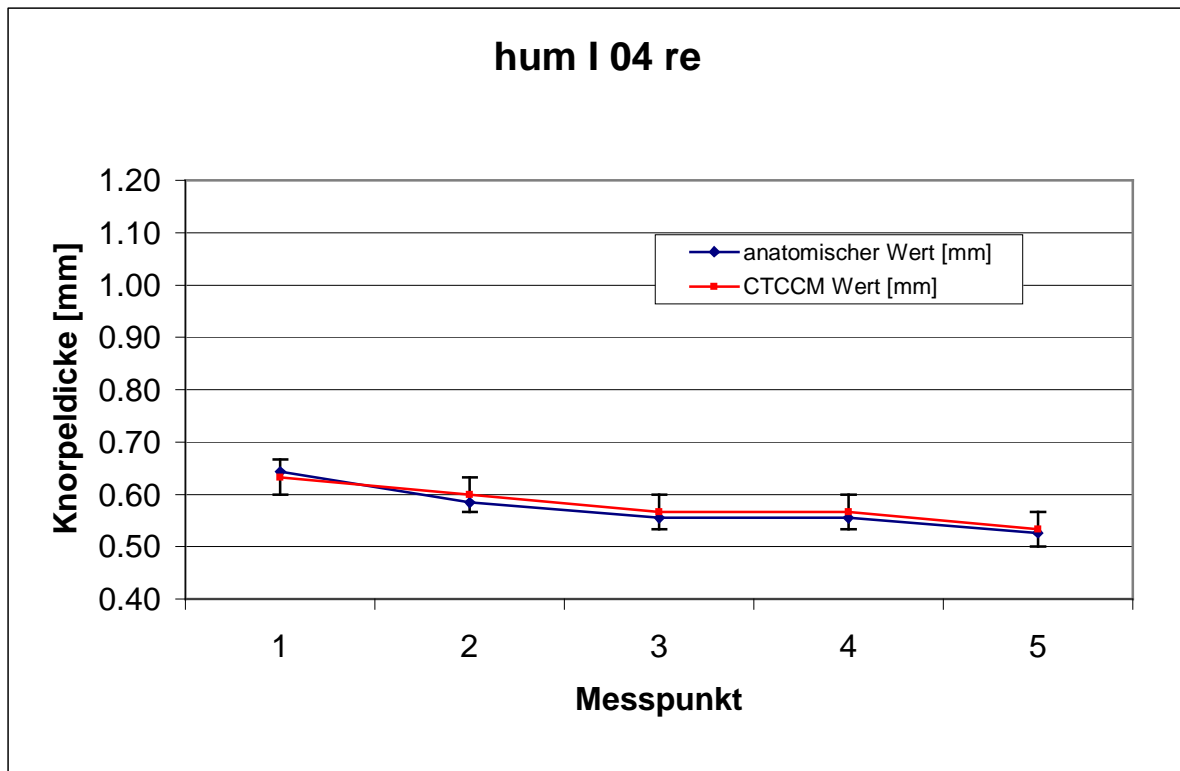


Diagramm 1: Vergleich zwischen der anatomischen und der computerermittelten Knorpeldicke; erstes Präparat.

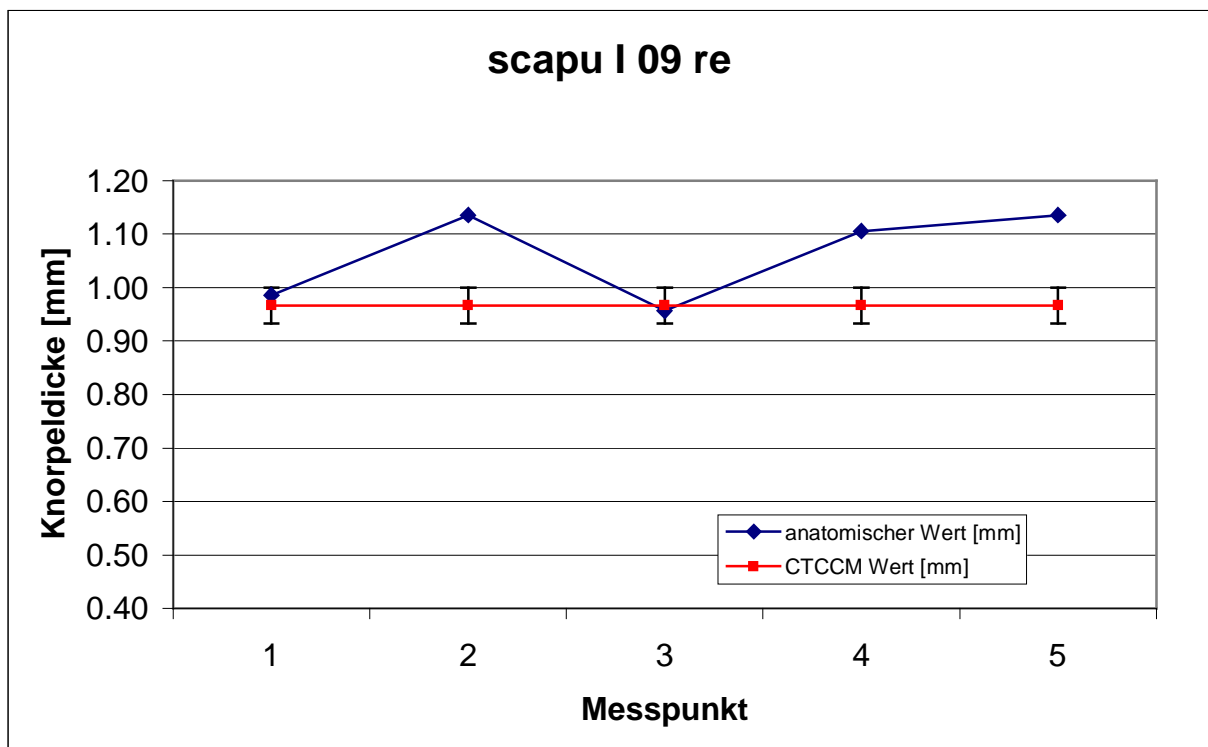
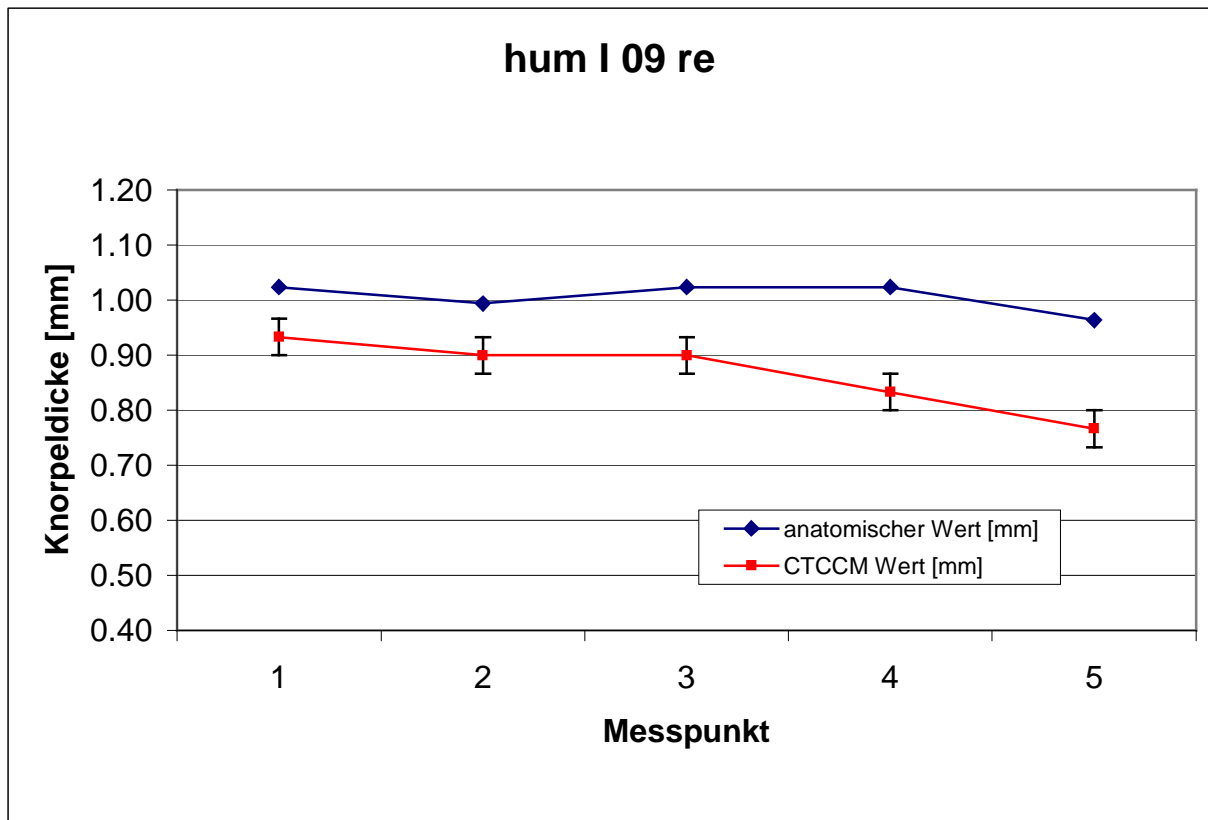


Diagramm 2: Vergleich zwischen der anatomischen und der computerermittelten Knorpeldicke; zweites Präparat.

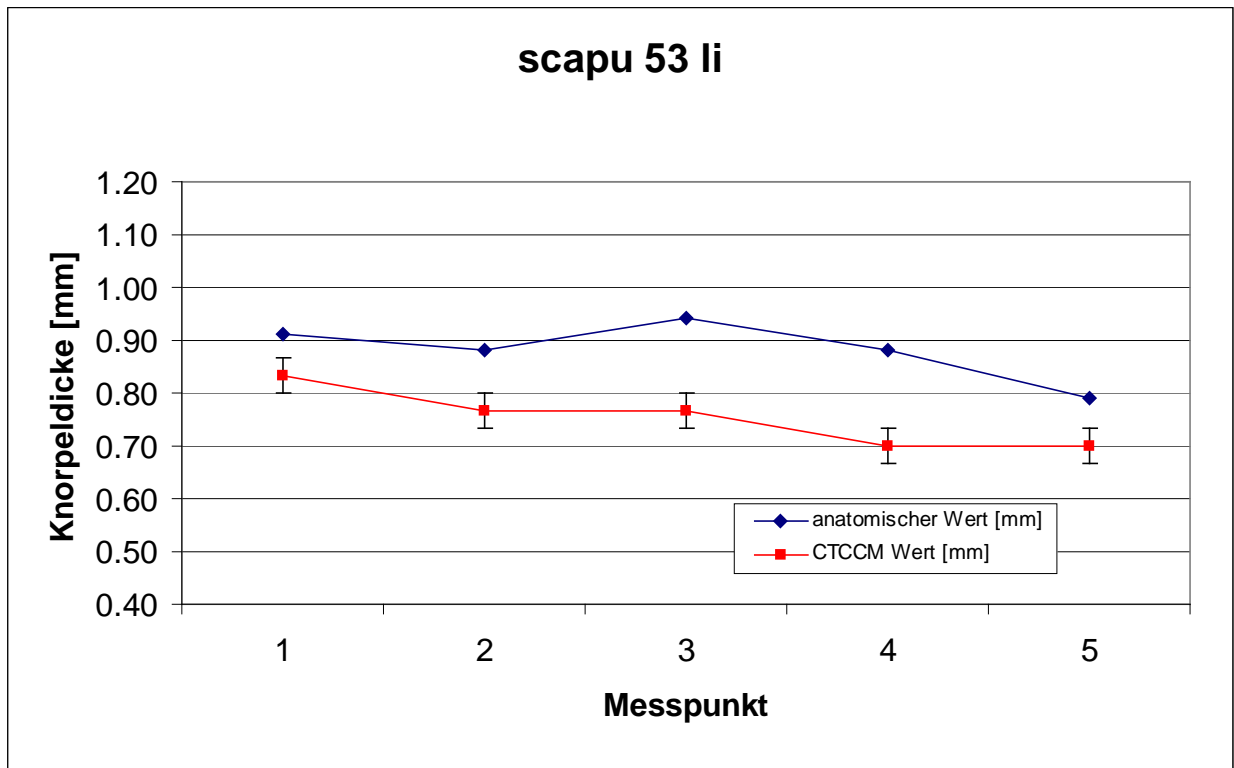
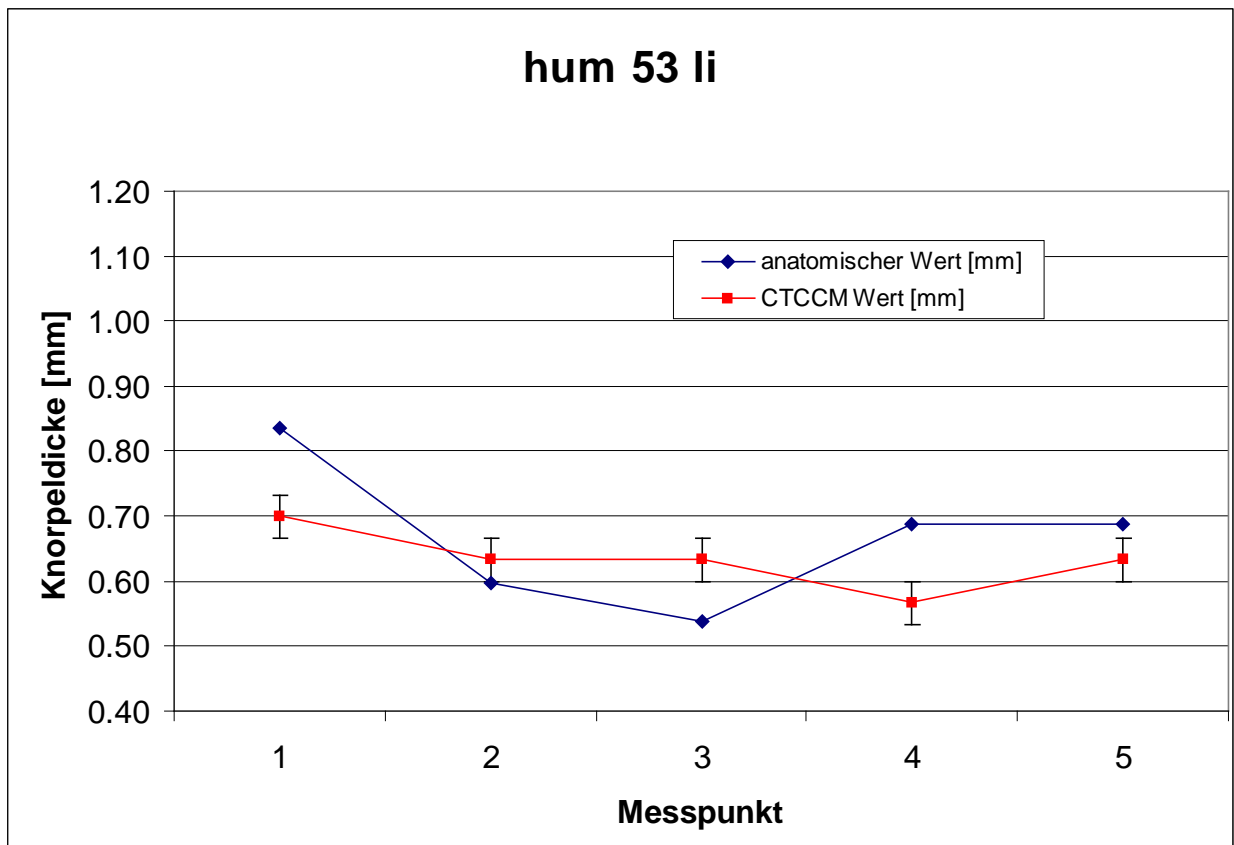


Diagramm 3: Vergleich zwischen der anatomischen und der computerermittelten Knorpeldicke; drittes Präparat.

4.4 Kontaktflächenermittlung

4.4.1 Glenohumorale Rotation

Hunde	Winkel ϕ_1 (Kippung)	Winkel ϕ_2 (Drehung)
DSH links	17°	15°
DSH rechts	3°	15°
GML links	0°	9°
GML rechts	4°	5°

Die erste Messung wurde wegen der großen Abweichung (Winkel ϕ_1) als fragwürdig eingestuft und nicht gewertet. Es ergab sich somit ein Mittelwert von 2,33 Grad für die Kippung und von 9,67 Grad für die Drehung.

4.4.2 Flächenpressung

4.4.2.1 Technische Präzision der Silikonabdrücke

Das linke Schultergelenk eines Deutschen Schäferhundes (W1 52 li) wurde in 7 Einzelversuchen jeweils mit einer Kraft von 150% des Körpergewichts belastet (entspricht 412,5 N). Die Auswertung (siehe 3.2.15 Auswertung der Silikonabdrücke) ergab für die gesamte Humerusgelenkfläche eine Standardabweichung von 3,5% und für die Kontaktfläche 7,4%.

Das bedeutet, dass zukünftige Messwerte mit einer Wahrscheinlichkeit von 99,7% in dem Bereich von 89,5% bis 110,5% der ermittelten Pixelpunkte für die Gelenkfläche und von 77,8% bis 122,2% der ermittelten Pixelpunkte für die Kontaktfläche liegen werden.

Die Messwerte für die Gelenkfläche der Scapula fallen bei analoger Auswertung in das Intervall von 89,2% bis 110,8% und die der Kontaktfläche in das Intervall von 90,4% bis 109,6%. Die Standardabweichung betrug für die gesamte Gelenkfläche der Scapula 3,6% und für die Kontaktfläche 3,2%.

4.4.2.2 Kontaktflächen auf der Cavitas glenoidalis (Silikonabdrücke)

Bei einer Anfangsbelastung von 25% der Körpermasse traten bei 6 von 10 Präparaten zwei Kontaktstellen mit der Humerusgelenkfläche auf. Die kleinere ist rund bis oval und liegt im kranialen Bereich der Cavitas glenoidalis. Der größere hat eine längliche Form und verläuft vom medialen Rand der Pfanne kaudo-lateral.



Abbildung 35: Kontaktflächen auf der Cavitas glenoidalis bei einer Belastung von 25% der Körpermasse (Präp. W1 24 re).

Drei von zehn Präparaten zeigten in der ersten Belastungsstufe drei Kontaktbereiche mit der Gelenkfläche des Humeruskopfes, wovon wieder einer kranial, einer medial und ein weiterer kaudal zu sehen war.



Abbildung 36: Kontaktflächen auf der Cavitas glenoidalis bei einer Belastung von 25% der Körpermasse (Präp. W1 52 li).

Bei einem Präparat trat auch bei 25% iger Belastung nur eine Kontaktfläche auf, die in ihrem Aussehen an die bereits verschmolzenen Flächen der höheren Belastungsstufen erinnerte.

Mit Zunahme der einwirkenden Kraft konfluieren die zwei bzw. drei getrennten Kontaktstellen zu einer einzigen. Dies geschah individuell für jede Scapula bei unterschiedlichen Belastungsstufen, d. h. es war kein einheitlicher Schwellenwert festzustellen, ab dem es zu einem Zusammenfließen kam. Mit Anstieg des ausgeübten Drucks auf bis zu 400% der Körpermasse dehnte sich auch die Kontaktfläche aus und nahm immer größere Bereiche der Skapulagelenkfläche ein.

Wie im Diagramm 4 ersichtlich lässt sich im Rahmen der Messgenauigkeit ein stetiger Anstieg der Kontaktfläche mit zunehmender Belastung erkennen. Der Flächenzuwachs ist bei geringeren Belastungen hoch und nimmt bei höheren Belastungen ab. In Diagramm 5 ist der Mittelwert aller ausgewerteten Kontaktflächen dargestellt. Zwischen mittlerer Kontaktfläche und aufgebrachter Belastung besteht mit sehr guter Näherung ein logarithmischer Zusammenhang. Dies gilt auch für die Kontaktflächen der einzelnen Proben.

Kontaktflächen auf der Gelenkfläche der Cavitas glenoidalis

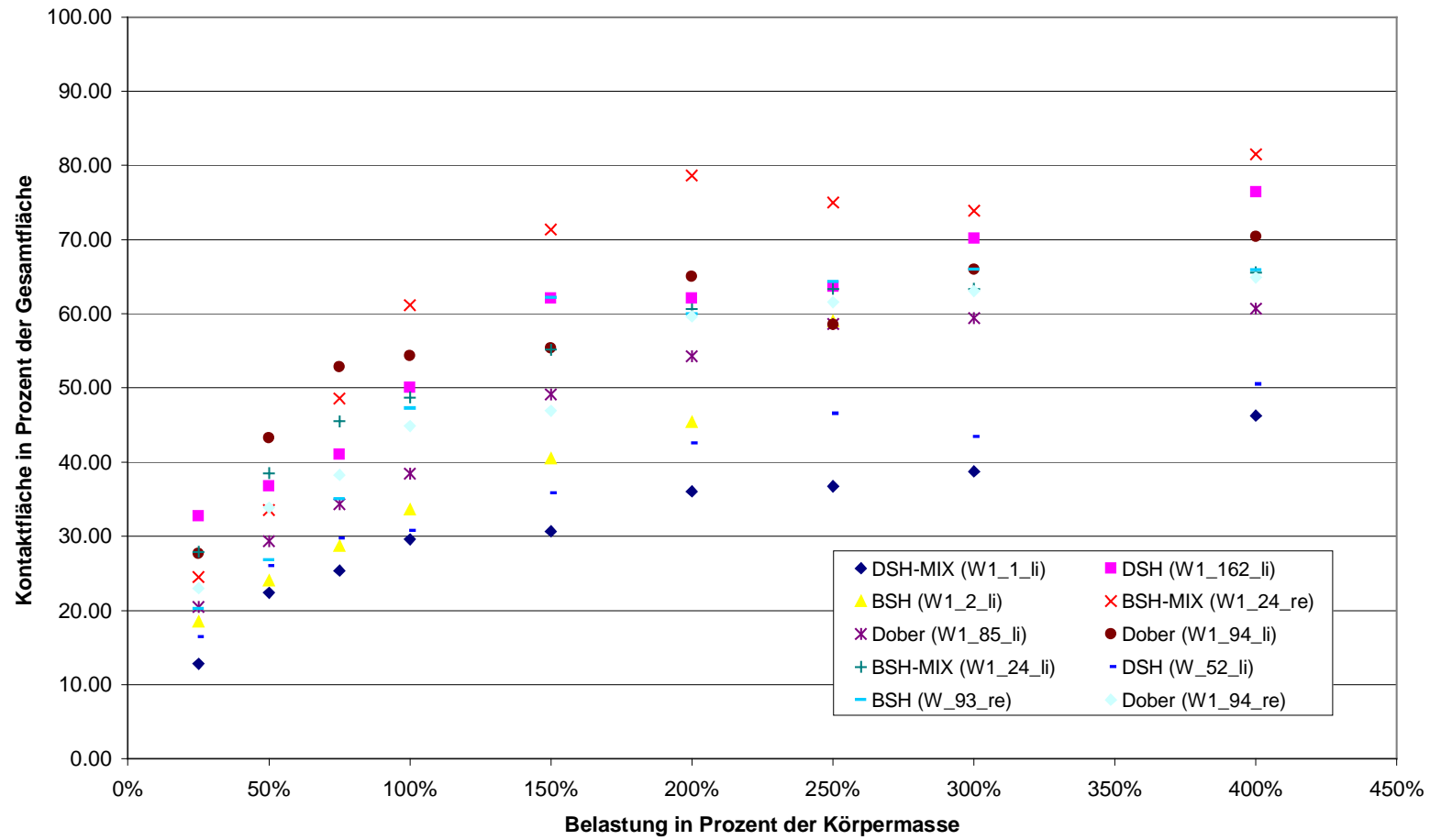


Diagramm 4: Kontaktflächen auf der Gelenkfläche der Cavitas glenoidialis.

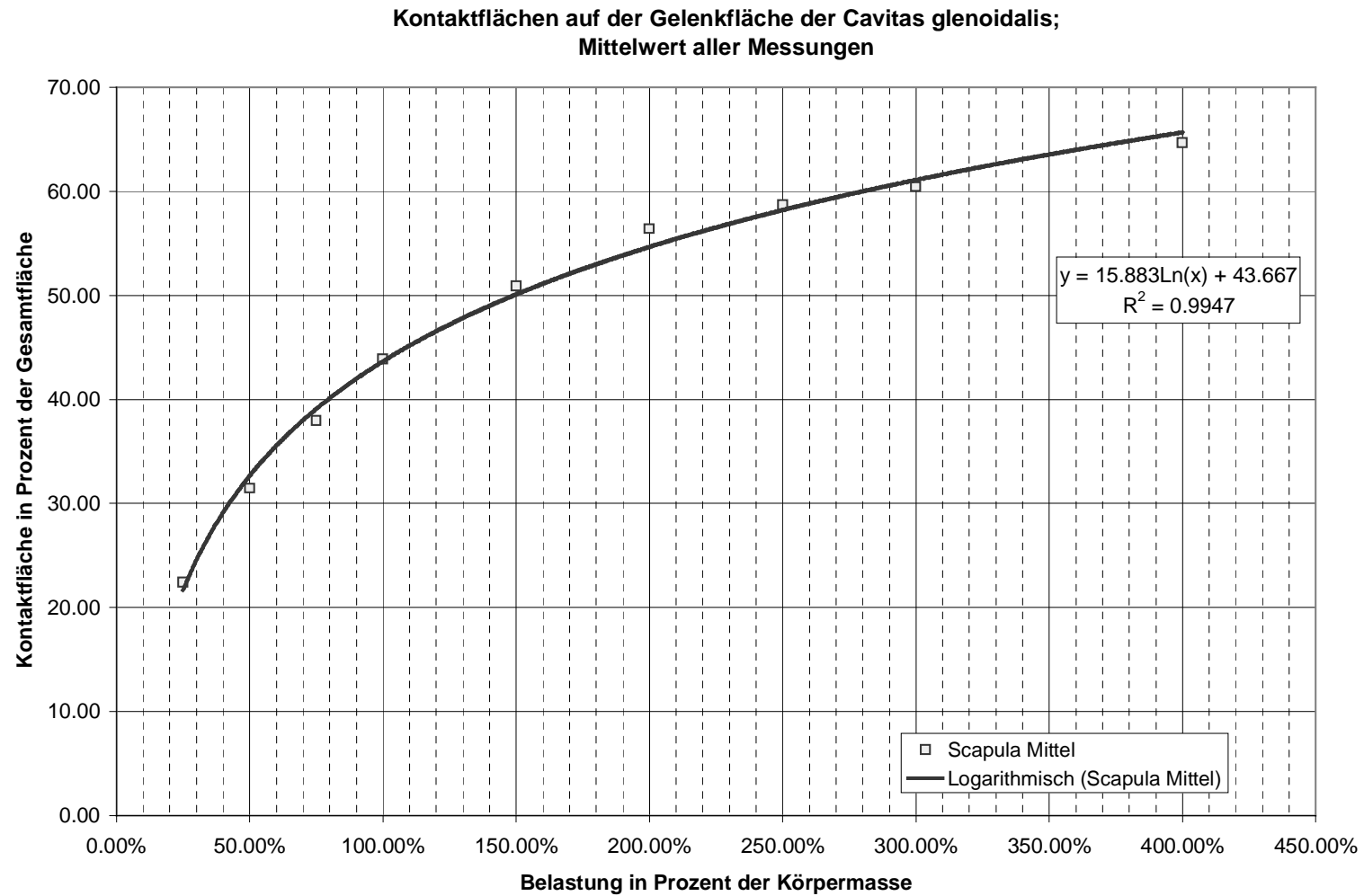


Diagramm 5: Kontaktflächen auf der Gelenkfläche der Cavitas glenoidalis; Mittelwert aller Messungen.

4.4.2.3 Kontaktflächen am Caput humeri (Silikonabdrücke)

Die Gelenkflächen der Humeri wiesen ein, zwei bzw. drei Kontaktstellen auf. Sie entsprechen in Anordnung und Ausdehnung denen der zugehörigen Scapula.

Meist befinden sie sich zentral und kaudal auf der Gelenkfläche. Auch hier nimmt die Fläche mit Zunahme der einwirkenden Kraft zu.

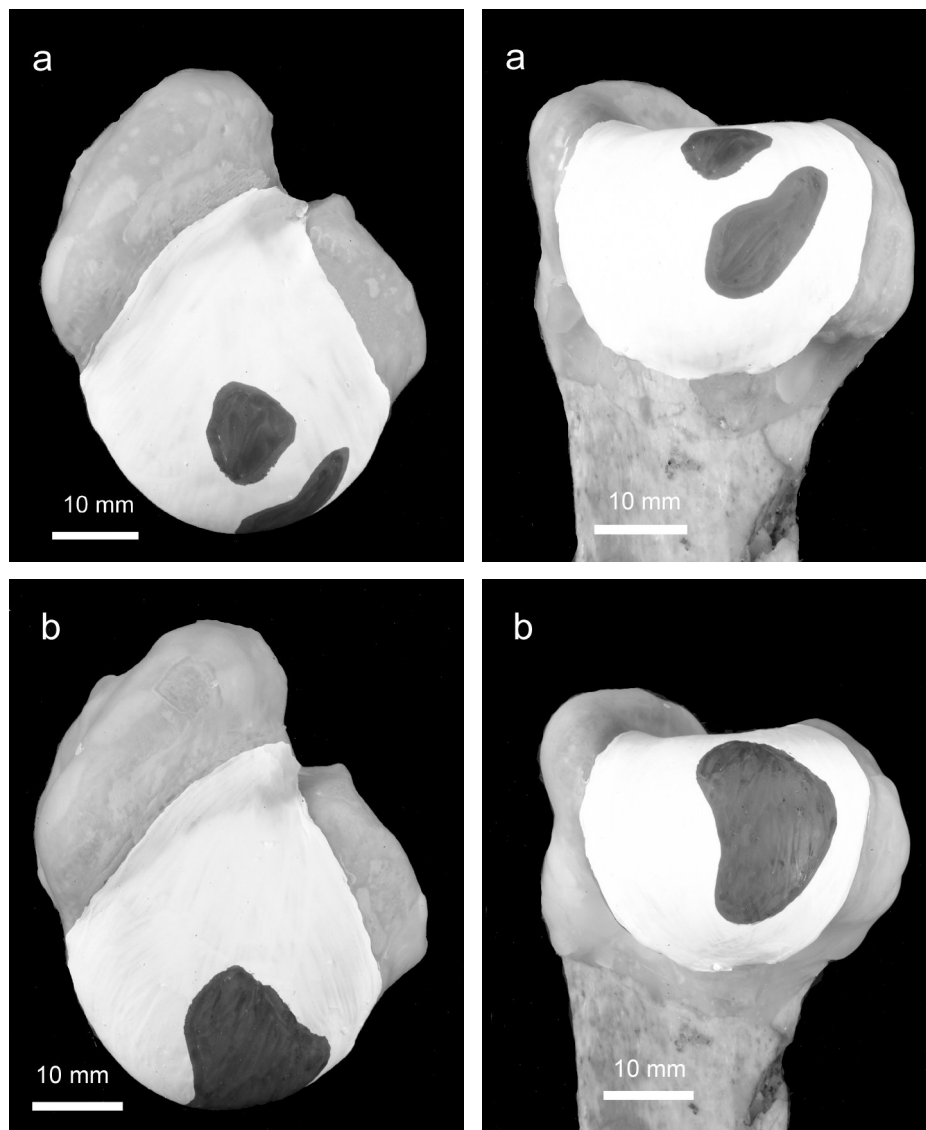


Abbildung 37: Topographische Verteilung der Kontaktflächen am Humeruskopf; a) bei 100% Belastung, proximale und kaudale Ansicht, b) bei 400% Belastung.

Kontaktflächen auf der Gelenkfläche des Caput humeri

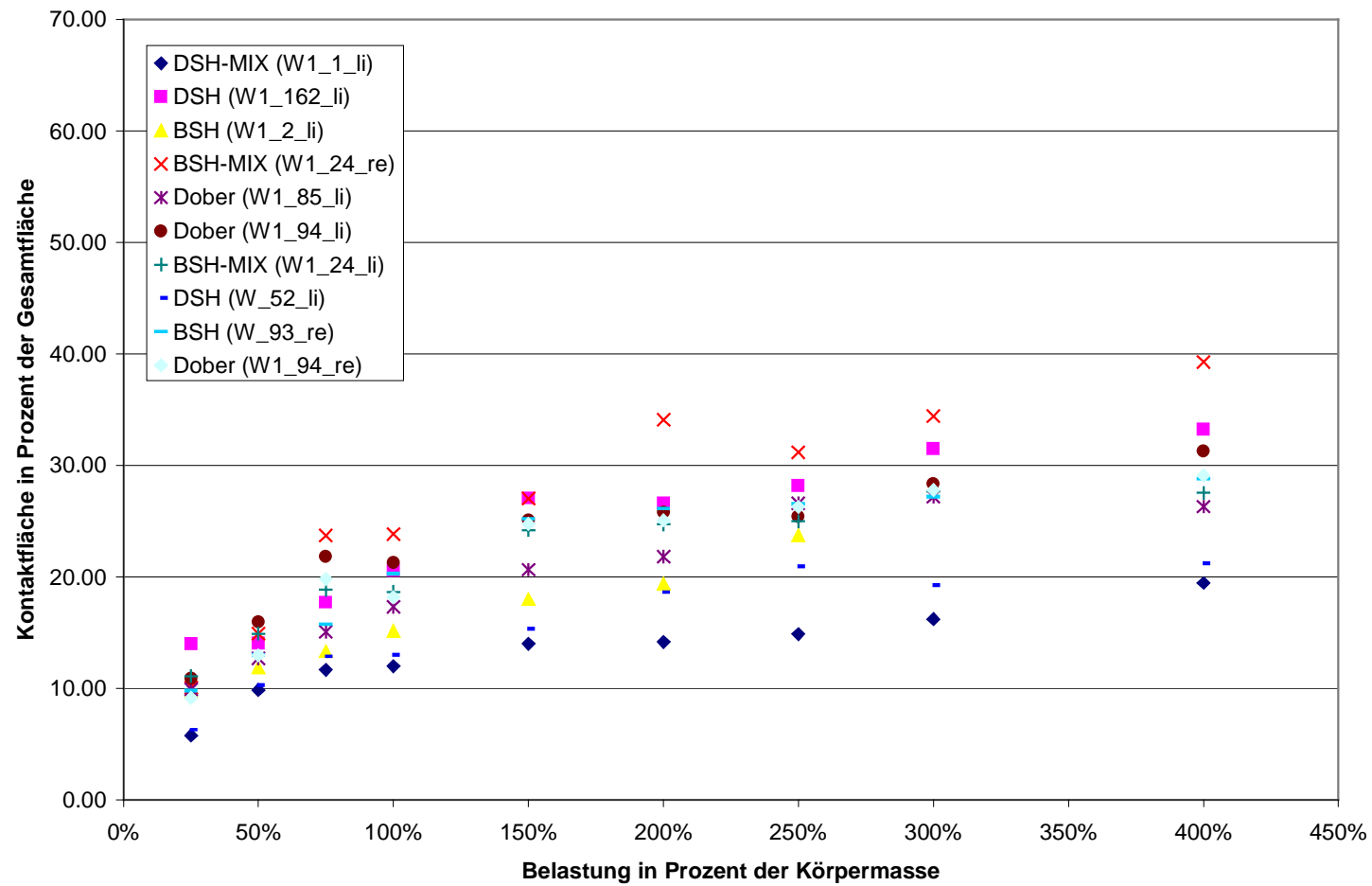


Diagramm 6: Kontaktflächen auf der Gelenkfläche des Caput humeri.

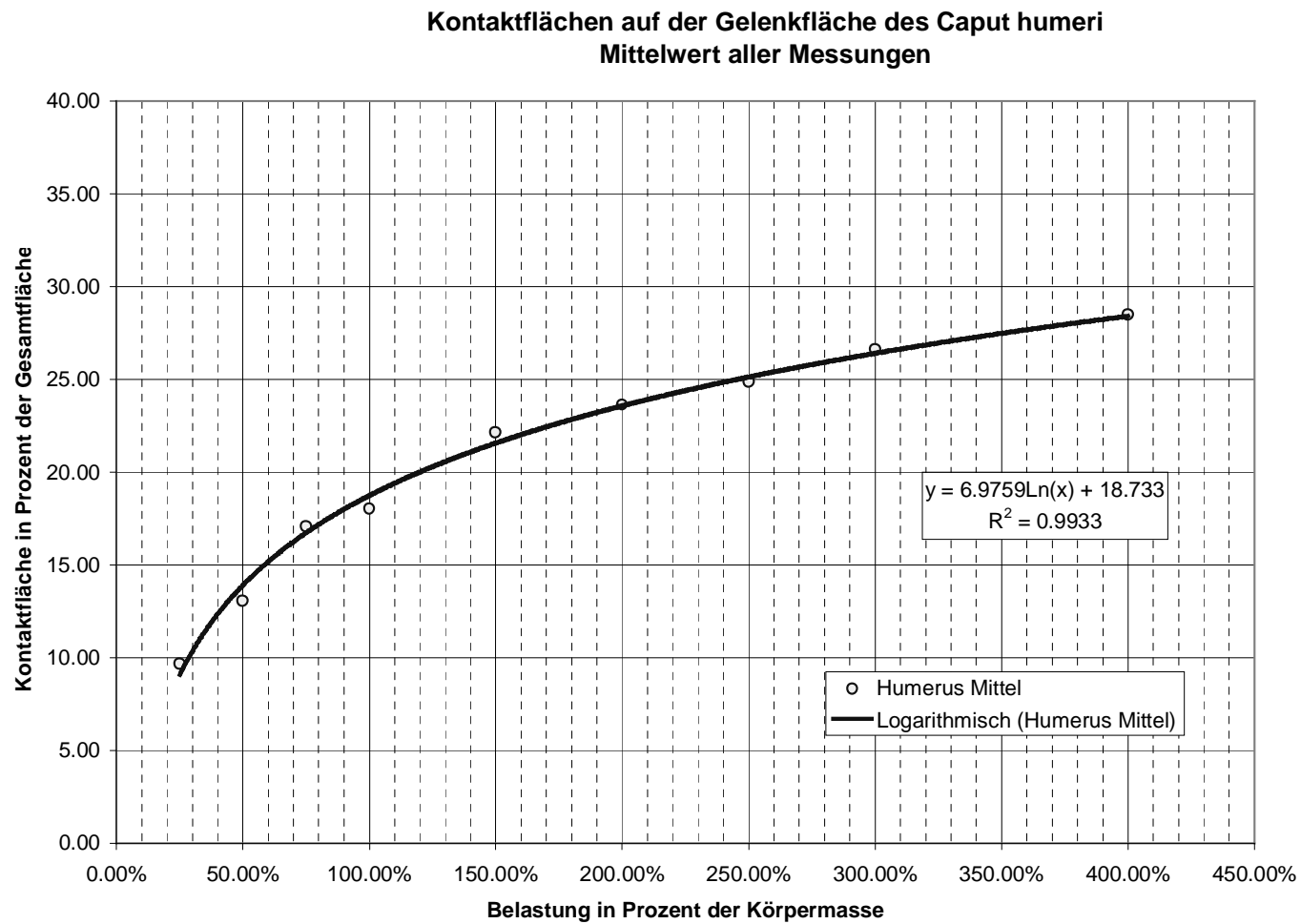


Diagramm 7: Kontaktflächen auf der Gelenkfläche des Caput humeri; Mittelwert aller Messungen.

4.4.2.4 Kontaktflächen (Druckfilme)

Die Filme lieferten in allen Belastungsstufen deutlich kleinere Kontaktflächen als die entsprechenden Silikonabdrücke. Der kraniale Teil des Pfannendaches war bei allen untersuchten Präparaten bereits in der Belastungsstufe von 25% des Körpergewichts an der Kraftübertragung beteiligt. Der niedrigste bei dieser Belastungsstufe gemessene Druck betrug etwa 0,75 MPa der höchste circa 2,7 MPa.

Beim Ansteigen der einwirkenden Kraft (25%, 50%, 75%, 100%, 150%, 200%, 250%, 300% und 400% der Körpermasse) nahmen erwartungsgemäß auch die Kontaktflächen zu, erreichten aber nie die Ausmaße der durch Silikonabdruck ermittelten Flächen.

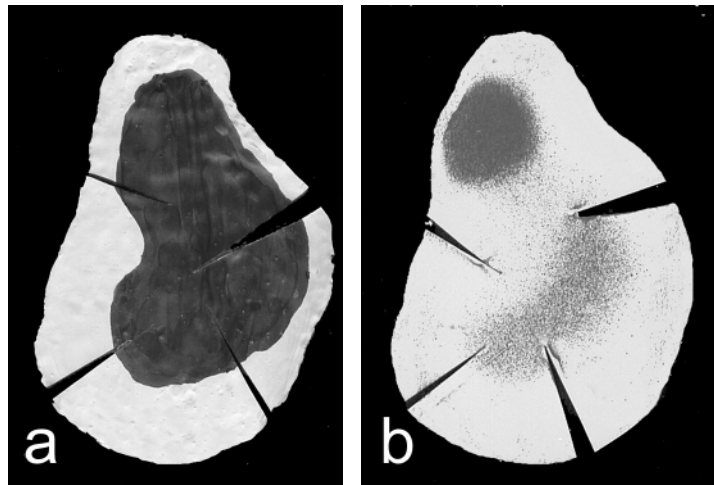


Abbildung 38: Kontaktfläche bei einer Belastung von 400 % der Körpermasse. a) Silikonabdruck, b) Druckfilm (Fuji Low) Präparat W1 93 rechts.

Mit dem ovalen/runden Bereich im kranialen Pfannendach und dem sichelförmig von medial nach kaudo-lateral verlaufenden Segment waren die Verteilungsmuster denen der Silikonabdrücke ähnlich (siehe Abbildung 35). Durch die Druckfilme wurde jedoch deutlich, dass die Flächen keineswegs gleichmäßig an der Lastübertragung beteiligt sind (siehe Abbildung 38). So wirkt auf das kraniale Skapuladach (und auf die korrespondierende Gelenkfläche des Humeruskopfes) ein höherer Druck. Erst bei stärkerer Belastung verteilt sich der Druck zunehmend auch auf den sichelförmigen Bereich.

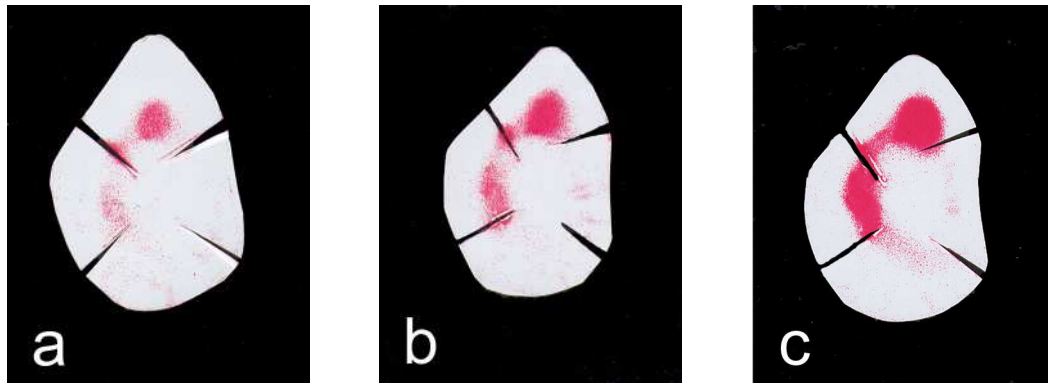


Abbildung 39: Verteilung des Drucks bei steigender Belastung. a) 150%, b) 250%, c) 400% des Körpergewichts (33 kg) Präparat W1 24 links.



Abbildung 40: Rottöne und zugeordnete Falschfarben.

Die Falschfarbenbelegung ermöglichte eine ungefähre Abschätzung des einwirkenden Drucks.

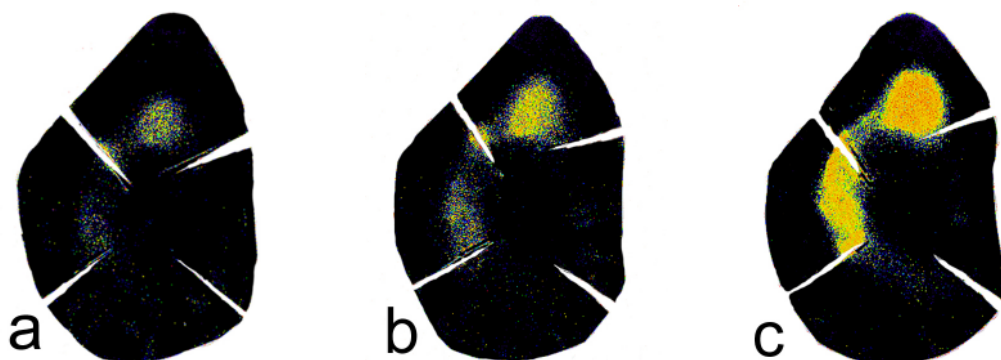


Abbildung 41: Falschfarbendarstellung der obigen Druckreihe. a) 150%, b) 250%, c) 400% (Fuji Low).

Im Präparat W1 24 (siehe Abbildung 41) beträgt der Druck bei einer Last von 150% des Körpergewichts kranial circa 5,2 MPa. Er steigt bei 250% auf 6,4 MPa und erreicht bei 400% den oberen Messbereich des low pressure Films (>10 MPa). Das sichelförmige Areal wird dagegen nur mit 3 MPa (250%) bzw. 8 MPa (400%) belastet.

Die Folien der übrigen Flächenpressungen zeigen ebenso eine inhomogene Druckverteilung innerhalb der Kontaktfläche. Das kraniale Pfannendach trägt die höhere Last.

5 Diskussion

5.1 Spaltlinien – Diskussion der Methode

Bei Belastung treten im Gelenk nicht nur Druckkräfte, sondern auch Dehnungsspannungen in Form von Zug- und Biegespannungen auf. Diese spiegeln sich in der Ausrichtung von Kollagenfasern in Knorpel und subchondraler Knochenlage wider. Dass die Ursache der Ausrichtung von Spaltlinien in der Organisation des dreidimensionalen Kollagenfasernetzwerks zu suchen ist, wurde von verschiedenen Autoren hinlänglich bewiesen (Hultkrantz, 1898; Benninghoff, 1925; Bullough und Goodfellow, 1968; Schön et al., 1998). Jeffery et al. (1991) konnten dieses Phänomen durch rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen belegen.

Die Spaltlinien geben allerdings nicht ganz genau den Verlauf der Kollagenfasern wieder, sondern repräsentieren den Hauptvektor der Fasern (siehe Abbildung 42, roter Pfeil).

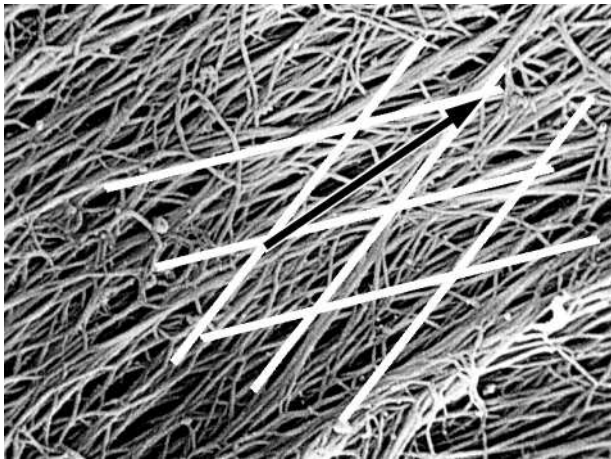


Abbildung 42: Verlauf der Kollagenfasern und der Spaltlinien (aus Kühnel, 1989).

Die Darstellung der Spaltlinien durch in Tusche getauchte Nadelspitzen ist eine Methode, die bereits von vielen Autoren angewendet wurde und gut reproduzierbare Muster ergab (Vogt et al., 1999). Die Methode ist rasch und unkompliziert durchzuführen und erfordert keine aufwendigen Apparaturen. Allerdings muss der Einstich stets

senkrecht zur Oberfläche erfolgen. Die Variante zuerst alle Stiche zu setzen und dann die Oberfläche mit Tusche einzureiben ist nur für den frischen, unbeschädigten Knorpel möglich. Subchondrale Knochenlage und Knorpeldefekte adsorbieren an ihrer rauen Oberfläche beträchtliche Mengen von Tusche und machen so die Auswertung des Spaltlinienverlaufs unmöglich.

Das Entkalken der Präparate in circa 7% Salpetersäure erfordert eine strenge Überwachung um den optimalen Untersuchungszeitpunkt nicht zu verpassen. Dieser ist erreicht, wenn eine Nadel mit wenig Kraftaufwand die Knochenschicht penetriert. Wegen der unterschiedlichen Dichte der subchondralen Knochenlage war dies am kaudalen Humeruskopf erst nach deutlich längerem Verbleib in der Säure möglich als beispielsweise im Sulcus intertubercularis. Um die gewünschte gummiartige Konsistenz zu erreichen, brauchten die Skapulapräparate im Vergleich zum Humerus etwa zwei bis drei Tage länger. Auch das bestätigt die oben erwähnten CTOAM- Ergebnisse.

5.2 Spaltlinien – Diskussion der Ergebnisse

Die transversale Ausrichtung der Spaltlinien in der Knorpelschicht der Scapula lässt auf eine Dehnungsspannung in diesem Bereich schließen. Das Pfannendach wird unter Last in mediolateraler Richtung aufgespreizt. Möglich ist dies durch die Rahmenkonstruktion der Scapula, die hauptsächlich im kranialen und kaudalen, nicht aber im medialen und lateralen Bereich massiv von Knochen unterstützt wird (Vogt et al., 1999). Im kaudalen Pfannendach herrschen dagegen andere Belastungsverhältnisse. Die Wirbelbildung der Spaltlinien spricht für eine hier auftretende Druckspannung. Dieser Bereich tritt in Extensionsstellung mit dem kaudalen Humeruskopf in Kontakt (Craig und Riser, 1965). Da am Ende der Schwungphase die Streckung des Schultergelenks am größten ist (Kinzel et al., 1976), ist das auch der Zeitpunkt des Gangzyklus in dem dieser Abschnitt am meisten belastet ist.

Das kraniale Dach zeigt einen sagittalen Verlauf, was auf eine Zugspannung in diese Richtung schließen lässt.

In unseren Untersuchungen konnten wir eine weitgehende Übereinstimmung der Spaltlinienausrichtung zwischen Gelenkknorpel und subchondraler Knochenlage auf der Scapula nachweisen. Dabei waren die Muster im Knorpel deutlicher ausgeprägt und mit größerer Regelmäßigkeit nachzuweisen.

Da jedoch das Knorpelgewebe im Vergleich zur darunter liegenden subchondralen Knochenlage wesentlich stärker verformbar ist, sind die hier auftretenden Dehnungen größer. Deshalb müssen die Vorzugsrichtungen in Knorpel- und Knochenschicht nicht zwingend übereinstimmen. Für Hüft- und Schultergelenk des Menschen (Vogt et al., 1999) und das Ellbogengelenk des Hundes (Dickomeit, 2002) liegen entsprechende Ergebnisse vor.

Am Knorpel des Humerus sind allenfalls Tendenzen, jedoch keine definitiven Vorzugsrichtungen der Spaltlinien erkennbar. Es ist hier also keine langfristige Dehnungsspannung in einer Vorzugsrichtung festzustellen. Wenn die Dehnungsspannungen in allen Richtungen gleich hoch sind, sind die Kollagenfasern gleichmäßig ausgerichtet. Daher gibt es keine klare Vorzugsrichtung der Spaltlinien. In der subchondralen Lage ist überhaupt keine Orientierung mehr zu sehen. Diese Beobachtungen stehen im Einklang mit Untersuchungen am Schultergelenk des Pferdes (Böhmisch et al., 2000) und am Hüft- und Schultergelenk des Menschen (Vogt et al., 1999), wonach am konvexen Gelenkpartner kein Spaltlinienmuster zu entdecken war. Erwartungsgemäß taten sich nach Einstechen der Nadel keine Spalten mehr auf, sondern es entstanden lediglich punktförmige Vertiefungen. Auf die subchondrale Lage wirken keine Zugspannungen. Eine Belastung bewirkt hier eine Kompression, d. h. Druckspannung, welche über das knöcherne Balkenwerk abgeleitet wird (Simkin et al., 1980).

5.3 CTOAM – Diskussion der Methode

Im Rahmen dieser Arbeit konnten erstmals systematisch Befunde der Verteilung der subchondralen Knochendichte am Schultergelenk des Hundes erhoben werden. Ganz allgemein reagiert das Knochengewebe mit funktionellen Anpassungsreaktionen auf unterschiedliche mechanische Belastung. Dies trifft nicht nur für die Spongiosa, sondern auch für die subchondrale Knochenlage der Gelenkflächen zu (Pauwels, 1963). Die Darstellung der Knochendichteverteilung führte über die Röntgendensitometrie, ein Verfahren, das nur für in-vitro Untersuchungen geeignet ist, zur CT-Osteoabsorptiometrie. Letztere Untersuchungsmöglichkeit ist auch in-vivo einsetzbar. Müller-Gerbl (1991) verglich die beiden Methoden miteinander und stellte fest, dass die CT-Osteoab-

sorptiometrie und die Röntgendensitometrie zu gleichen Aussagen führen. Der durch das CT bestimmte Hounsfieldwert ist ein Maß für die unterschiedliche Mineralsalzkonzentration des Knochens.

Um die Reproduzierbarkeit der CTOAM zu überprüfen, wurde der Variationskoeffizient bestimmt. Im Prinzip wird damit nicht nur die Variation bestimmt, die sich durch unterschiedliche Lagerung des Präparates ergibt, sondern der gesamte Prozess beginnend bei der Datenerhebung bis zur Verarbeitung. Darin eingeschlossen ist auch das sogenannte „Equalizing“ der CT-Daten, ein Verfahren zur Verminderung von Aufhärtungsartefakten.

Dazu wurde ein Gelenk insgesamt siebenmal an zwei aufeinanderfolgenden Tagen einer computertomographischen Messung unterzogen. Die statistische Auswertung machte die gute Reproduzierbarkeit der Methode deutlich. Die Mittlere Gesamtstandardabweichung betrug für die Scapula 1,86% und für den Humerus 1,54%.

Die an das mit eingescante Referenzphantom angepassten Datensätze (equalized) bieten durch diese Eichung ein hohes Maß an Objektivität, weil es dadurch möglich ist aufhärtungsbereinigte, absolute Daten zu erhalten. Ohne das Referenzphantom sind die Dichteunterschiede nur als relative Daten zu verstehen. Müller-Gerbl kann deshalb in ihren Publikationen die topographische Lage der Dichtewerte nur im Verhältnis zueinander darstellen und nicht einzelne Werte als Absolutwerte herausgreifen.

Bildregistrierung

Zur 3D Mittelwertbildung für CTOAM Untersuchungen liegen bereits erste Ergebnisse am Ellbogengelenk des Hundes vor (Dickomeit, 2002). Dazu wurde das Verfahren der Bildregistrierung angewendet. Dieses konnte am Schultergelenk des Hundes in der vorliegenden Arbeit ebenfalls erfolgreich eingesetzt werden. Im Gegensatz zu früheren Untersuchungen ist es damit erstmals möglich, die subchondrale Knochendichteverteilung in einem Mittelwertsbild darzustellen.

Für die Anteile des Normgelenks wurde eine „durchschnittliche“ Scapula und ein ebensolcher Humerus ausgewählt. Diese Auswahl war willkürlich, es wurde darauf geachtet, dass keine besonderen individuellen Eigenheiten vorhanden waren. Dies ist für das Erstellen der Summationsbilder insofern wichtig, als sonst die Anpassung der individu-

ellen Datensätze an den Zieldatensatz wesentlich mehr Rechenzeit in Anspruch nimmt und das Ergebnis weit weniger befriedigend ist.

Die Hundepräparate wurden je nach Rassezugehörigkeit in die drei Gruppen Deutsche Schäferhunde (DSH), Deutscher Schäferhund-Mix (DSH Mix) und Sonstige Hunde eingeteilt. Als Normknochen wurde ein DSH Mix (Humerus) und ein reinrassiger Schäferhund (Scapula) ausgewählt. Eine manuelle Voreinstellung der zu matchenden Knochen war in jedem Falle nötig. Die meisten Probleme tauchten auf Grund der abweichenden Gelenkgeometrie in der Gruppe der sonstigen Hunde auf. Eine gute Anpassung der Knochen erreichte das Programm VTK-CISG bei der konvexen Form der Humerusköpfe. Mehr Schwierigkeiten machte dagegen das Matchen der konkaven Skapulapfannen. Hier musste oft abgebrochen und der Anpassungsvorgang manuell korrigiert und vollendet werden. Als Stolpersteine für das Programm zeigten sich hier die unterschiedliche Tiefe der Pfannen und die individuellen Ausprägungen der Spina scapulae bzw. des Akromions. Auch die in verschiedenen Längen abgesetzten Skapulahälse erschwerten den Anpassungsvorgang.

VTK-CISG versucht den gesamten Datensatz optimal anzupassen. Es wäre nützlich wenn man interaktiv die interessierende Region, hier also nur die Gelenkfläche, eingrenzen und den Matchvorgang auf diesen Bereich beschränken könnte.

Im Hinblick auf die Summationsbilder sollte unbedingt auf eine standardisierte Lagerung der Präparate im Computertomographen geachtet werden, wodurch für alle Präparate eine einheitliche CT-Schnittebene gewährleistet ist. Dem Programm steht nämlich zum Matchen immer nur die Schnittzahl des Zieldatensatzes zu Verfügung. Das beim Anpassen gedrehte Datenvolumen wird abgeschnitten. Die überzähligen Schnitte dieses im Vergleich zum Zieldatensatz sagittal eingescannten Datensatzes gehen verloren. Durch Anfügen von jeweils 10 bis 15 Leerschnitten zu Beginn und am Ende des Datensatzes konnte dieses Problem zwar behoben werden, jedoch brachte dies einen erheblichen Mehraufwand mit sich.

5.4 CTOAM – Diskussion der Ergebnisse

Im Vergleich mit dem Humeruskopf sticht sofort die deutlich höhere Knochendichte der Scapula ins Auge. Diese Beobachtung steht im Einklang mit Untersuchungen von Simkin et al. (1980), die für den konkaven Gelenkpartner stets höhere Dichtewerte nachweisen konnten. Auf dem Summationsbild in welchem 40 Pfannen übereinander projiziert wurden, erstreckt sich der Bereich der höchsten Dichte (1870 HU bzw. 1750 HU) am lateralen Pfannenrand entlang von kranial nach kaudal. Kaudal der Gelenkflächenmitte zieht ein Areal von 1750 HU in einem weiten Bogen nach medial und füllt das gesamte kaudale Pfannendach aus (siehe Abbildung 29). Auch am kraniomedialen Rand ist die Knochendichte hoch, so dass diese Gebiete eine Zone geringer Dichte im zentralen Pfannendach umschließen. Die subchondrale Knochenplatte spielt insofern eine zentrale Rolle, als sie die in ihr herrschenden Druck- und Dehnungsspannungen mit Zu- bzw. Abnahme ihrer Dichte beantwortet. Da auf Grund der Dichtemuster auf die Belastung geschlossen werden kann, kann also gefolgert werden, dass verstärkt die peripheren Bereiche des Pfannendaches langfristig unter Belastung stehen, der zentrale Teil dagegen weniger starken Kräften unterworfen ist. Bei Betrachtung der nach Altersstufen erstellten Summationsbilder (siehe Abbildung 30) findet man eine immer intensivere Ausprägung dieser Farbverteilung.

Des Weiteren ermöglicht das CTOAM Muster eine wichtige Aussage bezüglich der Gelenkgeometrie (Müller-Gerbl, 1991). In einem kongruenten Gelenk ist die Gewebsspannung (σ) zunächst zwar gleichmäßig über die Gelenkfläche verteilt, bei höherer Belastung werden die Kontaktflächen aber enger und die Druckspannung steigt an (siehe Abbildung 43).

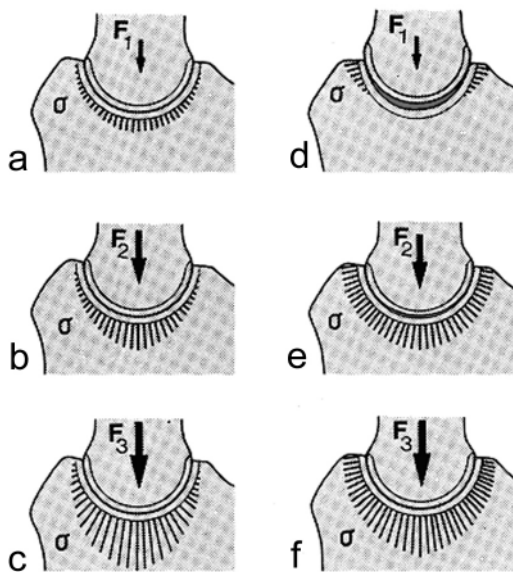


Abbildung 43: Verteilung der Gewebsspannung σ in einem kongruenten (a-c) und in einem inkongruenten (d-f) Gelenk (aus Eckstein et al., 1993).

Liegt ein inkongruentes Gelenk vor, so befinden sich die Kontaktzonen dagegen in der Peripherie. Erst ab einer bestimmten Größe der einwirkenden Kraft tritt auch das Pfannendach in Kontakt mit dem konvexen Partner und das Ergebnis ist eine vergrößerte Kontaktfläche bei kleinerer Druckspannung. Es kommt also letztendlich zu einer gleichmäßigeren Lastverteilung über die gesamte Gelenkfläche (Bullough, 1981). Überträgt man diese Tatsachen auf unsere Untersuchungen, so wird klar, dass auch das Schultergelenk ein inkongruentes Gelenk ist. Die geringe Knochendichte (1530 HU - 1640 HU) zentral im Pfannendach findet sich durchgehend bei allen Rassen und Altersstufen. Da nur gesunde Tiere in diese Arbeit aufgenommen wurden kann somit von einer normalanatomischen Situation ausgegangen werden. Es wäre interessant zu untersuchen, inwieweit sich dieses Muster bei verändertem Einfallswinkel der Gelenkresultierenden verschiebt.

Müller-Gerbl (1991) beschreibt für das menschliche Schulter- und Hüftgelenk eine Verschiebung der Dichtmaxima vom bizenrischen Muster in der Jugend zum monozentrischen im Alter. Sie führt diese Dichtverschiebungen auf die im Lauf des Lebens abnehmende Inkongruenz der Kugelgelenke beim Menschen zurück. Ein Nachteil dieser Untersuchungen ist, dass Müller-Gerbl bei ihren „Normalpersonen“ (lebende Menschen, keine anatomischen Präparate) nicht von einem objektiv intakten Knorpel ausgehen kann, sondern sich auf Schmerzfreiheit und radiologische Untersuchungen

verlassen muss. So ist es durchaus denkbar, dass gerade beim älteren Kollektiv Knorpelschäden bzw. unerkannte Arthrosen vorhanden waren und Müller-Gerbl nur die typischerweise bei Arthrosen vorhandene Sklerosierung der subchondralen Knochenlage nachgewiesen hat.

In der vorliegenden Untersuchung konnte keine grundlegende Veränderung des Verteilungsmusters im Altersgang festgestellt werden. Dies würde bedeuten, dass sich die Geometrie im gesunden Schultergelenk im Laufe eines Hundelebens nicht verändert. Deutlich wurde jedoch die stetige Intensivierung der subchondralen Mineralisierung mit ansteigendem Alter.

Insgesamt gesehen waren in den von uns eröffneten Gelenken Knorpelauffaserungen im Sinne von arthrotischen Veränderungen an der Scapula wesentlich seltener anzutreffen als am Humeruskopf. Die Schäden befanden sich meist im zentralen Teil der Pfanne. Auch Müller-Gerbl (1993) fand im Schultergelenk des alten Menschen eine ähnliche Lokalisation der Knorpelschäden und begründete dies mit einer Abnahme der Inkongruenz und vermehrter Belastung der vordem geschonten zentralen Bereiche. In schadhafte Gelenken wäre demnach eine Verschiebung der Maxima nach zentral zu erwarten. Dies müsste an Hand von CTOAM - Karten für alte arthrotische Hunde noch weiter überprüft werden.

Im Summationsbild aller Hunde weist die subchondrale Knochenlage am kaudalen Humeruskopf ihre höchste Dichte (1640 HU) auf. Ein weiteres Maximum ist entlang des kaudalen Abschnitts des Tuberculum majus zu erkennen. Auch hier sieht man, dass nur die Intensität, nicht jedoch die Grundstruktur des Musters altersabhängig ist. Bei der Gruppe der über 10 Jahre alten Hunde erreicht die Dichte die oberen Werte der Skala (2100 HU). Betrachtet man nun die CTOAM-Karte als optisches „Integral“ aller lebenslang auf das Gelenk einwirkenden Kräfte (loading history), so tritt in dieser Gruppe die stärkste Belastung auf. Da ältere Tiere sich meist ruhiger verhalten als jüngere, wäre eigentlich eine Abnahme der subchondralen Knochendichte zu erwarten gewesen. Dagegen könnte ein hohes Gewicht der alten Hunde einen Anstieg der Knochendichte erklären. Eine Gegenüberstellung der durchschnittlichen Körpermassen der drei Altersgruppen zeigt jedoch, dass die Massen durchaus vergleichbar sind. So beträgt das

Durchschnittsgewicht der jungen Tiere 34 kg, das der mittleren Gruppe 36 kg und das der alten wieder 34 kg. Es müssen also andere Faktoren die Ausprägung des CTOAM Musters beeinflussen. Eventuell ist zu bedenken, dass die älteren Tiere trotz der augenscheinlich unversehrten Gelenkflächen möglicherweise bereits Knorpelschäden und eine erhöhte Dichte der subchondralen Knochenlage gehabt haben könnten.

Die Lage der Maxima deckt sich mit der typischen Lokalisation der Knorpelschäden, die im Schultergelenk des Hundes auftreten.

Diese Befunde stehen in Einklang mit den Ergebnissen von Kinzel et al. (1976), die ebenfalls über Knorpelschäden im kaudalen Drittel des Humeruskopfes berichten.

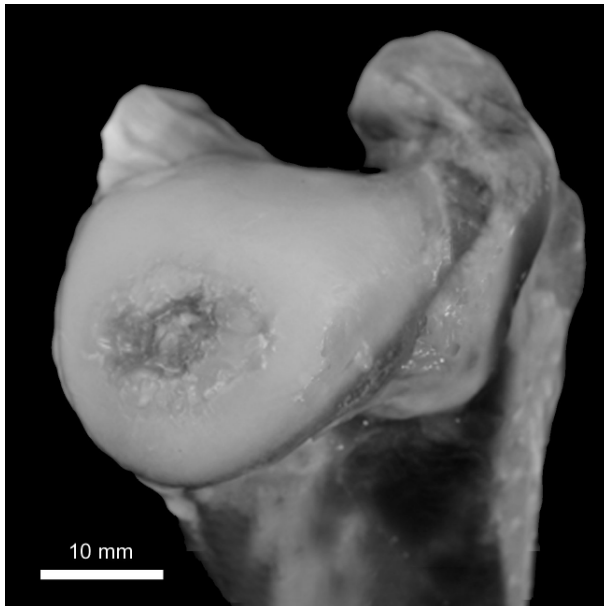


Abbildung 44: Typische Lokalisationsstelle der Knorpelschäden am Humeruskopf.

Bezogen auf die gesamte Zahl der untersuchten Schultergelenke waren 51% arthrotisch verändert. Massive Schäden bei denen der Knorpel bis auf die subchondrale Lage abgetragen war traten am Humeruskopf bei 12% der pathologischen Präparate auf (siehe Abbildung 44).

Nach unseren Erfahrungen sinkt die Wahrscheinlichkeit ein gesundes Gelenk anzutreffen mit steigendem Alter deutlich ab. So konnten für das Summationsbild der ersten Alterstufe 14 Humerusköpfe bzw. 17 Skapulapfannen verwendet werden. In die dritte Altersgruppe dagegen gingen nur 8 Humeri bzw. 10 Scapulae ein.

Unsere Beobachtungen unterstützen die Feststellung von Böhringer et al. (1995), wonach Gelenkareale mit höherer Knochendichte auch häufiger Knorpelfibrillationen aufweisen. Die erhöhte Festigkeit der subchondralen Knochenlage führt durch eine verminderte Energieabsorption zur einer verstärkten Knorpelbelastung und damit unvermeidlich zu Knorpelschäden (Radin und Rose, 1986). Sowohl eine Über- als auch eine Unterforderung wirkt sich demnach negativ auf den Knorpel aus (Müller-Gerbl, 1991).

5.5 Flächenpressung – Diskussion der Methoden

Im Lauf der Jahre wurden verschiedene Methoden zu Erfassung der Kontaktflächen im Gelenk entwickelt. Die von Stormont et al. (1985) favorisierte Silikontechnik wurde unter anderem auch von Eckstein et al. (1995) und von Eisenhart et al. (1996) verwendet. Sie hat den Vorteil der leichten Handhabung. Nach gründlichem Vermischen der Komponenten A und B der Silikonmasse der Firma Wacker-Chemie war genügend Zeit, um die Masse auf die Gelenkfläche der Scapula aufzubringen und mit entsprechender Kraft den korrespondierenden Humeruskopf aufzupressen bevor eine Aushärtung statt fand. Als vorteilhaft erwies es sich, zuvor die Gelenkflächen nochmals mit Pufferflüssigkeit zu benetzen. So konnten Abdrücke mit klar umrissenen Kontaktflächen erzeugt werden, die sich zudem gut vom Knorpel ablösen ließen.

Auch für diese Untersuchungsmethode wurde im Rahmen dieser Untersuchung der Variationskoeffizient ermittelt. Dazu wurde ein Gelenk siebenmal unter identischen Bedingungen belastet und statistisch ausgewertet. Die Methode erwies sich hierbei als zufriedenstellend reproduzierbar. Der Variationskoeffizient betrug für die Humerusgelenkfläche 3,5% und für die Gesamtfläche der Scapula 3,6%. Die Werte für die Kontaktflächen lagen beim Humerus bei 7,4% und bei der Scapula bei 3,2%. Verglichen mit dem von Preston et al. (2000) angegebenen Variationskoeffizienten für die Ellbogengelenkskontaktflächen von < 20% zeigen unsere Ergebnisse eine wesentlich bessere Reproduzierbarkeit. Stormont et al. (1985) bezeichneten die von ihnen erreichte Reproduzierbarkeit von weniger als 2,6% als „very good“.

Zwar lässt sich Lage und Größe der Kontaktbereiche zuverlässig ermitteln, aber über die Druckverteilung innerhalb der Kontaktzone kann die Abdruckmethode keine Aussagen machen. Dies lässt sich nur durch ein druckempfindliches Medium, wie z. B. druckempfindliche Filme bestimmen.

Drucksensitive Filme wurden bereits an einigen Gelenken bei Mensch und Tier erfolgreich eingesetzt (Fukubayashi und Kurosawa, 1983; Hehne, 1990; Kazuki et al., 1991) und zeigen eine bessere Übereinstimmung mit der moderneren stereophotogrammetrischen Methode als die Silikonabdrücke (Athesian et al., 1994a).

Die drucksensitive Filmfolie musste erst an die Geometrie der Skapulapfanne angepasst werden. Durch Einschnitte am Rand des Films kann dieser flächendeckend ohne Faltenbildung an die konkave / konvexe Gelenkfläche angepasst werden. Um Schäden durch interstitielle Flüssigkeit aus dem Knorpel zu vermeiden, wurde der Film vor Versuchsdurchführung faltenfrei in eine dünne Zellophanfolie eingeschlagen. Alle Manipulationen müssen mit äußerster Vorsicht geschehen, da bereits bei minimaler Krafteinwirkung der mikroverkapselte Farbstoff austreten und zu Artefakten und Verfälschungen führen kann. Mit jedem Streifen ist nur eine einmalige Messung möglich. Bei der Versuchsdurchführung müssen die Gelenkflächen beim ersten Versuch in der richtigen Position zueinander stehen, da ein in-Position-Gleiten bereits an den initialen Kontaktstellen zu Druckstellen mit falschpositiven Ergebnissen führt. Auch sollte bedacht werden, dass die Dicke von Film und Zellophanfolie bereits die Gelenkgeometrie verändern. Da die von der Firma Fuji zu Verfügung gestellten Farbtabelle nur eine ungefähre Abschätzung des Druckes ermöglichen, wäre es sinnvoll für jede Druckserie (25% bis 400%) einen separaten Kalibrierstreifen unter identischen Bedingungen wie für die Versuchsfolie zu erstellen. Da die Filme im Lauf der Zeit nachdunkeln, sollten sie möglichst schnell ausgewertet bzw. eingescannt werden.

Versuchsaufbau

In der Literatur sind keine Angaben zur Richtung und Größe der Gelenkreaktionskraft verfügbar. Daher musste für die Druckuntersuchungen ein Versuchsaufbau entwickelt werden, der möglichst nahe an den wahren Belastungsverhältnissen liegt. Dazu wurde die vertikale Komponente der Bodenreaktionskraft (F_z) als Hauptkomponente der Gelenkreaktionskraft angenommen (siehe Abbildung 45). Diese Vereinfachung berücksichtigt die Größe und Richtung der Muskelkräfte nicht, die durch die

sogenannten kontraktiven Spannbänder (M. infraspinatus und M. subscapularis) und den M. supraspinatus zusätzlich auf das Gelenk wirken. Dem wurde aber Rechnung getragen, da im Druckversuch die Größe der Gelenkkräfte (bis 400% Körpergewicht) die Bodenreaktionskraft (bis maximal 70% im Schritt) um ein Mehrfaches überstieg (siehe Abbildung 46).



Abbildung 45: Die verschiedenen Komponenten der Bodenreaktionskraft (aus Budsberg et al., 1987).

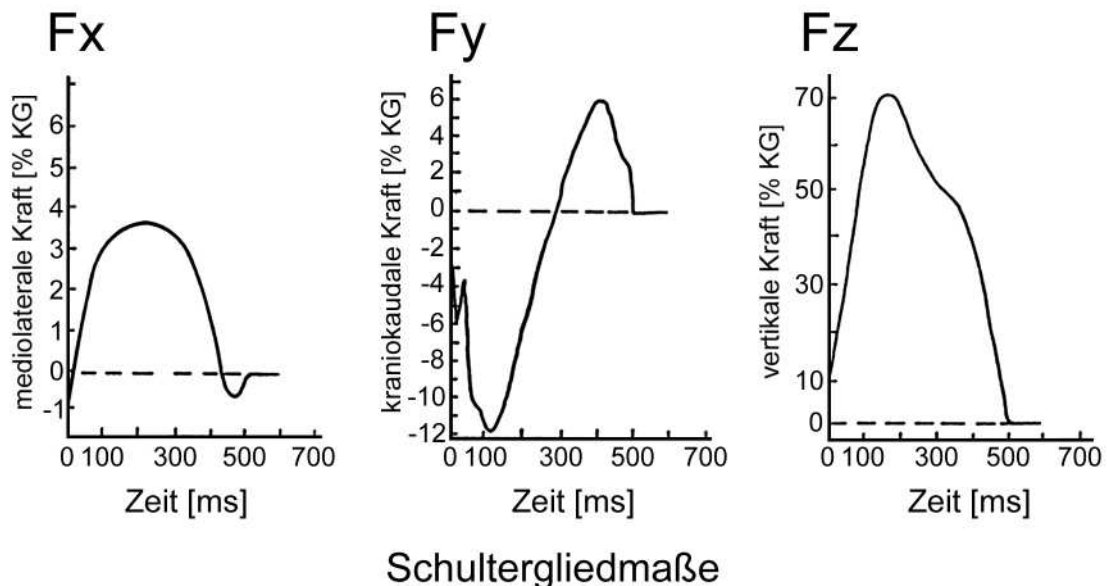


Abbildung 46: Prozentuale Anteile der einzelnen Komponenten der Bodenreaktionskraft (aus Budsberg et al., 1987).

Im Versuchsaufbau wurde die Standphase des Hundes mit einer Winkelung des Glenohumeralgelenks von 112 Grad simuliert (Mai, 1995). Da leider keine Untersuchungen zur normalanatomischen dreidimensionalen Position der Scapula bezüglich des Humerus vorliegen, wurde diese mit Hilfe zweier Hunde ermittelt. Eine höhere Anzahl von Tieren wäre wünschenswert gewesen, hätte aber den Rahmen dieser Dissertation gesprengt.

Wie bereits oben erwähnt, gibt es in der Literatur keine Angaben zur Richtung der Gelenkreaktionskraft. Daher erfolgte die Krafteinleitung zentral und vertikal (F_z -Komponente der Bodenreaktionskraft).

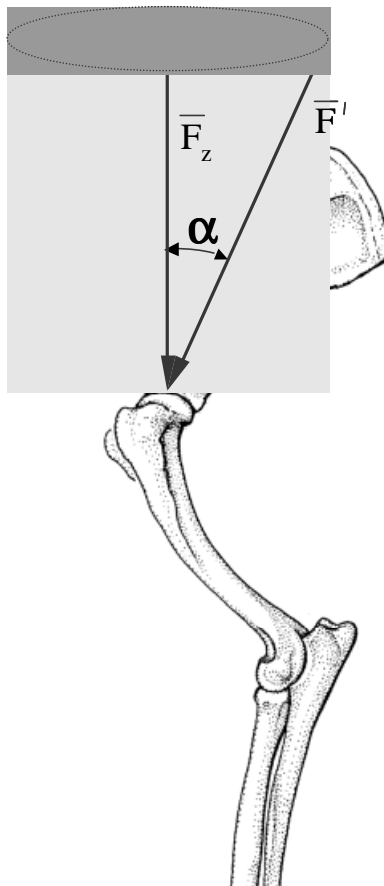


Abbildung 47: Schema der Krafteinleitung und des zugelassenen maximalen Fehlers.

Als Gelenkreaktionskraft wurde die vertikale Komponente der Bodenreaktionskraft (F_z) zugrunde gelegt. Dabei wurde der Einfluss von Muskelkräften, Verzögerungs-/Beschleunigungs- (F_y) und Querkräften (F_x) vernachlässigt. Der Einfluss dieser Kräfte

würde dazu führen, dass die Gelenkresultierende von der Vertikalen um den Winkel α abweicht. Dem vorliegenden Versuchsaufbau liegt die Annahme zugrunde, dass α keine größeren Werte als $\approx 18^\circ$ ($\arccos 0,95$) annimmt. Damit würde sich die Abweichung zwischen F_z und F' auf maximal 5 % belaufen. Diese Überlegung gilt nicht nur in der Sagittal- oder Transversalebene, sondern für alle möglichen Zwischenebenen. Dies wird in Abbildung 47 in Form eines auf die Spitze gestellten Kegels verdeutlicht. Die abweichende Richtung der Gelenkresultierenden hätte geringgradige Abweichungen bei Kontaktflächen und -drücken zur Folge. Deren Ausmaß ist aber vernachlässigbar und schränkt die grundsätzliche Bedeutung der vorliegenden Ergebnisse nicht ein.

Der Rolltisch ermöglichte ein automatisches Zentrieren des Humeruskopfes in der Pfanne. Ansonsten waren durch die Einbetonierung keine Ausgleichbewegungen der Gelenkpartner möglich. Dieses und der Zug der Schultergelenkmuskulatur (M. infraspinatus, M. supraspinatus, M. subscapularis) sollten bei späteren Studien berücksichtigt werden um eine physiologischere Situation zu simulieren.

5.6 Flächenpressung – Diskussion der Ergebnisse

Die Ausdehnung der Kontaktflächen nahm mit der Stärke der einwirkenden Kraft zu. Allerdings waren bei der untersuchten Winkelung immer nur Teile der Gelenkfläche der Scapula bzw. des Humerus an der Kraftübertragung beteiligt. Auf Grund des Versuchsaufbaus ermöglichen unsere Untersuchungen nur Aussagen über die Verhältnisse in der mittleren Standphase. Es ist davon auszugehen, dass bei anderer Stellung der Gliedmaßen auch ganz andere Bereiche des Gelenks in Kontakt treten. Die partielle Belastung steht im Einklang zu Studien von Eisenhart-Rothe et al. (1997), die am Hüftgelenk auch bei hohen Lasten immer Bereiche finden, die nicht in Kontakt stehen. Bestünde eine exakte Kongruenz so wäre die Kontaktfläche stets gleich groß und würde die gesamte Cavitas glenoidalis beanspruchen. Bei einem inkongruenten Gelenk dagegen steigen die Kontaktzonen mit steigender Last an und ermöglichen eine gleichmäßigere Lastverteilung (Bullough, 1981).

Die anfangs auftretenden zwei bzw. drei Kontaktstellen konfluieren bei größerer Belastung zu einer. Die Inkongruenz verschwindet wenn die Last ansteigt, da sich der Knorpel und die subchondrale Knochenlage deformieren (Bullough, 1981; Eckstein et al., 1994).

Dieses Prinzip ermöglicht eine gleichmäßige, optimierte Lastübertragung (Preston et al., 2000).

Die Bereiche, die bei fast allen Belastungsstufen in Kontakt mit der korrespondierenden Gelenkfläche standen, waren auf dem Humerus zentral und kaudal zu finden. Auch die hier anzutreffende hohe Dichte der subchondralen Knochenplatte ist eine Reaktion auf die in diesen Bereich einwirkenden Kräfte. Hohe CTOAM-Werte und Lage der Kontaktflächen könnten erklären, warum gerade der kaudale Abschnitt des Humeruskopfes die Prädilektionsstelle der OCD bei Jungtieren ist. Adulte Tiere zeigen hier mit sehr großer Häufigkeit massive Knorpelschäden bis hin zu „Knorpelglätzen“ (siehe Abbildung 44).

In der Pfanne dagegen fallen Kontaktstellen und die Maxima der subchondralen Knochenlage nicht immer zusammen. Dies erklärt sich damit, dass sich in der Anpassung dieser Knochenschicht die physiologischen Auswirkungen aller Belastungen widerspiegeln. Damit beeinflussen nicht nur die Druckkräfte die Verteilung der Mineralisierung, sondern auch Dehnungsspannungen. Letztere treten an physiologisch inkongruenten konkaven Gelenkpartnern in massiver Form auf, was sich am charakteristischen Muster der subchondralen Spaltlinien zeigt (siehe oben). Diese Beobachtung steht im Einklang mit Untersuchungen, die Eisenhart-Rothe et al. (1997) am Hüftgelenk des Menschen gewannen, bzw. für das Ellbogengelenk des Menschen (Schön et al., 1998) und für das Ellbogengelenk des Hundes (Dickomeit, 2002).

Die durch Druckfilm ermittelten Kontaktflächen zeigten ähnliche Formen wie die der Silikonmethode, waren aber deutlich kleiner. Zu diesem Ergebnis kamen auch Stormont et al. (1985). Das kraniale Pfannendach und die korrespondierende Kontaktfläche auf dem Humeruskopf trugen im Vergleich zu dem sichelförmig nach kaudal ziehenden Bereich die größere Last. Hier stieg der Druck auf mehr als 10 MPa an. Da keine Kalibrierungstreifen erstellt wurden, sind die MPa Werte nur als Näherungs- bzw. Relativ- und nicht als Absolutwerte zu verstehen.

Das sichelförmige Areal trifft mit der in diesem Bereich erhöhten subchondralen Knochendichte der Humerusgelenkfläche zusammen. Allerdings entspricht die subchondrale Mineralisierung des zentralen Humeruskopfes nicht der in diesem Bereich gemessenen hohen Druckbelastung. Das könnte eventuell zu Lasten der nicht ganz physiologischen Versuchsanordnung gehen.

6 Zusammenfassung

Es war das Ziel der vorliegenden Arbeit, die Belastungsverhältnisse im Schultergelenk des Hundes mit Hilfe anatomischer und biomechanischer Verfahren näher zu beschreiben.

Dazu wurden die Schultergelenke vorwiegend großwüchsiger Hunde unterschiedlicher Rasse im Alter von zwei Monaten bis 16 Jahren untersucht. Gelenke mit makroskopisch sichtbaren Schäden am Gelenkknorpel wurden aus der Untersuchung ausgeschlossen.

Zur Bestimmung der Kollagenfaserorientierung als Indiz für die Dehnungsspannung wurden die Gelenkknorpel- und Knochenspaltlinien bestimmt. Zur Messung der subchondralen Knochendichte als Maß für die Langzeitbelastung des Knochens wurden CT-Datensätze erhoben und mit der Methode der CT-Osteoabsorptiometrie ausgewertet. Auf Grund des mit eingescanten Referenzphantoms konnten die ermittelten Werte als Absolutwerte betrachtet werden. Mit Hilfe der Bildregistrierung war es möglich, individuelle CT-Datensätze auf ein Standardgelenk anzupassen. Dadurch war es erstmals möglich, ein Gelenk mit mittlerer Knochendichte zu berechnen. In in-vitro Druckversuchen wurde an Silikonausgüssen die Lage und Größe der Kontaktflächen mit ansteigender Belastung (9 Stufen) ermittelt. Mittels druckempfindlicher Filme konnte erstmals die Höhe des Gelenkdrucks bestimmt werden.

An der Cavitas glenoidalis waren klare Knorpel- und Knochenspaltlinien erkennbar. Daraus kann geschlossen werden, dass die Gelenkpfanne unter Last Dehnungsspannungen unterworfen ist. Am Humeruskopf ließ sich keine Vorzugsrichtung der Kollagenfasern ermitteln. Dies ist ein Hinweis auf eine ausschließliche Druckbelastung.

Am Humeruskopf fand sich das Knochendichtemaximum kaudal an der Gelenkfläche. Dieses Areal fällt mit der Prädilektionsstelle für Knorpelschäden zusammen. Die subchondrale Knochenlage der Schultergelenkpfanne ist grundsätzlich stärker mineralisiert als die des Humeruskopfes. Die Mineralisierungsmuster intensivieren sich im Lauf des Lebens an beiden Knochen.

Im in-vitro Test vergrößerten sich auch die Kontaktflächen mit zunehmender Gelenkkraft. Die anfänglich (25% des Körpergewichts) kleinen Kontaktbereiche vergrößerten sich bis zur Maximalkraft (400% des Körpergewichts) stetig. Druckfilme ergänzten die Silikontechnik und verdeutlichten eine inhomogene Druckverteilung innerhalb der Kontaktflächen. In der untersuchten Stellung (Standwinkel) wurde bei keiner der Belastungsstufen ein flächenschlüssiger Kontakt erreicht.

Aufgrund der Ergebnisse wird das charakteristische Muster der Knorpelschäden im kaudalen Drittel des Humeruskopfes nachvollziehbar. Die biologische Bedeutung der Inkongruenz des Schultergelenks mit der typischen Knorpelüberlastung bleibt allerdings unklar.

7 Summary

An anatomical and biomechanical analysis of the canine (*Canis familiaris*) shoulder joint (articulatio humeri)

The objective of this study was the investigation of the load distribution within the canine shoulder joint using anatomical and biomechanical methods.

The shoulder joints of dogs, mostly large, but different breeds, were examined. The dogs ranged in age from two months to 16 years. Joints with visible damage to its articular cartilage were excluded.

The orientation of collagen fibres as an evidence of tensile stress was determined in articular cartilage and subchondral bone split lines. In order to measure the subchondral bone density as an integral of the longterm loading joint specimens have been scanned in the CT. The CT-datasets have been evaluated with the method of CT-osteodensitometry. Including a reference phantom during the scans it was possible to consider the determined data as absolute values. With the method of image registration it was possible to match individual CT-datasets onto a joint template. Thus for the first time a joint with a mean bone density could be calculated. The topographical position and the size of contact areas was determined in an in-vitro experiment with silicon casts. Joint specimens were loaded in 9 increasing steps. Additionally the joint pressure could be estimated with pressure sensitive film. In the glenoid cavity distinct cartilage and bone splits can be detected. This allows the conclusion that the concave joint partner is subjected to tensile stress during loading. In the humeral head no clear pattern of collagen fibres could be determined. This is an evidence of an exclusively compressive loading. In the humeral head the bone density maximum could be found caudally in the articular surface. This area coincides with the preferred localisation of cartilage damages. Subchondral bone in the glenoid cavity is generally more strongly mineralised than that of the caput humeri. In both bones the pattern of mineralisation intensifies in the course of life. In the in-vitro testing contact areas increased with higher joint forces applied. Contact areas were small initially (25% of body weight) and extended up to maximal loading (400% of body weight). Pressure sensitive film technique demonstrated an inhomogeneous distribution of pressure within contact areas. In the position examined no complete contact could be achieved at the various levels of strain.

On the basis of these results the characteristic pattern of cartilage damage in the caudal third of the humeral head can easily be understood. However the biological significance of the incongruity of the shoulder joint with its typical cartilage overload remains unclear.

8 Literaturverzeichnis

- Adrian, M., Roy, W. und Karpovich, P. (1966): Normal gait of the dog: An electrogoniometric study. *Am. J. Vet. Res.* 27: 90-95.
- Akizuki, S., Mow, V., Muller, F., Pita, J., Howell, D. und Manicourt, D. (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. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 7: 148-153.
- Aspen, R. M. und Hukins, D. W. (1981): Collagen organisation in articular cartilage, determined by x-ray diffraction, and its relationship to tissue function. *Proc. R. Soc. Lond. B. Biol. Sci.* 212: 299-304.
- Aspen, R. M. und Hukins, D. W. (1989): Stress in collagen fibrils of articular cartilage calculated from their measured orientations matrix. *J. Bone Joint Surg.* 9: 486 - 488.
- Athesian, G. A., Kwak, S. D. und Soslowsky, L. J. (1994a): A stereophotogrammetric method for determining in situ contact areas in diarthrodial joint and a comparison with other methods. *J. Biomech.* 27: 111-124.
- Athesian, G. A., Lai, W. M., Zhu, W. und Mow, V. C. (1994b): An asymptotic solution for two contacting biphasic cartilage layers. *J. Biomech.* 27: 1347 - 1360.
- Bardet, J. F. (1998): Diagnosis of shoulder instability in dogs and cats: a retrospective study. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.* 34: 42-54.
- Beckmanns, M. (1993): Morphologische Untersuchungen an Synovialmembranen des Huf-, Fessel-, Sprung- und Kniegelenkes beim Pferd. Diss. med. vet., München.
- Benninghoff, A. (1925): Spaltlinien am Knochen, eine Methode zur Ermittlung der Architektur platter Knochen. *Anat. Anz.* 60: 189-205.
- Berg, R. (1995): Angewandte und topographische Anatomie der Haustiere. Jena, Fischer, G.
- Böhmisch, R. (1998): Anatomische Untersuchungen zur funktionellen Morphologie des Schultergelenkes (Articulatio humeri) des Pferdes. Diss. med. vet., München.

- Böhmisch, R., Maierl, J. und Liebich, H.-G. (2000): Darstellung der Spaltlinien in der subchondralen Knochenschicht am Schultergelenk des Pferdes. 17. Arbeitstagung der Anatomischen Gesellschaft, Würzburg.
- Böhringer, M. E., Beyer, W. F. und Weseloh, G. (1995): Vergleichende Histomorphometrie der subchondralen Knochendichte und Gelenkknorpeldicke im Tibiakopf bei humanen Früharthrosen. *Z. Orthop.* 133: 291-302.
- Boyd, J. S. (2001): *Color Atlas of Clinical Anatomy of the Dog & Cat*. London, Edinburgh, New York, Philadelphia, Sydney, Toronto, Mosby.
- Budras, K.-D., Fricke, W. und Richter, R. (2000): 3. Kapitel: Schultergliedmaße. In: K.-D. Budras, W. Fricke und R. Richter, *Atlas der Anatomie des Hundes*, 16-27. Hannover, Schattauer.
- Budsberg, S. C., Verstraete, M. C. und Soutas-Little, R. (1987): Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs. *Am. J. Vet. Res.* 48: 915-918.
- Bullough, P. und Goodfellow, J. W. (1968): The significance of the fine structure of articular cartilage. *J. Bone Joint Surg.* 50 B: 852-857.
- Bullough, P., Goodfellow, J. W. und O'Conner, P. (1973): The relationship between degenerative changes and load-bearing in the human hip. *J. Bone Joint Surg.* 55B: 746-758.
- 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.
- Carter, D. R. (1984): Mechanical loading histories and cortical bone remodeling. *Calcif. Tissue Int.* 36 Suppl 1: 19-24.
- Cavanagh, P. und Lafortune, M. (1980): Ground reaction forces in distance running. *J. Biomech.* 13: 397-406.
- Clarke, I. (1971): Articular cartilage: a review and electron microscopy study. *J. Bone Joint Surg.* 53 (Br): 732-750.
- Conzen, A. H. (1999): Druckverteilung im menschlichen Schultergelenk in Abhängigkeit von Gelenkstellung und Belastung. Diss. med., München.
- Costa, J., Madeira, M., Watanabe, I. und Oliveira, J. (1982): Changes in structure of the facial bones after experimental fracture and displacement of the zygomatic bone in the tufted capuchin (*Cebus apella*) by means of radiology, the split-line

- technique, and scanning electron microscopy. *Okajimas Folia Anat. Jpn.* 59: 321-336.
- Craig, P. H. und Riser, W. H. (1965): Osteochondritis dissecans in the proximal humerus of the dog. *J. Am. Vet. Radiol. Soc.* 6: 40-49.
- Daffner, R. H. (1980): Visual illusions in computed tomography: phenomena related to match effect. *Am. J. Vet. Res.* 134: 261-264.
- Dennis, R. (1996): An introduction to veterinary CT and MT scanning. *Vet. Ann.* 36: 16-40.
- Detels, A. (1980): Das Gliedmaßenskelett des Dackels (Dachshund, Teckels). Diss. med. vet., München.
- Dewire, P. und Simkin, P. (1996): Subchondral plate thickness reflects tensile stress in the primate acetabulum. *J. Orthop. Res.* 14: 838-841.
- Dickomeit, M. (2002): Anatomische und biomechanische Untersuchungen am Ellbogengelenk des Hundes (*Canis familiaris*). Diss. med. vet., München.
- Dueland, R., Bartel, D. L. und Antonson, E. (1977): Forceplate technique for canine gait analysis of total hip and excision arthroplasty. *Vet. Surg.* 13: 547-552.
- Eckstein, F., Löhe, F., Schulte, E., Müller-Gerbl, M., Milz, S. und Putz, R. (1993): Physiological incongruity of the humero-ulnar joint: a functional principle of optimized stress distribution acting upon articulating surfaces. *Anat. Embryol.* 188: 449-455.
- Eckstein, F., Löhe, F., Müller-Gerbl, M., Steinlechner, M. und Putz, R. (1994): Stress distribution in the trochlear notch. A model of bicentric load transmission through joints. *J. Bone Joint Surg. [Br]* 76-B: 647-653.
- Eckstein, F., Löhe, F., Hillebrand, S., Bergmann, M., Schulte, E., Milz, S. und Putz, R. (1995): Morphomechanics of the humero-ulnar joint; Part I: Joint space width and contact areas as a function of load and flexion angle. *Anat. Rec.* 243: 318-326.
- Eckstein, F., Glaser, C., Burgkart, R. und Putz, R. (1996): Aktuelle Aspekte zu Aufbau, funktioneller Anpassung und mechanisch bedingter Degeneration des Gelenkknorpels. *Sportorthopädie - Sporttraumatologie* 12/3: 197-206.
- 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: 720-728.

- Eckstein, F., Tieschky, M., Faber, S., Haubner, M., Kolem, H., Englmeier, K.-H. und Reiser, M. (1998): Effect of physical exercise on cartilage volume and thickness in vivo: MR imaging study. *Radiology* 207: 243-8.
- 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., Reiser, M., Englmaier, K.-H. und Putz, R. (2001): In vivo morphometry and functional analysis of human articular cartilage with quantitative magnetic resonance imaging - from image to data, from data to theory. *Anat. Embryol.* 203: 147-173.
- Eggl, P., Hunziker, E. und Schenk, R. K. (1988): Quantitation of structural features characteristic weight- and less-weight-bearing regions in articular cartilage: a stereological analysis of medial femoral condyles in young adult rabbits. *Anat. Rec.* 222: 217-227.
- Eisenhart, R. v., Eckstein, F., Müller-Gerbl, M., Landgraf, J., Rock, C. und Putz, R. (1996): Verteilung der anatomischen Gelenkspaltweite und Flächenpressung im menschlichen Hüftgelenk - eine quantitative Analyse. *Osteologie* 5: 55-64.
- Eisenhart, R. v., Adam, C., Steinlechner, M., Müller-Gerbl, M. und Eckstein, F. (1999): Quantitative determination of joint incongruity and pressure distribution during simulated gait and cartilage thickness in the human hip joint. *J. Orthop. Res.* 17: 532-539.
- Eisenhart-Rothe, R. v., Eckstein, F., Müller-Gerbl, M., Landgraf, J., Rock, C. und Putz, R. (1997): Direct comparison of contact areas, contact stress and subchondral mineralization in human hip joint specimens. *Anat. Embryol.* 195: 279-288.
- Evans, H. E. (1993): The skeleton; The muskular system. In: H. E. Evans, Miller's Anatomy of the Dog, 122-218. Philadelphia, W. B. Saunders.
- Firth, E. C. und Hartmann, W. (1983): An in vitro study on joint fitting and cartilage thickness in the radiocarpal joint of foals. *Res. Vet. Sci.* 34: 320-326.
- Fukubayashi, T. und Kurosawa, H. (1983): The contact area and pressure distribution pattern of the knee. *Acta. Orthop. Scand.* 51: 871-879.
- Ganzberger, K., Forstenpointer, G. und König, H. E. (1995): Untersuchungen zur Morphologie des Ligamentum glenohumerale mediale am Schultergelenk des Hundes. *Tierärztl. Prax.* 23: 75-79.

- Glaser, C. (1998): Kollagenfaserarchitektur des Gelenkknorpels unter verschiedenen mechanischen Belastungssituationen. Quantitative Beschreibung, funktionelle Deutung und Modellbildung. Diss. med., München.
- Goel, V. K., Singh, D. und Bijlani, V. (1982): Contact area in human elbow joint. *J. Biomech. Engng.* 104: 169-175.
- Goodfellow, J. W. und Bullough, P. G. (1967): The pattern of ageing of the articular cartilage of the elbow joint. *J. Bone Joint Surg. Br* 49: 175-81.
- 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.
- Hale, J. E. und Brown, T. D. (1992): Contact stress gradient detection limits of pressensor film. *J. Biomech. Engng.* 114: 352-357.
- Hathcock, J. T. und Stickle, R. L. (1993): Principles and concepts of computed tomographie. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.* 23: 399-415.
- Hatze, H. (1974): The meaning of the term "biomechanics". *J. Biomech.* 7: 189-190.
- Hees, H. und Sinowatz, F. (1992): Histologie, Deutscher Ärzte Verlag.
- Hehne, H. J. (1990): Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. *J. Clin. Orthop.* 258: 73-85.
- Hottinger, H., DeCamp, C., Olivier, N., Hauptmann, J. und Soutas-Little, R. (1996): Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs. *Am. J. Vet. Res.* 57: 381-388.
- Hough, A., Banfield, W., Mottram, F. und Sokoloff, L. (1974): The osteochondral junction of mammalian joints. An ultrastructural and microanalytic study. *Lab. Invest.* 31: 685-695.
- Hultkrantz, W. (1898): Über die Spaltrichtung der Gelenkknorpel. *Verh. Anat. Ges. Jena* 12: 248-256.
- Jacobs, C. R. und Eckstein, F. (1997): Computer simulation of subchondral bone adaptation to mechanical loading in an incongruous joint. *Anat. Rec.* 249: 317-326.
- 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.

- Jurvelin, J., Kiviranta, I., Tammi, M. und Helminen, J. (1986): Softening of canine articular cartilage after immobilization of the knee joint. *J. Clin. Orthop.* 207: 246-252.
- Kaser, W. (1998): Untersuchungen zur funktionellen Anatomie des Ellbogengelenkes (Articulatio cubiti) des Hundes. Diss. med. vet., München.
- Katayama, K. (1887): Über Stichwunden in gerichtlich medizinischer Bedeutung. *Eulenbergs Vierteljahrschrift für gerichtliche Medizin und öffentliches Sanitätswesen* 46: 1-23.
- Kazuki, K., Kusunoki, M. und Shimazu, A. (1991): Pressure distribution in the radiocarpal joint measured with a densitometer designed for pressure-sensitive film. *J. Hand Surg.* 16: 401-408.
- Kempson, G., Freeman, M. A. und Swanson, S. (1968): Tensile properties of articular cartilage. *Anat. Anz.* 111: 261-293.
- Kim, Y., Bonassar, L. und Grodzinsky, A. (1995): The role of cartilage streaming potential, fluid flow and pressure in the stimulation of chondrocyte biosynthesis during dynamic compression. *J. Biomech.* 28: 1055-1066.
- Kincaid, S. und van Sickle, D. (1981): Regional histochemical and thickness variations of adult canine articular cartilage. *Am. J. Vet. Res.* 42: 428-432.
- Kinzel, G. L., Sickle, D. C., Hillberry, B. M. und Hall, A. S. (1976): Preliminary study of the in vivo motion in the canine shoulder. *Am. J. Vet. Res.* 37: 1505-1509.
- Knief, J. J. (1967): Materialverteilung und Beanspruchungsverteilung im coxalen Femurende. Densitometrische und spannungsoptische Untersuchungen. *Z. Anat. Entw.-Gesch.* 126: 81-116.
- Konermann, H. (1971a): Quantitative Bestimmung der Materialverteilung nach Röntgenbildern des Knochens mit einer neuen fotografischen Methode. *Z. Anat.* 134: 13-48.
- Konermann, H. (1971b): Funktionelle Analyse der Knorpelstruktur des Talonaviculargelenkes. *Z. Anat. Entw.-Gesch.* 133: 1-36.
- Korvick, D. und Athanasiou, K. (1997): Variations in the mechanical properties of cartilage from the canine scapulohumeral joint. *Am. J. Vet. Res.* 58: 949-953.
- Kuchling, H. (1989): Taschenbuch der Physik. Frankfurt, Harri Deutsch.
- Kühnel, W. (1989): Taschenatlas der Zytologie, Histologie und mikroskopischen Anatomie. Stuttgart, Thieme Verlag.

- Kummer, B. (1962): Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens. *Anat. Anz.* 110: 261 - 293.
- Kummer, B. (1985): Mechanische Beanspruchung und biologisches Verhalten des Knochens. *Makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen.*, 185-199, 226-231. München-Wien-Baltimore, Urban & Schwarzenberg.
- Künzel, W. (2000): Funktionelle Anatomie des Schultergelenkes. Arbeitstagung Süd, Lindau, Bodensee.
- Lansinger, O. (1977): Fractures of the acetabulum: a clinical, radiological and experimental study. *Acta. Orthop. Scand. (Suppl)* 165: 1-125.
- Leach, D. H. (1989): Assessment of bipedal and quadrupedal locomotion. Part I. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 1: 11-15.
- Lepine, A. (2000): A morphologic and physiologic review of articular cartilage. Proceedings from a symposium at the veterinary orthopedic society 27th annual conference., Val d'Isere, France, IAMS Company.
- Levick, J. R. (1995): Microvascular architecture and exchange in synovial joints. *Microcirculation* 2: 217-233.
- Liebich, H. G. (1999): Binde- und Stützgewebe (Textus connectivus). *Funktionelle Histologie: Farbatlas und Kurzlehrbuch der mikroskopischen Anatomie der Haussäugetiere*, 68-72. Stuttgart, New York, Schattauer.
- Liebich, H.-G. und König, H. E. (1999): Vorder- oder Schultergliedmaßen (Membra thoracica). In: H.-G. Liebich und H. E. König, *Anatomie der Haussäugetiere*, Band 1, 133-202. Stuttgart, New York, Schattauer.
- Linn, F. C. und Sokoloff, L. (1965): Movement and composition of interstitial fluid of cartilage. *Arthr. Rheum.* 8: 481-494.
- Madeira, M., Matheus, M., Oliveira, J. und Watanabe, I. (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.
- Maiel, J. und Böttcher, P. (1999): Dreidimensionale Visualisierung der subchondralen Knochendichte entlang der Oberflächennormalen am Schulter- und Ellbogengelenk des Hundes. *Ann. Anat. (suppl.)* 181: 288.

- Mak, A. F. (1986): The apparent viscoelastic behavior of articular cartilage -The contributions from the intrinsic matrix viscoelasticity and interstitial fluid flows. *J. Biomech. Engng.* 108: 123-130.
- Maroudas, A. (1976): Balance between swelling pressure and collagen tension in normal and degenerate cartilage. *Nature* 260: 808-809.
- Maroudas, A., Bullough, P., Swanson, S. und Freeman, M. A. (1986): The permeability of articular cartilage. *J. Bone Joint Surg.* 50 B: 166 -176.
- Matsen, F., Harryman, D. und Sidles, J. (1991): Mechanics of glenohumeral instability. *Clin. Sports Med.* 10: 783-8.
- Mayrhofer, E., Henninger, W., Hittmair, K. und Kneissl, S. (1995): Röntgenstrahlen, Ultraschall, Magnetresonanz - Möglichkeiten ihres Einsatzes in der Veterinärmedizin. *Wien tierärztl. Mschr.* 82.
- Meachim, G., Denham, D., Emery, I. und Wilkinson, P. (1974): Collagen alignments and artificial splits at the surface of human articular cartilage. *J. Anat.* 118: 101-118.
- Merz, B., Eckstein, F., Hillebrand, S. und Putz, R. (1997): Mechanical implications of humero-ulnar incongruity - finite element analysis and experiment. *J. Biomech.* 30: 713-721.
- Milz, S. und Putz, R. (1994): Quantitative morphology of the subchondral plate of the tibial plateau. *J. Anat.* 185: 103-110.
- Molzberger, H. (1973): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenkes IV. Analyse der funktionellen Struktur der Tangentialfaserschicht des Hüftpfannenknorpels. *Z. Anat. Entw.-Gesch.* 16: 283-306.
- Mow, V. C., Kuie, S., Lai, W. M. und Armstrong, C. (1980): Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage: theory and experiments. *J. Biomech. Engng.* 102: 73-84.
- Mow, V. C., Holmest, M. H. und Lai, W. M. (1984): Fluid transport and mechanical properties of articular cartilage: a review. *J. Biomech.* 17: 377-394.
- 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

- (CTOAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden. Z. Orthop. 128: 128-133.
- Müller-Gerbl, M. (1991): CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) und ihr Einsatz zur Analyse der Langzeitbeanspruchung der großen Gelenke in vivo. Habilitationsschrift, München.
- Müller-Gerbl, M., Putz, R. und Kenn, R. (1993): Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung in der Cavitas glenoidalis bei Normalpersonen, Sportlern und Patienten. Z. Orthop. 131: 10-13.
- Munro, C., Miller, D. und Fuglevand, A. (1987): Groundreaction forces in running: a reexamination. J. Biomech. 20: 147-155.
- Nickel, R., Schummer, A. und Seiferle, E. (1992): Knochenlehre, Osteologia; Verbindungen der Knochen der Schultergliedmaße; Eigenmuskulatur der Schultergliedmaße der Fleischfresser; Statik und Dynamik des Bewegungsapparates. In: R. Nickel, A. Schummer und E. Seiferle, Lehrbuch der Anatomie der Haustiere. 6. Aufl., Bewegungsapparat., Band I, 15-83; 230-32; 454-56; 555-585. Berlin, P. Parey.
- Nixon, A. J. (1993): Die Oberfläche des Gelenkknorpels: Struktur und Funktion. Pferdeheilkunde 9: 95-100.
- Nobuhara, K., Ikeda, I. und Shiba, R. (1983): Analysis of shoulder motion and related forces. In: E. Y. Chao und J. C. Ivins, Tumor Prothesis for Bone and Joint Reconstruction - The Design and Application, 541-456. New York, Thieme-Stratton.
- O'Conner, P., Bland, C. und Gardner, D. L. (1980): Fine structure of artificial splits in femoral condylar cartilage of the rat: scanning electron microscopic study. J. Path. 132: 169-179.
- Olsen, S. E. (1976): Osteochondrosis a growing problem to dog breeders. Gainer Dog Res Center's Semin: 1-11.
- Pandy, M. G., Kumar, V., Bernme, N. und Waldron, K. J. (1988): The dynamics of quadrupedal locomotion. J. Biomech. Engng. 110: 230-237.
- Panjabi, M. M. und White, A. A. (2001): Biomechanics in the musculoskeletal system. New York, Churchill Livingstone.
- Parry, B. (1993): Synovial fluid. In: R. L. Cowell und R. D. Tyler, Diagnostic cytology of the dog and cat., 104-119. Goleta.

- Pauwels, F. (1963): Die Druckverteilung im Ellenbogengelenk, nebst grundsätzlichen Bemerkungen über den Gelenkdruck. 11. Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. *Z. Anat. Entw.-Gesch.* 123: 643-667.
- Pauwels, F. (1965): *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Berlin, Heidelberg, New York, Springer.
- Pereira, D. S., Koval, K., Resnick, R., Sheskier, S., Kummer, F. und Zuckermann, J. (1996): Tibiotalar contact area and pressure distribution: The effect of mortise widening and syndesmosis fixation. *Foot & Ankle Internat.* 17: 269-274.
- 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.
- Radin, E. L., Paul, I. L. und Lowy, M. (1970a): 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., Paul, I. L. und Tolkoff, M. J. (1970b): Subchondral bone changes in patients with early degenerative joint disease. *Arthr. Rheum.* 13: 400-405.
- 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.
- Rahn, A. (1999): Synovia-Untersuchung. In: O. Dietz und B. Huskamp, *Handbuch Pferdepraxis.*, 7-10. Stuttgart, Enke.
- Robins (1978): Osteochondritis dissecans in the dog. *Australian veterinary journal* 54: 272-279.
- Ronsky, J. L., Herzog, W., Brown, T. D., Pederson, D. R., Grood, E. S. und Butler, D. L. (1995): In vivo quantification of the cat patellofemoral joint contact stresses and areas. *J. Biomech.* 28: 977-983.
- Ross, M. H., Romrell, L. J. und Kaye, G. I. (1995): Cartilage. In: M. H. Ross, L. J. Romrell und G. I. Kaye, *Histology: a text and atlas*, 132-149. Baltimore, Williams and Wilkins.
- 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: 1102-1118.
- Ruangwit, U. (1967): The split-line phenomenon and the microscopic structure of bone. *Am. J. Phys. Anthropol.* 26: 319-330.
- Schäfer, C. (2001): *Biomechanische Untersuchungen am Fesselgelenk (Articulatio metacarpophalangea) des Pferdes*. Diss. med. vet., München.

- Scherer, P. K., Hillberry, B. M. und van Sickle, D. (1979): Determining the in-vivo areas of contact in the canine shoulder. *J. Biomech. Engng.* 101: 271-278.
- Schleicher, A., Tillmann, B. und Zilles, K. (1980): Quantitative analysis of x-ray images with a television image analyser. *Microscopia Acta* 83: 189-196.
- Schön, M., Eckstein, F., Huber, W. und Putz, R. (1998): Subchondrale Spaltlinien des menschlichen Ellbogen- und Kniegelenks - Ausdruck der Biegung und Zugbeanspruchung des subchondralen Knochens? *Osteologie* 7: 77-87.
- Seipel, C. M. (1948): Trajectories of the jaws. *Acta Odontol. Scand.* 8: 81-91.
- Setton, L., Zhu, W. und Mow, V. C. (1992): The biphasic poroviscoelastic behavior of articular cartilage: Role of the surface zone in governing the compressive behavior. *J. Biomech.* 26: 581-592.
- Simkin, P. A., Graney, D. O. und Fiechtner, J. J. (1980): Roman arches, human joints, and disease. Differences between convex and concave sides of joints. *Arthr. Rheum.* 23: 1308-1311.
- Simkin, P. A., Pickerell, C. C. und Wallis, W. C. (1985): Hydraulic resistance in bones of the canine shoulder. *J. Biomech.* 18: 657-663.
- Simkin, P. A., Heston, T. F., Downey, D. J., Benedict, R. S., Choi, H. S. (1991): Subchondral architecture in bones of the canine shoulder. *J. Anat.* 175: 213-227
- Simon, S. R., Friedenber, S. und Richardson, S. (1973): A correlation of joint congruence and thickness of articular cartilage in dogs. *J. Bone Joint Surg.* 55A: 1614-1621.
- Soslow, L. J., Flatow, E. L., Bigliani, L. U., Pawlik, R. J., Athesian, G. A. und Mow, V. C. (1992): Quantitation of in situ contact areas at the glenohumeral joint: a biomechanical study. *J. Orthop. Res.* 10: 524-534.
- Stickle, R. L. und Hathcock, J. T. (1993): Interpretation of computed tomographic images. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Prac.* 23: 417-435.
- Stockwell, R. A. (1974): Cellular aspects: The chondrocyte population and the chondrocyte. In: S. Y. Ali, M. W. Elve und D. H. Leback, Normal and osteoarthrotic articular cartilage., 9-18. London, Institute of Orthopaedics (University of London).
- Stormont, T. J., An, K. N., Morrey, B. F. und Chao, E. Y. (1985): Elbow joint contact study: Comparison of techniques. *J. Biomech.* 18: 329-336.

- Strom, H. und Savlastoge, E. (1993): A Quantitative assessment of the subchondral changes in osteoarthritis and its association to the cartilage degeneration. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 6: 198-201.
- Tappen, N. C. (1964): An examination of alternative explanations of split-line orientation in compact bone. *Am. J. Phys. Anthropol.* 22: 423-441.
- Tillmann, B. (1978): Funktionelle Morphologie und Beanspruchung der Gelenke. *Verh. Anat. Ges.* 72: 47-63.
- Teixeira, L. A., Madeira, M. und Martins, A. A. (1989): Split line patterns in the mandible after transposition of the insertion of the masseter muscle in the adult rabbit. *Rev. Faculdade Odontol. Lins.* 2: 10-14.
- 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.
- Torzilli, P. A., Niver, S. M. und Beaupre, S. R. (1989): Effect of articular surface compression on cartilage deformation. *Symposium on tissue engineering, ASME.*
- Unkel-Mohrmann, F. (1999): Das ganganalytische Profil des Deutschen Schäferhundes. *Diss. med. vet., München.*
- Vasseur, P., Moore, D., Brown, S. und Eng, D. (1982): Stability of the canine shoulder joint: An in vitro analysis. *Am. J. Vet. Res.* 43: 352-355.
- Vogt, S., Eckstein, F., Schön, M. und Putz, R. (1999): Vorzugsrichtungen der Kollagenfibrillen im subchondralen Knochen des Hüft- und Schultergelenkes. *Ann. Anat.* 181: 181-189.
- Vollmerhaus, B., Waibl, H. und Roos, H. (1994): Gelenke. In: J. Frewein und B. Vollmerhaus, *Anatomie von Hund und Katze.* 53-76. Berlin, Blackwell.
- Wang, C., Cheng, C., Chen, C., Lu, C., Hang, Y. und Lui, T. (1994): Contact areas and pressure distribution in the subtalar joint. *J. Biomech.* 28: 269-279.
- Wegener, O. H. (1992): Technik der Computertomographie; CT-Terminologie. In: *Ganzkörpercomputertomographie.* 2. Aufl. Berlin, Blackwell.
- White, K. K., Hungerford, D. S. und Jones, L. C. (1982): Contact studies of the canine femoropatellar joint. *Am. J. Vet. Res.* 43: 429-435.
- Wiesen, E. J. und Miraldi, F. (1994): Imaging principles in computed tomography. *Computed tomography and magnetic resonance imaging of the whole body.* Mosby, 3-36.

- 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. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 5: 44-50.
- Young, S. W., Muller, H. H. und Marshall, W. H. (1983): Computed Tomography: beam hardening and environmental density artifact. *Radiology* 148: 279-283.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei Herrn Professor Dr. Dr. h.c. mult. H.-G. Liebich für die Überlassung des Themas und die hervorragenden Arbeitsbedingungen am Institut herzlich bedanken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. J. Maierl für die geduldige Einarbeitung in das Thema und die gute Betreuung. Frau Silvia Mitterer danke ich für ihren unermüdlichen Beistand.

Bei Frau Professor Dr. U. Matis bedanke ich mich für die Bereitstellung des Computertomographen der Chirurgischen Tierklinik.

Des Weiteren möchte ich mich bei allen Mitarbeitern des Institutes bedanken, die durch ihre Unterstützung zum Gelingen meiner Arbeit beigetragen haben.

Lebenslauf

Name: Eller Dorothea Maria
Geburtsdatum: 14. August 1967
Geburtsort: Neuburg/Donau
Schulbildung:
1974-1978 Grundschule in Neuburg/Donau
1979-1987 Descartes Gymnasium in Neuburg/Donau
Juni 1987 Abitur
Studium:
1987-1988 Studium der Chemie in Regensburg
1989-1994 Studium der Pharmazie in Regensburg
August 1994 Staatsexamen und Approbation
1994-1995 Beschäftigung als Apothekerin
1995-2000 Studium der Tiermedizin in München
Dezember 2000 Staatsexamen und Approbation
Seit Januar 2001 Dissertation am Institut für Tieranatomie der LMU München