

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

**Morphologische und biomechanische
Eigenschaften des Hüftgelenks (Articulatio coxae)
des Hundes (Canis familiaris)**

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

vorgelegt von

Birgit Lieser

aus

Schongau

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
Korreferentin: Univ.-Prof. Dr. U. Matis

Tag der Promotion: 18. Juli 2003

meinen Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	3
2.1	Anatomie des Hüftgelenks, Articulatio coxae	3
2.1.1	Os femoris.....	4
2.1.2	Acetabulum	6
2.1.3	Gelenkaufbau.....	8
2.1.4	Gelenkknorpel.....	11
2.1.5	Beweger des Hüftgelenks – Myologie.....	14
2.2	Biomechanik des kaninen Hüftgelenks.....	16
2.2.1	Statische Belastung der Hintergliedmaße.....	16
2.2.2	Dynamische Belastung des Hüftgelenks	17
2.2.3	Lastübertragung und Druckverteilung an der Gelenkfläche.....	25
2.2.4	Torsion des Os femoris.....	28
2.3	Morphologische und biomechanische Parameter	31
2.3.1	Physiologische Inkongruenz von Gelenken	31
2.3.2	Spaltlinien	33
2.3.3	Dichtebestimmung der subchondralen Knochenplatte	37
2.3.4	Druckhöhe, Druckverteilung und Kontaktflächen der Gelenkfläche.....	40
3	Material und Methoden	43
3.1	Untersuchungsgut	43
3.2	Vorbereitung und Präparation	46
3.3	Anatomisch-makroskopische Untersuchung	46
3.4	Spaltlinien	48
3.4.1	Spaltlinien der subchondralen Knochenplatte.....	48
3.4.2	Spaltlinien des Gelenkknorpels.....	49
3.5	CT-Osteoabsorptiometrie	51
3.5.1	Untersuchungsgut.....	51
3.5.2	Grundlagen	53
3.5.3	Messungen der Mineralisierungsdichte an der subchondralen Knochenplatte	54
3.6	Torsionsmessung	58
3.6.1	Untersuchungsgut.....	58
3.6.2	Methode.....	58
3.7	Druckmessungen.....	62
3.7.1	Untersuchungsgut, Entnahme und Präparation.....	62
3.7.2	Verwendetes Gerät.....	63
3.7.3	Untersuchte Gelenkstellung.....	64

3.7.4	Berechnung des Versuchsaufbaus	65
3.7.5	Versuchsaufbau	68
3.7.6	Belastung	70
3.7.7	Kontaktflächen	70
3.7.8	Drucksensitiver Film – Darstellung der Druckverteilung und Quantifizierung des Druckes	73
4	Ergebnisse	76
4.1	Anatomisch-makroskopische Untersuchung	76
4.1.1	Einteilung und Verteilungsmuster von Knorpelschäden	76
4.1.2	Hüftgelenke mit Dysplasie und Arthrose	79
4.2	Spaltlinien	80
4.2.1	Spaltlinien der subchondralen Knochenplatte	80
4.2.2	Knorpel­spaltlinien	82
4.3	CT-OAM der subchondralen Knochenplatte	86
4.3.1	Individuelle Rekonstruktionen	86
4.3.2	Summationsbilder	90
4.4	Torsionsmessungen	97
4.5	Druckversuche	97
4.5.1	Kontaktflächen, Gelenkspaltweite	98
4.5.2	Druckbeanspruchung	102
5	Diskussion	106
5.1	Methodik	106
5.1.1	Untersuchungsgut	106
5.1.2	Spaltlinien	107
5.1.3	Knochendichte	108
5.1.4	Druckversuche	110
5.2	Ergebnisse	113
5.2.1	Spaltlinien	113
5.2.2	Knochendichte	117
5.2.3	Kontaktflächen und Kontaktdrücke	121
5.2.4	Pathologische Veränderungen	122
5.3	Schlussfolgerung	122
6	Zusammenfassung	125
7	Summary	127
8	Anhang	129
9	Literaturverzeichnis	134

Abkürzungsverzeichnis

ATW	Antetorsionswinkel
CCD	Centrum-Collum-Diaphysenwinkel
CT	Computertomograph
CT-OAM	Computertomographische Osteoabsorptiometrie
DSH	Deutscher Schäferhund
DV	Druckversuch
FEM	Finite Element Methode
HD	Hüftgelenkdysplasie
HU	Hounsfield Units
Inc.	Incisura
KG	Körpergewicht
KSL	Knorpelspaltlinien
Lig.	Ligamentum
m	männlich
OA	Osteoarthrose
PON	Polnischer Niederungshütehund
R	Resultierende
Tors	Torsion
w	weiblich

1 Einleitung

Die Entwicklung des Hüftgelenks des Hundes wird entscheidend beeinflusst durch biomechanische Faktoren (Riser, 1973a). Dies geschieht im Sinne einer funktionellen Anpassung von Knorpel- und Knochengewebe an seine mechanische Beanspruchung (Pauwels, 1960). Darüber hinaus gibt es bei entwicklungsbedingten und degenerativen Gelenkerkrankungen wie z.B. der Hüftgelenkdysplasie (Riser, 1973b) und der Koxarthrose (Prieur, 1980) biomechanische Zusammenhänge in ihrer Ätiopathogenese.

Die unüberschaubare Anzahl von Studien in der tiermedizinischen Fachliteratur zur Ätiologie, Pathogenese, Diagnostik und Therapie der Hüftgelenkerkrankungen des Hundes zeugen von der Aktualität des Themenkomplexes. Zahlreiche Studien zur Ätiopathogenese der Hüftgelenkerkrankungen legen eine unphysiologische Biomechanik des Gelenks in unterschiedlichem Ausmaß zugrunde (Alexander, 1992; Cardinet et al., 1997; Fries und Remedios, 1995; Riser, 1973b; Riser et al., 1985; Schawalder et al., 1997, um nur einige zu nennen). Nicht weniger Studien beschäftigen sich mit der Beseitigung unphysiologischer biomechanischer Verhältnisse im Hüftgelenk durch rekonstruktive Operationen wie die intertrochantäre Varisationsosteotomie, die Dreifachbeckeosteotomie, die Pfannendachplastik und den totalen Hüftgelenkersatz (Bartel et al., 1975; Braden und Prieur, 1992; Küpper et al., 1989; Montgomery et al., 1992; Remedios und Fries, 1995; Slocum und Slocum, 1992; Stubbs et al., 1998, u.a.). Dabei gehen alle Studien von einer exakten Passgenauigkeit bzw. physiologischen Kongruenz als Grundlage für eine normale Gelenkfunktion aus. Es wird lediglich eine geringe Abweichung von der Kugelform zugestanden, da das kanine Hüftgelenk nicht vollkommen sphärisch ist (Alexander, 1992; Riser, 1973a; Riser et al., 1985, u.a.).

Dennoch gibt es bisher nur wenige Erkenntnisse über die physiologische Biomechanik und funktionelle Anatomie im gesunden Hüftgelenk des Hundes. Weitergehende Angaben zur Verteilung von Belastung und Beanspruchung an den Gelenkflächen selbst liegen nicht vor.

Ziel der Arbeit ist – aus anatomischer Sicht – die exakte Charakterisierung der langfristigen und momentanen Belastungsverhältnisse im gesunden Hüftgelenk des Hundes. Es wird angestrebt, einen Zusammenhang zwischen morphologischen und biomechanischen Parametern herzustellen und damit einen Beitrag zur angewandten Anatomie zu liefern. Dank eines neuen biomechanischen Ansatzes ist es möglich, erstmals die längerfristigen Belastungsverhältnisse eines Gelenkes durch die Analyse biomechanischer Parameter der Gelenkflächen zu rekonstruieren.

Die Ergebnisse werden mit dem Ziel verfolgt, eine Anregung zur Weiterentwicklung von biomechanisch korrekten Therapien, Hüftendoprothesen und Finite Element Modellen zu geben. Darüber hinaus könnten sie dazu beitragen, die mechanischen Auslöser zu beleuchten, die bei der Entstehung der Osteoarthrose beteiligt sind.

2 Literaturübersicht

2.1 Anatomie des Hüftgelenks, *Articulatio coxae*

Das Hüftgelenk des Hundes ist ein vielachsiges Kugelgelenk, *Articulatio spheroida*. Ein ideales Kugelgelenk hat drei Hauptebenen der Bewegung. Diese sind die Sagittalebene (Flexion/ Extension), die Transversalebene (Adduktion/ Abduktion) und die Vertikalebene (Supination/ Pronation) (Abb. 2.1). Zusätzlich ist auch eine laterale Translation in neutraler Stellung unter lateromedialer Zugbelastung möglich (Heyman et al., 1993; Smith et al., 1990).

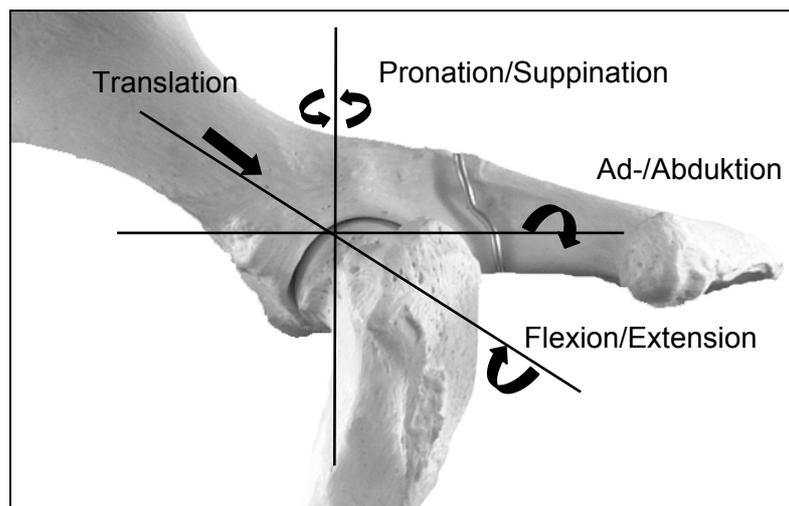


Abb. 2.1: Bewegungsachsen des Hüftgelenks mit den Rotationsfreiheitsgraden.

Das Hüftgelenk wird gebildet aus der konvexen Gelenkfläche des Oberschenkelkopfes, *Caput ossis femoris* und der konkaven Hüftgelenkspfanne, dem *Aceabulum* (lat.: „Essignäpfchen“).

Die anatomische Darstellung bezieht sich allgemein, soweit nicht anders vermerkt, auf folgende Standardwerke der Anatomie: Budras et al. (2000), Dyce et al. (1991), Evans (1993a), Evans (1993b), Liebich und König (2001), Nickel et

al. (1992), Seiferle und Frewein (1992), Vollmerhaus et al. (1994a) und Vollmerhaus et al. (1994b).

2.1.1 Os femoris

Das Os femoris ist der proximale Teil der Beckengliedmaße, Stylopodium. Er stellt den stärksten Knochen des Körpers dar. Das proximale Endstück trägt das halbkugelförmige Caput ossis femoris, das durch ein Collum deutlich vom Corpus ossis femoris abgesetzt ist und nach medial vorragt. Seine überknorpelte Gelenkfläche ist größer als die des Acetabulum, was charakteristisch für den konvexen Teil von Kugelgelenken ist (Smith, 1963). Das Caput ossis femoris ist nahezu komplett mit Gelenkknorpel überzogen, mit Ausnahme der Fovea capitis und einem distal davon liegenden Bereich. Diese Bandgrube liegt auf der medialen Fläche und dient dem Ansatz des Lig. capitis ossis femoris.

Das Caput ossis femoris ist nur annähernd halbkugelförmig (Shively und Van Sickle, 1982). Es weist rassebedingte Unterschiede in der Ausprägung seiner Form auf (Richter und Loeffler, 1976). Ebenso rasseabhängig mehr oder weniger deutlich wird der Gelenkkopf durch den Femurhals, Collum, vom Femurschaft, Corpus ossis femoris abgesetzt. Demnach besitzen Schäferhund, Boxer und Pudel einen fast halbkugelförmigen Femurkopf, der dem Femurhals breitflächig aufsitzt. Der Teckel hat dagegen eine längsovale Gelenkfläche, die medial deutlich vom Femurhals abgesetzt ist und kappenförmig übersteht. Der Spaniel nimmt eine Zwischenstellung ein. Sein Femurhals ist nicht besonders nach medial abgesetzt, die Gelenkfläche ist eher längsoval (Abb. 2.2).

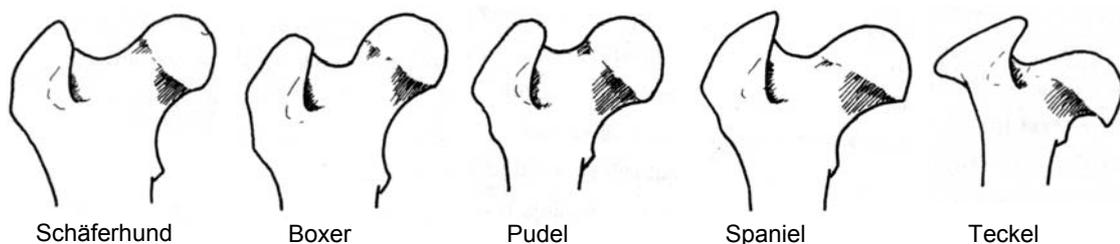


Abb. 2.2: Linkes Os femoris, Kaudalansicht; die Form der Gelenkfläche variiert rasseabhängig durch eine unterschiedliche Lage des medialen und dorsalen Gelenkrandes (Abb. nach Richter, 1977).

Der Femurhals geht distal in den Schaft über. Dabei bildet er einen Winkel zum Schaft, den Centrum-Collum-Diaphysenwinkel (CCD), von durchschnittlich 147° (Sterchi, 1980). Darüber hinaus ist der Femurhals individuell unterschiedlich nach kranial gebogen. Den Winkel, den er dabei mit der Femurkondylenachse bildet, ist der Anteversionswinkel (ATW), der durchschnittlich bei 31° liegt (Montavon, 1985; siehe auch Kap. 2.2.4).

Nach lateral schließt sich der große Umdreher, Trochanter major, am proximalen Femurschaft an, der dem Ansatz der Glutaealmuskelgruppe dient. Er ist über einen Knochensteg mit dem lateralen Anteil des Femurhalses verbunden. Dieser stellt die proximale Begrenzung der Fossa trochanterica dar, in der die kleinen Rotationsmuskeln des Beckens ansetzen. Der Trochanter major erreicht beim Hund in der Regel die Höhe des Femurkopfes, bleibt aber bei verschiedenen Hunderassen, wie Schäferhund, Boxer und Pudel unter dieser Höhe (Abb. 2.2). Beim Dackel überragt der Trochanter major den Femurkopf (Richter und Loeffler, 1976).

Kaudal ist der Trochanter major über die Crista intertrochanterica mit dem mediolateral gelegenen Trochanter minor, Ansatzstelle für den M. iliopsoas, verbunden. Am kaudolateralen Rand des Schafts, distal des Trochanter major, kann der Trochanter tertius, der nur beim Pferd als deutlicher Knochenvorsprung ausgebildet ist, bei stark bemuskelten Tieren als Rauigkeit vertreten sein. Hier findet der M. gluteus superficialis seinen Ansatz.

Weiter distal auf der Kaudalfläche des Femurschafts, der beim Hund nach kranial gebogen ist, befindet sich das Planum trochantericum. Die Facies aspera mit ihrem Labium laterale und mediale und die Facies poplitea folgen distal davon. Jeweils seitlich schließen sich die Tuberositas supracondylaris lateralis und medialis an. Am distalen Gelenkende sitzen dem Femur die Gelenkknorpel, Condylus lateralis und medialis, zur Artikulation mit der Tibia im Kniegelenk auf. An ihrer Kaudalfläche tragen sie die Facies articularis sesamoidea lateralis und medialis zur Artikulation mit den Sesambeinen der Ursprungssehnen des Wadenmuskels, M. gastrocnemius. Zwischen den Femurkondylen liegt die Fossa intercondylaris. Seitlich der Kondylen befinden sich jeweils ein Bandhöcker,

Epicondylus lateralis et medialis, und Bandgruben. Distal am Condylus lateralis befinden sich die Fossa musculi poplitei und die Fossa extensoria. Kranial trägt das distale Gelenkende die Fossa suprapatellaris und unmittelbar distal davon die Trochlea ossis femoris, die Kniescheibenrolle, die mit der Kniescheibe, Patella, im Femoropatellargelenk artikuliert.

2.1.2 Acetabulum

Das konkave Acetabulum, die Beckenpfanne, hat annähernd die Form einer Halbkugel. Es ist kaudoventral durch die Incisura acetabuli unterbrochen. Die mit Gelenkknorpel überzogene Artikulationsfläche ist halbmondförmig und wird daher Facies lunata genannt. Zentral liegt die Fossa acetabuli. Sie trägt keinen Gelenkknorpel und zählt daher nicht zur Artikulationsfläche. Die Incisura acetabuli setzt sich unterhalb des kaudoventralen Anteils der Facies lunata in einer vom Os ischii gebildeten Furche nach kaudal fort (Evans, 1993b). Die Form der Beckenpfanne ist der Form des Femurkopfes entsprechend angepasst und variiert rasseabhängig (Abb. 2.3).

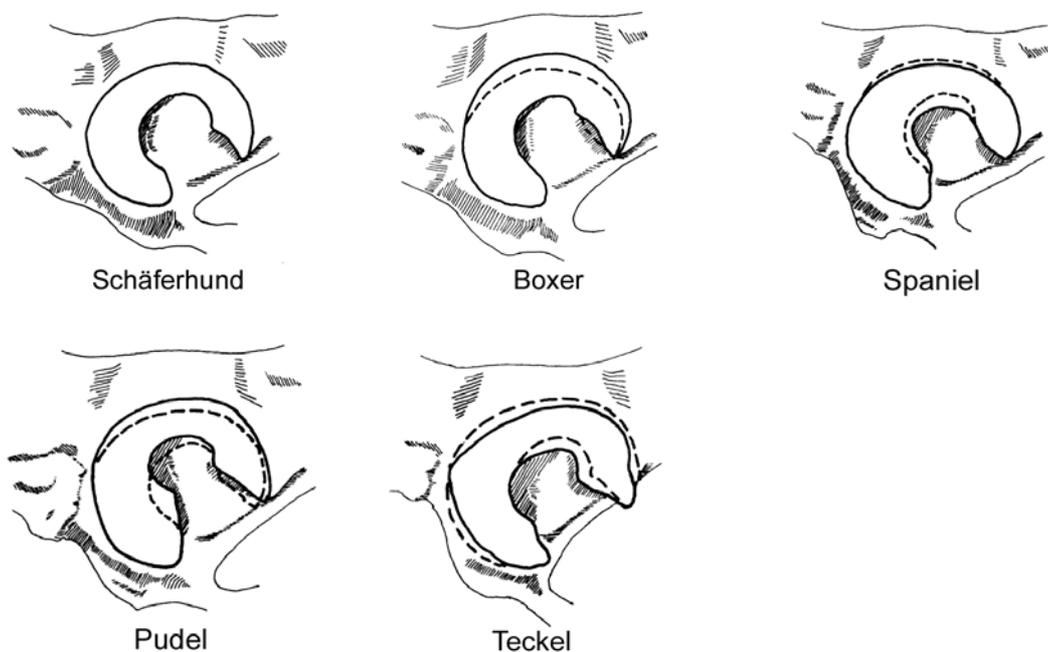


Abb. 2.3: Formen des Acetabulum, Lateralansicht des linken Acetabulum; die gestrichelte Linie gibt die Kontur der Facies lunata des Schäferhundes wieder (Abb. nach Richter, 1977).

Beim Dackel ist das Acetabulum längsoval und reicht nicht so weit nach dorsal wie beim Schäferhund. Bei anderen Hunderassen, bei welchen die Form der Facies lunata annähernd kreisförmig ist, wie z.B. beim Boxer und Pudel, entsprechen sich Längen- und Höhendurchmesser. Der Schäferhund nimmt eine Zwischenstellung zwischen diesen beiden Formvarianten ein (Richter und Loeffler, 1976).

Die Facies lunata ist im kranialen Bereich bei allen Rassen am breitesten ausgebildet, wird im mittleren dorsalen Pfannendach am schmalsten und nimmt im kaudalen Bereich wieder an Breite zu (Evans, 1993b; Richter und Loeffler, 1976). Bei einem mittelgroßen Hund ist das Acetabulum durchschnittlich 1 cm tief und misst 2 cm im Durchmesser. Im kranialen Bereich ist die Facies lunata beim Schäferhund ca. 16 mm tief und im Pfannendach ca. 9 mm breit (Waibl, 1988).

Am vorderen Pfannenrand bildet die höckerige Area m. recti femoris (Muskelhöcker für den Ursprung des M. rectus femoris) die kraniale Begrenzung. Der vordere Pfannenrand beschreibt bei Schäferhund und Pudel einen weichen, nach kaudolateral verlaufenden Bogen, beim Boxer ist er kantiger abgesetzt. Die Area m. recti femoris überragt beim Dackel den vorderen Rand nach lateral. Beim Spaniel verläuft der vordere Pfannenrand flach nach kaudolateral (Abb. 2.4).

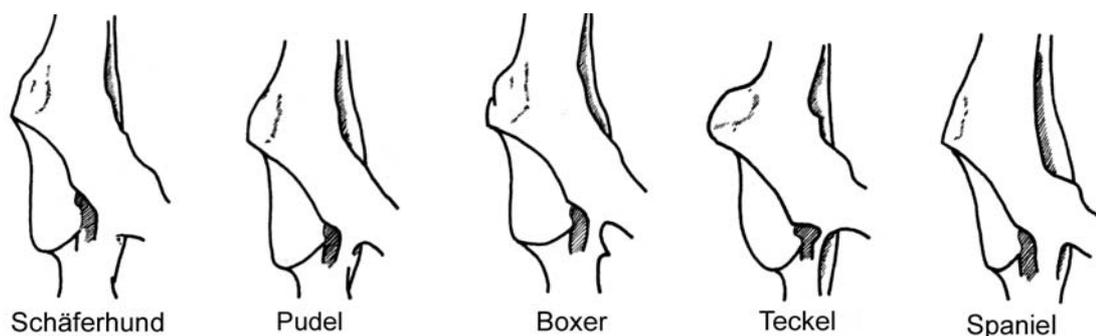


Abb. 2.4: Kontur des kranialen Pfannenrands, Ventralansicht des rechten Acetabulum (Abb. nach Richter, 1977).

Der kaudale Rand der Facies lunata ist je nach Rasse unterschiedlich geformt. Beim Dackel überragt er sogar den Ramus acetabularis ossis ischii nach ventral (Richter und Loeffler, 1976).

Das Acetabulum entsteht beim Hund entwicklungsgeschichtlich aus vier getrennten Einzelknochen, dem Darmbein, dem Sitzbein, dem Schambein und dem Os acetabuli. Der kraniolaterale Anteil wird vom Darmbeinkörper, Corpus ossis ilii, gebildet, der mittlere Teil vom Schambeinkörper, Corpus ossis pubis, und der kaudolaterale Teil vom Sitzbeinkörper, Corpus ossis ischii. Sie verbinden sich zunächst durch Knorpelfugen im Acetabulum. Das Os acetabuli, ein Knochenkern mit eigenem Ossifikationszentrum, befindet sich zentral zwischen diesen Knochen (Dyce et al., 1991; Evans, 1993b; Nickel et al., 1992). Es verschmilzt im Alter von ca. 8 Wochen mit dem Schambein und später mit Darm- und Sitzbein (8-12 Wochen). Im Alter von 4-6 Monaten verknöchern die Einzelknochen vollständig zum einheitlichen Hüftbein, Os coxae. Ein fünftes primäres Ossifikationszentrum, der „T-Pfannendachkern“ bzw. das Os coxae quartum am Pfannendachrand, ist für die Ausbildung des Pfannendachs bzw. die Tiefe der Gelenkpfanne von Bedeutung (Köppel, 1991).

Ventral verbinden sich die Hüftbeine einer jeden Seite in der Symphysis pelvina miteinander. Dorsal besteht eine Verbindung im straffen Iliosakralgelenk mit dem Kreuzbein. Die Darmbeinflügel, Alae ossium ilii, stehen beim Hund fast sagittal und konvergieren leicht nach kranial.

2.1.3 Gelenkaufbau

Das Acetabulum umfasst, zusammen mit seinem fribroartilaginösen Saum, dem Labrum acetabulare, den Femur bis zum Äquator. Es ist beim Hund nur gering ausgebildet und vor allem im Bereich der Inc. acetabuli als Fortsetzung des Lig. transversum, das den Pfannenrandausschnitt überspannt, deutlich zu erkennen. Im Gegensatz zum Menschen handelt es sich beim Hüftgelenk des Hundes nicht um eine Enarthrosis, ein Nussgelenk, bei dem das Caput ossis femoris über seinen Äquator hinaus umschlossen wird (beschrieben bei Nickel et al., 1992), sondern um ein Kugelgelenk (Henschel, 1983; vgl. auch Dyce et al., 1991; Evans, 1993a; Vollmerhaus et al., 1994b).

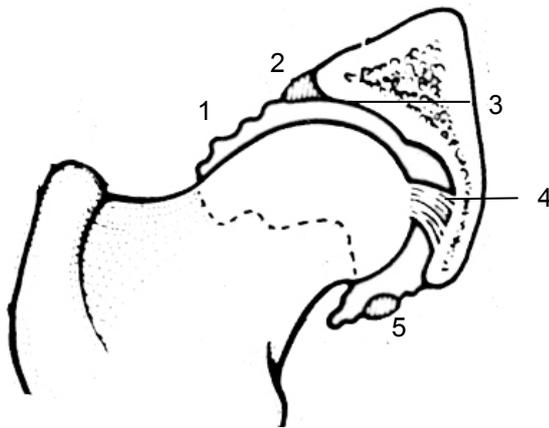


Abb. 2.5: Querschnitt durch das Hüftgelenk (Abb. nach Dyce et al., 1991).
1 Gelenkkapsel, 2 Labrum acetabulare,
3 Facies lunata, 4 Lig. capitis ossis femoris,
5 Lig. transversum acetabuli.

2.1.3.1 Gelenkkapsel

Die Gelenkkapsel, *Capsula articularis*, setzt als Fortsetzung des Periosts, proximal am Rand der Hüftgelenkspfanne und am Collum distal des Femurkopfes dicht an der überknorpelten Gelenkfläche an. Sie umschließt die Gelenkhöhle, *Cavum articulare*, sehr geräumig. Entwicklungsgeschichtlich wird ihre *Membrana synovialis* um das Femurkopfband, *Lig. capitis ossis femoris*, herum angelegt.

Die Kapsel besteht aus zwei Schichten. Die äußere Schicht, *Membrana fibrosa*, ist eine derbe, fibröse Faserschicht. Die innere Schicht, *Membrana synovialis*, ist gefäß- und nervenführend. Sie wird innerviert von *Rami articulares* der vier Plexusnerven *N. ischiadicus*, *N. femoralis*, *N. gluteus cranialis* und *N. obturatoris* sowie aus Nervenästen der umgebenden Muskeln und des Periosts (Staszyk und Gasse, 2002). Die *Membrana synovialis* bildet die Gelenkschmiere, *Synovia*, die zur Ernährung des gefäßlosen Knorpels dient und die Reibung zwischen den Gelenkknorpelenden herabsetzt.

Der *M. articularis coxae* strahlt vom kranialen Muskelfortsatz in die Kapsel ein und spannt diese (Budras et al., 2000).

2.1.3.2 Bänder des Gelenks

Am Hüftgelenk des Hundes sind keine Gelenkbänder im herkömmlichen Sinn vorhanden, die das Gelenk in seiner Bewegung führen. Es wird hauptsächlich durch die Kapsel, Kapselverdickungen und umgebende Muskeln stabilisiert. Es finden sich zwei Bänder am Hüftgelenk des Hundes, das Femurkopfband, Lig. capitis ossis femoris, und das Ergänzungsband, Lig. transversum acetabuli.

Das Lig. capitis ossis femoris verläuft zwischen der Fossa acetabuli des Acetabulum und der Fovea capitis des Femurkopfes. Es ist umgeben von der Membrana synovialis, der Gelenkkapsel. Eine Abspaltung des N. obturatorius (Staszuk und Gasse, 2002) und die A. epiphysialis (Budras et al., 2000) verlaufen in ihm in Richtung Femurkopf. Die Funktion des Lig. capitis ossis femoris ist weitgehend unklar (Köppel, 1991). Es hat eine bremsende Wirkung bei extremen Torsions-, Ad- und Abduktionsbewegungen. Da es relativ lang ist (1-1,5 cm), kann ihm, mit Ausnahme der ersten Lebenswochen (Riser, 1973a), keine Haltefunktion zugeschrieben werden (Henschel, 1983; Köppel, 1991; Smith et al., 1990). Es liegt in einer Schleife über der Fossa acetabuli und lässt sich erst nach Eröffnung des Hüftgelenks komplett entfalten. Von daher könnte es auch eine stoßbrechende Funktion haben, entsprechend dem bindegewebigen Pulvinar acetabulare beim Menschen (Köppel, 1991). Man vermutet ebenso eine Rolle in der Gefäßversorgung des Caput ossis femoris, da in ihm bis zum Ende der Wachstumsphase die A. epiphysialis verläuft (Budras et al., 2000; Köppel, 1991).

Das zweite Band des Hüftgelenks, das Lig. transversum acetabuli, verbindet die Spitzen der Facies lunata und überbrückt die Inc. acetabuli. Diese wird dadurch nahezu komplett verschlossen. Das Lig. transversum hält somit das Femurkopfband in seiner Lage (Nickel et al., 1992).

2.1.4 Gelenkknorpel

Der hyaline Gelenkknorpel hat eine glatte, weiß-bläulich schimmernde Oberfläche. Seine Dicke beträgt wenige Millimeter. Er ist in einer dünnen verkalkten Zone fest verwachsen mit der unter ihm liegenden subchondralen Knochenplatte. Der Gelenkknorpel baut sich aus einem System von Kollagenfaserbündeln auf, die in der Richtung der bei seiner Belastung auftretenden stärksten Zugspannungen angeordnet sind (Nickel et al., 1992). Er hat eine stoßbrechende Funktion und eine hohe Widerstandsfähigkeit gegenüber Druck. Seine Elastizität ermöglicht die Anpassung der Gelenkenden aneinander unter Belastung (Nickel et al., 1992).

Gelenkknorpel ist in vivo hohen Kompressionskräften ausgesetzt (Muir, 1995). Diesen begegnet er mit seinem komplexen Aufbau. Die Anordnung von festen und flüssigen Bestandteilen ergänzen sich mit den besonderen biochemischen Eigenschaften der Makromoleküle sowie der daraus resultierenden Bewegung von Wasser und Ionen während der physiologischen Belastung (Mow et al., 1980; Muir, 1995). Hyaliner Gelenkknorpel besteht zu 70-80% aus Wasser und nur zu 20-30% aus festen Bestandteilen (Mow et al., 1980; Muir, 1995). Wechselwirkungen zwischen der festen und der flüssigen Phase geben ihm seine besondere viskoelastische Belastungsfähigkeit gegenüber Kompression (Setton et al., 1993).

Gelenkknorpel besteht aus den reifen Knorpelzellen, den Chondrozyten, und der Interzellulärsubstanz der Matrix, die von den unreifen Knorpelzellen, den Chondroblasten, gebildet wird.

Die Chondrozyten sind hochdifferenzierte mesenchymale Zellen mit einer eiförmigen untypischen Form. Sie liegen in Lakunen einzeln oder zusammen gelagert in Chondronen in der Interzellulärsubstanz (Liebich, 1999; Muir, 1995). Sie sind druckwiderstandsfähige, flüssigkeitsgefüllte Blasen, die mechanische, osmotische und physikalisch-chemische Veränderungen bei dynamischer Belastung dämpfen. Ihre Längsachsen liegen parallel zum einwirkenden Kraftvektor (Muir, 1995).

Die Matrix ist ein aus Wasser und Makromolekülen bestehendes Gel, das durch ein Kollagenfasernetz verstärkt wird. Die Belastungsfähigkeit des Knorpels hängt in erster Linie von der extrazellulären Matrix ab (Hayes und Bodine, 1978). Ihr Aufbau wird durch das Kollagenfasernetzwerk strukturiert. Es werden vier histologische Zonen unterschieden. Die oberflächlichste Schicht, Tangentialfaserschicht oder *Zona superficialis*, dient als Gleitlager. In ihr verlaufen die Kollagenfasern und flachen Knorpelzellen in dichten Bündeln tangential zur Oberfläche. In der darunter liegenden Übergangsschicht verlaufen die Knorpelzellen und Kollagenfasern in verschiedenen Richtungen. In der *Zona intermedia*, der breiten Radiärfaserschicht, ändern die Kollagenfasern bogenförmig die Richtung in eine radiäre, arkadenförmige Anordnung. Sie durchlaufen die Grenzlinie, „tidemark“, zwischen unkalzifiziertem und kalzifiziertem Knorpel und verankern sich senkrecht wie Arkaden (Benninghoff, 1925b) in der tiefsten Schicht, der *Zona profunda* oder Verkalkungszone. Diese ist mineralisiert und fest mit dem darunter liegenden Knochengewebe verschmolzen (Arokoski et al., 1999; Budras et al., 2000; Hultkrantz, 1898; Liebich, 1999; Mankin, 1985; Mow et al., 1980; Muir, 1995; Vollmerhaus et al., 1994b). Die Zugfestigkeit des Knorpelgewebes ist proportional abhängig vom Kollagenfasergehalt (Athanasίου et al., 1995).

Im Kollagenfasernetzwerk der Matrix sind die Proteoglykane fest verankert. Proteoglykane sind Makromoleküle mit einem flaschenbürstenförmigen Aufbau. In der Mitte befindet sich ein Kernprotein, an dem seitlich ca. 100 Chondroitinsulfatketten (Glykosaminoglykane; Chondroitin-4-Sulfat, Chondroitin-6-Sulfat) und 30 Keratinsulfatketten hängen. Stabilisiert wird das Molekül durch Bindungen mit Hyaluronsäure und kleineren Glykoproteinen (Mow et al., 1980; Muir, 1995). Verbindungen aus mehreren Proteoglykanen sind so groß, dass sie im kollagenen Netzwerk immobilisiert sind. Sulfatierungen der Moleküle produzieren eine negative Ladung im Netzwerk, so dass durch die anorganischen Gegenionen ein starker osmotischer Druck aufgebaut wird. Als Folge steht Knorpelgewebe unter einer konstanten inneren Spannung. Daher zeigt Knorpel auch einen Hang zum Quellen, was aber normalerweise durch das kollagene Netzwerk unterbunden wird. Bei Belastung finden vorübergehende Änderungen im osmoti-

schen und hydrostatischen Druck statt, wenn Flüssigkeit vom belasteten Bereich entlang eines direkten Druckgradienten zum unbelasteten Abschnitt gedrängt wird. Die Proteoglykane sind jedoch immobil und sorgen für einen Rückstrom der Interzellularflüssigkeit nach Beendigung der Belastung entlang eines osmotischen Gradienten (Hayes und Bodine, 1978; Muir, 1995).

Bei Belastung wird der Druck zuerst von der flüssigen Phase getragen. Wenn die Flüssigkeit durch die Poren der festen Phase verdrängt wurde, verteilt sich die Last über das Proteoglykan-Kollgenfasernetzwerk, bis dieses allein die ganze Last trägt. Auf diese Art und Weise wird die feste Matrix für 100-200 Sekunden vor ca. 90% der Last bewahrt (Ateshian et al., 1994).

Die Druckfestigkeit hängt proportional vom Proteoglykangehalt (Athanasίου et al., 1995) und umgekehrt proportional vom Wassergehalt des Knorpels ab (Athanasίου et al., 1995). Auf eine Druckbelastung antwortet der Knorpel sofort mit einer elastischen Deformation, die von einem viskösen Kriechverhalten gefolgt wird (Arnold et al., 1978; Mow et al., 1980). Die Rückbildung zur Ausgangsform ist nur dann vollständig, wenn das Knorpelgewebe von Flüssigkeit einer bestimmten Ionenkonzentration (s.o.) umgeben ist (Mow et al., 1980). Diese viskoelastischen Eigenschaften sind wichtig für die Schmierung und Lastübertragung (Hayes und Bodine, 1978).

Nach Vorstellungen der kausalen Histogenese des mesenchymalen Stützgewebes (Pauwels, 1960) kann Gelenkknorpel nur da erhalten bleiben, wo es unter einer auf das Gelenk einwirkenden Druckkraft zur intermittierenden Deformation, „Walkung“, der Knorpelzellen kommt. Diese Deformation darf weder einen Maximalwert über- noch einen Minimalwert unterschreiten, da es sonst zur Differenzierung von Knochengewebe oder Faserknorpel kommt.

2.1.5 Bewegungen des Hüftgelenks – Myologie

Das Hüftgelenk wird durch seine oberflächlichen und tiefen Muskelgruppen stabilisiert. Gleichzeitig schränkt die Muskulatur aber die Beweglichkeit im Gelenk ein (Köppel, 1991), so dass nicht die volle Rotationsfreiheit eines Kugelgelenks genutzt werden kann (Tab. 2.1). Die wichtigsten Hauptbewegungen zur Fortbewegung stellen Flexion und Extension dar. Aber auch Ab- und Adduktionsbewegungen spielen eine wichtige Rolle im Bewegungsmuster des Hüftgelenks des Hundes.

Tab. 2.1: Durchschnittlicher Bewegungsumfang des Hüftgelenks

Autoren Bewegungsumfang	Newton (1985) (gemessen an 10 Mischlingshunden)	Vollmerhaus et al. (1994b)
Flexion	70-80°	} insgesamt 100-130°
Extension	80-90°	
Abduktion	70-80°	50-60°
Adduktion	30-40°	etwas geringer als Abduktion
Pronation	50-60°	} insgesamt 100°
Supination	80-90°	

Im Stand bildet das Hüftgelenk einen Winkel von 126° (109°-146°) beim DSH und 124° (116°-138°) beim Boxer (Lott, 1988).

Für die Bewegung des Hüftgelenks agieren nach Budras et al. (2000), Frewein (1994), Hermanson und Evans (1993), Liebich und König (2001), Manley (1993), Seiferle und Frewein (1992) folgende Muskelgruppen:

Die Glutaealmuskelgruppe bewirkt die Abduktion und wirkt somit während des Ganges dem Körpergewicht entgegen. Daneben hat sie noch die Funktion der Extension und der akzessorischen Einwärtsdrehung (Hermanson und Evans, 1993). Zu ihr gehören der M. gluteus superficialis, M. gluteus medius, M. piriformis und der M. gluteus profundus. Die Glutaeal- oder Kruppenmuskulatur entspringt an der Facies glutea ossis ilii bzw. am Kreuzbein und Lig. sacrotuberale. Sie inseriert an der Tuberositas glutea ossis femoris (M. gluteus superficialis) und am Trochanter major ossis femoris, wo sich eine kleine Bursa synovialis nahe der Ansatzstelle befindet (Hermanson und Evans, 1993).

Die tiefen Hüftgelenksmuskeln („kleine Beckengesellschaft“) repräsentieren eine Gruppe von Muskeln, die kaudal des Hüftgelenks liegen. Ihre Funktion ist die Auswärtsdrehung des Oberschenkels und Streckung des Hüftgelenks, mitunter auch die akzessorische Abduktion, je nach Stellung des Femurs. Dazu gehören der *M. obturatorius internus*, *M. obturatorius externus*, die *Mm. gemelli* und der *M. quadratus femoris*. Sie entspringen am Hüftbein nahe des *For. obturatum* bzw. am *Tuber ischiadicum* und inserieren in der *Fossa trochanterica ossis femoris*.

Die Adduktoren umfassen die medialen Oberschenkelmuskeln *M. gracilis*, *M. adductor magnus*, *M. adductor brevis*, *M. pectineus* und *M. obturatorius externus*. Sie entspringen in der Gegend der *Symphysis pelvina* und inserieren an der *Facies aspera ossis femoris* bzw. in der *Fascia cruris* (*M. gracilis*).

Die kaudale Oberschenkelmuskulatur, zu der der *M. biceps femoris*, *M. semitendinosus* und *M. semimembranosus* gehören, stellt neben der *Glutaealmuskelgruppe* die Strecker des Hüftgelenks. Der Ursprung der kaudalen Oberschenkelmuskulatur liegt am Sitzbein und am *Lig. sacrotuberale*. Sie haben ihren Ansatz distal des Kniegelenks in der *Fascia cruris* und an der *Tibia*. Der *M. semimembranosus* setzt sowohl am *Condylus medialis ossis femoris* als auch am *Condylus medialis tibiae* an. Der *M. semitendinosus* und der *M. semimembranosus* haben neben einer Extensionsfunktion auch eine Abduktionswirkung im Hangbein.

Zu den Flexoren des Hüftgelenks gehören der *M. sartorius*, *M. tensor fasciae latae*, *M. iliopsoas*, *M. articularis coxae* und *M. rectus femoris*. Der *M. sartorius* entspringt am *Tuber coxae* und der *Crista iliaca* und inseriert in der *Fascia cruris* und an der *Crista tibiae*. Der *M. tensor fasciae latae* entspringt ebenfalls am *Tuber coxae* und inseriert in der *Fascia cruris*. Der *M. iliopsoas* hat seinen Ursprung an den letzten Lendenwirbeln und Rippen bzw. am *Os Ilium*, zieht durch die *Lacuna musculorum* zum Oberschenkel und setzt dort am *Trochanter minor* an. Der *M. rectus femoris* ist ein Anteil des großen *M. quadriceps femoris*. Er entspringt am Darmbein und hat seinen Ansatz an der *Tuberositas tibiae*.

2.2 Biomechanik des kaninen Hüftgelenks

Die Literatur zur Biomechanik des kaninen Hüftgelenks begrenzt sich auf eine überschaubare Anzahl von Artikeln. Theoretische Modelle (Arnoczky und Torzilli, 1981; Prieur, 1980) und Ganganalysen (Dueland et al., 1977) beschäftigen sich mit der Verteilung der vertikalen und horizontalen Kräfte. Nach wie vor nimmt der Artikel von Prieur (1980) eine zentrale Stellung in der Diskussion der Belastung des Hüftgelenks ein. In ihm finden sich die wichtigsten Umsetzungen von Pauwels Grundlagen der Biomechanik der menschlichen Hüfte (Pauwels, 1973) für den Hund. Viele spätere Forschungsarbeiten bauen auf seinen Grundlagen auf.

2.2.1 Statische Belastung der Hintergliedmaße

Funktionell gesehen ist das Hüftgelenk ein Teil des Beckengürtels, dessen Hauptaufgabe es ist, den Vorwärtsschub während der Bewegung von der Hintergliedmaße über die Verbindung im straffen Iliosakralgelenk auf die Wirbelsäule zu übertragen (Budsberg et al., 1987; Köppel, 1991; Seiferle und Frewein, 1992). Die Hintergliedmaßen sind als Stemm- und Wurfhebelwerk für die Vorwärtsbewegung konstruiert. Sie sind daher stärker gewinkelt und bemuskelt als die Vordergliedmaßen (Seiferle und Frewein, 1992).

Die Hinterhand trägt im Stand nur ca. 30% (Küpper, 1980; Prieur, 1980) bis 40% (Köppel, 1991) des Körpergewichts, in Abhängigkeit von der Lage des Körperschwerpunkts (Abb. 2.6). Je weiter kaudal sich der Schwerpunkt befindet, desto mehr Körpergewicht lastet auf der Hintergliedmaße. Die Lage des Schwerpunkts unterliegt rassetypischen Schwankungen. Zu den stark vorderlastigen Rassen gehören Boxer, Greyhound und Whippet, bei welchen ca. 76-79% des Körpergewichts auf der Vordergliedmaße liegen. Bei weniger vorderlastigen Rassen wie Rottweiler, Pudel, Schäferhund, Dobermann, Deutsch Drahthaar und Terrier wird die Vordergliedmaße mit nur 58-68% belastet. Auch bei übergewichtigen Tieren verlagert sich der Schwerpunkt nach kaudal (Larché, 1962).

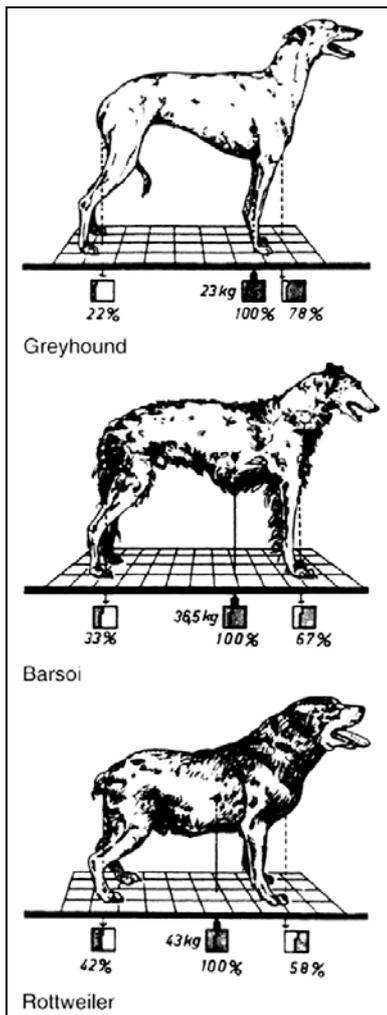


Abb. 2.6: Rasseabhängige Lage des Schwerpunkts und die davon abhängige Verteilung der Körperlast auf Vorder- und Hinterhand (Abb. nach Larché, 1962).

2.2.2 Dynamische Belastung des Hüftgelenks

Bei der Lokomotion werden die Gelenke einer Hintergliedmaße gestreckt und deren Abstemmen gegen den Boden eingeleitet. Der bodenwärts gerichtete Druck wird in einen nach vorne gerichteten Schub umgewandelt, der sich über das Becken und das Iliosakralgelenk auf den Rumpf überträgt. Der Körperschwerpunkt erfährt eine Verschiebung. Die Hintergliedmaße, die den Schub ausgelöst hat, schwingt nach vorne, während die diagonale Vordergliedmaße sich vom Boden abhebt (Seiferle und Frewein, 1992). Die auf das Hüftgelenk wirkende Kraft in der Bewegung ist ungleich größer als im Stand.

Die Kräfte, die auf das Hüftgelenk wirken, können in eine vertikale und eine horizontale Komponente unterteilt werden. Der vertikale Anteil ist überwiegend

bedingt durch die Gewichtskraft, der horizontale Anteil repräsentiert zum größten Teil die vorwärtstreibende Kraft (Dueland et al., 1977; Prieur, 1980).

Ganganalysen des Hundes ergaben, dass die Hintergliedmaßen auch in der Bewegung höchstens 40% des Körpergewichts tragen (Budsberg et al., 1987; Page et al., 1993). Biokinematische Untersuchungen ermittelten die Gelenkwinkelstellung und Phasen des Ganges (Adrian et al., 1966; Allen et al., 1994; De-Camp et al., 1993). Biokinetische Studien bestimmten die Bodenreaktionskräfte (Budsberg et al., 1987; Dueland et al., 1977; Hutton et al., 1969). Dabei wurden mittels Bodenkraftmessplatten die Richtung und Größe der Kraft während des Auffußens der Gliedmaßen ermittelt.

In kombinierten Ganganalysen zeigte sich, dass die dynamische Belastung während des Ganges dann am größten ist, wenn die Last während der mittleren Standbeinphase auf nur einem Hinterbein liegt. Die entstehenden Bodenreaktionskräfte geben einen ersten Eindruck der Belastung der Gliedmaße. So wurden beispielsweise während des Schrittes Bodenreaktionskräfte in Höhe des 0,8fachen Körpergewichts (Hutton et al., 1969) ermittelt. Die Belastung nimmt mit zunehmender Geschwindigkeit bis zum 1,1fachen des Körpergewicht zu (Dueland et al., 1977). Unter klinischen Gesichtspunkten geben vor allem prä- und postoperative Ganganalysen wertvolle Hinweise auf den Erfolg von orthopädischen Eingriffen (Dogan et al., 1989; Dueland et al., 1977; Hutton und England, 1969; Off und Matis, 1997a; Off und Matis, 1997b).

Ganganalysen mit instrumentierten Hüftendoprothesen (Bergmann et al., 1984; Page et al., 1993) lieferten direkte Daten zur Größe und Richtung der Kräfte, die auf das Hüftgelenk wirken. Mit diesen speziellen Endoprothesen und gleichzeitiger Analyse der Bodenreaktionskräfte ist es möglich, die Belastung im Hüftgelenk für die verschiedenen Phasen des Ganges in vivo zu ermitteln. Da dies jedoch ein aufwendiges invasives Verfahren darstellt, eignet sich diese Art der Untersuchung nicht für weiterführende Fragestellungen.

Ein zweiter Ansatz ist daher, die Kräfte im Hüftgelenk theoretisch über zweidimensionale (Arnoczky und Torzilli, 1981; Badoux und Hoogeveen, 1976; Prieur, 1980; Weigel und Wasserman, 1992) und dreidimensionale (Shahar und

Banks-Sills, 2002) Modelle zu berechnen. Aus Längen- und Winkelmaßen der beteiligten Strukturen lassen sich durch Vereinfachungstechniken die Größe und Richtung der Hüftgelenkskräfte berechnen. Darüber hinaus existieren ausführliche morphometrische Studien, die Muskellängen (Badoux und Hoogeveen, 1976; Shahar und Milgram, 2001) und Winkelungen am proximalen Femurende und der Hüftpfanne (Löer, 1999; Mahringer, 1991; Montavon, 1992; Schawalder et al., 1996; Sterchi, 1980) im Hinblick auf ihre biomechanische Eigenschaften untersuchten.

2.2.2.1 Größe der Gelenkresultierenden R

Die Gelenkresultierende R bei der Fortbewegung ist der Summenvektor aus vertikaler, transversaler und horizontaler Kraftkomponente. Sie setzt sich zusammen aus äußerer Belastung und inneren Muskelkräften. Dies sind die Last des zu tragenden Körperanteils und die Kräfte der Hüftgelenksmuskeln (Pauwels, 1965). R verläuft durch den Drehpunkt des Hüftgelenks und presst den Kopf in die Pfanne.

Die Kräfte, die auf das Hüftgelenk wirken, hat Prieur (1980) in einem vereinfachten zweidimensionalen Modell berechnet. Dabei macht er die Belastung des Hüftgelenks nicht nur abhängig vom Körpergewicht, sondern auch von der Länge der Hebelarme am Hüftgelenk und von der Beschleunigung des Hundes.

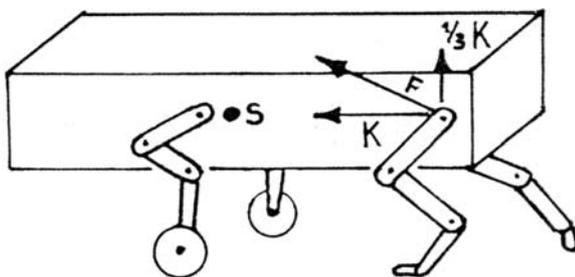


Abb. 2.7: Horizontale und vertikale Kräfte, die durch die Last des Körpergewichts (K) auf das Hüftgelenk wirken, F = Summenvektor (Abb. nach Prieur, 1980).

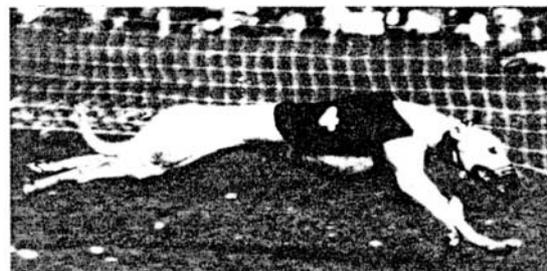


Abb. 2.8: Beim schnellen Galopp ist die Kraft überwiegend horizontal gerichtet (Abb. nach Prieur, 1980).

Die Gliedmaßen werden während des Ganges abwechselnd außerhalb des Körperzentrums belastet. Dadurch entsteht durch die einseitige Last des Körpergewichts medial des Hüftgelenks ein Drehmoment am Becken. Um den Körperschwerpunkt im Gleichgewicht zu halten, muss nach den Grundprinzipien zur Erhaltung des Gleichgewichts der Kräfte (Pauwels, 1973) lateral eine Muskelkraft entgegengesetzt werden. Dies ist Aufgabe der Hüftabduktoren, vor allem der Glutaealmuskulatur, die am Trochanter major ansetzt. Die Strecke zwischen Trochanter major und dem Femurkopfbereich entspricht der Länge des Hebelarms der Glutaealmuskeln. Der Abstand zwischen Femurkopfbereich und der Körperachse stellt den Hebelarm des entstehenden Drehmoments dar (Abb. 2.9); dieser ist ca. 2- bis 3-mal länger. Die Kraft, die auf den Femurkopf einwirkt, ist die Summe der Kräfte der Hebelarme. Da der mediale Hebelarm mindestens doppelt so lang ist wie der laterale, muss die Muskelkraft auch mindestens doppelt so groß sein (zweifaches Körpergewicht), um das Gleichgewicht zu halten.

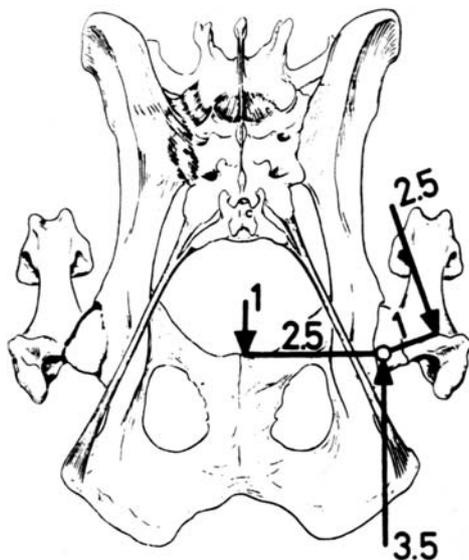


Abb. 2.9: Darstellung der Hebelarme des Hüftgelenks, die Priour zur Berechnung der Größe der Belastung im Hüftgelenk verwendet; sie haben einen gemeinsamen Drehpunkt im Femurkopfbereich, die Kraft, die auf den Femurkopf einwirkt entspricht dem 3- bis 4fachen Körpergewicht (Abb. nach Priour, 1980).

Die Drehpunkte beider Hebelarme setzen im Zentrum des Femurkopfes an. Daher entspricht die Kraft, die auf diesen einwirkt, einem Vielfachen des Körpergewichts. Die Belastung des Hüftgelenks kann je nach Rasse das 3- bis 4fache des Körpergewichts betragen. Bei einem 30 kg schweren Hund wirkt auf

den Femurkopf z.B. eine Kraft von ungefähr 90 kg, wenn nur eine Hintergliedmaße belastet ist (Prieur, 1980).

Bei Beschleunigung des Körpers werden die im Hüftgelenk auftretenden Kräfte zusätzlich vergrößert (Prieur, 1980). Dies lässt sich durch folgende Gleichung erklären:

$$F = \frac{\text{Masse} \times \text{Weg}}{\text{Zeit}^2}$$

Bei einem Hund von 30 kg Körpergewicht, der z.B. mit 2 m/s² beschleunigt, vergrößert sich die Belastung des Hüftgelenks auf 180 kg. Hierbei treten Kräfte auf, die einem Vielfachen des Körpergewichts des Hundes entsprechen (Prieur, 1980).

Auch Arnoczky und Torzilli (1981) kamen zu dem Ergebnis, dass das Hüftgelenk größeren Kräften als dem einfachen Körpergewicht ausgesetzt ist. Basierend auf dem Prinzip des Gleichgewichts der Kräfte im Hüftgelenk berechneten sie in einem vereinfachten zweidimensionalen geometrischen Modell eine Kraft in Höhe des 1,5 fachen Körpergewichts, die während der dreibeinigen Standphase auf das belastete Hüftgelenk einwirkt. Die Hüftgelenkskraft wird darüber hinaus vermehrt durch verkleinerte Hebelarmlängen bei einem vergrößerten Halsschaftwinkel oder durch eine zusätzliche Abduktion der Gliedmaße. Grundlagen für das Modell waren anatomische Daten von Messungen aus einer Röntgenaufnahme eines Beckens und Femurs, die in Hebelarme und Momente umgerechnet wurden (Abb. 2.10 und Abb. 2.11). Das Modell ist beschränkt auf eine zweidimensionale Analyse der Kräfte in der Transversalebene, in der Ab- und Adduktionskräfte während der dreibeinigen Standphase des Ganges wirken.

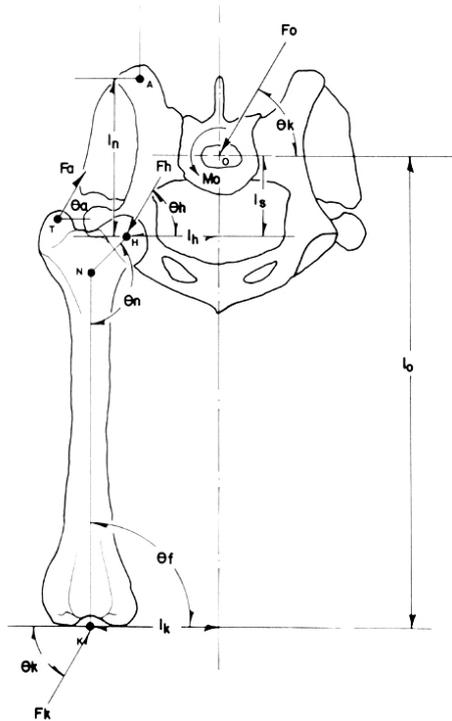


Abb. 2.10: Schemazeichnung auf Basis einer Röntgenaufnahme, aus welcher Abstände und Winkel gemessen wurden (Abb. nach Arnoczky und Torzilli, 1981).

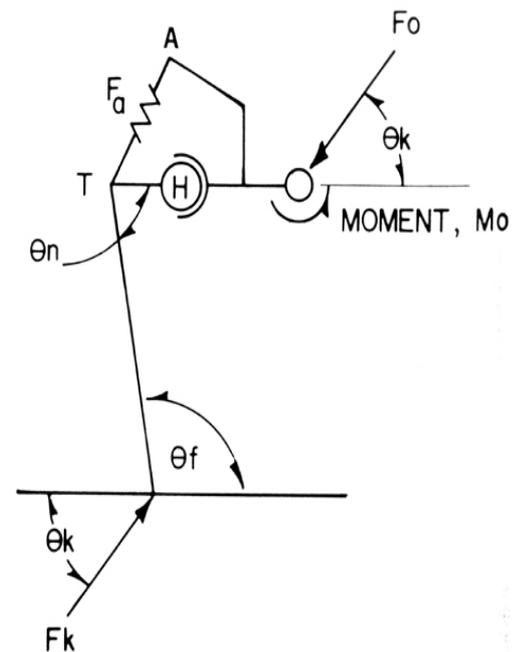


Abb. 2.11: Vereinfachtes Schema des Beckens und Femurs zur Darstellung der Kräfte, die am Hüftgelenk wirken; A Ilium, Fa Abduktoren, H Femurkopf, T Trochanter, θ_n Halschaftswinkel, θ_f Adduktion des Femurs, Fk Bodenreaktionskraft am Knie (Abb. nach Arnoczky und Torzilli, 1981).

Dieses Modell wurde von Weigel und Wasserman (1992) weiterentwickelt, indem der Zusammenhang von Bewegung, Beschleunigung, Körpergewicht und Muskelzug auf die Größe der horizontalen und vertikalen Hüftgelenkskräfte demonstriert wird. Sie zeigten, dass sich die Belastung des Hüftgelenks durch eine lineare Beschleunigung und Winkelbeschleunigung vergrößert.

In einer kürzlich veröffentlichten Studie (Shahar und Banks-Sills, 2002) wurden die Hüftgelenkskräfte in einem dreidimensionalen mathematischen Modell der Hintergliedmaße des Hundes über Vereinfachungskriterien näherungsweise berechnet. Diese Berechnungen basierten auf Daten, die in einer früheren Untersuchung ermittelt wurden (Shahar und Milgram, 2001). Dies waren Muskel-länge, physiologische Querschnitte, Insertions- und Ansatzstellen der Muskeln,

Hebelarme und Gelenkwinkel. Die Kraft, die auf das Acetabulum einwirkt, wird hier mit Werten zwischen dem 0,73- und 1,04fachen Körpergewicht in der mittleren dreibeinigen Standphase des langsamen Ganges angegeben.

In einer Messung der Kräfte im Hüftgelenk mittels instrumentierter Prothesen in Kombination mit kinematischen Untersuchungen, wurden die Größe und Richtung der Kräfte auf das Hüftgelenk direkt in vivo ermittelt (Page et al., 1993; Bergmann et al., 1984).

Page et al. (1993) maßen für die Resultierende in der mittleren Standbeinphase im langsamen Schritt bei 1ms^{-1} einen Wert in Höhe des 1,65fachen Körpergewichts. Bergmann et al. (1984) ermittelten mit derselben Methode allerdings geringere Werte entsprechend dem 0,5- bis 0,8fachen Körpergewicht. Dies ist darauf zurückzuführen, dass der Einsatz der Prothesen einen erheblichen Eingriff darstellt, von dem sich die Tiere erholen müssen. Bei Page hat nur ein Hund von vieren die Gliedmaße postoperativ annähernd stark wie die gesunde Gliedmaße belastet. Bei Bergmann belastete kein Hund die Gliedmaße vollständig (gemessen mit Bodenkraftmessplatten).

2.2.2.2 Richtung der resultierenden Kraft R

Angaben zur Richtung des Kraftvektors der Resultierenden R in der mittleren Standbeinphase des langsamen Schritts finden sich bei den bereits oben genannten Arbeiten von Bergmann et al. (1984), Page et al. (1993) und Shahar und Banks-Sills (2002). Dabei stimmen trotz unterschiedlicher Methoden (instrumentierte Endoprothesen und dreidimensionales mathematisches Modell) die ermittelten Werte gut überein. Der Nettokraftvektor der Resultierenden R verläuft nach ventral, kaudal und lateral (Abb. 2.12 und Abb. 2.13). Er bildet einen Winkel von 30° nach ventral in Relation zur Femurhals-(z)-Achse (Kegelswinkel Φ) und 20° nach kaudal in Relation zur x-y-Ebene (Polarwinkel θ) (Page et al., 1993). Ähnliche Winkel wurden bei Bergmann et al. (1984) und Shahar

und Banks-Sills (2002), allerdings unter Bezugnahme auf unterschiedliche Koordinatensysteme, beschrieben.

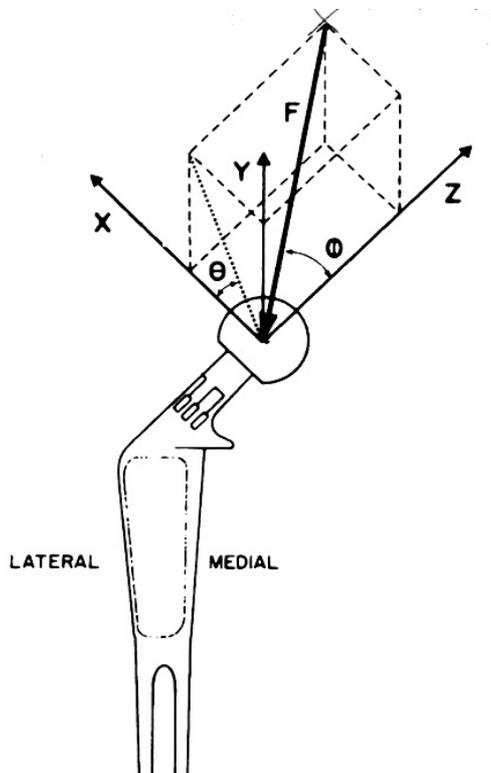


Abb. 2.12: Richtung der Resultierenden (F), dargestellt an einem rechten Femurkopf (Abb. nach Page et al., 1993); nähere Beschreibung siehe Text.

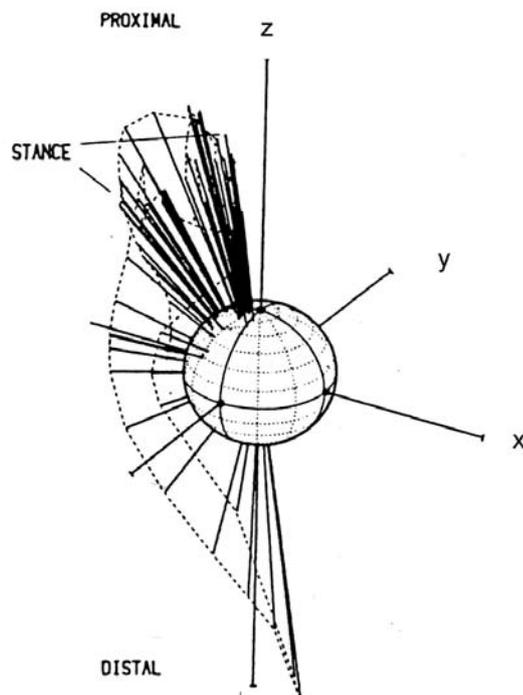


Abb. 2.13: Richtung von R auf den Kopf der Hüftendoprothese während eines Gangzyklus im langsamen Schritt, R bildet einen Winkel von 20° zur Femurlängsachse (Abb. nach Bergmann et al., 1984).

2.2.2.3 Hüftgelenkwinkel

Die Winkelung im Hüftgelenk in der mittleren Standbeinphase des Ganges beim Hund wurde in kinematischen Untersuchungen ermittelt. Das Femur befindet sich in der mittleren Standbeinphase des Ganges in einem Flexionswinkel von 110° in Bezug zum Becken in der Sagittalebene, in einem Abduktionswinkel von 105° zum Beckenboden in der Transversalebene und einem Innenrotationswinkel von 0° bezogen auf die Femurlängsachse (Page et al., 1993; vgl. Adrian et al., 1966; Bergmann et al., 1984; Shahar und Banks-Sills, 2002).

2.2.3 Lastübertragung und Druckverteilung an der Gelenkfläche

In einem theoretischen Modell von Badoux und Hoogeveen (1976) wurde die Belastung der Gelenkfläche durch eine geometrische Analyse des Acetabulum und ganganalytische Untersuchungen ermittelt. Dabei vermuteten sie, dass eine exzentrische Lasteinwirkung im Hüftgelenk eine entscheidende Rolle in der Entstehung der Hüftgelenkdysplasie spielt.

Die geometrische Form des Acetabulum unterscheidet sich bei juvenilen und adulten Hunden. Bei juvenilen Hunden ist das Acetabulum oval geformt (Abb. 2.14 A), so dass bei Artikulation mit dem Femurkopf eine Inkongruenz vor allem im dorsalen Bereich vorhanden ist, die erst unter Belastung ausgeglichen wird. Die Form des Acetabulum des adulten Tiers ist rund und exakt kongruent (Abb. 2.14 B). Bei dysplastischen Acetabula fanden sie eine ähnlich ovale Form und schlossen daraus, dass dies die Form eines im Wachstum zurückgebliebenen juvenilen Acetabulum darstellt. Der schlechte Kontakt im dorsalen Bereich der Pfanne führt dabei langfristig aufgrund fehlender Stimulation des Knorpels zu einer Degeneration und Abflachung (Abb. 2.14 C).

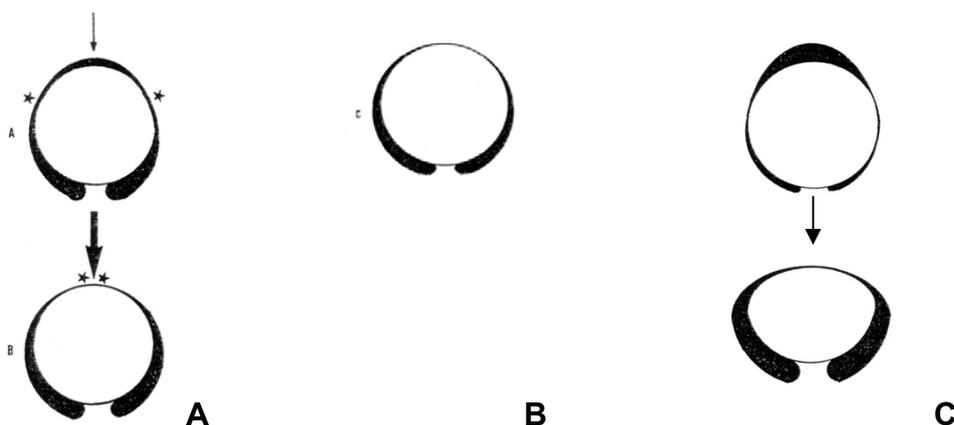


Abb. 2.14: Formen des Acetabulum, Transversalschnitt; A geringfügig inkongruentes Hüftgelenk beim jugendlichen Hund, erst unter Belastung wird auch das Pfannendach zur Artikulationsfläche; B Acetabulumform eines adulten Hundes; C Entwicklung der Hüftgelenkdysplasie; aus der inkongruenten jugendlichen Acetabulumform entwickelt sich die dysplastische Form durch die dauerhafte Nicht-Belastung des Pfannendachs; * = druckbelastete Stellen (Abb. nach Badoux und Hoogeveen, 1976).

Prieur (1980) beschreibt die Verteilung des Belastungsdrucks auf der Gelenkfläche mit der allgemein gültigen physikalischen Formel, die Druck als Kraft pro Flächeneinheit definiert:

$$\text{Druck} = \frac{\text{Kraft}}{\text{Fläche}}$$

Aufgrund der Kongruenz der Gelenkknorpelflächen wird der Druck gleichmäßig über eine möglichst große Fläche der Gelenkflächen übertragen (Abb. 2.15). So beträgt beispielsweise der Druck auf einer Gelenkfläche von 1,5 cm² im Hüftgelenk eines 30 kg schweren Hundes 120 kg/cm² (Prieur, 1980).

Wird die Kongruenz der Gelenkflächen verloren, entstehen Belastungsspitzen, da die Belastungsfläche verkleinert wird und somit der Druck steigt (Abb. 2.15). Die Folge sind eine Strapazierung des Gewebes und die Entstehung der Koxarthrose.

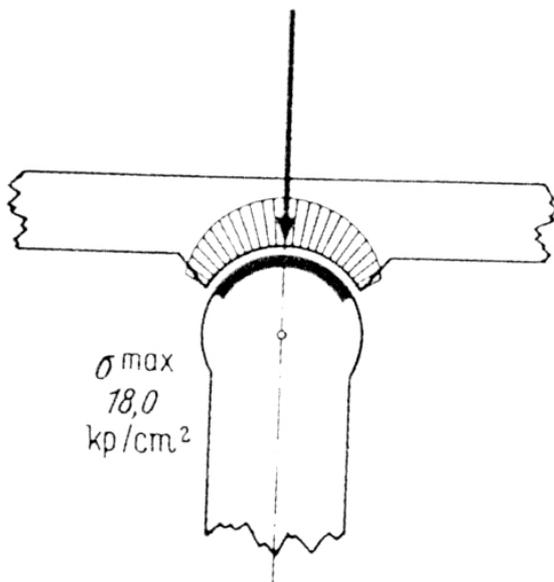


Abb. 2.15: Druckverteilung in einem gesunden Gelenk (Abb. nach Pauwels, 1973).

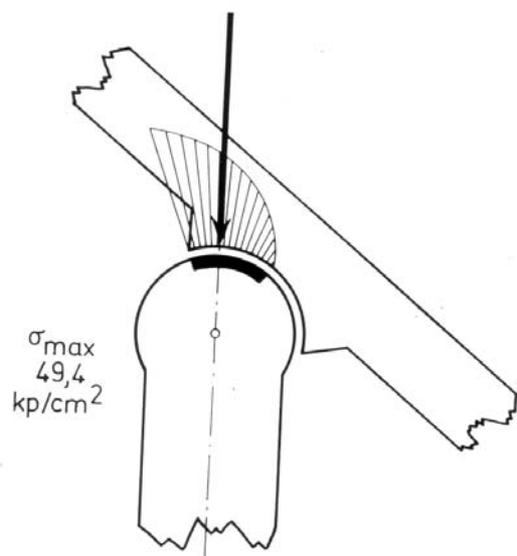


Abb. 2.16: Exzentrische Druckverteilung in einem subluxierten Gelenk (Abb. nach Pauwels, 1973).

Spannungsverteilung über Kugelgelenkflächen

Die Druckübertragung zwischen zwei Gelenkflächen ist nur durch Kraftvektoren möglich, die senkrecht zur Gelenkoberfläche stehen. Kummer (1968) zeigte, dass die druckübertragende Fläche in einem idealen Kugelgelenk nicht identisch ist mit der Kontaktfläche. Bei seiner Belastung ist selbst bei zentrischer Einwirkung des Kraftvektors die Spannungsverteilung im Gelenkknorpel nicht gleichmäßig (Kummer, 1968), sondern sie nimmt zum Durchstoßpunkt der Wirkungslinie der Kraft zu und nach den Rändern hin ab (vgl. Molzberger, 1973).

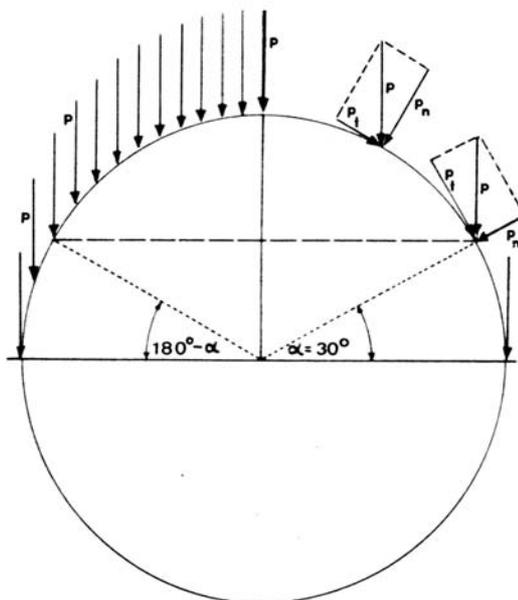


Abb. 2.17: Übertragung von Kräften über Kugelgelenkflächen; es werden nur Kräfte übertragen, die senkrecht zur Oberfläche auftreffen; die Resultierende R kann in gleichgroße parallele Teilkräfte p zerlegt werden, p_n ist die senkrechte Komponente von p , p_t ist die zur Gelenkfläche parallel verlaufende Komponente (Abb. nach Kummer, 1968).

„Die Beanspruchung des Gelenks ist durch die Größe der von einer Gelenkfläche auf die andere übertragenden Normalkräfte charakterisiert. Diese Flächenkräfte rufen im beanspruchten Material Deformationswiderstände hervor: die Spannungen“ (Kummer et al., 1987).

Die Basis von Kummers theoretischem Modell ist ein ideal kongruentes Kugelgelenk aus nicht deformierbarem Material. Der Gelenkkopf wird von einer halbkugeligen Pfanne umschlossen. Die Spannungsverteilung über die Gelenkoberfläche ist abhängig von der Richtung der Gelenkresultierenden und ihrer Lage innerhalb der Kontaktfläche. Das Modell teilt die Resultierende R in viele parallele Kraftvektoren auf. Trifft die Resultierende R am Pol auf, so wird die gesam-

te Halbkugelfläche belastet und die Spannungen symmetrisch verteilt. An der Kontaktfläche können nur Kräfte übertragen werden, die senkrecht zur gewölbten Gelenkoberfläche stehen (Abb. 2.17).

Trifft die Resultierende R außerhalb des Gelenkpols auf, liegt sie nicht mehr zentral und die Teilkräfte sind ungleich verteilt. Mit zunehmender exzentrischer Lage von R steigen die Spannungen gegen den Pfannenrand, die tatsächlich tragende Gelenkfläche nimmt stetig ab, da der Anteil der Teilkräfte geringer wird, die senkrecht zur Gelenkoberfläche stehen (Kummer et al., 1987).

2.2.4 Torsion des Os femoris

Der Grad der Torsion des Femurhalses nach kranial wird mit dem sog. Antetorsionswinkel (ATW) angegeben (Abb. 2.18). Er wird zwischen der Femurkondylenebene und der Achse des Femurhalses in der Transversalebene gemessen (Schawalder und Sterchi, 1981a).

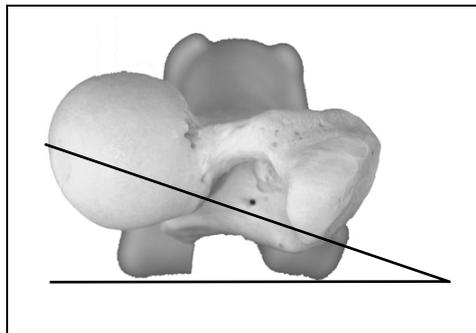


Abb. 2.18: Antetorsionswinkel am rechten Os femoris.

Bei der Messung der Femurtorsion anhand von Femurpräparaten wurden durchschnittliche Werte zwischen $5,4^\circ$ (Dueland, 1980) und 10° (Riser, 1973a; Riser et al., 1985) ermittelt. Mahringer (1991) maß an 105 mazerierten Femora mit dem Riedschen Messbrett, Ansteckgoniometer und Tasterzirkel einen Antetorsionswinkel von durchschnittlich $33^\circ \pm 8,66^\circ$. Dabei ermittelte er Minimalwerte von 0° und einen oberen Grenzwert von 45° .

Bei der Messung der Femurtorsion am Röntgenbild bewegt sich der ATW zwischen Werten von 12° bis 40° mit mittleren Werten von 27° (Nunamaker et al., 1973). Mit der indirekten Messung anhand einer biplanaren Röntgenmethode wurden Winkel zwischen 18° bis 47° (Montavon, 1985) bestimmt mit Mittelwerten von 31° bis 33° (Bardet, 1983; Montavon, 1985; Montavon, 1992; Schawalder und Sterchi, 1981a; Schawalder und Sterchi, 1981b; Sterchi, 1980). Als pathologisch werden Werte unter 18° (26°) und über 42° (48°) beim DSH (Berner Sennenhund) angegeben. Normalwerte des ATW liegen zwischen 24 - 36° (Schawalder und Sterchi, 1981a).

Mit einer neuen, computertomographischen Methode, die es ermöglicht, die Femurtorsion lagerungsunabhängig anhand von CT-Schnittbildern rechnerisch zu ermitteln, wurden Antetorsionswinkel zwischen durchschnittlich $33,8^\circ$ (19 - 50°) für große Rassen und $33,2^\circ$ (17 - 49°) für kleine Rassen gemessen (Löer, 1999).

Der Vorteil dieser Methode besteht in der Eliminierung von lagerungsbedingten Messfehlern, was besonders für die Praxis von Bedeutung ist. Es werden Schichtaufnahmen durch die Knochenenden angefertigt und der ATW anhand genau festgelegter anatomischer Punkte im dreidimensionalen Koordinatensystem mit einem dafür entwickelten Computerprogramm berechnet. Einzige Voraussetzung beim indirekten computertomographischen Verfahren ist die parallele Lagerung der Schaftachse zur Längsachse des Untersuchungstisches. Der Grad der Eindrechung oder Streckung der Gliedmaße bleibt ohne Bedeutung, da dies rechnerisch durch Bestimmung der Schaftachse aus 2 anatomischen Fixpunkten (Halsbasismittelpunkt und distaler Schaftschnitt) korrigiert werden kann. Für die Berechnung des ATW benötigt das Computerprogramm 3 Bezugsachsen im Raum. Diese sind die Schaftachse, die Femurhalsachse und die Kondylenachse, die sich jeweils aus der Verbindung zweier Fixpunkte ergeben. Daher ist die Ermittlung von 5 anatomischen Fixpunkten notwendig. Diesen anatomischen Punkten kann der Computertomograph jeweils eine x- und y-Koordinate zuordnen. Die z-Koordinate ergibt sich aus der Tischposition.

Die Abhängigkeit des ATW von Alter, Rasse oder Geschlecht wird unterschiedlich beschrieben. Detaillierte Ausführungen dazu finden sich an anderer Stelle (Bardet, 1983; Hauptman und Butler, 1980; Löer, 1999; Mahringer, 1991; Montavon, 1992; Riser, 1973a; Schawalder und Sterchi, 1981a; Sterchi, 1980).

Biomechanische Überlegungen zur Torsion des Os femoris

Bei einem vergrößerten Antetorsionswinkel und Coxa valga ist der Hebelarm zwischen dem Zentrum des Femurkopfes und dem Trochanter major verkürzt. Daher wird der Druck, der auf den Femurkopf im Acetabulum wirkt größer (Arnoczky und Torzilli, 1981; Prieur, 1980) und die Entstehung von degenerativen Hüftgelenkerkrankungen begünstigt.

Ein vergrößerter ATW wurde von Montavon (1985) und Nunamaker (1974) mit der Entstehung von degenerativen Hüftgelenkerkrankungen in Verbindung gebracht, an anderer Stelle jedoch nicht (Schawalder et al., 1996). Der ursächliche Zusammenhang zwischen einem vergrößerten ATW und der Entwicklung der Hüftgelenkdysplasie (HD) wird ebenfalls kontrovers beurteilt. Während einige Autoren einen solchen Zusammenhang finden (Dueland, 1980), sehen andere keinen direkten Zusammenhang zwischen vergrößertem ATW und der HD (Hauptman et al., 1985; Riser und Shirer, 1966; Schawalder et al., 1997).

2.3 Morphologische und biomechanische Parameter

2.3.1 Physiologische Inkongruenz von Gelenken

Die Hauptverlaufsrichtung der Kollagenfasern, die Verteilung der Knochendichte und die Verteilung der Druckmaxima auf Gelenkflächen zeigten, dass der konkave Anteil von Gelenken mit einer tiefen Pfanne nicht nur auf Druck, sondern maßgeblich auch auf Zug beansprucht wird. Dies spricht für ein Aufbiegen der konkaven Gelenkpfanne unter Belastung.

Eckstein et al. (1995a, 1997b) etablierten in der Humanmedizin den Begriff der „konkaven Inkongruenz“ von Gelenken, der bedeutet, dass die Gelenkpfanne in konkaven Gelenkanteilen tiefer als nötig gebaut ist, um den konvexen Gelenkpartner aufzunehmen. Beim menschlichen Hüftgelenk ist das Acetabulum tiefer gebaut als es nötig wäre, um den Hüftgelenkkopf aufzunehmen (Bullough et al., 1968; Eckstein et al., 1997c; Tillmann, 1971; Tillmann, 1978a). Der Aufbau des Hüftgelenks ist vergleichbar mit einer Kugel, die in einen gotischen Bogen gedrückt wird (Bullough et al., 1968).

Die resultierende Hüftgelenkskraft wird initial über kleine periphere Kontaktflächen übertragen. Aber erst bei größeren Belastungen wird die Hüftgelenkpfanne aufgedehnt und der Hüftgelenkkopf vollends in die Pfanne gedrückt. Die druckübertragenden Flächen vergrößern sich in Richtung auf die Gelenkmitte unter vermehrter Aufspreizung des konkaven Acetabulum. Der Druck trifft somit nicht unmittelbar auf eine plane Artikulationsfläche auf, sondern wird im Gelenk gleichmäßig und in tiefere Schichten des Hüftknochens verteilt. Punktuelle Druckspitzen, wie sie zentral in kongruenten Gelenken auftreten, werden vermieden (Abb. 2.19).

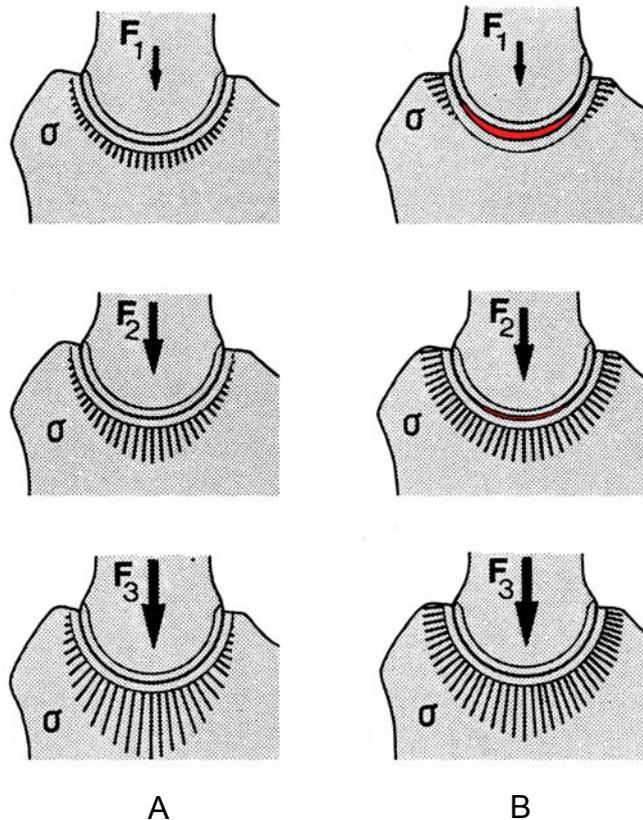


Abb. 2.19: Belastungsschema für das kongruente Gelenk (A) und das physiologisch inkongruente Gelenk (B) unter geringer Belastung F_1 , und steigender Belastung F_2 , F_3 ; die Verteilung des Drucks im physiologisch inkongruenten Gelenk ist gleichmäßiger und ohne lokale Druckspitzen im Gegensatz zum kongruenten Gelenk (Abb. nach Eckstein et al., 1993).

Von biomechanischer Sicht aus, ist dies eine sinnvolle Einrichtung, die garantiert, dass das Hüftgelenk ein Leben lang den enormen Belastungen standhält. Dabei werden vor allem auch die Randbereiche in die Belastung miteinbezogen. Dies ist nicht der Fall in einem kongruenten Kugelgelenk (Abb. 2.19 A), da sich hier der Druck vor allem zentral ausbreitet (Eckstein et al., 1994b). Ein geringgradig inkongruentes Gelenk ist also entgegen der herkömmlichen Auffassung nicht automatisch ein pathologisch verändertes Gelenk.

Die auf Zugbelastung ausgerichtete Struktur des Lig. transversum des Menschen bestätigt, dass Vorder- und Hinterhorn des Acetabulum unter der Belastung auseinandergedehnt werden, wenn der Femurkopf ins Acetabulum gepresst wird und somit die Inc. acetabuli aufdehnt. Das Lig. transversum spielt eine wichtige Rolle in der Aufrechterhaltung der natürlichen Inkongruenz (Löhe et al., 1996).

Das Phänomen der physiologischen Inkongruenz ist bei menschlichen Gelenken vielfach vertreten. Es wurde u.a. am menschlichen Hüftgelenk beobachtet (Afoke et al., 1980; Afoke et al., 1987; Bullough et al., 1973; Bullough et al., 1968; Eckstein et al., 1997a; Eisenhart-Rothe et al., 1997; Greenwald und O'Connor, 1971; Greenwald und Haynes, 1972; Müller-Gerbl et al., 1989; Müller-Gerbl et al., 1990; Müller-Gerbl et al., 1993c).

Auch beim Hund konnte bereits eine physiologische Inkongruenz für das Ellbogengelenk nachgewiesen werden (Dickomeit, 2002).

2.3.2 Spaltlinien

2.3.2.1 Knorpel­spaltlinien

Mittels der Spaltlinienmethode kann die Ausrichtung der Kollagenfaserbündel in der Tangentialfaserschicht des Gelenkknorpels makroskopisch sichtbar gemacht werden (Tillmann, 1978b). Letztere sind Ausdruck eines größeren Widerstands gegenüber einer Biegebeanspruchung in einer bestimmten Richtung. Das Spaltlinienmuster auf einer Gelenkfläche ermöglicht eine Aussage über die Spannungsverteilung und die Beanspruchung der jeweiligen Bereiche der Gelenkfläche. Der Verlauf der Spaltlinien ist für jede Gelenkfläche weitgehend konstant.

Die Spaltlinienmethode wurde am Gelenkknorpel erstmals von Hultkrantz (1898) angewandt. Schon 1898 hat er den Aufbau des Gelenkknorpels mit der mechanischen Beanspruchung in Verbindung gebracht. Er stellte in seiner Studie fest, dass die Reibung an den Gelenkenden zweier Knochen und der Druck, den sie aufeinander ausüben, gewisse mechanische Druck- und Zugbelastungen hervorrufen, gegen die der Knorpel eine Widerstandsfähigkeit aufweisen muss. Diese ist nicht nach allen Seiten gleich groß, sondern in der Richtung der stärkeren Beanspruchung zeigt der Knorpel auch eine größere Festigkeit. Die Richtung der größten Zugfestigkeit eines Gewebes lässt sich mittels der Darstellung der Spalttrichtungen feststellen. Ein Einstich in ein Gewebe mit einer runden Nadel hinterlässt selten ein kreisrundes Loch, sondern eine feine gera-

de Spalte. Das Gewebe trennt sich leichter in der Richtung, die am wenigsten widerstandsfähig gegen Zug ist. Es entsteht ein Riss, der senkrecht dazu verläuft und der Vorzugsrichtung der Kollagenfasern entspricht. Färbt man diese Spalten mit Tinte, Tusche oder Farbe, so ergibt sich ein für dieses Gewebe typisches Muster aus feinen Linien, die parallel gerade, in Wirbeln oder divergierend verlaufen. Diese stimmen in der Richtung mit der mikroskopischen Feinfaserverstruktur des Gewebes überein. Das entstehende Muster zeigt eine überraschende Konstanz und nur geringe individuelle oder altersbedingte Abweichungen am Knorpel.

Aus theoretischen Überlegungen heraus nahm Hultkrantz eine Zugspannung durch die Resultierende aus Reibung und Druck im Knorpel an. Die Ausrichtung der Kollagenfasern verstand er als Ausdruck der funktionellen Anpassung des Gelenkknorpels an seine mechanische Beanspruchung.

Benninghoff (1925b, 1925c) untersuchte die Verlaufsmuster der Spaltlinien im hyalinen Knorpel. Er postulierte, dass durch die Spaltlinien Dehnungsspannungen angegeben werden, die sich auf die Reibungsdeformation des Knorpels unter Belastung beziehen. Durch die zirkuläre Ausrichtung der Spaltlinien werden Druckpunkte auf der Knorpeloberfläche identifiziert. Es lassen sich ebenso faserig erweichte Bereiche finden, gerade in Knorpeln älterer Individuen, von welchen die Spaltlinien radiär auseinanderstreben. An diesen Stellen verhalten sich die Spaltlinien neutral in Form von runden oder sternförmigen Einstichen.

Pauwels (1959) zeigte durch einen spannungsoptischen Modellversuch am menschlichen Schulterpfannenknorpel, dass die Ausrichtung der Kollagenfaserbündel in der Tangentialfaserschicht des Gelenkknorpels ein „verkörpertes Spannungsfeld“ darstellt. Die kollagenen Fasern sind so angeordnet, dass sie bei der unter Belastung auftretenden Dehnung des Knorpelmaterials optimal Widerstand leisten können (Molzberger, 1973). Demnach wird der Gelenkknorpel nicht nur auf Druck, sondern auch auf Dehnung beansprucht. Der Vergleich von Spaltlinienmustern und spannungsoptischem Modellversuch zeigte, dass

sich für die gefundenen Spaltlinienmuster die zugehörigen Spannungstrajektorien experimentell erzeugen lassen (Molzberger, 1973).

Die Gelenkfläche wird charakterisiert durch die Lage attraktiver singulärer Punkte und repulsiver singulärer Punkte (Pauwels, 1959). Um einen attraktiven singulären Punkt laufen die Spaltlinien konzentrisch herum, wobei sie meist bogenförmig angeordnet sind. Attraktive singuläre Punkte entstehen an Orten höheren Drucks. An repulsiven singulären Punkten streben die Spaltlinien divergierend in 3 Richtungen auseinander. Repulsive singuläre Punkte entstehen an Orten niedrigerer Druckbelastung. Attraktive singuläre Punkte sind im spannungsoptischen Modellversuch stets mit repulsiven singulären Punkten kombiniert (Koneremann, 1971; Tillmann, 1973).

Des Weiteren charakteristisch sind faserknorpelige Erweichungen (Pauwels, 1959). Dies sind Bereiche, in denen sich keine Spaltlinien erzeugen lassen. Sie fallen in der Lokalisation mit der Lage der singulären attraktiven und repulsiven Punkte zusammen. Erklärt werden kann dieses Phänomen dadurch, dass sowohl an Orten unphysiologisch hoher Druckbelastung, als auch an Orten, an welchen der Erhaltungsreiz des Knorpelgewebes unterschritten wird, der Knorpel sich verändert (Molzberger, 1973; Pauwels, 1959). Die Erweichung oder das Verschwinden von Gelenkknorpel an repulsiven singulären Punkten stimmt mit Pauwels Theorie von der kausalen Histogenese überein. Knorpelverdünungen oder Knorpelerweichungen treten an Orten auf, die keiner oder geringer Belastung ausgesetzt waren und somit einen unzureichenden Erhaltungsreiz erfahren haben (Molzberger, 1973). Knorpelveränderungen in der Umgebung von attraktiven singulären Punkten resultieren aus unphysiologisch hohem Druck (Tillmann, 1978a).

Diese Ergebnisse konnten an weiteren Gelenkflächen der Gliedmaßen von Menschen bestätigt werden durch Untersuchungen am Talo-Navikulargelenk (Koneremann, 1971), am Hüftgelenk (Kummer, 1968; Meachim et al., 1974; Molzberger, 1973; Tillmann, 1973; Tillmann, 1978a) und Ellbogengelenk (Tillmann, 1978a).

2.3.2.2 Subchondrale Spaltlinien

Die subchondrale Knochenplatte ist die Knochenlamelle unterhalb der Gelenkknorpelfläche, die fest verschmolzen ist mit der tiefsten kalzifizierten Knorpelzone. Ihre Dicke liegt zwischen 120-1400 μm (Milz und Putz, 1994).

Ebenso wie die Spaltlinien des Gelenkknorpels, zeigen die Spaltlinien am entmineralisierten Knochen die Richtung an, in der der Zugwiderstand am größten ist (Benninghoff, 1925a). An der knöchernen Gelenkfläche selbst waren keine Spaltlinien zu erzeugen, sondern nur runde Löcher. Dies führte Benninghoff darauf zurück, dass von der verkalkten Knorpelzone, der tiefsten Zone des Gelenkknorpels, die Kollagenfasern senkrecht in den Knochen einstrahlen.

Schön et al. (1998) formulierten die Hypothese, dass sich vorhandene Zugspannungen im subchondralen Knochen von Gelenkflächen in Form einer Ausrichtung der Kollagenfasern in einer Hauptverlaufsrichtung nachweisen lassen. Da sich Binde- und Stützgewebe an seine mechanische Beanspruchung anpasst (Kummer, 1962; Pauwels, 1965; Pauwels, 1980; Wolff, 1892), kann man von der Struktur eines Gewebes auf seine längerfristige Belastung zurückschließen. Somit verkörpert die Kollagenfaserarchitektur eine funktionelle Anpassung des subchondralen Knochens an seine mechanische Zugbeanspruchung. Computersimulationen (Eckstein et al., 1997c) legten die Vermutung nahe, dass Zugspannungen im Gelenk durch eine Biegebeanspruchung bei der exzentrischen oder bizentrischen Druckübertragung in inkongruenten Gelenken die Druckbelastung um ein Vielfaches übersteigen (Schön et al., 1998). In einer Untersuchung der Spaltlinienmuster an der subchondralen Knochenplatte von menschlichen Ellbogen- und Kniegelenken konnten sie diese Hypothese bestätigen.

Vogt et al. (1999b) untersuchten die subchondralen Spaltlinien an menschlichen Hüft- und Schultergelenkspräparaten und konnten ebenso eine Zugspannung für diese beiden Gelenke indirekt über das Spaltlinienmuster nachweisen. Durch Kombination mit einer Untersuchung der druckübertragenden Flächen mittels drucksensitiven Films (Vogt et al., 1999b) konnte gezeigt werden, dass

die Zugspannungen durch eine bizenrische Druckverteilung (ventro-superior und dorso-superior) und somit durch eine Aufspreizung während der Belastung im Gelenk entstehen (Vogt et al., 1999a; Vogt et al., 1999b). Die Ausrichtung der Spaltlinien an der subchondralen Knochenplatte zeigen, dass der subchondrale Knochen von konkaven Gelenkflächen weniger durch Druckbelastung, sondern maßgeblich von Dehnungsspannungen geformt wird (Vogt et al., 1999a; Vogt et al., 1999b). Durch überwiegende Druckübertragung über die peripheren Anteile der Facies lunata (Afoke et al., 1987; Eisenhart-Rothe et al., 1997; Eisenhart-Rothe et al., 1999) wird das Acetabulum während der Belastung aufgebogen. An der subchondralen Knochenplatte von konvexen Gelenkpartnern wird keine Biegebeanspruchung erwartet. Daher ließen sich hier auch keine Spaltlinien erzeugen (Vogt et al., 1999a).

2.3.3 Dichtebestimmung der subchondralen Knochenplatte

Müller-Gerbl et al. (1989, 1990; 1992) haben die Methode der Computertomographischen Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) entwickelt, mit der die Verteilung der subchondralen Knochendichte einer Gelenkfläche am lebenden Patienten ermittelt werden kann. Die Knochendichte gibt indirekt Aufschluss über die individuelle Beanspruchungssituation im Gelenk. Aus aufbereiteten CT-Datensätzen wird die Dichte des subchondralen Knochens 1 mm unterhalb der Gelenkfläche bestimmt und mit Falschfarben belegt. Diese werden auf die rekonstruierte Gelenkfläche projiziert, wodurch Dichtekarten für die individuellen Gelenkflächen erhalten werden.

Am menschlichen Hüftgelenk durchgeführte Untersuchungen der Knochendichte mittels Röntgendensitometrie (Oberländer, 1973) und CT-Osteoabsorptiometrie (Eisenhart-Rothe et al., 1997; Müller-Gerbl et al., 1993c) führten zu vergleichbaren Ergebnissen.

1973 untersuchte Oberländer (1973) als einer der ersten die Knochendichte im Acetabulum des menschlichen Hüftgelenks. Dabei fand er die größte Dichte am

Rand der Facies lunata, zum inneren Rand hin nahm die Dichte ab. Bei Gelenkflächen von jugendlichen Menschen wurde eine geringere Knochendichte im Pfannendach festgestellt. Am Boden der Fossa acetabuli lag ein Dichteminimum, zur Inc. acetabuli stiegen die Dichtewerte wieder an. Oberländer (1973) erklärte die vermehrte Knochendichte an den Randbereichen durch eine exzentrische Lage der Gelenkresultierenden oder durch eine funktionell bedingte Knorpelquellung (Eckholm und Ingelmark, 1952; Ingelmark und Eckholm, 1948) und dadurch entstehende Inkongruenz. Die geringere Dichte im Pfannendach erklärte er durch die im jugendlichen Gelenk bestehenden Inkongruenz (Goodfellow und Bullough, 1968; Greenwald und O'Connor, 1971; Greenwald und Haynes, 1972).

In späteren Untersuchungen mittels der CT-OAM (Eisenhart-Rothe et al., 1997; Müller-Gerbl et al., 1993c) wurde regelmäßig eine höhere Knochendichte am äußeren Gelenkrand gefunden, die zum Gelenkzentrum hin abnimmt. Es wurde ebenso ein bizentrisches Verteilungsmuster der Knochendichte ermittelt. Die Maxima liegen zumindest bei jüngeren Menschen im Vorder- und Hinterhorn, während Dichteminima im Pfannendach zu finden sind. Bei älteren Menschen wechselt das Mineralisierungsmuster von der bizentrischen zu einer monozentrischen Verteilung. Diese geometrische Veränderung wurde mit dem Beginn der Osteoarthritis in Zusammenhang gebracht (Müller-Gerbl und Putz, 1993).

Eisenhart-Rothe et al. (1997) fanden monozentrische, bi- und trizentrische Verteilungsmuster der Knochendichte. Maxima wurden im Pfannendach, in Vorder- und Hinterhorn oder an allen drei Orten lokalisiert. Eisenhart-Rothe et al. (1997) konnten keine signifikante Beziehung zwischen Altersverteilung und Knochendichteverteilung ermitteln.

Da das Acetabulum tiefer ist als erforderlich für die Artikulation mit dem Femurkopf, kommt es während der Belastung des Hüftgelenks zu einer Aufweitung des Acetabulum. Dadurch erfährt auch die subchondrale Knochenplatte eine Dehnungsbeanspruchung, die sich an den Orten höherer Knochendichte manifestiert. Durch das Aufspreizen entstehende Zugspannungen können auch erklären, warum in inkongruenten Gelenken mit bizentrischer Druckübertragung

ein subchondrales Dichtemaximum im Pfannendach gefunden wird, obwohl hier keine Druckspannung zu messen war (Eisenhart-Rothe et al., 1997).

Dieses Prinzip konnte auch für andere menschliche Gelenke der Gliedmaßen, die eine tiefere Pfanne besitzen, gezeigt werden. Dazu gehören das Ellbogengelenk (Eckstein et al., 1993a; Eckstein et al., 1993b; Eckstein et al., 1994a; Eckstein et al., 1995c), das Kniegelenk (Eckstein et al., 1992; Müller-Gerbl et al., 1993b) und das Schultergelenk (Müller-Gerbl et al., 1988).

Untersuchungen an Schulter-, Ellbogen- und Hüftgelenken von Hunden (Dickomeit, 2002; Maierl et al., 1998a; Maierl et al., 1998b; Maierl und Böttcher, 1999; Maierl et al., 1999; Maierl et al., 2000a; Maierl et al., 2000b; Misof et al., 1999) und an Schulter- und Zehengelenken von Pferden (Böhmisch, 1998; Böttcher et al., 1999; Maierl et al., 2001) konnten Gleiches auch in Gelenken der genannten Spezies verwirklicht finden.

Weiterführend ist es möglich, aus Daten der Knochendichte auf die längerfristige Beanspruchung rückzuschließen. So konnte aus CT-Datensätzen von Femora die Richtung der Resultierenden im Hüftgelenk für physiologische Belastungen sowie für Coxa vara und Coxa valga mittels der Finiten Element Methode berechnet werden (Eckstein et al., 1997a).

Des Weiteren können mit der CT-OAM Therapieverläufe dokumentiert werden. Stampfer et al. (1999) untersuchten das subchondrale Mineralisierungsmuster bei humaner Hüftgelenkdysplasie und nach Umstellungsosteotomie. Das Acetabulum des gesunden Hüftgelenks weist sein größtes Dichtemaximum im Pfannendach auf. Weitere kleinere Maxima befinden sich in Vorder- und Hinterhorn. Beim dysplastischen Acetabulum ist das Maximum im Dach auf eine kleinere Fläche konzentriert, an Intensität stärker und nach antero-superior verschoben. Nach Umstellungsosteotomie nimmt das Maximum an Intensität ab, die druckübertragende Fläche wird wieder größer und seine Lage bewegt sich in Richtung jener im gesunden Gelenk.

2.3.4 Druckhöhe, Druckverteilung und Kontaktflächen der Gelenkfläche

Untersuchungen an menschlichen Hüftgelenken (Eisenhart-Rothe et al., 1996; Eisenhart-Rothe et al., 1997; Eisenhart-Rothe et al., 1999) haben gezeigt, dass der Druck nicht gleichmäßig über die Gelenkfläche verteilt ist und die Verteilung maßgeblich von der Geometrie des Gelenks, sprich der physiologischen Inkongruenz, abhängt. Ein weiterer möglicher Grund für die inhomogene Verteilung des Drucks ist die ungleiche knöcherne Unterstützung des Acetabulum (Dalstra und Huiskes, 1995; Eisenhart-Rothe et al., 1999).

Verschiedene Studien bestimmten die Höhe und Verteilung des Drucks im menschlichen Hüftgelenk unter physiologischen Belastungen experimentell mittels FUJI-Druckmeßfolie für verschiedene Phasen des Ganges (Eisenhart-Rothe et al., 1999) oder die mittlere Standbeinphase des Ganges (Eisenhart-Rothe et al., 1996; Eisenhart-Rothe et al., 1997). Afoke et al. (1987) haben gezeigt, dass eine Messung der Druckverteilung im Hüftgelenk mit drucksensitiven Film eine geeignete Methode ist. Die Kontaktflächen wurden durch Polyätherabdruckmasse bestimmt (Eckstein et al., 1997d; Eisenhart-Rothe et al., 1997).

Die Ergebnisse verdeutlichten, dass der Gelenkdruck sehr inhomogen über die Facies lunata verteilt ist (Afoke et al., 1987; Brown und Shaw, 1983; Eisenhart-Rothe et al., 1996; Eisenhart-Rothe et al., 1997; Eisenhart-Rothe et al., 1999). Es wird jeweils nur ein Teil der Gelenkfläche für die Druckübertragung genutzt. Die druckübertragenden Flächen waren vor allem am äußeren Rand des Pfannendachs lokalisiert. Bei zunehmender Last weiteten sie sich zum Zentrum der Facies lunata in Richtung auf die Fossa acetabuli aus (Afoke et al., 1987; Eisenhart-Rothe et al., 1996; Eisenhart-Rothe et al., 1997; Eisenhart-Rothe et al., 1999).

Neben individuellen Unterschieden wurden Druckmaxima im ventralen und dorsalen Bereich gefunden, die sich bei zunehmender Belastung in Richtung Pfannendach ausdehnen, aber bis in hohe Belastungen von 200-300% des Körpergewichts deutlich getrennt erkennbar bleiben (Afoke et al., 1987; Eisenhart-Rothe et al., 1996; Eisenhart-Rothe et al., 1999).

In einigen Gelenken wurde ein Druckmaximum schon bei geringer Belastung im Pfannendach gemessen. Die druckübertragenden Flächen breiten sich hier bei steigender Belastung in Richtung auf das Vorder- und Hinterhorn aus (Eisenhart-Rothe et al., 1996; Eisenhart-Rothe et al., 1999).

Der Verteilungstyp, bei dem die Druckmaxima initial bizenrisch verteilt waren, wies insgesamt geringere maximale Druckhöhen auf (Eisenhart-Rothe et al., 1996).

Druckmaxima liegen zwischen 4-10 MPa, (Afoke et al., 1987; Eisenhart-Rothe et al., 1996; Eisenhart-Rothe et al., 1997; Eisenhart-Rothe et al., 1999), durchschnittlich bei 7,7 MPa \pm 1,7, in der mittleren Standbeinphase (Eisenhart-Rothe et al., 1999). Diese Werte fanden sich in guter Übereinstimmung mit Werten aus anderen Studien, die Kontaktdrücke mittels Knorpeldeformationsberechnungen (Day et al., 1975) oder Computersimulationen (Carter et al., 1987; Dalstra und Huiskes, 1995) kalkultierten.

Die mittels Abformmassen untersuchten Kontaktflächen zeigten ein ähnliches Verteilungsmuster wie die mit Fuji Film ermittelten druckübertragenden Flächen. Der Kontakt beginnt zuerst lateral am Pfannenrand bei geringeren Belastungen und wird dann mit steigendem Druck nach medial, zur Fossa acetabuli hin, vergrößert (Afoke et al., 1980; Afoke et al., 1987; Bullough et al., 1973; Eisenhart-Rothe et al., 1997; Goodfellow und Mitsou, 1977; Greenwald und O'Connor, 1971). Auch hier wurden wieder zwei verschiedene Verteilungstypen gefunden. In einigen Gelenken war die Belastung zuerst am äußeren Pfannendach lokalisiert und dehnte sich dann nach zentral und ins Vorder- und Hinterhorn aus (vgl. Brown und Shaw, 1983; Eckstein et al., 1997d; Eisenhart-Rothe et al., 1997). In anderen Gelenken waren bei geringen Belastungen die Kontaktflächen zuerst in Vorder- und Hinterhorn und erst bei höheren Belastungen im Pfannendach zu finden (Afoke et al., 1987; Day et al., 1975; Eckstein et al., 1997d; Eisenhart-Rothe et al., 1997). Die Kontaktflächen vergrößern ihren Anteil von 20% auf 98% der Facies lunata bei höheren Belastungen (Eckstein et al., 1997d).

Ähnliches wurde auch in anderen Gelenken beobachtet, so z.B. im Ellbogengelenk (Eckstein et al., 1993; Eckstein et al., 1994a; Eckstein et al., 1995a). Die Ergebnisse zeigten, dass die Größe der Kontaktflächen eine Funktion der steigenden Belastung darstellt.

Die Position und Größe der Kontaktflächen hängen von den Kräften ab, die auf das Gelenk einwirken, aber auch von der Geometrie der Gelenkflächen (Bullough et al., 1973; Greenwald und Haynes, 1972). Das bizenrische Verteilungsmuster der Kontaktflächen und der weite zentrale Gelenkspalt legten die Vermutung nahe, dass das gesunde Hüftgelenk eine natürliche Inkongruenz aufweist. Auch mit zunehmender Belastung bleibt die physiologische Inkongruenz über einen weiten Bereich physiologischer Belastungen erhalten (Afoke et al., 1980; Greenwald und Haynes, 1972).

Da das Acetabulum tiefer gebaut ist, als es einer exakten Passform mit dem Femurkopf entspricht, nimmt die druckübertragende Fläche bei anwachsender Last zu. Dabei werden die Druckmaxima nach zentral verschoben (Eisenhart-Rothe et al., 1999). Dies erklärt auch den nichtlinearen Zusammenhang zwischen Lasteinleitung und Druckmaximum. Während sich in den Phasen des Ganges die Kraft ca. auf das 3,5fache erhöht, steigt der Gelenkdruck nur auf das 1,3fache des Körpergewichts. Das druckverteilende Bauprinzip bewirkt, dass trotz relativ konstanter Lage der Gelenkresultierenden alle Gelenkflächenanteile einer intermittierenden Beanspruchung unterliegen. So werden Druckspitzen vermieden, die zu einer Überbelastung des Gelenkknorpels führen könnten. Durch die Verschiebung der druckübertragenden Fläche über die gesamte Gelenkfläche während des Gehens erfährt der Knorpel eine optimale Schmierung und Ernährung. Die physiologische Inkongruenz gewährleistet, dass trotz starker Schwankungen der auftretenden Kräfte während der Bewegung die Druckmaxima im Hüftgelenk relativ konstant bleiben und einen Höchstwert von 10 MPa nicht überschreiten (Eisenhart-Rothe et al., 1999).

Es wurde ein direkter räumlicher Zusammenhang zwischen Lokalisation der maximalen Drücke im antero-superioren Bereich und der häufigsten Lokalisation von degenerativ progressivem Knorpelverlust bei Osteoarthrose hergestellt (Afoke et al., 1987).

3 Material und Methoden

In der vorliegenden Arbeit wird aus Gründen der exakteren Beschreibung die Facies lunata in Anlehnung an die Humanmedizin (Eckstein et al., 1997d; Eisenhart-Rothe et al., 1999; Oberländer, 1973) weiter unterteilt in Vorderhorn, Hinterhorn und Pfannendach.

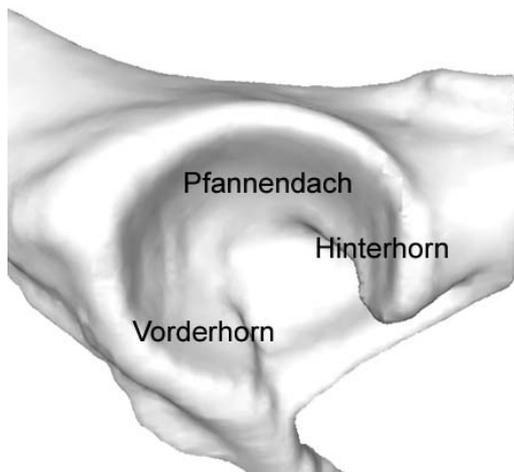


Abb. 3.20: Schematische Darstellung des Acetabulum eines Hundes: Definition der Gelenkflächenabschnitte.

3.1 Untersuchungsgut

Es wurden die Hüftgelenke von 164 Hunden präpariert und untersucht. Die Gelenke stammten von aus medizinischen Gründen euthanasierten Tieren aus dem Anatomischen Präparierkurs des Instituts für Tieranatomie I. Die Tiere zeigten keine Anzeichen von lokalen oder allgemeinen Erkrankungen des Bewegungsapparates. Makroskopisch sichtbare Knorpelschäden oder andere Anzeichen degenerativer Gelenkveränderungen an Hüft- und Kniegelenk galten als Ausschlusskriterium für die Auswahl zur weiteren Untersuchung. Es schieden 121 Hunde (siehe Anhang Tab. 8.1 und Tab. 8.2) aufgrund von Knorpelschäden oder Deformationen des Gelenks für weitere Untersuchungen aus. 43 Hunde, d.h. insgesamt 86 Hüftgelenke (jeweils rechtes und linkes Hüftgelenk eines Hundes) wurden in die Studie aufgenommen (Tab. 3.1).

Tab. 3.1: Hunde mit intaktem Gelenkknorpel

Nr.	Rasse	Gewicht kg	Alters- gruppe	Ge- schlecht	Lfd. Nr.	Verwendung
1	DSH-Mischling	22,5	II	m	H 2	ctoam/KSL
2	DSH-Mischling	53	V	m	H 5	ctoam
3	DSH	40	IV	m	w1 150	ctoam/Tors
4	DSH-Mischling	35	III	m	w1 107	ctoam/Tors
5	DSH-Mischling	35,5	V	w	w1 161	DV
6	DSH-Mischling	40	IV	m	w1 162	DV
7	DSH	45	IV	m	w1 146	KSL
8	DSH	33,5	IV	m	w1 148	KSL
9	DSH-Mischling	38	IV	w	H 16	KSL
10	DSH-Mischling	42	IV	m	H 18	KSL
11	Berner Sennenhund	37	III	w	w1 002	ctoam/KSL/Tors
12	Berner Sennenhund- Mischling	33	II	m	w1 024	ctoam/Tors
13	Berner Sennenhund	38	V	w	w1 158	DV
14	Berner Sennenhund	38	III	w	w1 134	KSL
15	Collie	30	IV	m	H 26	ctoam/KSL
16	Collie	32	VI	m	w1 135	ctoam/KSL
17	Collie-Mischling	16	V	w	w1 061	ctoam/KSL/Tors
18	Border Collie-Mischling	18	III	w	w1 042	ctoam/Tors
19	Golden Retriever-Mischling	25	II	w	w1 040	ctoam/Tors
20	Golden Retriever	31,5	III	w	w1 157	DV
21	Golden Retriever-Mischling	46	IV	m	w1 138	KSL
22	Landseer	18	I	w	w1 015	ctoam/Tors
23	Neufundländer	39	IV	w	w1 029	ctoam
24	Neufundländer	8	I	w	w1 127	ctoam/Tors
25	Rottweiler	45	IV	m	w1 145	ctoam/KSL/Tors
26	Rottweiler	56	III	m	w1 136	KSL
27	Riesenschnauzer	39	III	m	H 29	KSL
28	Eurasier	30,5	III	m	w1 012	ctoam
29	Boxer	27,5	III	m	w1 032	ctoam
30	Dobermann	37	III	m	w1 094	ctoam/KSL
31	Dobermann	37	IV	m	w1 085	ctoam/Tors
32	Chow-Chow	26,5	V	m	w1 098	ctoam/KSL
33	Bobtail-Mischling	24	VI	w	w1 159	DV
34	Deutsch Kurzhaar	22,5	III	w	w1 120	ctoam/Tors
35	Husky-Mix	19	I	m	H 25	ctoam/KSL
36	Husky	16,5	VI	m	w1 074	ctoam/Tors
37	Border Terrier	18	V	w	w1 004	ctoam/KSL
38	PON	14,5	II	w	w1 020	ctoam/KSL/Tors
39	Zwergschnauzer-Mischling	12	II	w	w1 050	ctoam/Tors
40	Corgie-Mischling	10,5	III	w	w1 045	ctoam
41	West Highland White Ter- rier	10	III	w	w1 010	ctoam/KSL/Tors
42	Rehpinscher	7,5	VI	w	w1 077	ctoam/KSL/Tors
43	Terrier-Mischling	7,5	III	m	w1 071	ctoam/Tors

Da für die Hunde keine Altersangaben vorlagen, erfolgte eine Altersbestimmung anhand Schätzung des Zahnalters (Habermehl, 1961). Diese Form der Altersbestimmung stellt nur eine ungefähre Schätzung dar, daher beschränkt sich die Angabe des Alters der Hunde auf die Zuteilung zu Altersgruppen (Tab. 3.2).

Tab. 3.2: Einteilung in Altersgruppen

Gruppe	Alter
I	0,5-2 Jahre
II	2-4 Jahre
III	4-6 Jahre
IV	6-8 Jahre
V	8-10 Jahre
VI	>10 Jahre

Die Hüftgelenke stammten von überwiegend großwüchsigen Rassen mit einem mittleren Gewicht von 29 kg (Abb. 3.1). Das durchschnittliche Alter lag bei ca. 6 Jahren (Abb. 3.2). Die Geschlechterverteilung war mit 20 Hündinnen und 23 Rüden ausgewogen.

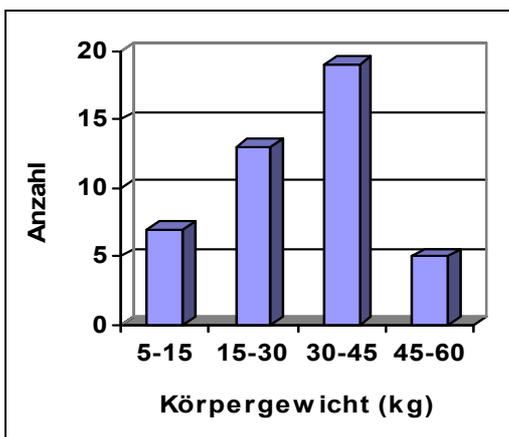


Abb. 3.1: Körpergewichtverteilung der Hunde mit intaktem Gelenkknorpel.

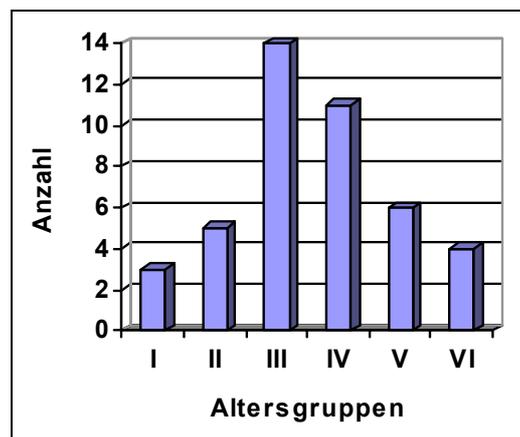


Abb. 3.2: Altersverteilung der Hunde mit intaktem Gelenkknorpel.

3.2 Vorbereitung und Präparation

Die Hüftgelenke wurden vorsichtig durch Abpräparieren der Muskulatur und Weichteile unter Schonung der Gelenkknorpelschicht bis auf die Kapsel freigelegt.

Die Eröffnung des Hüftgelenks erfolgte entlang des Gelenkkapselansatzes am Femurhals. Nach Adspektion und Beurteilung der Gelenkkapsel, der Gelenkform, der Gelenkflächen sowie des Lig. capitits ossis femoris, wurde letzteres an seinem Ansatzpunkt an der Fovea capitis durchtrennt. Je nach weiterer Untersuchungsabsicht wurde entweder das Becken kranial zwischen den letzten Lendenwirbeln und Kreuzbein sowie kaudal zwischen Kreuzbein und ersten Schwanzwirbeln abgesetzt und als Ganzes entnommen oder nur die Hüftgelenksregion mit drei Sägeschnitten durch Os ilium, Os pubis und Os ischii aus dem Becken herausgelöst. Die ganzen Hüften wurden für die weiteren Untersuchungen in der Mitte der Symphysis pelvina und der Mitte der Wirbelkörper entlang der Medianen geteilt. Die Ossa femoris wurden im Kniegelenk abgesetzt. Die Hemipelves und dazugehörigen Femora wurden in mit Phosphatpuffer getränkten Tüchern eingewickelt und bis zur weiteren Verwendung in luftdicht verschlossenen Polyethylenbeuteln bei -18°C eingefroren. Am Tag vor der Untersuchung wurden sie bei Zimmertemperatur aufgetaut. Während der Untersuchung wurden alle Gelenkoberflächen mit in Phosphatpuffer (pH 7,4) getränkten Einmaltüchern feucht gehalten.

3.3 Anatomisch-makroskopische Untersuchung

Nach Disartikulation (Eröffnung der Kapsel und Durchtrennung des Lig. capitis ossis femoris) wurde das Hüftgelenk einer genauen Adspektion unterzogen und beurteilt.

Es wurden beurteilt:

- die Form des Gelenks (HD, Osteoarthrose, Osteophyten),
- der Kapselzustand (Verdickung, Verschwartung, Knorpel einlagerungen),

- der Zustand des Gelenkknorpels (Feuchtigkeit, Farbe, Glätte, Erosionen),
- die Synovia (Anwesenheit, Viskosität, Farbe) und
- das Lig. capitis ossis femoris (Auffaserungen v. a. an seiner Ansatzstelle an der Fovea capitis ossis femoris).

Knorpelschäden und andere pathologische Veränderungen wurden in Grad und Lokalisation mittels Skizzen und Fotografien dokumentiert, um später eventuelle Rückschlüsse auf die mechanischen Ursachen von degenerativen Gelenkerkrankungen ziehen zu können (Tab. 3.3 und Tab. 3.4). Bei den Knorpelläsionen wurde zwischen fünf makroskopisch sichtbaren Graden der Schädigung differenziert:

Tab. 3.3: Einteilung der Knorpelschäden in Grade

	Grad	Beschreibung
1	Leichte Rauigkeit des Gelenkknorpels	Umschriebener Bereich der Knorpeloberfläche nicht bläulich-weiß glänzend, sondern stumpf, trocken und rau
2	Geringgradige Veränderung	Unterbrechung der oberflächlichsten Knorpelschicht, Auffaserung in einem kleinen, umschriebenen Bereich der Knorpeloberfläche
3	Mittelgradige Veränderung	Knorpeldefekt, der mehr als nur die oberste Knorpelschicht mit einbezieht, größere Ausdehnung des geschädigten Bereiches, evtl. Exostosen, meist zuerst am kaudolateralen Bereich der Gelenkfläche des Femurkopfes
4	Hochgradige Veränderung	Tief reichender Knorpelschaden, bis auf die subchondrale Knochenplatte reichend, evtl. Exostosen an den Gelenkrändern des Caput ossis femoris, Gelenkränder des Acetabulum unregelmäßig begrenzt, gezackt
5	Massiver Knorpelabrieb	Größerer Bereich der Gelenkknorpelfläche zeigt Knorpelschwund, es reiben Knochen auf Knorpel/Knochen, Exostosen am Femurkopf, Gelenkränder des Acetabulum unregelmäßig begrenzt

Die von der weiteren Untersuchung ausgeschlossenen dysplastischen Hüftgelenke wurden zur Dokumentation nach folgender Tabelle beurteilt:

Tab. 3.4: Einteilung der dysplastischen Veränderungen

	Grad	Beschreibung
1	Beginnende, geringgradige Hüftgelenkdysplasie (HD)	Leichte Formveränderungen, beginnender Knorpelschwund, beginnende Koxarthrose
2	Mittelgradige HD	Formveränderungen, Knorpelschwund mehr als 50%, Lig. capitis ossis femoris noch vorhanden, beginnende Knochenzubildungen, Eburnisierung
3	Hochgradige HD	Extreme Formveränderungen, kein Knorpel mehr vorhanden, extreme Knochenproliferationen, Lig. capitis ossis femoris fehlt, Kapsel extrem verdickt

3.4 Spaltlinien

3.4.1 Spaltlinien der subchondralen Knochenplatte

Es wurden die subchondralen Knochenplatten von je 7 entkalkten Acetabula und Capita ossis femoris von Hunden großer Rassen untersucht.

Die Gelenke stammten aus dem Anatomischen Präparierkurs. Es wurden vier linke und drei rechte Hüftgelenke ausgewählt. Angaben zu Rasse, Alter und Gewicht lagen nicht vor. Die Präparate wurden gelenksnah abgesetzt. Das Os femoris wurde distal des Trochanter major abgesetzt, das Acetabulum nach Durchtrennung von Os ilium, Os ischii und Os pubis entnommen.

Die disartikulierten Gelenke wurden zunächst von den Weichteilen befreit und in Natriumcarbonatlösung mazeriert (2-3 Tage bei 80 C°). Anschließend erfolgte die Entmineralisierung in 5%iger Salpetersäure, bis der Knochen weich genug war, um ohne Kraftanstrengung einstechen zu können (10-14 Tage). Alternativ dazu wurde an 2 Präparaten die Entkalkung in einem elektrolytischen Entkalkungsgerät (EG-33, Medax Nagel GmbH, Kiel) mit Ameisensäure durchgeführt. Diese Form der Entkalkung wird durch das angelegte elektrische Feld stark be-

schleunigt und ist daher schonender für das Präparat, da die Säure kürzer auf das Präparat einwirkt. Vor dem Beginn der Spaltlinienuntersuchung wurden die Präparate für ca. 10 Minuten in Natriumbiphosphatpuffer eingelegt.

Die Bestimmung der subchondralen Spaltlinienmuster am kaninen Hüftgelenk erfolgte nach der Spaltlinienmethode (modifiziert nach Benninghoff, 1925a; Hultkrantz, 1898). Dazu wird eine runde Metallnadel mit konischer, scharfer Spitze in Tinte getränkt und in regelmäßigen Abständen in einem Winkel von 90° zur Gelenkoberfläche in die subchondrale Knochenplatte eingestochen und dann zurückgezogen, ohne die entstehenden Spalten künstlich zu erweitern. Es bleiben meist keine kreisrunden Einstichlöcher zurück, sondern es bilden sich Spalten. Deren Ausrichtung wird durch den Verlauf der Kollagenfasern bestimmt, eine Beobachtung, die schon von Benninghoff (1925b) erstmals gemacht wurde. Es wird davon ausgegangen, dass sich die Tinte in den entstehenden Spalten längs entlang der Kollagenfaserbündel ausbreitet. Somit entsprechen die Spaltlinienmuster der Vorzugsrichtung der Kollagenfasern. Diese wurden anhand von digitaler Fotografie und schematischer Skizzenzeichnungen aus vier verschiedenen Perspektiven dokumentiert. Die stark gewölbten Gelenkflächen von Facies lunata und Caput ossis femoris machten es nahezu unmöglich, die Gelenkfläche ohne perspektivische Verzerrung in einem einzigen Bild zu erfassen.

Ziel dieser Methode ist es, die Vorzugsrichtung der Kollagenfasern im subchondralen Knochen sichtbar zu machen und daraus Rückschlüsse auf die Morphologie und Beanspruchung des Gelenks ziehen zu können.

3.4.2 Spaltlinien des Gelenkknorpels

Muskeln und Weichteile wurden von 20 Hundehüften entfernt, die Gelenkkapsel freigelegt, das Gelenk eröffnet, die Gelenkknorpeloberfläche makroskopisch beurteilt und ständig mit in Phosphatpuffer getränkten Einmaltüchern feucht gehalten. An je 20 linken und rechten einwandfreien Gelenkknorpelflächen von

Acetabulum und Femurkopf wurde die Ausrichtung der Kollagenfasern der Tangentialfaserschicht mittels der Spaltlinienmethode untersucht.

Dabei handelte es sich um Hüftgelenke von 7 Hündinnen und 13 Rüden mit einem Durchschnittsalter von 6,5 Jahren und einem Durchschnittsgewicht von 30 kg. Rasse, Geschlecht, Körpergewicht und Alter sind in nachstehender Tabelle aufgelistet (Tab. 3.5).

Tab. 3.5: Untersuchungsgut Knorpel­spaltlinien

Nr.	Rasse	Gewicht kg	Altersgruppe	Geschlecht	Lfd. Nr.	Verwendung
1	DSH-Mischling	26	III	w	H 16	KSL
2	DSH-Mischling	42	IV	m	H 28	KSL
3	DSH-Mischling	22,15	II	m	H 2	ctoam/KSL
4	DSH	45	IV	m	w1 146	KSL
5	DSH	33,5	IV	m	w1 148	KSL
6	Berner Sennenhund	38	III	w	w1 134	KSL
7	Riesenschnauzer	39	III	m	H 29	KSL
8	Dobermann	37	III	m	w1 094	ctoam/KSL
9	Chow-Chow	26,5	V	m	w1 098	ctoam/KSL
10	Rottweiler	56	III	m	w1 136	KSL
11	Rottweiler	45	IV	m	w1 145	ctoam/KSL
12	Collie	30	IV	m	H 26	ctoam/KSL
13	Collie	32	VI	m	w1 135	ctoam/KSL
14	Collie-Mischling	16	V	w	w1 061	ctoam/KSL
15	Husky-Mischling	19	I	m	H 25	ctoam/KSL
16	Retriever-Mischling	46	IV	m	w1 138	KSL
17	Border Terrier	18	V	w	w1 004	ctoam/KSL
18	PON	14,5	II	w	w1 020	ctoam/KSL
19	West Highland White Terrier	10	III	w	w1 010	ctoam/KSL
20	Rehpinscher	7,5	VI	w	w1 077	ctoam/KSL

Die Bestimmung der Spaltlinienmuster am kaninen Hüftgelenk erfolgte nach der Spaltlinienmethode (modifiziert nach Benninghoff, 1925b, Konermann, 1971). Durch sie lässt sich die Hauptrichtung der Fasern in der oberflächlichsten Schicht des Gelenkknorpels, der Tangentialfaserschicht, makroskopisch darstellen. Es wird mit einer runden, konisch zugespitzten Stecknadel in regelmäßigen Abständen in einem Winkel von 90° zur Gelenkoberfläche in den Gelenkknorpel eingestochen. Dadurch bilden sich Spalten, die bei den untersuchten

Individuen einem charakteristischen Muster folgen. Diese typische Verlaufsrichtung der Spaltlinien wird durch die Anordnung der Kollagenfaserbündel bestimmt, zwischen welchen sich die Spalten bilden. Die entstandenen Spalten werden unmittelbar nach dem Einstich mit Tinte gefärbt. Dazu wird die gesamte Gelenkknorpelfläche mit Tinte eingerieben und der Überschuss anschließend mit Phosphatpuffer wieder ausgewaschen. Zurück bleiben die angefärbten Spalten. Die typischen Verlaufsmuster wurden unter der Lupe ausgewertet und in Form von schematisierten Skizzenzeichnungen und digitalen Fotografien dokumentiert. Dies erfolgte aus den vier gleichen Perspektiven wie bei der Untersuchung der subchondralen Spaltlinien. Die skizzierte Darstellung zeigt die Spaltlinien in einem größeren Abstand als im Original. Dabei wurde aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht jede einzelne Spaltlinie übernommen, sondern das Hauptaugenmerk auf die Dokumentation des Gesamtverlaufs gerichtet.

3.5 CT-Osteoabsorptiometrie

Die subchondrale Knochendichte wurde mittels der computertomographischen Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) an 60 Hüftgelenken bestimmt. Dazu wurde die Methode nach Müller-Gerbl et al. (1989, 1990; 1992) angewandt.

3.5.1 Untersuchungsgut

Untersucht wurden 60 Hüftgelenke von 30 Hunden (Tab. 3.6). Diese stellten eine Auswahl einwandfreier Hüftgelenke aus 164 Präparaten aus dem Anatomischen Präparierkurs dar. Der Schwerpunkt lag dabei auf großwüchsigen Hunderassen. Das Körpergewicht der Hunde lag zwischen 7,5 kg und 53 kg (Durchschnitt 25 kg) (Abb. 3.3). Das Alter betrug zwischen 0,5 und 12 Jahren (Durchschnittsalter 6 Jahre) (Abb. 3.4). Von den 30 Hunden waren 14 weiblich und 16 männlich.

Tab. 3.6: Hunde, die zur Bestimmung der subchondralen Knochendichte herangezogen wurden

Nr.	Rasse	Gewicht kg	Alters- gruppe	Ge- schlecht	Lfd. Nr.	Verwendung
1	DSH-Mischling	22,5	II	m	H 2	ctoam/KSL
2	DSH-Mischling	53	V	m	H 5	ctoam
3	DSH-Mischling	40	IV	m	w1 150	ctoam/Tors
4	DSH-Mischling	35	III	m	w1 107	ctoam/Tors
5	Berner Sennenhund	37	III	w	w1 002	ctoam/KSL/Tors
6	Berner Sennenhund- Mischling	33	II	m	w1 024	ctoam/Tors
7	Collie	30	IV	m	H 26	ctoam/KSL
8	Collie	32	VI	m	w1 135	ctoam/KSL
9	Collie-Mischling	16	V	w	w1 061	ctoam/KSL/Tors
10	Neufundländer	39	IV	w	w1 029	ctoam
11	Neufundländer	8	I	w	w1 127	ctoam/Tors
12	Dobermann	37	III	m	w1 094	ctoam/KSL
13	Dobermann	37	IV	m	w1 085	ctoam/Tors
14	Rottweiler	45	IV	m	w1 145	ctoam/KSL/Tors
15	Eurasier	30,5	III	m	w1 012	ctoam
16	Boxer	27,5	III	m	w1 032	ctoam
17	Chow-Chow	26,5	V	m	w1 098	ctoam/KSL
18	Golden Retriever- Mischling	25	II	w	w1 040	ctoam/Tors
19	Deutsch Kurzhaar	22,5	III	w	w1 120	ctoam/Tors
20	Husky-Mischling	19	I	m	H 25	ctoam/KSL
21	Husky	16,5	VI	m	w1 074	ctoam/Tors
22	Border Collie-Mischling	18	III	w	w1 042	ctoam/Tors
23	Landseer	18	I	w	w1 015	ctoam/Tors
24	Border Terrier	18	V	w	w1 004	ctoam/KSL
25	PON	14,5	II	w	w1 020	ctoam/KSL/Tors
26	Zwergschnauzer-Mischling	12	II	w	w1 050	ctoam/Tors
27	Corgie-Mischling	10,5	III	w	w1 045	ctoam
28	West Highland White Ter- rier	10	III	w	w1 010	ctoam/KSL/Tors
29	Rehpinscher	7,5	VI	w	w1 077	ctoam/KSL/Tors
30	Terrier-Mischling	7,5	III	m	w1 071	ctoam/Tors

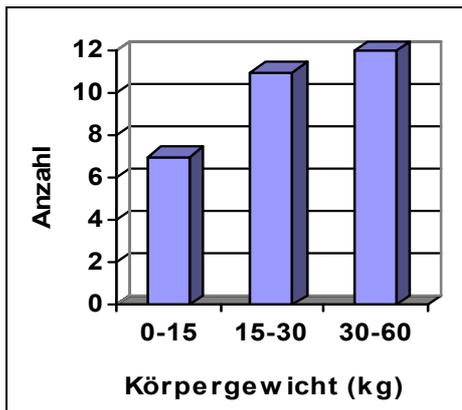


Abb. 3.3: Körpergewichtsverteilung der Hunde, an deren Hüftgelenken die subchondrale Knochendichte bestimmt wurde.

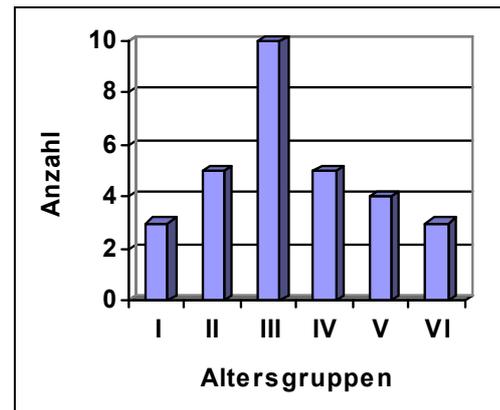


Abb. 3.4: Altersverteilung der Hunde, an deren Hüftgelenken die subchondrale Knochendichte bestimmt wurde.

3.5.2 Grundlagen

Bei der Computertomographie werden Schwächungswerte von Röntgenstrahlung aus verschiedenen Richtungen gesammelt, so dass die räumliche Anordnung der absorbierenden Strukturen bestimmt werden kann (Wegener, 1996).

Die Röntgenstrahlung wird beim Durchtritt durch die verschiedenen Gewebe unterschiedlich abgeschwächt. Ihnen werden verschiedene Abschwächungskoeffizienten zugeordnet (Tab. 3.7). Die Dichtewerte von Luft (-1000 HU) und Wasser (0 HU) stellen Fixwerte dar, auf die jedes CT-Gerät kalibriert ist. Beim Durchstrahlen einer Schicht werden den einzelnen kleinsten Volumeneinheiten (Voxel) unterschiedliche Dichtemesswerte analog dem Absorptionskoeffizienten zugeteilt. Die Dichtewerte werden in Hounsfield Units (HU) auf einer Skala von -1000 bis +2000 HU ausgedrückt.

Im zweidimensionalen CT-Bild werden die Volumeneinheiten in Bildpunkte umgewandelt (Pixel, kleinster errechneter Bildpunkt). Die Wiedergabe der Dichtewerte der einzelnen Pixel erfolgt in Grautönen. Ein Bild enthält 512 x 512 Bildpunkte.

Die in den CT-Schnitten ermittelten Dichtewerte entsprechen somit nicht der physikalischen Dichte, sondern geben den Anteil an Röntgenstrahlen absorbie-

renden Material (Mineralsalzgehalt) wieder. Durch ein Wasser-Hydroxylapatit-Phantom bekannter Dichte (Wasserdichte 0 HU, Spongiosadichte +300 HU), das bei der quantitativen Messung der Knochendichte mitgescannt wird, ist es möglich, die ermittelten Knochendichtewerte auf Absolutwerte zu kalibrieren, um aussagefähige Werte zu erhalten und Messfehler zu minimieren.

Tab. 3.7: Hounsfield-Einheiten

Gewebe	Richtwert (HU)	Graustufenwert in *.raw Dateien
Knochen Kompakta	+ 1000	2000
Knochen Spongiosa	+ 300	1300
Weichteilgewebe	+ 20 bis + 70	
Muskel	+ 45	
Wasser	0	1000
Fett	- 100	
Luft	- 1000	0

3.5.3 Messungen der Mineralisierungsdichte an der subchondralen Knochenplatte

Die exartikulierten Präparate von Femur und Acetabulum wurden voneinander getrennt im Computertomographen (CT) (Siemens Somatom AR/ Spiral) auf Schaumstofflagen gelagert. Die Gelenkflächen lagen vollkommen frei und berührten einander nicht. Unter den Schaumstofflagen wurde ein Phantom bekannter Röntgendichte zur Kalibrierung der gemessenen Dichtewerte platziert.

Zunächst wurde ein Übersichtsbild bei feststehender Röhre (Topogramm) angefertigt (Abb. 3.5). Anhand des Topogramms wurden die zu scannenden Bereiche (ROI, region of interest) ausgewählt. Um eine möglichst gute Auflösung zu erhalten, wurde der zu scannende Bereich eingegrenzt, so dass das Präparat formatfüllend abgebildet war. Das Bildfenster wurde auf eine Fensterlage (cen-

ter) von 700 HU und Fensterbreite (width) von 2000 HU eingestellt, um die subchondrale Knochenschicht detailliert erkennen zu können.

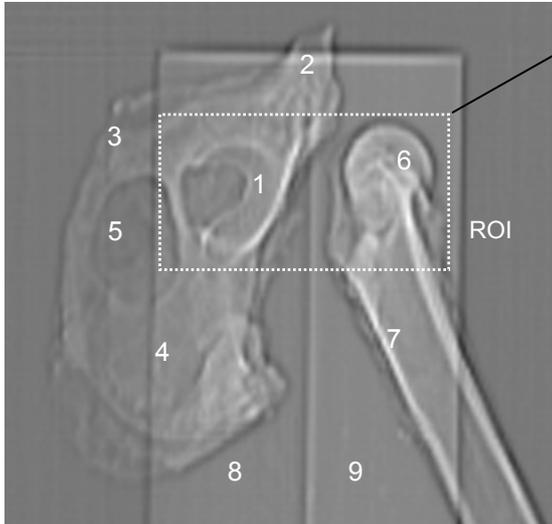


Abb. 3.5: Topogramm, Hemipelvis links, Os femoris rechts, unterlagert vom Phantom.

1 Facies lunata, 2 Os ilium, 3 Os pubis, 4 Os ischii, 5 For. obturatum, 6 Caput ossis femoris, 7 Femurschaft, 8 Phantom, Wasseräquivalent, 9 Phantom, Spongiosaäquivalent, ROI = Region of interest.

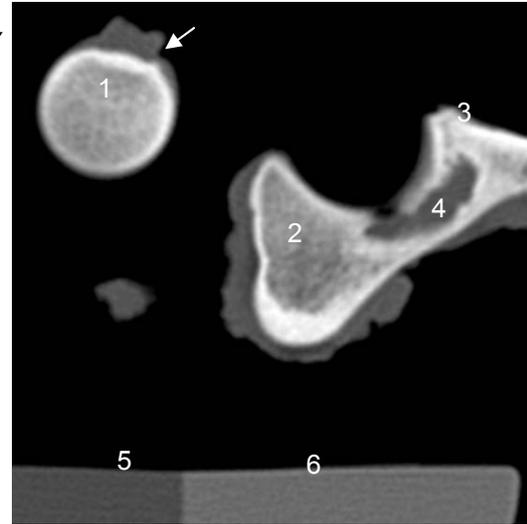


Abb. 3.6: CT-Schnittbild durch Femurkopf (links) und Acetabulum (rechts). Am unteren Bildrand ist das Phantom zu sehen.

1 Fovea capitis mit Lig. capitis ossis femoris (Pfeil), 2 Pfannendach, 3 Ventralrand Acetabulum, 4 Fossa acetabuli mit Inc. acetabuli, 5 Phantom, Wasseräquivalent, 6 Phantom, Spongiosaäquivalent.

Die CT-Bilder wurden in transversaler Schnittebene senkrecht zu den Gelenkflächen von Acetabulum und Femurkopf mit einer Schichtdicke von 1 mm, bei 1 mm Vorschub, 110 kV und 249 mAs angefertigt (Abb. 3.6).

3.5.3.1 Datenverarbeitung und 3D-Rekonstruktion

Die CT-Datensätze werden vom Computertomographen zunächst als sogenannte IMAGE-Dateien gespeichert. Für die weitere Verarbeitung werden sie in das ACR-NEMA 2 Format (DICOM) konvertiert und in Rohbilddateien (*.raw) umgewandelt.

Im Programm IMAGETOOL (University of Texas Health Science Center, San Antonio) wurden zunächst die Dichtewerte mit Hilfe der Referenzdichtewerte des miteingescannten Phantoms korrigiert. Dazu werden die entsprechenden *.raw-Datensätze in das Programm importiert. Der Bereich des Phantoms wird ausgewählt. Mit dem Befehl „equalize roi“ wird das Programm gestartet. Alle Rohbilddateien werden auf den Eichwert von 300 HU korrigiert.

Die korrigierten *.raw-Dateien bilden die Grundlage für die 3D-Rekonstruktion der Gelenkflächen von Caput ossis femoris und Acetabulum mit dem Visualisierungs-Programm (VTK, Visualisation Toolkit). Bei der 3D-Rekonstruktion werden aus einer Folge von Schichtbildern die Umrisse einer anatomischen Struktur automatisch berechnet und daraus die Oberfläche dreidimensional rekonstruiert. Mit dem Befehl „vtkobject“ werden die *.raw-Dateien in ein dreidimensionales Bild umgerechnet.

In einem zweiten Schritt wird die topographische Verteilung der Mineralisierungsdichte der subchondralen Knochenplatte gemessen. Hierzu werden die Gelenkflächen und die angrenzende subchondrale Knochenplatte manuell in dem im Institut entwickelten Programm MEASURE als sogenannte ROIs (region of interest) markiert. Eine neue Reihe von *.raw-Datensätzen wird dadurch erhalten, in welchen mit dem Befehl „vtkctoam“ die topographische Verteilung der maximalen Knochendichte ermittelt wird. Dazu wird senkrecht zur Oberfläche in einer Eindringtiefe von 1,5 mm unter der Grenzfläche zwischen Gelenkknorpel und subchondraler Knochenplatte der höchste Hounsfield-Wert gesucht. Dieser wird an die Oberfläche der Knochenrekonstruktion projiziert und in Falschfarbenkodierung ausgegeben (MIP, maximal intensity projection).

Die Knochendichtewerte werden in 15 Dichtebereiche zwischen 500-2100 HU eingeteilt. Die verschiedenen Dichtebereiche (jeweils 100 HU) werden mit Falschfarben belegt (Abb. 3.7) und die subchondrale Knochendichteverteilung wird als farbige „Dichtekarte“ auf der Gelenkoberfläche angezeigt.

Für die Auswertung wurden die individuellen Dichtekarten der Gelenkflächen in vier verschiedenen Ansichten dargestellt. Die extreme Krümmung der Gelenkflächen von Facies lunata und Femurkopf machte die realitätsgetreue Abbildung

in einer einzigen Ansicht sehr schwierig. Daher wurden Perspektiven von lateral bzw. medial, kranial, kaudal und dorsal gewählt.

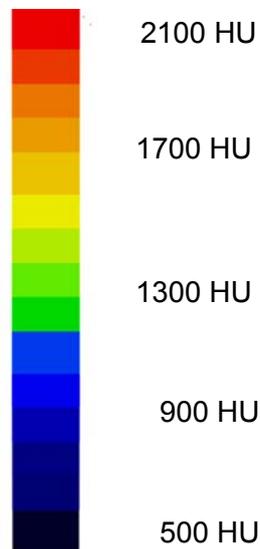


Abb. 3.7: Skala der Hounsfield-einheiten (HU) zur Falschfarbenkodierung der verschiedenen Knochendichtebereiche; rot steht für eine hohe Knochendichte, dunkelblau für eine niedrige Knochendichte.

3.5.3.2 Summationsbilder

Zur Darstellung der mittleren Knochendichte werden die Dichtewerte auf ein Normgelenk übertragen. Dies erfolgt mit dem Matching-Programm VTK CISG Registration Toolkit (Computational Imaging Science Group, King's College London). Das Normgelenk stellt ein willkürlich ausgewähltes Gelenk dar, das den Standardtyp eines Hüftgelenkes repräsentiert. Das VTK CISG Programm passt nach manueller Voreinstellung automatisch den individuellen Bilddatensatz an den Normdatensatz an. Dabei werden entsprechende Strukturen von unterschiedlichen Datensätzen übereinander gelegt. Basis für dieses rechenaufwendige Verfahren sind die *.raw-Datensätze.

Die angeglichenen Bildpunkte werden in eine Microsoft Excel Tabelle überführt und der Mittelwert aus allen Dichtewerten der Acetabulum- und Femurkopf-Gelenkflächen bestimmt. In einem weiteren Schritt werden die Mittelwerte wieder zurückkonvertiert in ein dreidimensionales Summationsbild. Es zeigt den exakten rechnerisch ermittelten Durchschnittswert aus der Summe aller Kno-

chendichtewerte auf der Referenzgelenkfläche an. Dieses Verfahren ermöglicht vor allem die statistische Bearbeitung der Werte, z.B. die Berechnung der Standardabweichung und insbesondere die Anzeige einer gezielten Auswahl von Datensätzen z.B. nach Alter, Rasse und Geschlecht.

Individuell sehr unterschiedliche Gelenkformen limitierten die Auswahl der Hüftgelenke für dieses Verfahren. Insgesamt wurden 26 Acetabula und 32 Femurköpfe untersucht (Anhang Tab. 8.3 und Tab. 8.4).

3.6 Torsionsmessung

Bei der computertomographischen Torsionsmessung am Os femoris (Methode nach Löer, 1999) wird die Torsion anhand von computertomographisch ermittelten Koordinaten berechnet.

Die Messung der Femurtorsion dient zur Beurteilung der Gelenkstellung und soll die Bedeutung der Antetorsion des Femurhalses bei den Belastungsverhältnissen im Gelenk aufzeigen.

3.6.1 Untersuchungsgut

Es wurden die linken und rechten exartikulierten, präparierten Oberschenkelknochen von 18 Hunden verschiedener Rassen, Alter und Geschlecht untersucht (Tab. 3.6).

3.6.2 Methode

3.6.2.1 CT-Schnitte

Für die Untersuchungen wurde ein Computertomograph Somatom AR/Spiral (Siemens) verwendet. Die Ossa femoris wurden parallel zur Längsachse des Untersuchungstisches auf Schaumstoff gelagert. Die CT-Aufnahmen wurden mit einer Schichtdicke von 1 mm, bei einem Tischvorschub von 1 mm, 110 kV

und 249 mAs angefertigt. Ein Bild enthielt 512 x 512 Matrixpunkte. Die Beurteilung knöcherner Strukturen erfolgte bei einer Fenstermitte von 300 HU und einer Fensterweite von 1500 HU.

Vor den für die Torsionsmessung notwendigen Schichtaufnahmen (Tomogramme) wurde jeweils ein Topogramm erstellt, das als Übersichtsbild das genaue Festlegen von anatomischen Untersuchungsregionen und die Überprüfung der parallelen Lagerung erlaubt (Abb. 3.8).

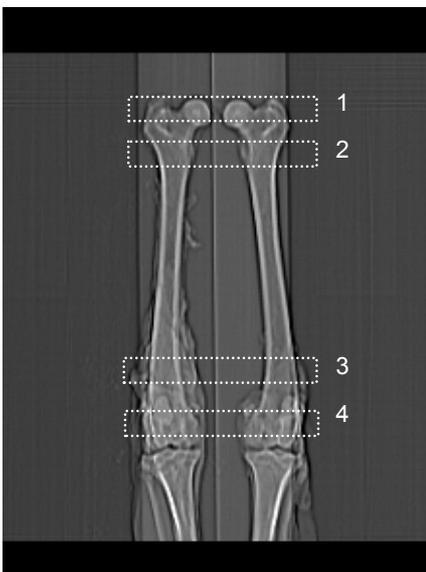


Abb. 3.8: Topogramm eines linken und rechten Gliedmaßenpräparats. An den Ossa femoris sind die verschiedenen Schnittebenen als ROIs 1-4 markiert.

Das Übersichtsbild ist vergleichbar mit einer konventionellen Übersichtsröntgenaufnahme in v-d Projektion. Der Untersuchungstisch bewegt sich bei in 0° Stellung festgestellter Röhre durch die Gantry.

Anhand des Topogramms wurden folgende Regionen nach Lör (1999) festgelegt:

1. Femurkopfschnitt – durch den Femurkopf in Höhe des Maximaldurchmessers
2. Halsbasisschnitt – durch die Halsbasis in Höhe des Trochanter minor

3. Distaler Schaftschnitt – durch den distalen Schaftbereich proximal der Tuberositas supracondylaris lateralis
4. Kondylenschnitt – durch die Femurkondylen zwischen mittlerem und oberem Drittel der Fossa intercondylaris

Durch jede der vier Regionen wurden jeweils drei bis fünf Schnitte angefertigt.

Die Schnittbilddatensätze wurden vom Image Dateiformat des Computertomographen in Rohbilddatensätze umgewandelt und an einem konventionellen PC ausgewertet. Im Programm VTK MEASURE wurden die einzelnen CT-Bilder nochmals geladen und die notwendigen räumlichen Koordinaten zur Berechnung des ATW notiert (Abb. 3.9).

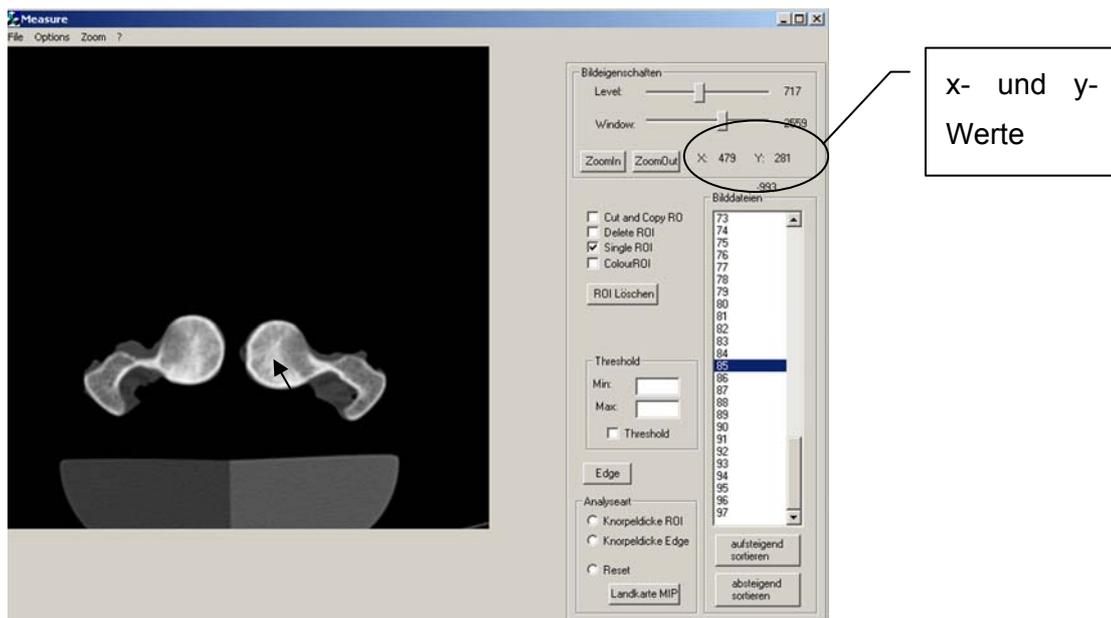


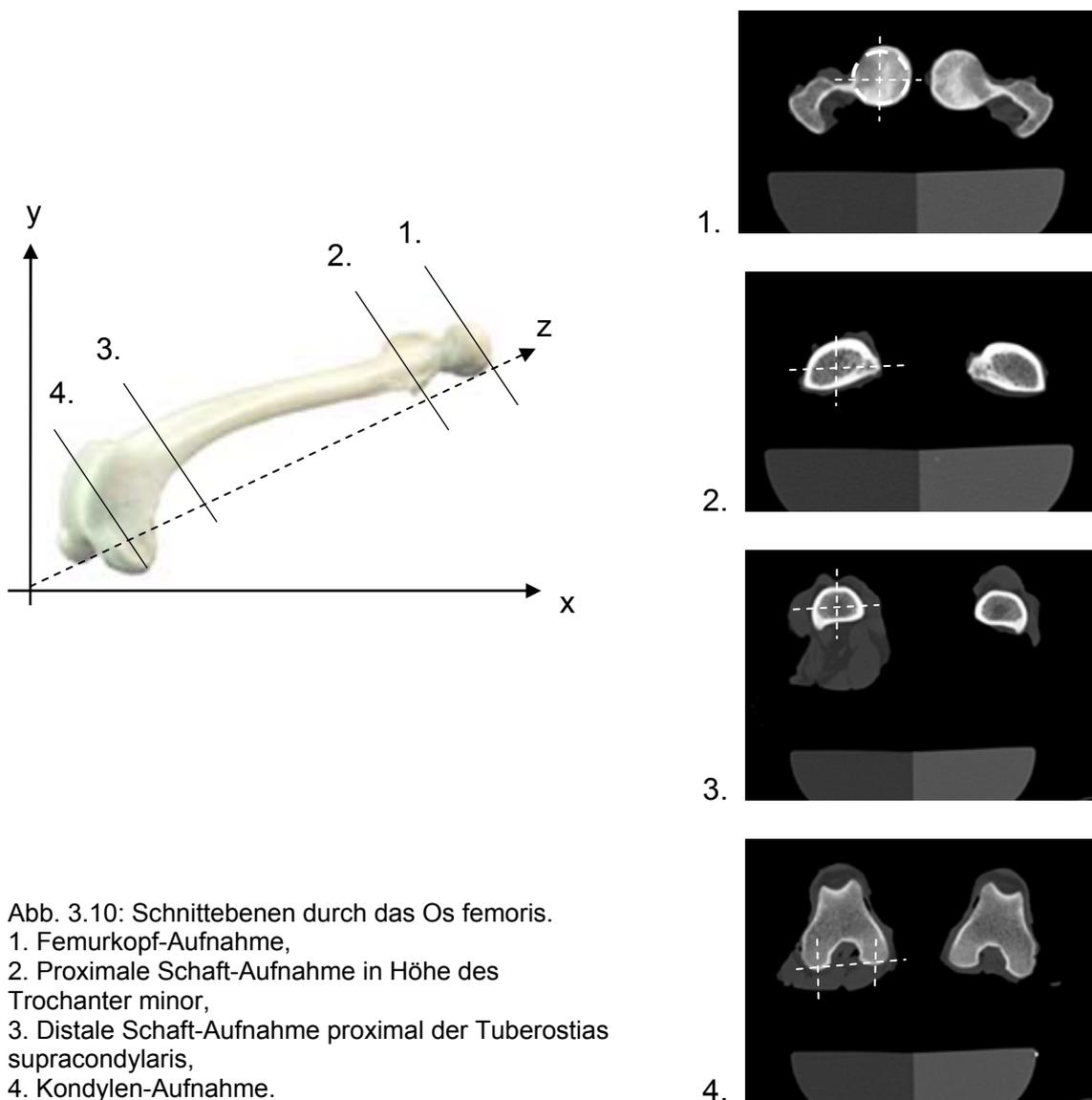
Abb. 3.9: Ablesen der x- und y- Koordinaten im Programm MEASURE.

Dazu werden die Mittelpunkte der anatomischen Fixpunkte mit dem Cursor aufgesucht und die am Bildschirm angezeigten x-, y- und z-Koordinaten abgelesen. Die 14 x-, y- und z-Werte werden in das Computerprogramm eingetragen und der ATW automatisch daraus berechnet.

3.6.2.2 Computerprogramm

Das von L er (1999) entwickelte Verfahren erlaubt die Berechnung der Femurtorsion lagerungsunabhangig aus den Daten der vier axialen Computertomographie-Aufnahmen (Femurkopfmittelpunkt, Halsbasismittelpunkt, Mittelpunkt im distalen Schaftschnitt, medialer und lateraler Kondylenpunkt) (Abb. 3.10).

Diese Punkte werden exakt in Form von x-, y- und z-Koordinaten im CT-Bild angegeben. Aus diesen dreidimensionalen Koordinatenpunkten berechnet das Programm trigonometrisch den projizierten Antetorsionswinkel.



3.7 Druckmessungen

Die Druckverteilung und die Größe des Drucks sowie Kontaktflächen im Hüftgelenk wurden während physiologischer Gelenkstellung (mittlere Standbeinphase des Gangs) mittels drucksensitiven Films und Silikonabdruckmasse ermittelt.

3.7.1 Untersuchungsgut, Entnahme und Präparation

Es wurden 7 Hüftgelenkpräparate ohne makroskopisch sichtbare Knorpelschäden von 5 Hunden großer Rassen untersucht (Tab. 3.8). Das Alter der Hunde betrug zwischen 4-10 Jahren (Durchschnitt 7,5 Jahre), das Körpergewicht lag zwischen 24-38 kg (Durchschnitt 33,8 kg). Die präparierten Hundehüften wurden bis zum Tag der Untersuchung eingefroren bei -18 °C gelagert. Um das Austrocknen des Gelenkknorpels zu verhindern, wurden die Präparate in mit Phosphatpuffer getränkten Einmaltüchern eingewickelt und in luftdicht verschlossenen Polyethylenbeuteln aufbewahrt. Etwa 24 Stunden vor der Untersuchung wurden sie im Kühlraum bei 4 °C aufgetaut. Dabei wurden die Gelenkknorpelflächen ebenfalls stets mit Phosphatpuffer vor dem Austrocknen geschützt. Es wurden jeweils die Hemipelves zusammen mit dem Iliosakralgelenk (Durchtrennung des Os sacrum und der Symphysis pelvina in der Medianen) und das proximale Drittel des Os femoris entnommen. Weichteile und Muskeln wurden abpräpariert und die Gelenkkapsel eröffnet. Das Lig. capitis ossis femoris wurde durchtrennt und weitgehend entfernt. Das Lig. transversum, sowie das Labrum acetabulare wurden ebenfalls entfernt.

Tab. 3.8: Hunde für Druckversuche

Nr.	Rasse	Gewicht kg	Altersgruppe	Geschlecht	Lfd. Nr.	Hüftgelenke
1	Golden Retriever	31,5	III	w	w1 157	links + rechts
2	Berner Sennenhund	38	V	w	w1 158	rechts
3	Bobtail-Mischling	24	VI	w	w1 159	links + rechts
4	DSH-Mischling	35,5	V	w	w1 161	rechts
5	DSH	40	IV	m	w1 162	links

3.7.2 Verwendetes Gerät

Die Untersuchungen wurden an der institutseigenen, uniaxialen Materialprüfmaschine Zwick Z010 (Ulm, Deutschland) durchgeführt (Abb. 3.11). Es wurden eingespannte Gliedmaßenpräparate nach in vivo gemessenen Werten aus der Studie Page et al. (1993) physiologisch belastet. Dabei wurde modellhaft die mittlere Standbeinphase zugrunde gelegt.

Die Materialprüfmaschine erlaubt durch genaue Versuchsdefinitionen in der erweiterten Hystereseanwendung des Programms ZWICK TEST EXPERT V 5,0 die computergesteuerte Krafterleitung. Jede Belastungsstufe wurde mit einer Vorkraft von 2 N bei einer Geschwindigkeit von 2 mm/s computergesteuert angefahren. Die Standardkraft (100% Fmax) wurde kraftgeregelt mit 100 N/s eingeleitet und für eine definierte Zeit (siehe unten) gehalten. Der bewegliche Kraftarm ist an die Kraftmessdose angeschlossen, von der aus die Messdaten übertragen werden.

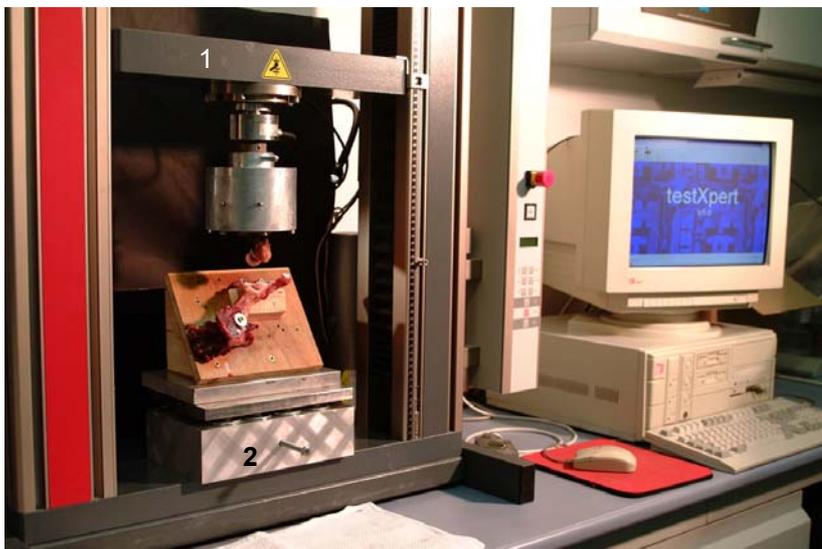


Abb. 3.11: Computer-gesteuerte Materialprüfmaschine Zwick Z010.

1 Kraftmessarm mit Kraftmessdose, 2 frei beweglicher Kugellagerblock mit darüber liegender Stahlplatte.

Der Querbalken der Materialprüfmaschine ist ausschließlich uniaxial in vertikaler Richtung beweglich. Daher musste der Versuchsaufbau derart gewählt werden, dass der Femurkopf von oben in das Acetabulum entsprechend der Richtung der resultierenden Gelenkskraft gepresst wird. Hierfür wurde eine spezielle Testvorrichtung konstruiert.

Auf dem Prüftisch wurde ein translatorisch und rotatorisch frei bewegliches Kugellager montiert. Darüber wurde eine Stahlplatte gelegt, auf der die Probe zu liegen kam. Dies diente zum Ausschluss von Zwangskräften und die Gelenkteile konnten eine natürliche Position bei der Artikulation einnehmen.

3.7.3 Untersuchte Gelenkstellung

Für die Ermittlung der Druckübertragung und Kontaktflächen an der Materialprüfmaschine wurden die Hüftgelenkpräparate entsprechend den physiologischen Gegebenheiten während der mittleren Standbeinphase des Schritts eingespannt. Während eines Gangzyklus findet die maximale Belastung der Hintergliedmaße in der mittleren Standphase statt, wenn nur eine der Beckengliedmaßen Bodenkontakt hat (Dreibeinstand) und die andere nach vorne schwingt (Allen et al., 1994).

In der mittleren Standphase des Ganges, so ermittelt während der Ganganalyse mittels einer instrumentierten Endoprothese (Page et al., 1993), steht das Os femoris in einem Flexionswinkel von 110° zur Beckenlängsachse in der Sagittalebene (Extension/ Flexion) (Abb. 3.12).

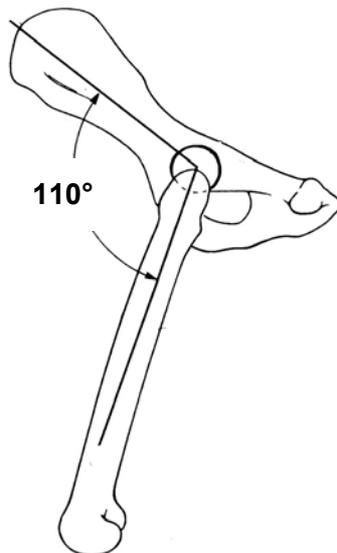


Abb. 3.12: Gliedmaßenwinkelung in Relation zum Becken, Ansicht von lateral, Flexionswinkel im Hüftgelenk in der Sagittalebene; (Abb. nach Page et al., 1993).

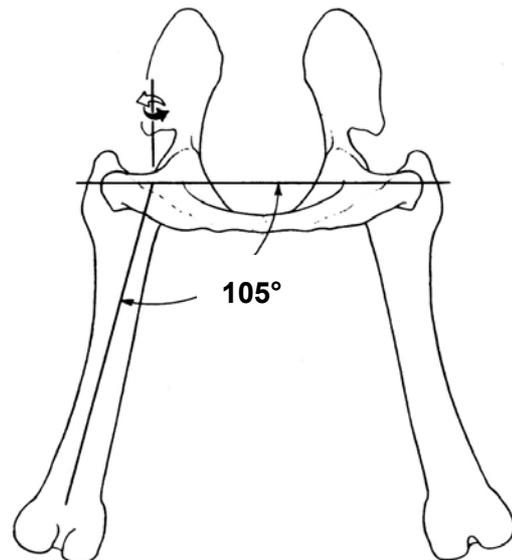


Abb. 3.13: Gliedmaßenwinkelung in Relation zum Becken, Ansicht von kaudal, Abduktionswinkel im Hüftgelenk in der Transversalebene; (Abb. nach Page et al., 1993).

In der Transversalebene (Adduktion/ Abduktion) ist das Femur in einem Winkel von 105° vom Beckenboden abduziert (Abb. 3.13). In dieser Stellung ist das Oberschenkelbein nicht rotiert (Innen-/ Außenrotationswinkel von 0°).

Die Richtung der Resultierenden R (Netto-Kraft-Vektor) ist dabei nach ventral, kaudal und lateral gerichtet (Abb. 3.14). In der x-y Ebene ist sie mit 20° nach kaudal gerichtet (polar angle θ) und entlang der Femurhalsachse 30° nach lateral (cone angle Φ).

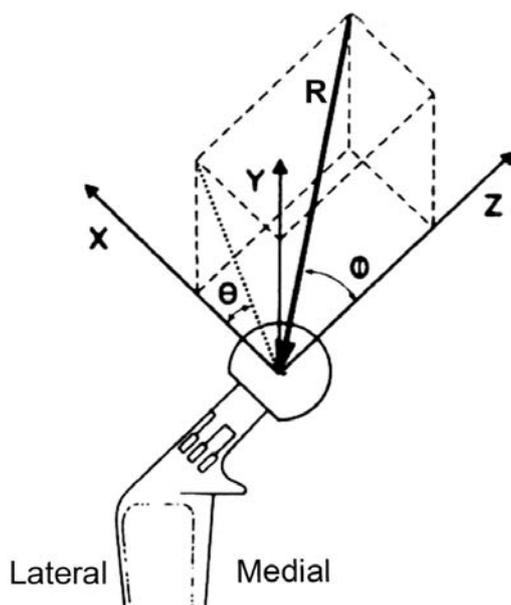


Abb. 3.14: Richtung von R dargestellt am Kopf einer instrumentierten rechten Hüftendoprothese, die y-Achse würde in dieser Ansicht von kranial nur einen Punkt darstellen, ist aber zur Verdeutlichung als Achse gezeichnet, nähere Erläuterungen siehe Text (Abb. nach Page et al., 1993).

3.7.4 Berechnung des Versuchsaufbaus

Die Verwendung eines eigenen lokalen femoralen Koordinatensystems bei Angabe der Hüftgelenkskräfte von Page et al. (1993) machte eine Umrechnung der angegebenen Kraftvektoren in ein beckenbezogenes, orthogonales Koordinatensystem für den Versuchsaufbau notwendig. Der Kraftarm der Materialprüfmaschine kann nur in einer Richtung uniaxial bewegt werden. Daher war es notwendig, die hüftgelenksbildenden Gelenkanteile derart einzuspannen, dass der Kraftvektor der Resultierenden genau mit der Bewegungsachse des Kraftmessarms der Materialprüfmaschine übereinstimmte. Im umgerechneten ortho-

gonalen/ universalen Koordinatensystem zeigt die x-Achse nach dorsoventral, die y-Achse nach kraniokaudal und die z-Achse nach mediolateral.

Page beschreibt die drei Komponenten der Resultierenden (F_x , F_y , F_z) anhand eines Koordinatensystems, das an der Femurhalsachse ausgerichtet ist. Die x-Achse steht senkrecht zum Femurhals in der x-z Ebene. Die y-Achse ist senkrecht zu dieser Achse und liegt in der Sagittalebene (kraniel-kaudal). Die z-Achse steht parallel zum Femurhals. Die x-z Ebene definiert die Hals-Schaft-Ebene (Abb. 3.14). Der Polar Winkel θ (20°) und der Cone Winkel Φ (30°) geben die Richtung der Einwirkung des Vektors der Gelenkkraft R auf den Femurkopf wieder.

Diese Art des Koordinatensystems ausgerichtet am Femurkopf macht eine experimentelle Anordnung der Gelenkanteile im Raum nicht möglich. Daher wurden die Werte folgendermaßen in ein orthogonales Koordinatensystem (wie auch bei Bergmann et al., 1984) übertragen.

Aus einem Diagramm der Kraftkomponenten (Page et al., 1993) wurden die Werte der drei Kraftkomponenten der Resultierenden (F_x , F_y , F_z) in der mittleren Standbeinphase des Ganges abgelesen (Abb. 3.15).

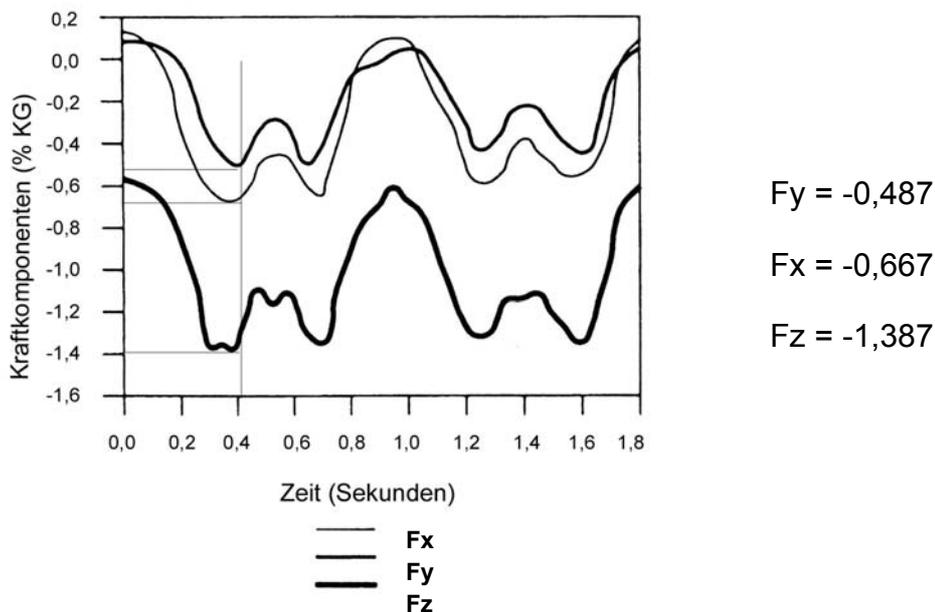


Abb. 3.15: Kraftkomponenten von R (Abb. nach Page et al., 1993); Zum Zeitpunkt der mittleren Standbeinphase setzt sich R aus den unterschiedlichen Kraftkomponenten in der x-, y- und z-Achse zusammen.

γ ist der Winkel, der in der xz-Ebene, den Summenvektor F_{xz} zu den Vektoren F_x und F_z bildet.

$$\tan \gamma = \frac{F_x}{F_z} = \frac{-0,667}{-1,387} = 0,481 \quad (3.1)$$

$$\text{arc tan } 0,481 = 25,7^\circ \quad (3.2)$$

Drehung um $45^\circ \rightarrow \gamma + 45^\circ = 70,7^\circ$

Winkelsumme im Dreieck 180° (rechter Winkel zwischen x- und z-Achse)

$$70,7^\circ + 90^\circ + \beta = 180^\circ$$

$$\beta = 19,3^\circ$$

$$F_{xz} = \sqrt{(F_z^2 + F_x^2)} \quad (\text{Satz des Pythagoras}) \quad (3.3)$$

$$F_{xz} = -1,53904$$

$$F_{x_{\text{neu}}} = \cos \beta \cdot F_{xz} = \cos 19,3 \cdot 1,53904 = -1,453$$

$$F_{z_{\text{neu}}} = \sin \beta \cdot F_{xz} = \sin 19,3 \cdot 1,53904 = -0,509 \quad (3.4)$$

$$F_{y_{\text{neu}}} = F_y = -0,487$$

δ ist der Winkel in der xy-Ebene, den der Summenvektor F_{xy} zu den Vektoren F_x und F_y bildet.

$$\tan \delta = \frac{F_{y_{\text{neu}}}}{F_{x_{\text{neu}}}} = \frac{-0,487}{-1,453} = 0,335 \quad (3.5)$$

$$\text{arc tan } 0,335 = 18,5^\circ \quad (3.6)$$

Winkelsumme im Dreieck 180° (rechter Winkel zwischen x- und z-Achse)

$$18,5^\circ + 90^\circ + \alpha = 180^\circ$$

$$\alpha = 71,5^\circ$$

Winkel in xz-Ebene = $\gamma + 45^\circ = 70,7^\circ \rightarrow 19,3^\circ$

Winkel in xy-Ebene = $71,5^\circ \rightarrow 18,5^\circ$

Das Oberschenkelbein befindet sich in der lateromedialen Ansicht (Flexion/Extension) in einem Winkel von $18,5^\circ$ zur Senkrechten. In der kraniokaudalen Ansicht (Ab-/Adduktion) steht es in einem Winkel von $19,3^\circ$ zur Senkrechten.

Die Ausrichtung des Beckens ergibt sich aus folgenden Werten:

Femurlängsachse und Beckenlängsachse stehen in einem Winkel von 110° zueinander. Das erfordert eine Neigung des Hemipelvis in seiner Längsachse um $51,5^\circ$ von der Senkrechten (bzw. im Winkel von $38,5^\circ$ von der Horizontalen). Mit dem Femur in Flexionsstellung von $18,5^\circ$ ergibt sich somit ein Flexionswinkel von 110° ($90^\circ - 18,5^\circ = 71,5^\circ$; $71,5^\circ + 38,5^\circ = 110^\circ$). Der Abduktionswinkel von 105° wird reproduziert indem die Holzscheibe, auf der das Becken aufgeschraubt ist, auf einem Keil befestigt wird in einem Neigungswinkel von $34,3^\circ$. Dies ergibt mit dem „abduzierten“ Femur im Winkel von $19,3^\circ$ einen Abduktionswinkel von insgesamt 105° ($90^\circ - 19,3^\circ = 70,7^\circ$; $70,7^\circ + 34,3^\circ = 105^\circ$).

3.7.5 Versuchsaufbau

Das Hemipelvis wurde so ausgerichtet, dass die Richtung der Krafteinleitung in der uniaxialen Prüfmaschine exakt mit der Verlaufsrichtung der Gelenkresultierenden in der mittleren Standbeinphase übereinstimmte.

Nach Exartikulation wurde jedes Os femoris in seiner Länge gekürzt und in ein 7 cm langes Prüfgefäß (Aluminiumbecher) mittels Schablonen in Schnellzement (Faust® Schnellzement) eingebettet, so dass der Femurkopf in der vorher genau berechneten Winkelung (siehe oben) zur Artikulation mit dem Acetabulum aus dem Becher herausragte. Vier Schrauben wurden in den kortikalen Femurschaft in Kreuzanordnung angebracht, um die Lage im Schnellzement zusätz-

lich zu stabilisieren. Das Os femoris wurde mit seiner Längsachse in einem Winkel von $18,5^\circ$ zur Senkrechten in der Sagittalebene und im Winkel von $19,3^\circ$ zur Senkrechten in der Transversalebene eingebettet.

Die Beckenhälfte wurde dermaßen an der Symphysis pelvina, an der Ala ossis ilii und am Os sacrum auf eine im entsprechenden Winkel schräg stehenden Holzplatte geschraubt, dass die Längsachse, angelegt in der Mitte der Iliumflügel, einen Winkel von $51,5^\circ$ zur Senkrechten bildete. Unter dem Os pubis und seinem ventralen Anteil wurde das Becken durch einen Holzvorsprung unterstützt, um die Zugkräfte auf die Schrauben am Symphysenrand möglichst gering zu halten. Die Holzplatte mit dem montierten Hemipelvis wurde mit einem Holzkeil im Winkel von $34,3^\circ$ schräg auf einer Bodenplatte befestigt. Diese ruhte auf der Stahlplatte über dem frei beweglichen Kugellager auf dem Prüftisch (Abb. 3.16).

Der Becher mit dem eingegossenen Femurkopf wurde in einem nächsten Schritt am beweglichen Kraftmessarm der Materialprüfmaschine befestigt. Beide Gelenkanteile wurden so in die Maschine eingespannt, dass die Richtung der eingeleiteten Kraft durch den Querbalken der Materialprüfmaschine mit der Resultierenden aus der Studie von Page übereinstimmte.

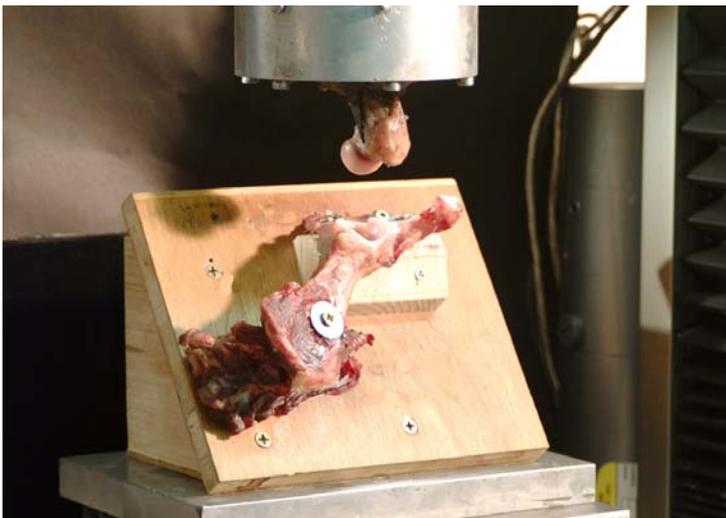


Abb. 3.16: Einspannvorrichtung für das Becken, Ansicht von schräg-vorne, Winklung des Holzkeils.

3.7.6 Belastung

Es wurden Belastungen in neun Stufen relativ zum Körpergewicht in der in vivo ermittelten Richtung eingeleitet, so dass unterschiedliche absolute Kräfte für die einzelnen Hunde verwendet wurden. Die absoluten Kräfte lagen zwischen minimal 59 N und maximal 1597 N.

Tab. 3.9: Belastungsstufen in Abhängigkeit von der Körpermasse

Belastungs- stufe	R in % KG	Hund 157 31,5 kg	Hund 158 38 kg	Hund 159 24 kg	Hund 161 35,5 kg	Hund 162 40 kg
1	25	77 N	93 N	59 N	87 N	100 N
2	50	154 N	185 N	118 N	174 N	200 N
3	75	232 N	280 N	177 N	261 N	299 N
4	100	309 N	373 N	235 N	348 N	399 N
5	150	464 N	559 N	353 N	522 N	599 N
6	200	618 N	746 N	471 N	697 N	798 N
7	250	772 N	932 N	589 N	871 N	998 N
8	300	927 N	1117 N	706 N	1045 N	1198 N
9	400	1236 N	1491 N	942 N	1393 N	1597 N

3.7.7 Kontaktflächen

Die Ermittlung der Kontaktflächen im Hüftgelenk erfolgte mit Silikonabdruckmasse aus der Zahnmedizin (hohe Abformgenauigkeit), die im belasteten Gelenk während verschiedener Belastungsstufen aushärtete. Es wurden Abdruckserien für 7 Hüftgelenke erstellt unter Belastungen von 25, 50, 75, 100, 150, 200, 250, 300, 400% des Körpergewichts.

3.7.7.1 Erstellung von Abdruckserien mit Silikonabformmasse

Eine bestimmte Menge der 2-Komponenten Silikonmasse (Dental ADS 562 A/B, Wacker Chemie) wurde im Verhältnis 1:1 angerührt und nach gründlichem Mischen innerhalb von 30 Sekunden in das Acetabulum verbracht. Um der

Masse ein Austreten durch die Inc. acetabuli zu erlauben, wurden Reste des Lig. capitis femoris, sowie das Lig. transversum bei der Vorbereitung der Gelenkanteile sorgfältig entfernt.

Die beiden Gelenkanteile wurden in ihrer natürlichen Stellung zusammengebracht und mit der entsprechenden Kraft (siehe Tabelle oben) belastet. Diese Kraft wurde innerhalb von 30 Sekunden eingeleitet, die Zeit, in der das Material noch gut formbar ist. Für weitere 570 Sekunden wurde die Stellung auf 100% dieser Kraft zur Aushärtung des Materials gehalten (insgesamt 10 Minuten Aushärtezeit). Danach wurde das Gelenk wieder entlastet und die Abdrücke vorsichtig entfernt.

3.7.7.2 Auswertung der Abdruckserien

Um die Größe der Kontaktflächen zu ermitteln, wurden die Knochen der Prüfpräparate ausgekocht (3 Tage bei 80 °C), um sie von Knorpel und Weichteilresten zu befreien.

Die knöchernen Gelenkflächen von Acetabulum und Femurkopf wurden in flüssiges Paraffin (Paraplast Plus®, Sherwood Medical Co., St. Louis, U.S.A.) getaucht. Auf die abgekühlte Paraffinschicht wurde im Bereich der Gelenkfläche zweimal eine weiße Deckfarbe (Alpina® Systemcolor Dispersionsfarbe) aufgetragen. Die Silikonabdrücke wurden auf die derart vorbereiteten Gelenkflächen aufgesetzt und die Kontaktflächen mit einem roten Stift markiert. Als Kontaktflächen wurden die Bereiche des Silikonabdrucks definiert, aus dem die Abformmasse komplett ausgedrückt worden war (Abb. 3.17 und Abb. 3.20).

Die weiß-rot gefärbten Paraffinkappen wurden am Gelenk fotografiert (Abb. 3.18 und Abb. 3.21) und danach mit einem Skalpell abgenommen. Entlastungsschnitte ermöglichten das Auffalten der halbkugelförmigen Gelenkflächenreplika und das Aufbügeln (Wärmeplatte) auf schwarzes Tonpapier (Abb. 3.19 und Abb. 3.22).



Abb. 3.17: Femurkopf mit Silikonabdruck, Kranialansicht.



Abb. 3.18: Femurkopf mit Paraffinkappe, auf der die Kontaktfläche rot markiert wurde.

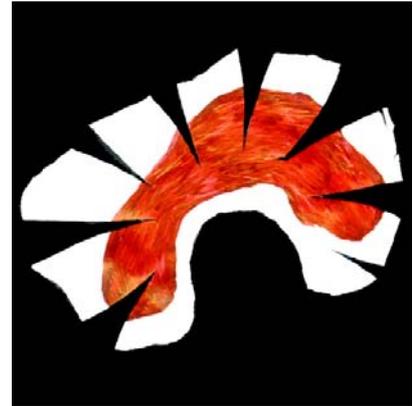


Abb. 3.19: Paraffinkappe mit Entlastungsschnitten, auf schwarzem Tonpapier aufgebügelt.



Abb. 3.20: Acetabulum mit Silikonabdruck, Lateralansicht.



Abb. 3.21: Acetabulum mit Paraffinhäutchen, auf dem die Kontaktfläche rot markiert wurde.

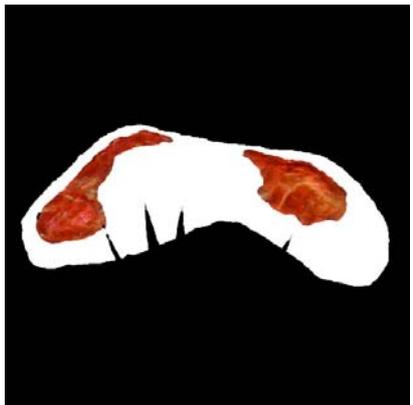


Abb. 3.22: Paraffinhäutchen des Acetabulum, mit Entlastungsschnitten, auf schwarzem Tonpapier aufgebügelt.

Die Kontaktflächen wurden digital eingescannt und ihre Größe am PC mit einem Bild Analyse Programm (IMAGETOOL) ausgewertet. Das Verhältnis der Kontaktfläche zur gesamten Gelenkfläche wurde für jede Belastungsstufe ermittelt.

3.7.7.3 Messung der Reproduzierbarkeit

Zur Messung der Reproduzierbarkeit wurden 7 Abdrücke von einem Hüftgelenk unter gleicher Belastung von 200% des Körpergewichts (470,9 N) angefertigt. Sie wurden wie oben genannt ausgewertet. Die Methode wies eine hohe Reproduzierbarkeit auf, der Variationskoeffizient betrug 5% für beide Gelenkflächenanteile.

3.7.8 Drucksensitiver Film – Darstellung der Druckverteilung und Quantifizierung des Druckes

Mit drucksensitivem Film (Fuji Prescale Film, Tokyo, Japan), der in den Gelenkspalt eingelegt wird, werden besonders belastete Abschnitte der Gelenkfläche und die Höhe der Druckbelastung für diese Bereiche quantitativ ermittelt. Die Ergebnisse wurden digitalisiert und am Computer ausgewertet.

3.7.8.1 Film

Der Fuji Prescale Film (Two sheet type) wurde in 2 Empfindlichkeiten verwendet: Super Low Pressure Type (Messbereich zwischen 0,5-2,5 MPa) und Low Pressure Type (Messbereich zwischen 2,5-10 MPa). Der Film ist 0,2 mm dick und besteht aus 2 Polyesterfolien, von denen eine mit einer Chemikalie gefüllten Mikrokügelchen unterschiedlicher Größe und die andere mit einer Entwicklungssubstanz beschichtet ist. Wenn die beiden Folien zusammengepresst werden, platzen die Mikrokügelchen und ihr Inhalt wird durch das Material der zweiten Folie zu einem roten Farbstoff entwickelt. Die Intensität der Rotfärbung steht in einem annähernd linearen Zusammenhang zum verwendeten Druck.

3.7.8.2 Versuch

Im Druckversuch wurden die ersten 3 Belastungsstufen mit dem Super Low Pressure Type Film gemessen, die Belastungsstufen 3-9 mit dem Low Pressure Type Film. Belastungsstufe Nummer 3 wurde mit beiden Filmen gemessen.

Für jedes zu testende Gelenk wurden Schablonen der Facies lunata aus Alufolie gefertigt, die an die individuelle Größe und Krümmung der Gelenkfläche angepasst waren (Abb. 3.23). Anhand der Schablonen wurden die 2 Lagen der Druckmessfolien individuell für jedes Gelenk vorbereitet. Um möglichst artefaktfreie Messungen zu erhalten, wurden die beiden korrespondierenden Filmstücke am Rand zur Fossa acetabuli sternförmig eingeschnitten.

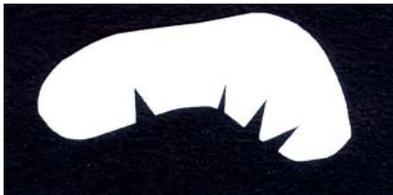


Abb. 3.23: Form des zugeschnittenen Filmstücks.

Die zwei Anteile der drucksensitiven Folien wurden zwischen zwei 0,1 mm dünnen Polyethylenfolien zum Schutz vor Feuchtigkeit fixiert, da der Film feuchtigkeitsempfindlich ist. Anschließend wurden sie schonend in die Facies lunata eingepasst und der Femurkopf in das Acetabulum abgesenkt. Die maximal eingeleitete Kraft (25, 50, 75, 100, 150, 200, 250, 300, 400% des Körpergewichts) wurde nach 30 Sekunden erreicht und für 30 weitere Sekunden gehalten.

Danach wurde das Gelenk wieder entlastet. Der gefärbte Film wurde aus dem Gelenk entfernt, die beiden Filmfolien voneinander vorsichtig getrennt und die rot gefärbte Folie auf schwarzen Fotokarton zur weiteren Auswertung fixiert. Zwischen den Belastungsversuchen wurden die Knorpeloberflächen mit Pufferlösung feucht gehalten, um einem Feuchtigkeitsverlust vorzubeugen und die Regeneration des Knorpels zu ermöglichen.

3.7.8.3 Auswertung der Druckmessfolie

Die Fuji-Filme wurden digitalisiert und mit einem Bildanalyseprogramm (IMAGE TOOL) in falschfarbene Bilder konvertiert. Um die Rotfärbung verschiedenen Druckintensitäten gegenüberstellen zu können wurde ein Eichstreifen in gleicher Weise mit Falschfarben belegt. Somit konnte die Intensität der Rotfärbung exakt einem entsprechenden Druck in MPa (N/mm^2) zugeordnet werden.

3.7.8.4 Messung der Reproduzierbarkeit

Zur Messung der Reproduzierbarkeit wurden 7 Filme in einem Hüftgelenk unter gleicher Kraft von 200 % des Körpergewichts (471 N) belastet und derselben Auswertung unterworfen. Es konnte bei allen 7 Wiederholungen die gleiche Verteilung der maximalen Kontaktdrücke reproduziert werden. Damit ist dieses Verfahren ausreichend genau wiederholbar.

4 Ergebnisse

4.1 Anatomisch-makroskopische Untersuchung

Von den insgesamt 164 untersuchten Hunden schieden 121 Hunde (74%) aufgrund von pathologischen Veränderungen an einem oder beiden Hüftgelenken für weitere Untersuchungen aus (siehe Anhang Tab. 8.1 und Tab. 8.2). Die pathologischen Veränderungen beinhalteten Schäden verschiedener Grade an Gelenkknorpel (Usuren) und seiner unmittelbaren Umgebung (Kapselverschwartungen, Exostosen, Corpora libera), Hüftgelenkdysplasie (HD) und Arthropathia deformans sowie offensichtlich vorgenommene Eingriffe an Hüft- und Kniegelenk (Prothese, OP).

91 Hunde (75%) wurden wegen Knorpeldegenerierungsschäden und Osteophyten, 30 Hunde (25%) aufgrund einer HD und Arthropathia deformans ausgeschlossen.

4.1.1 Einteilung und Verteilungsmuster von Knorpelschäden

Bei den Hunden mit Knorpelschäden fanden sich Hunde unterschiedlichster Rassen. Besonders gehäuft ließen sich allerdings Knorpelveränderungen bei den Rassen DSH (32n), Berner Sennenhund (8n), Collie (8n), Retriever (6n) und Terrier (6n) feststellen. Das Körpergewicht der Hunde lag zwischen 7 und 60,5 kg. Das Geschlechterverhältnis war mit 58 Rüden zu 33 Hündinnen ungleich verteilt. Das Alter der Hunde lag zwischen 2 und 12+ Jahren (Durchschnitt 6 Jahre) (Anhang Tab. 8.1).

Lokalisation im Acetabulum

Degenerative Veränderungen des Gelenkknorpels im Acetabulum sind meist in der Mitte des kranialen Bereichs (33,9%) und im Hinterhorn (40,1%) des Acetabulum zu finden (Tab. 4.1 und Abb. 4.1). Die betroffenen Stellen haben eine kreisrunde oder unregelmäßig abgerundete Form, in fortgeschritteneren Fällen

eine länglich ovale, bogenförmige Gestalt. Die Grenzen zum gesunden Knorpelgewebe sind scharf begrenzt.

Tab. 4.1: Lokalisation der Veränderungen im Acetabulum (Mehrfachnennungen pro Gelenkfläche möglich)

Häufigkeit (n)	Grad 1	Grad 2	Grad 3	Grad 4	Grad 5	Insg.	%
Vorderhorn A	3	5	8	1		17	9,6
Kraniolateralfäche B	27	19	13	1		60	33,9
Pfannendach C	3	3	3	2		11	6,2
Übergang zum Hinterhorn dorsal D	3	3	1			7	4,0
Übergang zum Hinterhorn ventral E	8		3			11	6,2
Hinterhorn F	11	37	19	4		71	40,1
Insgesamt	55	67	47	8		177	100

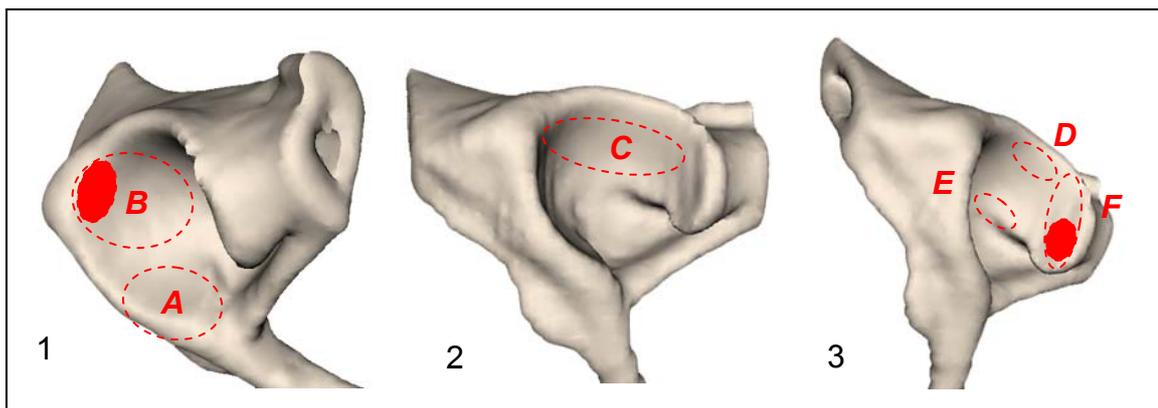


Abb. 4.1: Schematische Darstellung der Lokalisation der Knorpelschäden A-F in einem linken Acetabulum, Ansicht von 1 kaudolateral, 2 lateral, 3 kraniolateral; A Schäden am Vorderhorn, B an der Kraniodorsalfäche, C im Pfannendach, D am Übergang zum Hinterhorn dorsal, E ventral, F Schäden am Hinterhorn; tief angefärbte Bereiche bezeichnen die Stellen der häufigsten Lokalisation.

Lokalisation am Femurkopf

In vielen Fällen treten Knorpelveränderungen am Caput ossis femoris um den Rand der Fovea capitis (29,7%) auf. Ferner werden kreisförmige Knorpelusuren vor allem auf der kranialen (20,7%) und kaudalen (49,6%) Artikulationsfläche des Femurkopfes gefunden. Knorpelläsionen der Grade 3 und 4 befinden sich zumeist an der Kaudalfäche. Erst in fortgeschritteneren Fällen ist auch der dor-

sale Teil des Femurkopfes in die arthrotischen Veränderungen mit einbezogen. Vor allem ausgedehnte, breitflächige Schäden sind hier zu sehen.

Tab. 4.2: Lokalisation der Veränderungen am Caput ossis femoris (Mehrfachnennungen pro Gelenkfläche möglich)

Häufigkeit (n)	Grad 1	Grad 2	Grad 3	Grad 4	Grad 5	Insg.	%
Rand der Fovea kranial A	10	6	13	4		33	13,6
Rand der Fovea kaudal B	4	7	19	9		39	16,1
Kran. Femur C	6	11	11	8		36	14,9
Kran. Femur Kaudalrand D	3	5	3	3		14	5,8
Kaud. Femur Kaudalrand E	9	21	26	15		71	29,3
Kaud. Femur Mitte F	4	6	4	4	2	20	8,3
Kaud. Femur G	3	5	15	6		29	12
Insgesamt	39	61	91	49	2	242	100

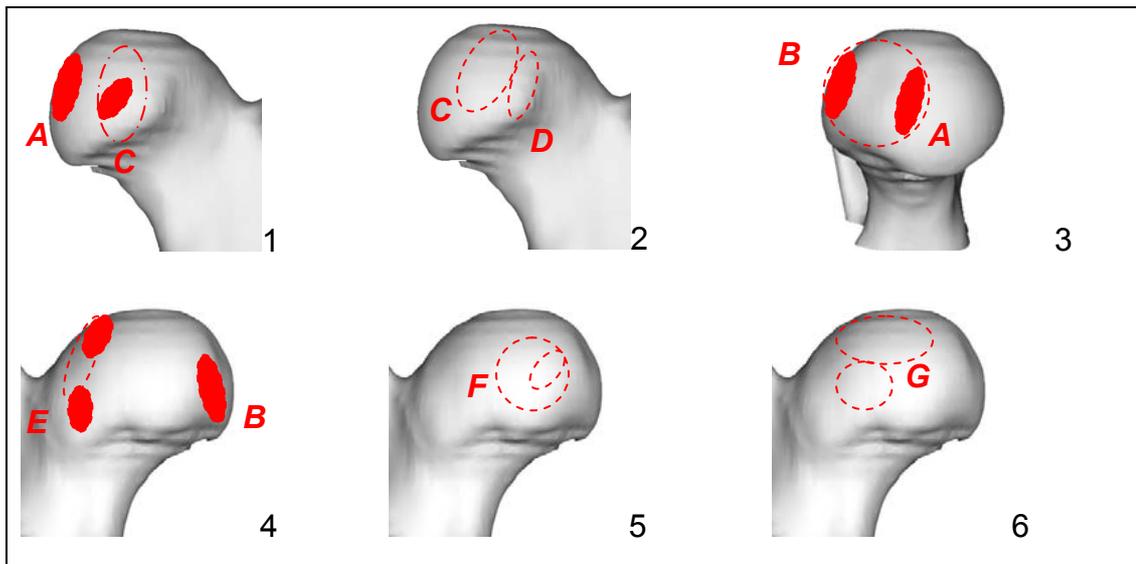


Abb. 4.2: Schematische Darstellung der Lokalisation der Knorpelschäden A-G am Femurkopf; 1-2 Ansicht von kranial, 3 Ansicht von medial, 4-6 Ansicht von kaudal; A,C,D Schäden an der Kranialfläche, A, B am Rand der Fovea capitis, E-G an der Kaudalfläche; tief angefarbte Bereiche stellen Orte häufiger, massiver Schädigungen dar.

Bei der Beurteilung der Knorpelveränderungen im Hüftgelenk wurde festgestellt, dass Knorpelschäden insgesamt und in stärkerem Ausmaß häufiger am Caput ossis femoris vorkommen.

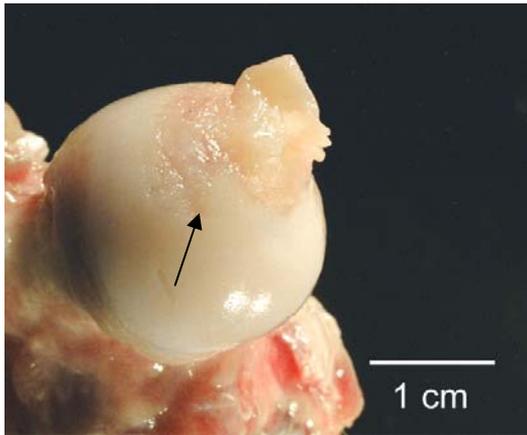


Abb. 4.3: Geringgradiger Knorpelschaden an der kranio-medialen Fläche eines rechten Caput ossis femoris; DSH-Mischling, ca. 6 Jahre, männlich.

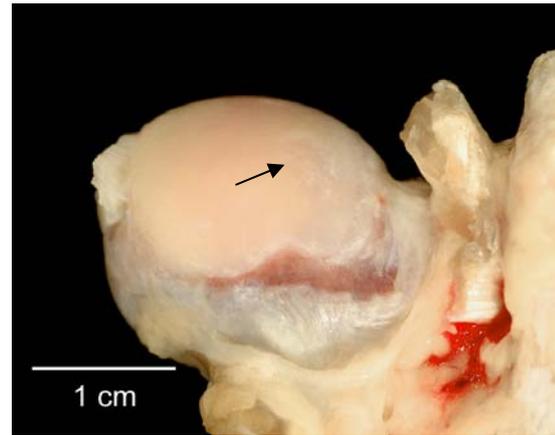


Abb. 4.4: Knorpelläsion an der Kaudalfläche eines rechten Caput ossis femoris, rund umschrieben; Collie, ca. 13 Jahre, weiblich.

4.1.2 Hüftgelenke mit Dysplasie und Arthrose

Unter den Hunden mit Hüftgelenkdysplasie (HD) und Arthropathia deformans war besonders häufig der Deutsche Schäferhund vertreten (43%). Aber auch Hunde anderer Rassen, vorwiegend jedoch großer Rassen, waren von der Dysplasie betroffen. Das Durchschnittsalter der Hunde betrug 7 Jahre (zwischen 2 und 12+ Jahren) und das mittlere Körpergewicht lag bei 35,5 kg (zwischen 8,5 und 57 kg). Bei der Geschlechterverteilung überwogen die männlichen Hunde (Anhang Tab. 8.2).

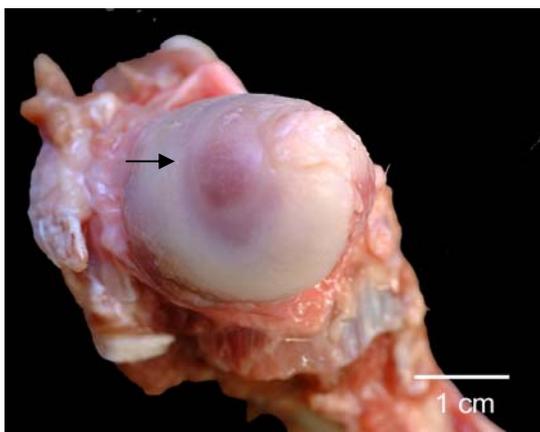


Abb. 4.5: Rechtes Caput ossis femoris, Ansicht von kraniodorsal, geringgradige HD, der Gelenkknorpel fehlt an der dorsalen Fläche.

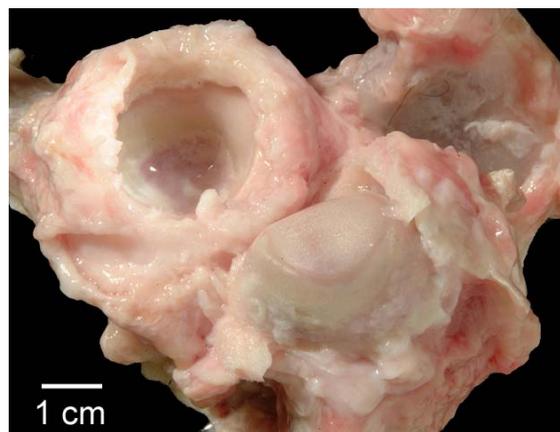


Abb. 4.6: Linkes Hüftgelenk mit hochgradiger HD; es sind eine massive Kapselverdickung und Abflachung der Gelenkform zu sehen.

4.2 Spaltlinien

Da sich Kollagenfasern in Richtung ihrer größten Zugfestigkeit ausrichten, kann durch ihren Verlauf eine eventuell vorhandene langfristige Dehnungsspannung im Gelenk nachgewiesen werden. Es wurde die Vorzugsrichtung der Kollagenfasern im Gelenkknorpel und im entkalkten subchondralen Knochen flächendeckend sichtbar gemacht.

Alle Ansichten wurden auf die linke Körperseite projiziert (rechte Hüftgelenke wurden gespiegelt) um zu einer einheitlichen Auswertung zu gelangen.

4.2.1 Spaltlinien der subchondralen Knochenplatte

Die Spaltlinien in allen sieben untersuchten Hüftgelenken wiesen ein charakteristisches, nahezu identisches Verlaufsmuster auf.

4.2.1.1 Acetabulum

Im Acetabulum ist ein einheitliches Verteilungsmuster der Spaltlinien erkennbar. An der Facies lunata des Acetabulum ordnen sich die Spaltlinien in Vorderhorn und dem kranialsten Anteil parallel bogenförmig mit einer deutlichen Vorzugsrichtung in sagittaler ventrodorsaler Ausrichtung an (Abb. 4.7).

Am Übergang zum Pfannendach folgen die Spaltlinien bogenförmig den Rändern des Pfannendachs, um parallel zu ihnen zu verlaufen (Abb. 4.8). Am Übergang zum Hinterhorn zeigt sich ein abrupter Richtungswechsel der Spalten. Sie orientierten sich in transversaler Richtung und verbinden die Ränder des hier engsten Teiles der Facies lunata auf kürzestem Wege. In der Peripherie des Vorder- und Hinterhorns der Artikulationsfläche richten sich die Spaltlinien radiär zum Rand hin aus.

Auch der nicht zur Artikulationsfläche gehörende, unter dem Lig. transversum liegende Knochensteg unter der Inc. acetabuli zeigt eine Richtung der Spaltlinien parallel zu seiner Längsachse (Abb. 4.9).

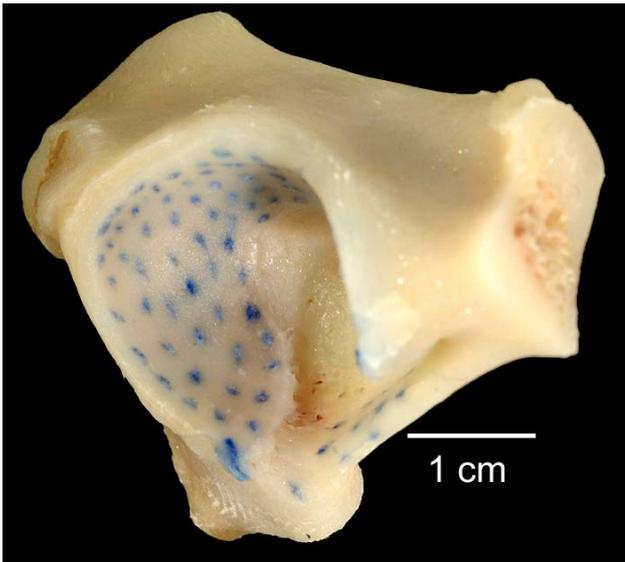


Abb. 4.7: Kranialfläche eines linken Acetabulumpräparats; die Spaltlinien in der subchondralen Knochenplatte verlaufen in ventrodorsaler Richtung auf das Pfannendach zu.

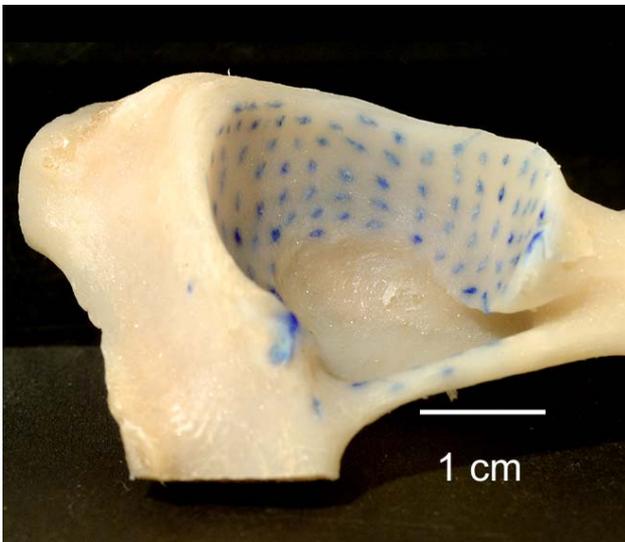


Abb. 4.8: Dorsalfläche (Pfannendach) eines linken Acetabulumpräparats; die Spaltlinien der subchondralen Knochenplatte zeigen einen kraniokaudalen Verlauf.

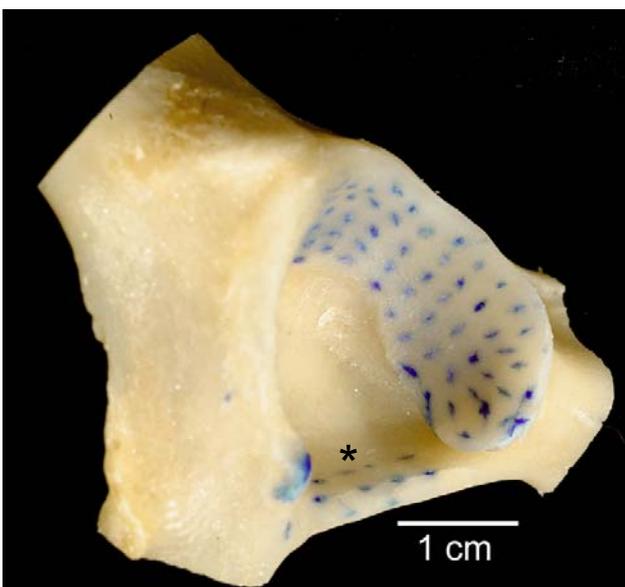


Abb. 4.9: Kaudalfläche eines linken Acetabulumpräparats; die Spaltlinien der subchondralen Knochenplatte zeigen einen abrupten Richtungswechsel nach mediolateral, am Hinterhornrand ist eine radiäre Ausrichtung zu beobachten, die Spaltlinien verlaufen am Knochensteg (*) ventral der Fossa acetabuli in sagittaler Richtung.

4.2.1.2 Os femoris

Die Spaltlinien am Femurkopf sind bis auf ein radiäres Muster am Rand der Fovea capitis diffus angeordnet, was auf eine ausschließliche Druckbelastung hinweist. Die Einstiche mit der Metallnadel bilden keine Spalten, sondern haben eine punkt- oder sternförmige Form. Vereinzelt bilden Einstiche Linien aus, sie zeigen dabei aber kein Muster (Abb. 4.10 und Abb. 4.11).

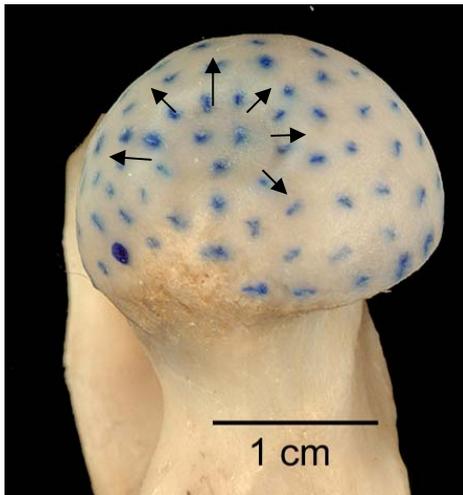


Abb. 4.10: Medialansicht eines linken Femurkopfspräparats; am Rand der Fovea capitis ossis femoris sind die Spalten radiär angeordnet, die Pfeile verdeutlichen diese Ausrichtung.

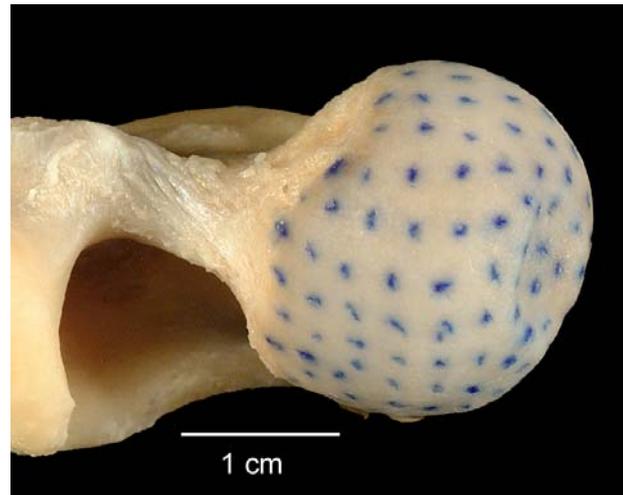


Abb. 4.11: Dorsalansicht eines linken Femurkopfspräparats; es ist kein Muster in der Anordnung der Spalten erkennbar.

4.2.2 Knorpelspaltlinien

In den 40 untersuchten Hüftgelenken wurde ein konstantes, typisches Verlaufsmuster der Spaltlinien gefunden. Sie verlaufen unabhängig von Alter und Geschlecht der Individuen. Das Spaltlinienbild einer Gelenkfläche ist charakteristisch gekennzeichnet durch Art, Zahl und Lage seiner singulären Punkte.

Die Spaltlinien, die durch einen Einstich mit einer runden Nadel in den Knorpel produziert wurden, waren fast immer länglich. Sie haben eine typische gerade Form.

Knorpelschäden auf einer Gelenkfläche haben keine Auswirkung auf die Spaltlinien der übrigen Gelenkfläche. Stellen mit offensichtlichen Läsionen zeigen eine durchgängige Anfärbung des Knorpels, Spaltlinien sind hier nicht erzeugbar.

4.2.2.1 Acetabulum

In allen Acetabula ist ein einheitliches charakteristisches Verlaufsmuster der Spaltlinien erkennbar. Im kranialen Teil des Acetabulum verlaufen die Spalten in konzentrischen, bogenförmigen Linien in Richtung auf das Pfannendach zu. Im kranioventralen Abschnitt des Vorderhorns befindet sich ein singulärer attraktiver Punkt, der zirkulär von Spaltlinien umfahren wird. Am äußeren Gelenkrand des kraniolateralen Anteils liegt ein zweiter singulärer attraktiver Punkt (Abb. 4.12). Ihm gegenüber, zwischen Vorderhorn und Pfannendach, laufen die Spaltlinien am der Fossa acetabuli benachbarten medialen Gelenkrand konvex bogenförmig von zwei Seiten zusammen (ein repulsiver singulärer Punkt). Im Pfannendach verbinden die Spaltlinien den lateralen und medialen Gelenkrand. Sie verlaufen parallel in leicht bogenförmiger Krümmung (Abb. 4.13). Sie biegen am Übergang zum Hinterhorn in Richtung seiner Spitze um und ordnen sich dort am lateralen Pfannenrand spiralförmig an (ein attraktiver singulärer Punkt) (Abb. 4.14).

An der kranio-medialen Fläche der Facies lunata, die in direkter Nachbarschaft zur Fossa acetabuli liegt, befindet sich häufig ein neutrales Feld, in dem sich nur schwer einzelne Spaltlinien erzeugen lassen, obwohl makroskopisch keine Läsionen sichtbar sind. Hier finden sich oft Knorpelerweichungen. Dieses neutrale Feld trifft mit der Lage des repulsiven singulären Punktes zusammen. Oft sind sie vergesellschaftet mit Einziehungen des inneren Pfannenrandes am Übergang von Vorder- zu Hinterhorn.

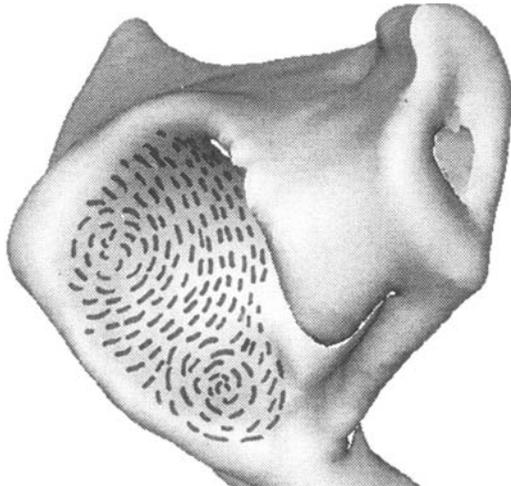


Abb. 4.12: Schematische Darstellung der Spaltlinien des Gelenkknorpels an der Kranialfläche eines linken Acetabulum; an Vorderhorn und am kraniallateralen Rand sind die Spaltlinien zirkulär angeordnet.

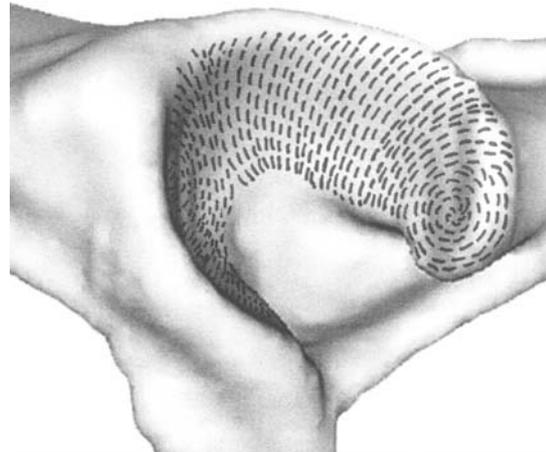


Abb. 4.13: Schematische Darstellung der Spaltlinien des Gelenkknorpels an der Dorsalfläche eines linken Acetabulum; im Pfannendach verlaufen die Spaltlinien in transversaler Richtung.

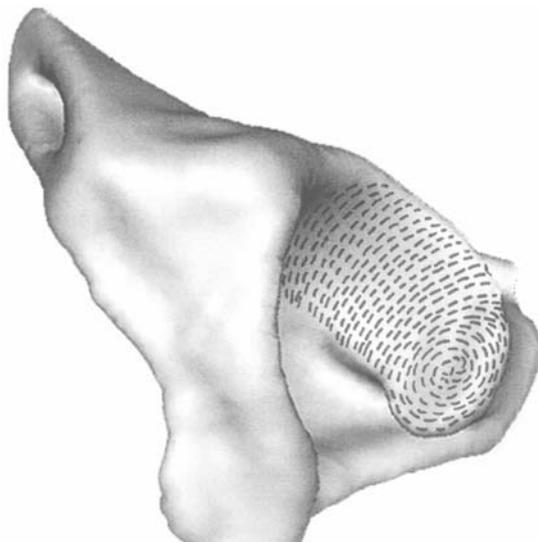


Abb. 4.14: Schematische Darstellung der Spaltlinien des Gelenkknorpels an der Kaudalfläche eines linken Acetabulum; die Spaltlinien ordnen sich am kaudoventralen Rand spiralförmig an.

4.2.2.2 Os femoris

Die Spaltlinien am Femurkopf sind v. a. auf der Dorsalfläche des Femurkopfes in geraden Bahnen angeordnet, die von medial nach lateral verlaufen (Abb. 4.18). Von der Fovea capitis strahlen sie radiär in Richtung der lateralen Gelenkflächenränder aus (Abb. 4.16). An der Kranialfläche ordnen sich die Spaltlinien am mediodistalen Rand haarnadelförmig an. Hier befindet sich ein attraktiver singulärer Punkt (Abb. 4.15). Die Spaltlinien verlaufen ebenso an der Kau-

dalfläche am laterodistalen Bereich (Abb. 4.17). Medial davon treffen sich die Spaltlinien in konvexen Bahnen von drei Seiten an einem repulsiven singulären Punkt.

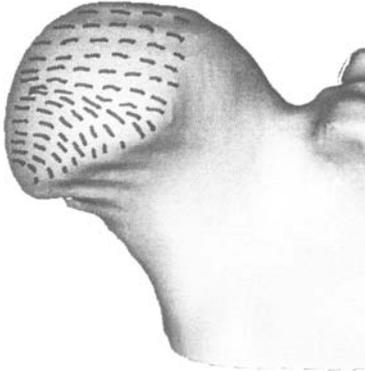


Abb. 4.15: Schematische Darstellung der Spaltlinien des Gelenkknorpels an der Kranialfläche des Caput ossis femoris; am mediodistalen Gelenkrand ordnen sich die Spaltlinien zirkulär an.

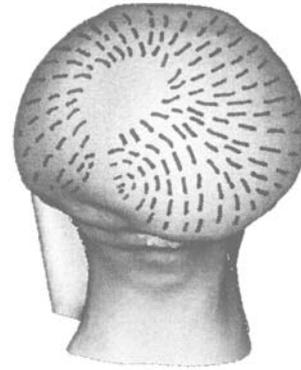


Abb. 4.16: Schematische Darstellung der Spaltlinien des Gelenkknorpels an der Medialfläche des Caput ossis femoris; um die Fovea capitis herum sind die Spalten strahlenförmig angeordnet.

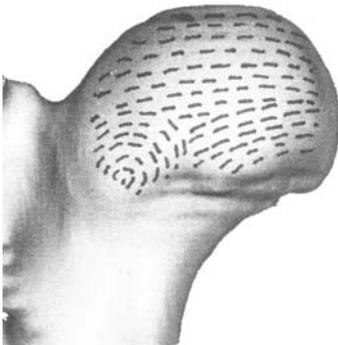


Abb. 4.17: Schematische Darstellung der Spaltlinien des Gelenkknorpels an der Kaudalfläche des Caput ossis femoris; am laterodistalen Gelenkrand ordnen sich die Spaltlinien zirkulär an.

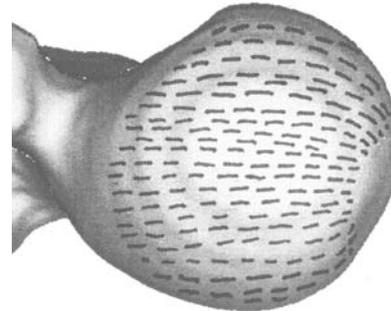


Abb. 4.18: Schematische Darstellung der Spaltlinien des Gelenkknorpels an der Dorsalfläche des Caput ossis femoris; geradliniger Verlauf der Spaltlinien, der die Gelenkränder auf kürzestem Weg verbindet.

4.3 CT-OAM der subchondralen Knochenplatte

Ein charakteristisches Verteilungsmuster der relativen subchondralen Knochendichte ist in allen 60 untersuchten Gelenkflächen erkennbar. Die proximale Gelenkfläche (Acetabulum) ist im Durchschnitt höher mineralisiert (100-200 HU) als der distale Gelenkanteil (Femurkopf).

4.3.1 Individuelle Rekonstruktionen

4.3.1.1 Acetabulum

Das Acetabulum zeigt ein Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte mit drei Dichtemaxima. Ein Knochendichtemaximum befindet sich im Kaudalhorn. Es kann sich bis auf das Pfannendach ausdehnen. Ein zweites Maximum liegt im Pfannendach. Die Knochendichte beträgt dort maximal 1800-2100 HU. Ein drittes Maximum befindet sich im Vorderhorn. Stärker mineralisiert sind v. a. die äußeren Gelenkränder. Ein nicht zur Gelenkfläche gehörender Teil des Acetabulum, der Knochensteg unterhalb des Lig. transversum stellt ebenso einen Bereich mit sehr hoher Knochendichte dar. Ein Dichteminimum findet sich im kranio-medialen Anteil der Facies lunata am Übergang von Vorder- zu Hinterhorn und am inneren Gelenkrand in Nachbarschaft zur Fossa acetabuli, mit Werten zwischen 800 und 1300 HU.

Auffällig waren altersbedingte Unterschiede in der Mineralisierungsdichte. So bewegt sich ein ca. 6-8 Jahre alter Hund zwischen Knochendichtewerten von >2100 bis 500 HU (Abb. 4.19). Ein ca. 2-jähriger Hund dagegen weist Maximalwerte von nur 1700 HU auf (Abb. 4.20). Das Verteilungsmuster der relativen Knochendichte bleibt dabei gleich.

Unter den individuell rekonstruierten Gelenkflächen gab es feinste unterschiedliche Abstufungen in der Mineralisierungsdichte und in der Form der Facies lunata. Sie halten jedoch alle das oben genannte Muster mehr oder weniger ein, auch wenn sie sich innerhalb anderer Knochendichtewerte bewegen.

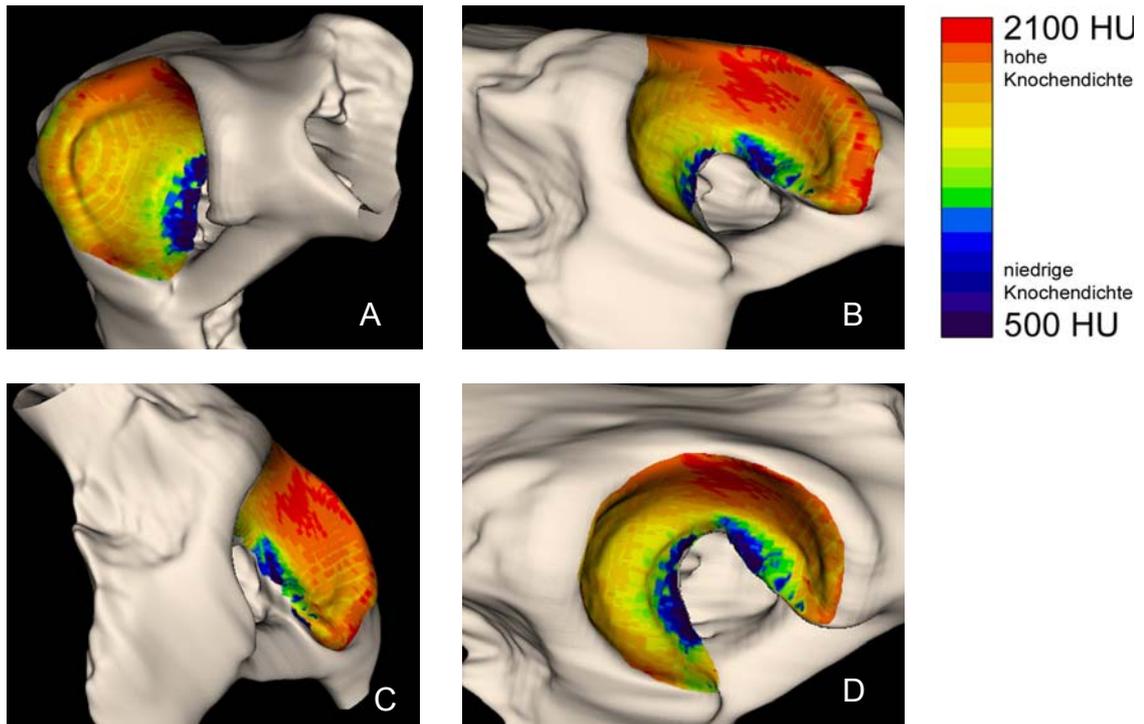


Abb. 4.19: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte im Acetabulum eines ca. 6 Jahre alten, männlichen Dobermanns; A Kranialfläche, B Dorsalfläche, C Kaudalfläche, D gesamte Gelenkfläche im Überblick.

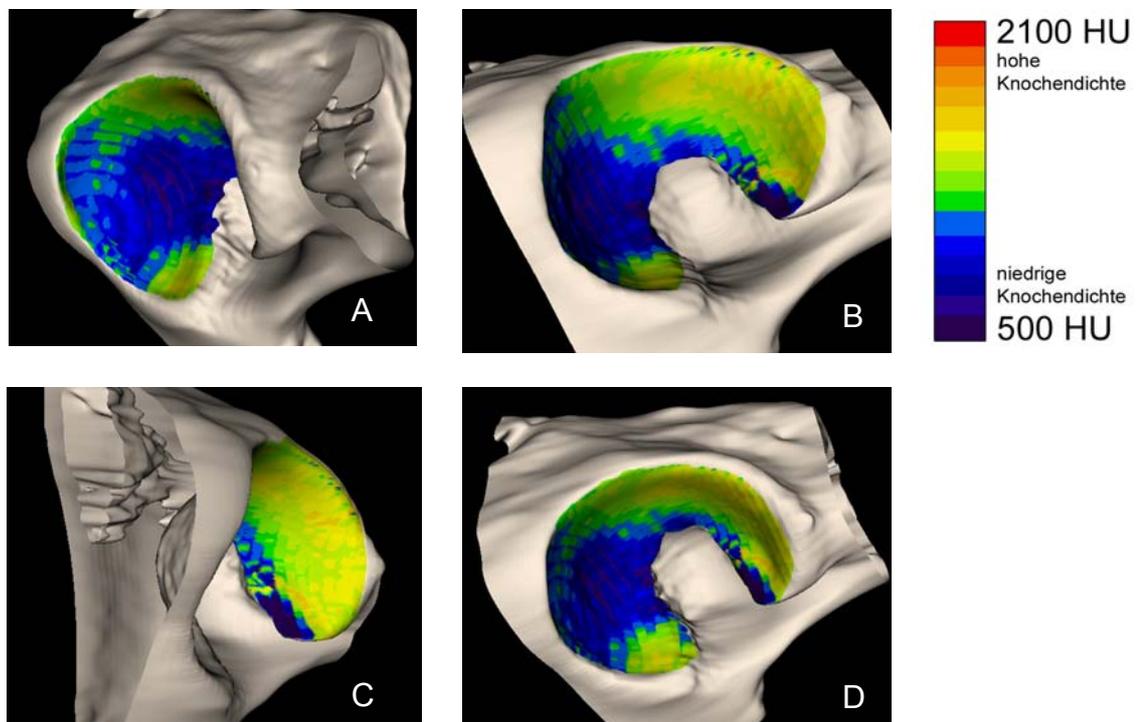


Abb. 4.20: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte im Acetabulum eines ca. 2 Jahre alten, männlichen Mischlingshundes; A Kranialfläche, B Dorsalfläche, C Kaudalfläche, D gesamte Gelenkfläche im Überblick.

4.3.1.2 Caput ossis femoris

Am Femurkopf befindet sich ein Dichtemaximum am Bandansatz des Lig. capitis ossis femoris. Darüber hinaus ist der äquatoriale Bereich an der kranialen und kaudalen Gelenkfläche stärker mineralisiert. An Kranial- und Kaudalfläche sind je zwei Dichtemaxima zu erkennen, die ineinander übergehen können. Die Dichtewerte nehmen konzentrisch zu den Randbereichen hin ab. Der Dorsalteil des Caput ossis femoris ist dagegen in allen Gelenken ein Bereich minimaler Mineralisierung. Dies deutet darauf hin, dass dieser Anteil weniger belastet ist, als die Kranial- und Kaudalfläche.

Wie beim Acetabulum, gibt es beim Caput ossis femoris individuelle Unterschiede in der Mineralisierungsdichte und Form der Gelenkfläche, die regelhafte Verteilung der Knochendichte ist jedoch bei allen untersuchten Gelenken vorhanden.

Ältere Hunde weisen eine höhere Knochendichte auf als jüngere Hunde, die bis zu einem Alter von ca. 2 Jahren relativ geringe Mineralisierungswerte zwischen 500 und 1500 HU zeigen (Abb. 4.21 und Abb. 4.22).

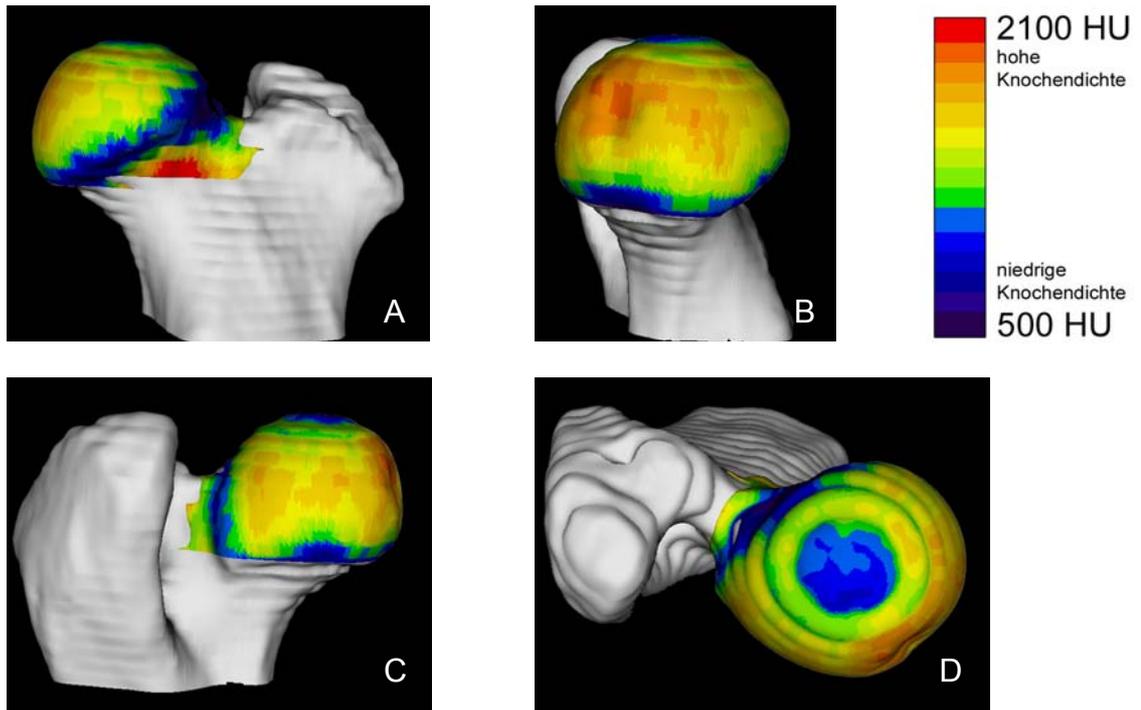


Abb. 4.21: Knochendichteverteilung am Femurkopf eines Zwergschnauzer-Mischlings, ca. 4 Jahre alt, weiblich; A Kranialfläche, B Medialfläche, C Kaudalfläche, D Dorsalfläche.

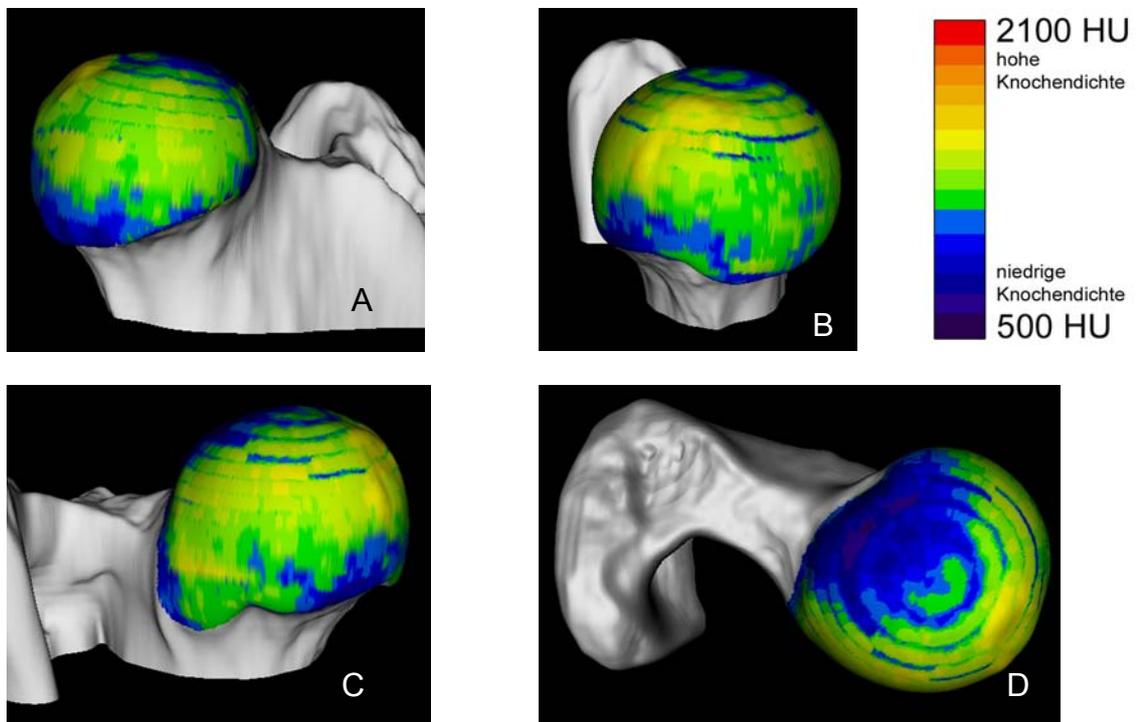


Abb. 4.22: Knochendichteverteilung am Femurkopf eines Berner Sennenhund-Mischlings, ca. 2 Jahre alt, männlich; A Kranialfläche, B Medialfläche, C Kaudalfläche, D Dorsalfläche.

4.3.2 Summationsbilder

4.3.2.1 Acetabulum

Eine Auswahl an Hüftpfannen wurde unabhängig von Rasse, Alter und Geschlecht übereinander projiziert. Die durchschnittliche Mineralisierungsdichte liegt zwischen Minimalwerten von 1000 HU und Maximalwerten von 1800 HU. Das Dichteverteilungsmuster zeigte wie schon bei den individuellen Rekonstruktionen drei Dichtemaxima (1700-1800 HU). Sie befinden sich an Vorderhorn, Pfannendach und Hinterhorn (Abb. 4.23).

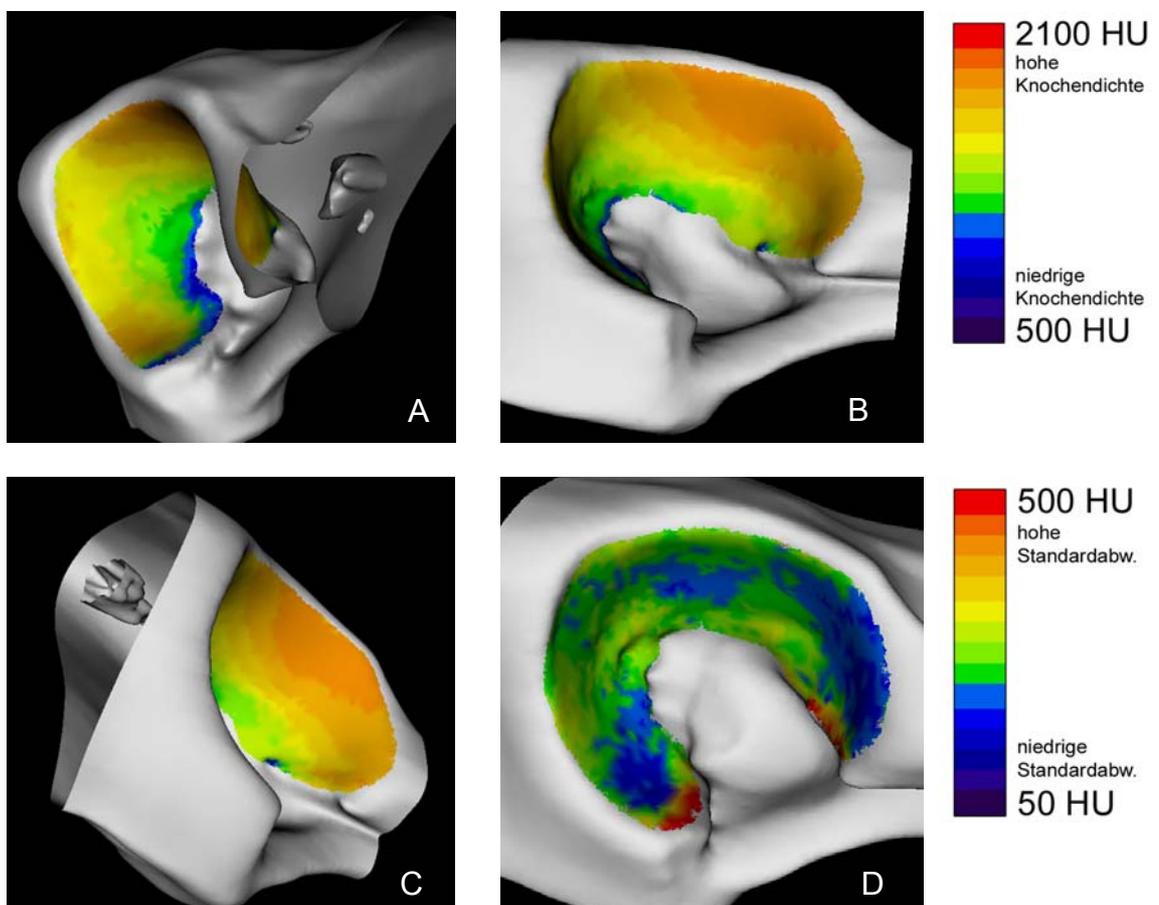


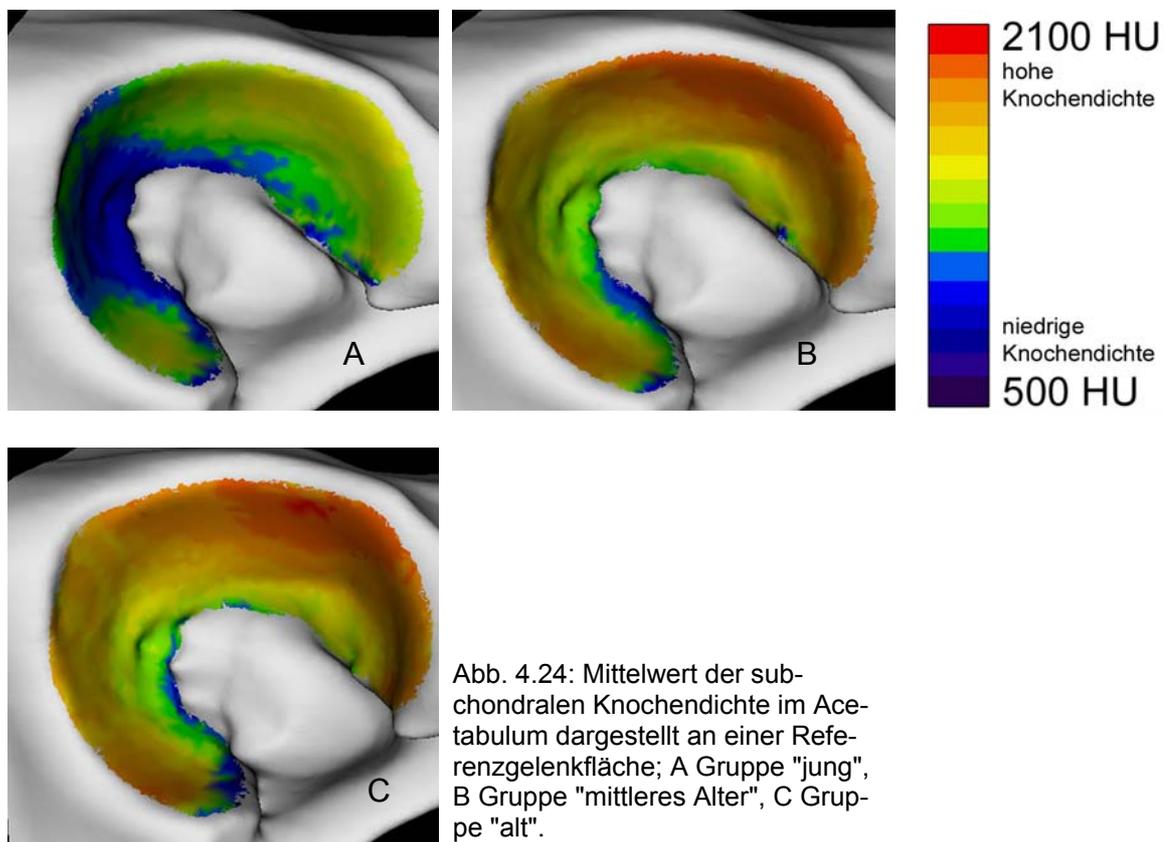
Abb. 4.23: Darstellung der mittleren Knochendichte (A-C) und der Standardabweichung (D) im Acetabulum; A Kranialfläche, B Dorsalfläche, C Kaudalfläche des Acetabulum, D gesamte Gelenkfläche.

Am inneren Gelenkflächenrand und am Übergang von Vorderhorn zum Pfannendach ist die Mineralisierungsdichte mit 1000-1500 HU am geringsten (Abb. 4.23). Die Standardabweichung zeigt eine gute Übereinstimmung (blau = gerin-

ge Standardabweichung) der Knochendichtemaxima in der untersuchten Gruppe von Hunden (Abb. 4.23 D).

Abhängigkeit der Mineralisierungsdichte vom Alter

In der Gruppe der jüngeren Hunde im Alter von 2-4 Jahren ist besonders der kranio-mediale Bereich des inneren Randes der Facies lunata weniger mineralisiert im Vergleich zur Gruppe der Hunde mittleren Alters (5-8 Jahre) und der Gruppe der alten Hunde (9-12+ Jahre) (vgl. Tab. 8.3). Die Mineralisierungsdichte nimmt mit steigendem Alter zu.



Abhängigkeit der Mineralisierungsdichte vom Geschlecht

Ein Vergleich von Hunden der Gruppe „männlich“ (n=15, durchschnittliches Alter 6 Jahre, durchschnittliches Körpergewicht 29,5 kg) mit Hunden der Gruppe „weiblich“ (n=11, durchschnittliches Alter 7 Jahre, durchschnittliches Körperge-

wicht 17,5 kg) zeigte eine um ca. 300 HU höhere maximale Mineralisierungsdichte bei Rüden.

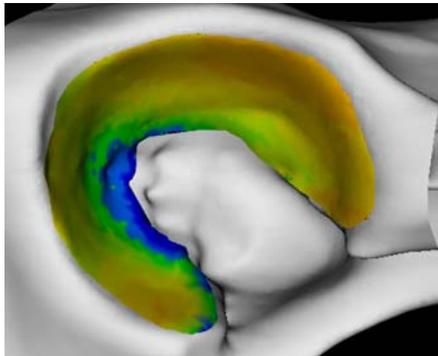


Abb. 4.25: Mittelwert der subchondralen Knochendichte im Acetabulum der Gruppe "weiblich" dargestellt an einer Referenzgelenkfläche.

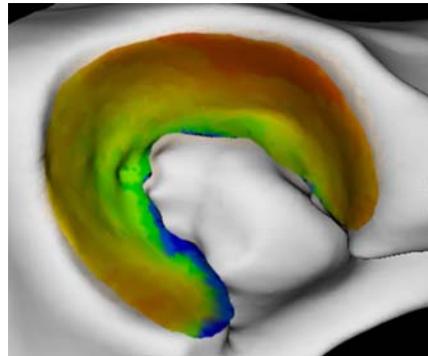
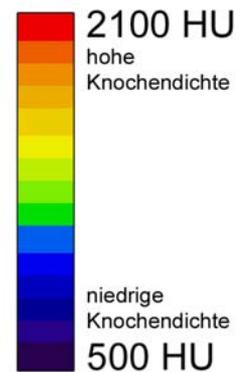


Abb. 4.26: Mittelwert der subchondralen Knochendichte im Acetabulum der Gruppe "männlich" dargestellt an einer Referenzgelenkfläche.



Abhängigkeit der Mineralisierungsdichte vom Körpergewicht

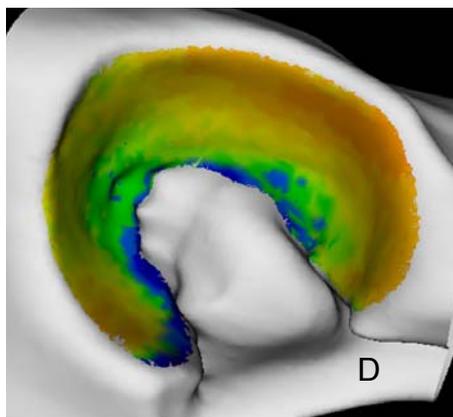
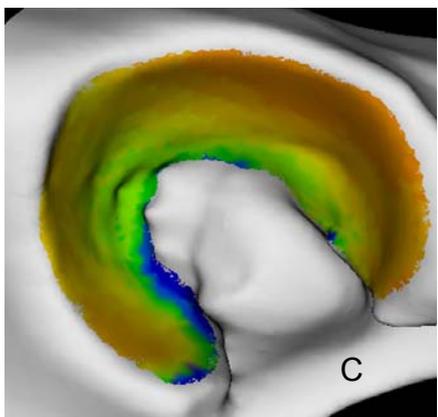
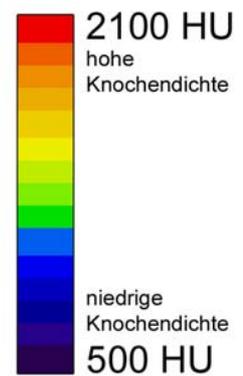
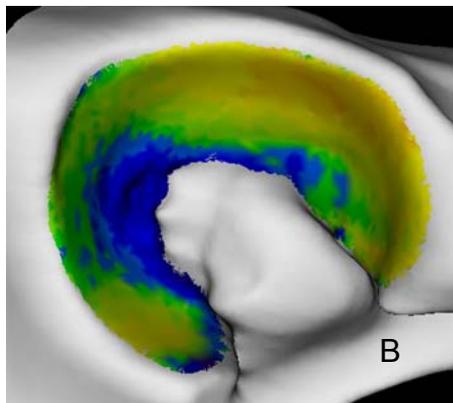
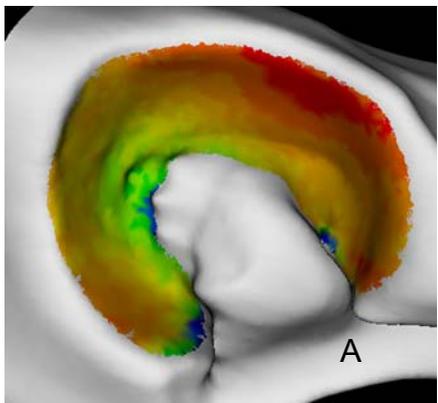


Abb. 4.27: Mittelwert der subchondralen Knochendichte im Acetabulum dargestellt an einer Referenzgelenkfläche; Hunde A bis 19 kg Körpergewicht, B bis 29kg, C ab 30kg Körpergewicht, D DSH.

Die Verteilung der Knochendichte in Abhängigkeit vom Körpergewicht ergab keine deutlich geringere Mineralisierungsdichte in den unteren Gewichtsklassen (Abb. 4.27). Während Hunde der Gruppe von 20-29 kg (durchschnittliches Alter 3,4 Jahre) eine deutlich geringere Mineralisierungsdichte mit einem ausgedehnten Dichteminimum am kranio-medialen inneren Rand der Facies lunata in Nachbarschaft zur Fossa acetabuli aufweisen, scheint nur ein geringer Unterschied zwischen den Gruppen 7,5-19 kg (durchschnittliches Alter 6,5 Jahre) und 30-53 kg (durchschnittliches Alter 9 Jahre) zu bestehen.

Das Verteilungsmuster des Deutschen Schäferhundes weist keine Auffälligkeiten auf (Abb. 4.27 D).

4.3.2.2 Caput ossis femoris

Das Summationsbild aller Femurköpfe zeigt Dichteverteilungen, wie schon oben für die individuellen Gelenkflächen erläutert (Abb. 4.28): Ein Dichtemaximum (1700 HU) befindet sich an der Ansatzstelle des Lig. capitis ossis femoris. Auf selber Höhe breitet sich ein „Dichtegürtel“ auf die Kranial- und Kaudalfläche des Femurs aus. Dabei ist die Kaudalfläche des Femurkopfes stärker (1700 HU) und über einen ausgedehnteren Bereich mineralisiert, als seine Kranialfläche (1500-1600 HU). Auf der Kranial- und Kaudalfläche befinden sich wiederum zwei Dichtemaxima, je lateral und medial, die ineinander übergehen können. Der Bereich großer Dichte, der sich wie ein Gürtel um die breiteste Stelle des Femurkopfes legt, verjüngt sich in Richtung der Pole in konzentrischen Abstufungen (um je 100 HU) bis auf eine Dichte von 1000 HU an den Gelenkrändern. Die dorsale Gelenkfläche ist am geringsten mineralisiert. Von ihrem lateralen Gelenkrand aus verdichtet sich ein Bereich mit einer Dichte von 1000 HU in Richtung auf die Medialfläche in konzentrischen Abstufungen bis auf 1500 HU.

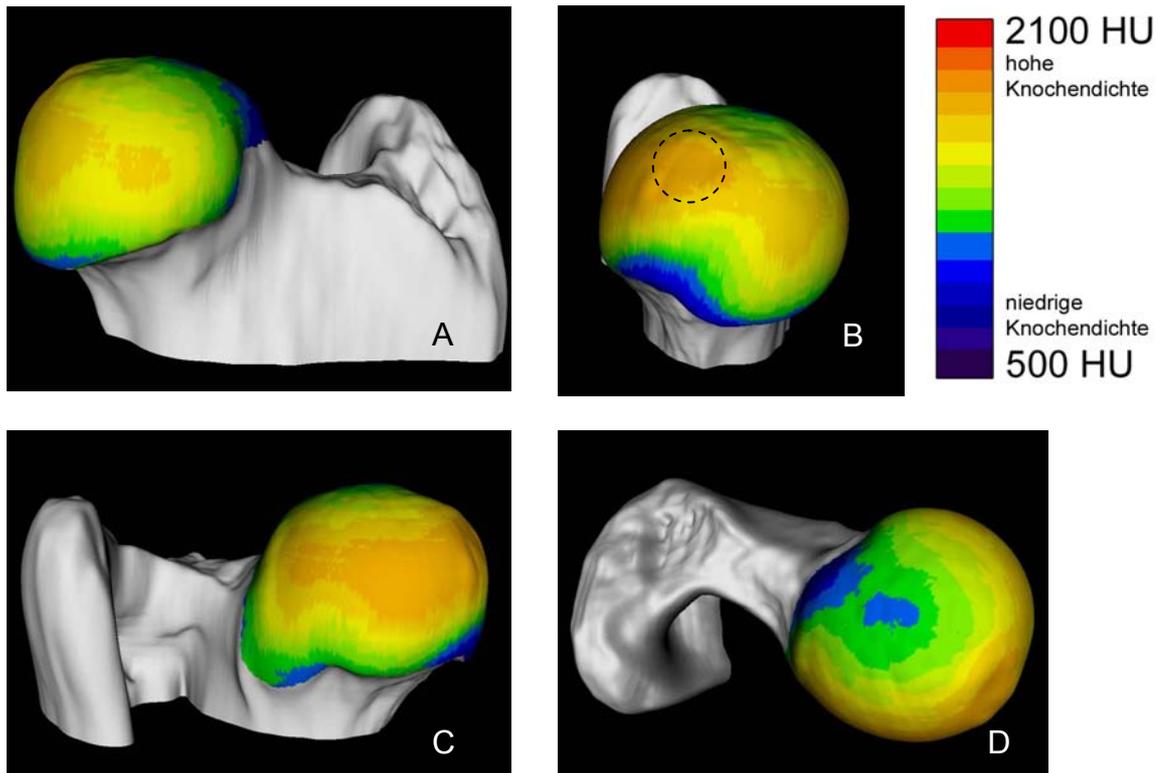
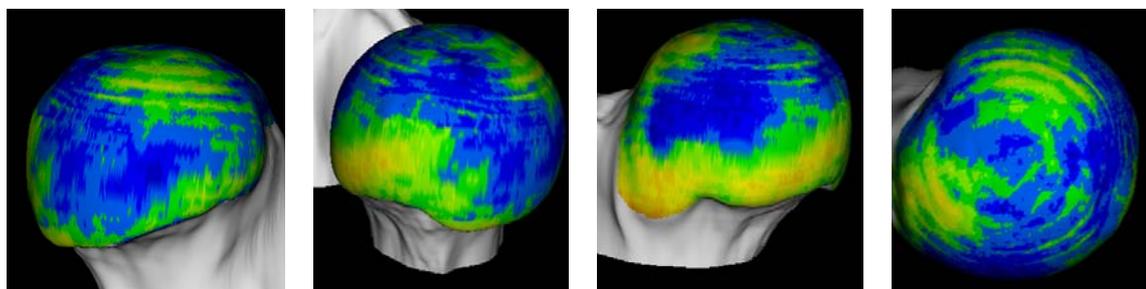


Abb. 4.28: Darstellung der mittleren Knochen-dichte am Caput ossis femoris, A Kranialflä- che, B Medialfläche; gestrichelter Kreis = Fovea capitis, C Kaudalfläche, D Dorsalfläche.



Kranialfläche

Medialfläche

Kaudalfläche

Dorsalfläche

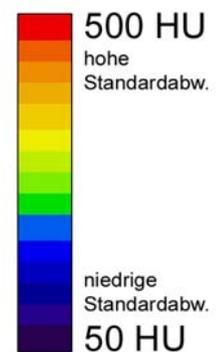


Abb. 4.29: Darstellung der Standardabweichung der mittleren Knochen- dichte am Caput ossis femoris, die blauen Bereiche markieren Stellen, die eine niedrige Standardabweichung aufweisen; sie entsprechen den dargestellten mittleren Knochen-dichtemaxima im obigen Summations- bild.

Verteilung der Mineralisierungsdichte in Abhängigkeit vom Alter

Die Gelenkfläche des Caput ossis femoris zeigt ein Mineralisierungsmuster in deutlicher Abhängigkeit vom Alter (Abb. 4.30 bis Abb. 4.32). Die Gelenkflächen aus der Gruppe „jung“ (2- bis 4-Jährige) weisen mit Maximalwerten von 1500 HU eine insgesamt geringere Mineralisierungsdichte auf. Die Mineralisierungsdichte nimmt mit steigendem Alter deutlich zu. In der Gruppe „mittleres Alter“ der 5-8-Jährigen bewegen sich die Maximalwerte in den Bereichen 1800 bis 1900 HU. Bei den Hunden der Gruppe „alt“ (Gruppe der 9-12-Jährigen) sind die Bereiche der maximalen Dichte von 1800-2100 HU ausgedehnter. Dabei verlagern sich die Dichtemaxima bei den alten Hunden nach medial, das Dichtemaximum auf der Kaudalfläche ist deutlich zweigeteilt.

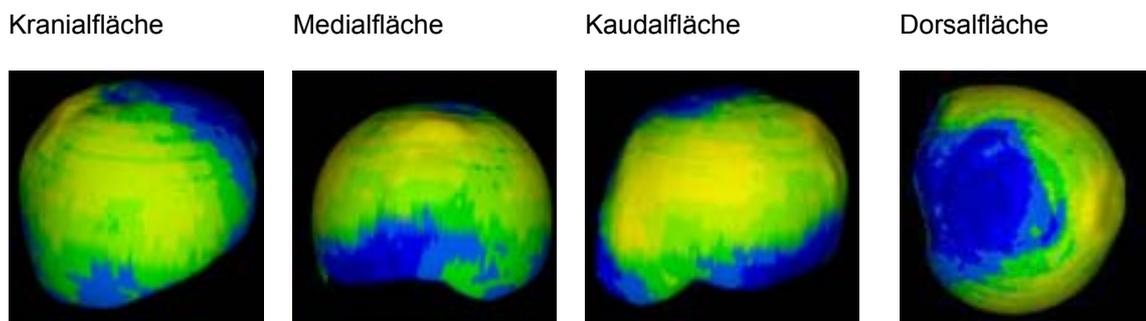


Abb. 4.30: Darstellung der mittleren Knochendichte der Gruppe "jung" am Caput ossis femoris.

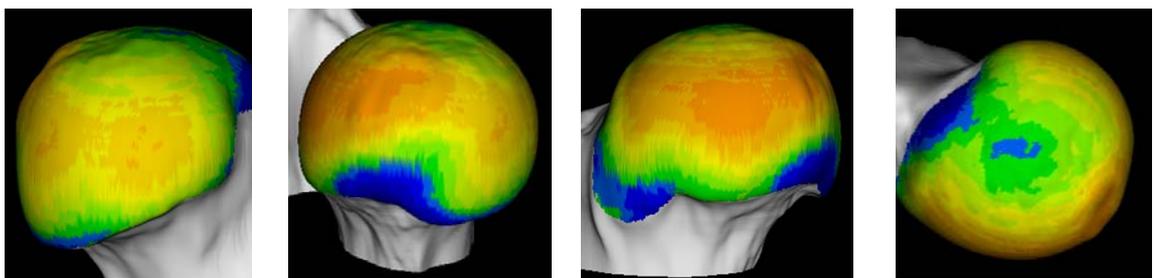


Abb. 4.31: Darstellung der mittleren Knochendichte der Gruppe "mittleres Alter".

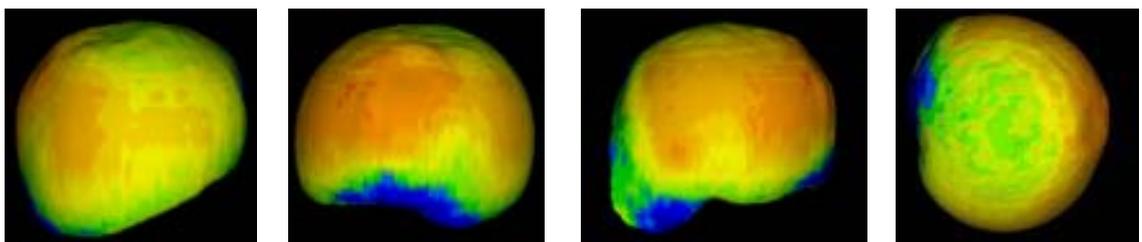


Abb. 4.32: Darstellung der mittleren Knochendichte der Gruppe "alt".

Verteilung der Mineralisierungsdichte in Abhängigkeit vom Geschlecht

Es besteht kein deutlicher Unterschied zwischen der Knochendichte von Hunden der Gruppe „weiblich“ (Abb. 4.33) und Hunden der Gruppe „männlich“ (Abb. 4.34). Die Gelenkflächen männlicher Tiere (durchschnittliches Alter 6 Jahre, mittleres Körpergewicht 34,5 kg) weisen geringfügig höhere Dichtemaxima auf, als weibliche Tiere (durchschnittliches Alter 6 Jahre, mittleres Körpergewicht 25,5 kg).

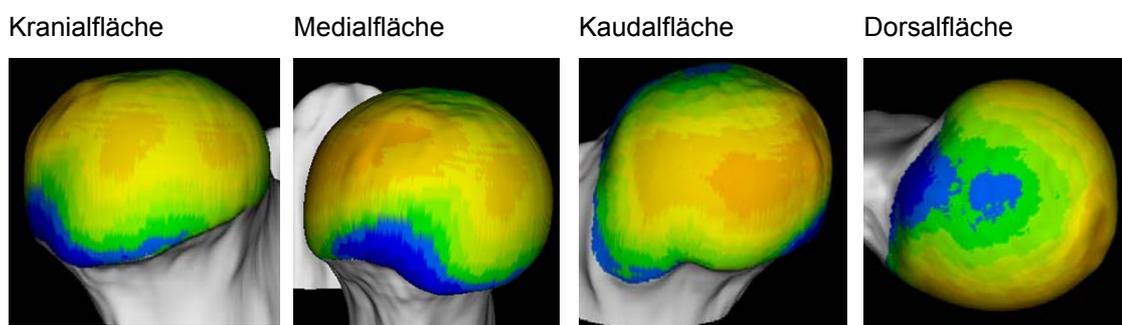


Abb. 4.33: Darstellung der mittleren Knochendichte der Gruppe "weiblich" (n=10) am Caput ossis femoris.

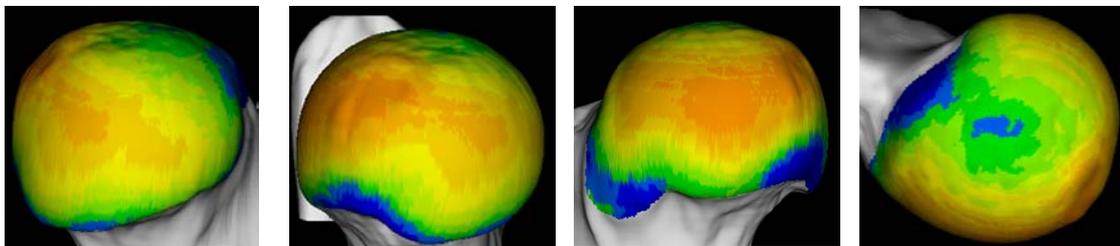


Abb. 4.34: Darstellung der mittleren Knochendichte der Gruppe "männlich" (n=22) am Caput ossis femoris.

Verteilung der Mineralisierungsdichte in Abhängigkeit vom Körpergewicht

Es konnte wie auch schon für das Acetabulum keine Abhängigkeit der subchondralen Knochendichte vom Körpergewicht festgestellt werden. Wie oben beschrieben, findet sich eine relativ höhere Knochendichte in der Gruppe der Hunde bis zu einem Körpergewicht von 19 kg, als in der Gruppe von Hunden bis 29 kg. Dies dürfte jedoch auf das durchschnittlich höhere Alter der ersten Gruppe zurückzuführen sein.

4.4 Torsionsmessungen

Die mit dem computertomographischen Verfahren ermittelten Antetorsionswinkel von 18 Hunden liegen für die rechte Gliedmaße durchschnittlich bei 16,82° und für die linke Gliedmaße bei 17,62°. Sie weisen eine hohe Variabilität auf (Tab. 4.3). Der mittlere ATW ist bei großen Rassen größer (18,85°), als bei kleinen Rassen (10,48°).

Tab. 4.3: Torsionswerte

Nr.	Rasse	Gewicht kg	Alters- gruppe	Ge- schlecht	ATW RECHTS °	ATW LINKS °
1	Rottweiler	45	IV	m	21,48	19,37
2	DSH	40	IV	m	22,57	23,40
3	DSH- Mischling	35	III	m	21,65	23,51
4	Berner Sennenhund	37	III	w	20,71	19,95
5	Dt.-Kurzhaar	22,5	III	w	4,2	9,69
6	Retriever-Mischling	25	II	w	16,89	14,22
7	Neufundländer	8	I	w	11,01	11,01
8	Berner Sennenhund- Mischling	33	II	m	26,52	25,11
9	Dobermann	37	IV	m	21,75	26,44
10	Border Collie-Mischling	18	III	w	16,87	23,47
11	Landseer	18	I	w	24,37	27,90
12	Collie - Mix	16	V	w	15,70	15,24
13	PON	14,5	II	w	19,53	18,08
14	Husky	16,5	VI	m	16,32	19,05
15	West Highland White Ter- rier	10	III	w	5,64	6,90
16	Rehpinscher	7,5	VI	w	15,85	15,10
17	Zwergschnauzer-Mischling	12	II	w	6,79	6,23
18	Terrier-Mischling	7,5	III	m	14,92	12,46

4.5 Druckversuche

Es ist ein einheitliches, bi- oder trizentrisches Verteilungsmuster des Gelenkdrucks bis in hohe Belastungsstufen erkennbar. Besondere Druckbeanspruchungen bestehen an Vorder- und Hinterhorn. Die Kontaktflächen zeigen bei geringen Belastungen ein bizentrisches Verteilungsmuster. Sie sind mit zunehmendem Druck konfluierend.

4.5.1 Kontaktflächen, Gelenkspaltweite

Es wurden die Kontaktflächen und die Gelenkspaltweite mittels Silikonabformmassen an 7 Hüftgelenken unter ansteigenden Belastungen ermittelt. Die Stellen des Gelenks, an welchen die Silikonmassen vollständig verdrängt wurden, wurden als Kontaktflächen identifiziert. Bei geringen Drücken war die Begrenzung der Kontaktflächen zum weniger belasteten Bereich unregelmäßig, bei höheren Drücken scharf begrenzt.

Form, Lokalisation und Ausdehnung der Kontaktflächen zeigen individuelle Unterschiede. Kontaktflächen befinden sich am äußeren Rand der Facies lunata und im äquatorialen Bereich des Caput femoris. Unter geringer Belastung sind sie bei 6 von 7 Hunden nicht durchgängig über die ganze Artikulationsfläche, sondern durch einen dünnen Silikonsteg am Übergang von Pfannendach zum Vorderhorn zweigeteilt. An der Facies lunata liegt eine Kontaktfläche am Vorderhorn und eine Kontaktfläche am Hinterhorn und Pfannendach. Am Caput femoris ist die Kontaktfläche an der Dorsalfläche unterbrochen (Abb. 4.35 und Abb. 4.36).



Abb. 4.35: Kontaktflächendarstellung am Gelenkflächenreplikat eines linken Femurkopfes von einem Bobtail-Mischling (w1 159), 24 kg, weiblich, Belastung 25% KG, die Pfeile verdeutlichen die Richtung, in der die Kontaktflächen bei höherer Belastung zunehmen, vgl. Bild unten.



Abb. 4.36: Kontaktflächendarstellung am Gelenkflächenreplikat eines linken Acetabulum von einem Bobtail-Mischling (w1 159), 24 kg, weiblich, Belastung 25% KG, die Pfeile verdeutlichen die Richtung, in der die Kontaktflächen bei höherer Belastung zunehmen, vgl. Bild unten.

Unter höheren Belastungen dehnen sie sich an beiden Gelenkenden zu einer durchgängigen Kontaktfläche aus (Abb. 4.37 und Abb. 4.38).



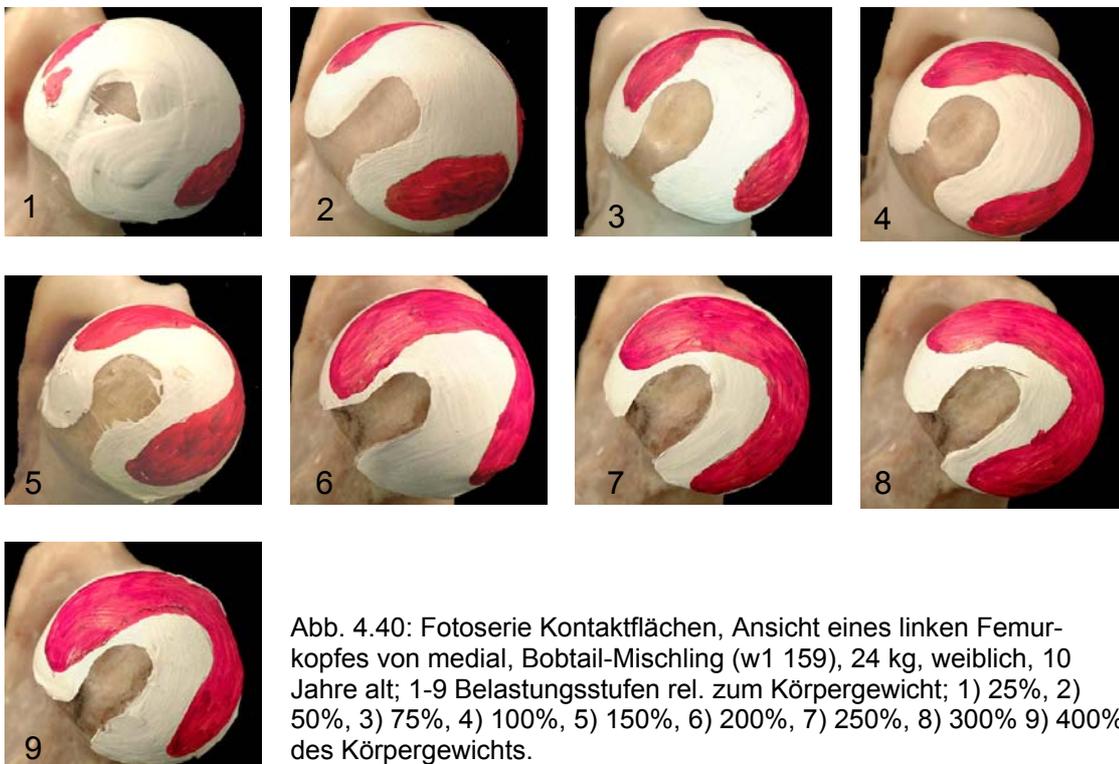
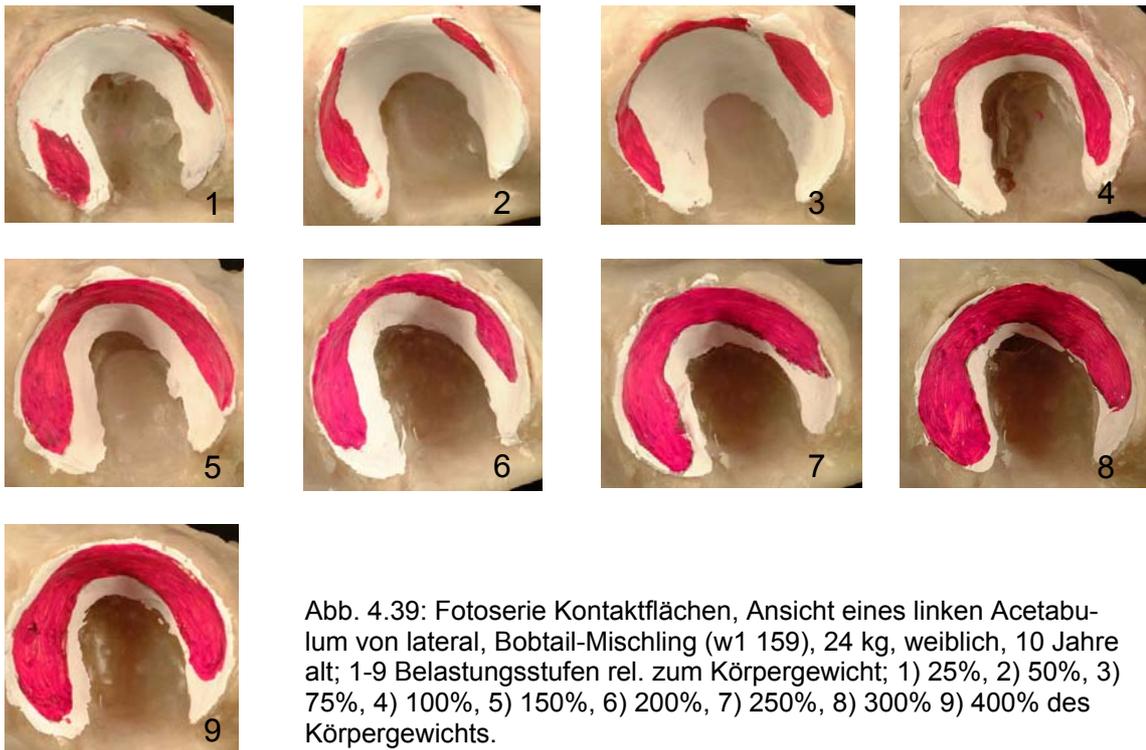
Abb. 4.37: Kontaktfläche vom selben Gelenk wie bei der Abb. oben, Belastung hier 250% des KG, die Kontaktfläche ist ungeteilt und hat sich in Richtung zum medialen Gelenkrand vergrößert.



Abb. 4.38: Kontaktfläche vom selben Gelenk wie bei der Abb. oben, Belastung hier 250% des KG, die Kontaktfläche ist ungeteilt und hat sich in Richtung zum medialen Gelenkrand vergrößert.

Bei geringen Belastungen berühren sich die Gelenkknorpelflächen am äußeren Pfannenrand des Pfannendachs, während im Zentrum der Facies lunata die Gelenkspaltweite erhalten bleibt. Die Gelenkspaltweite nimmt in Richtung Fossa acetabuli hin bei allen Präparaten zu. Mit ansteigender Belastung dehnen sich die Kontaktflächen sowohl in Richtung Fossa acetabuli, als auch zu den Rändern von Vorderhorn und Hinterhorn hin aus. Dabei konfluieren ab einer Belastung von 100% KG die Kontaktflächen an Vorder-, Hinterhorn und Pfannendach zu einer einzigen durchgängigen Kontaktfläche (Abb. 4.39).

Am Caput ossis femoris zeigen die initialen Kontaktflächen an Kranial- und Kaudalfläche sinngemäß das gleiche Verhalten. Sie verschmelzen in der Regel ab einer Belastung von 100% KG auf der Dorsalfläche. Bei höheren Belastungen verbreitern sich die Kontaktflächen analog jenen der Facies lunata in Richtung Äquator des Femurkopfes und verlängern sich gleichzeitig in Richtung auf die distalen Gelenkränder und die Fovea capitis. Ein medialer perifovealer Teil der Knorpelfläche bleibt immer eine Nicht-Kontaktfläche, ebenso wie ein unterschiedlich breiter Streifen am inneren Rand der Facies lunata (Abb. 4.40).



Bei einem Hund (w1 162) war gleich von Beginn der Belastungsreihe an eine einzige durchgängige Kontaktfläche vorhanden.

Die digitalisierten Replikate der Gelenkflächen wurden mit IMAGETOOL (siehe Kap. 3.7.7.2) ausgewertet und die Größe der Kontaktfläche in mm² sowie ihre Relation zur Gelenkfläche für jede Druckstufe berechnet.

Die Größe der Gelenkfläche des Os femoris lag zwischen 241 mm² (Golden Retriever, w1 157) und 330 mm² (DSH, w1 162). Die Gelenkfläche der Facies lunata ist geringfügig kleiner als die des Os femoris. Ihre Fläche betrug zwischen 185 mm² (Golden Retriever, w1 157) und 245 mm² (DSH, w1 162). Die durchschnittliche Größe der Gelenkflächen aller 7 untersuchten Hüftgelenke lag bei 295 mm² ± 35 für das Os femoris und bei 222 mm² ± 34 für die Facies lunata.

Der Anteil der Kontaktflächen an der Gesamtgelenkfläche variierte je nach Belastungsstufe. Bei niedrigen Belastungen findet nur ein geringer Kontakt an der peripheren Gelenkfläche statt. Mit steigenden Belastungen nimmt der Anteil der Kontaktfläche in Relation zur Gesamtgelenkfläche zu. Die relative Größe der Kontaktflächen bewegte sich je nach Belastungsstufe zwischen durchschnittlich 24% (Belastungsstufe von 25% KG) und 55% (Belastungsstufe von 400% KG) der Artikulationsfläche für das Os femoris. Die relative Größe der Kontaktflächen für das Acetabulum lag zwischen 37% (Belastungsstufe von 25% KG) bis 84% (Belastungsstufe von 400% KG) der Artikulationsfläche (Tab. 4.4).

Tab. 4.4: Durchschnittliche Größe der Kontaktflächen im Hüftgelenk und ihr Anteil an der jeweiligen Artikulationsfläche in Abhängigkeit von der Belastungsstufe

Belastungsstufe in % Körpergewicht	Mittlere Kontaktfläche in mm ²	Kontaktfläche am Os femoris in % der Gelenkfläche	Kontaktfläche an der Facies lunata in % der Gelenkfläche
25	85	24	37
50	109	30	47
75	134	36	58
100	146	40	64
150	130	38	58
200	148	43	66
250	165	48	74
300	175	53	79
400	188	55	84

Die Größe der Kontaktflächen nimmt mit der eingeleiteten Kraft proportional zu. Der Anteil der Kontaktfläche an der Gesamtgelenkfläche ist bei Hüftpfanne und Oberschenkelkopf unterschiedlich groß. Die Gesamtfläche der Facies lunata ist kleiner als die des Os femoris, daher ist sie mit einem höheren relativen Anteil an der Lastübertragung beteiligt (Abb. 4.41).

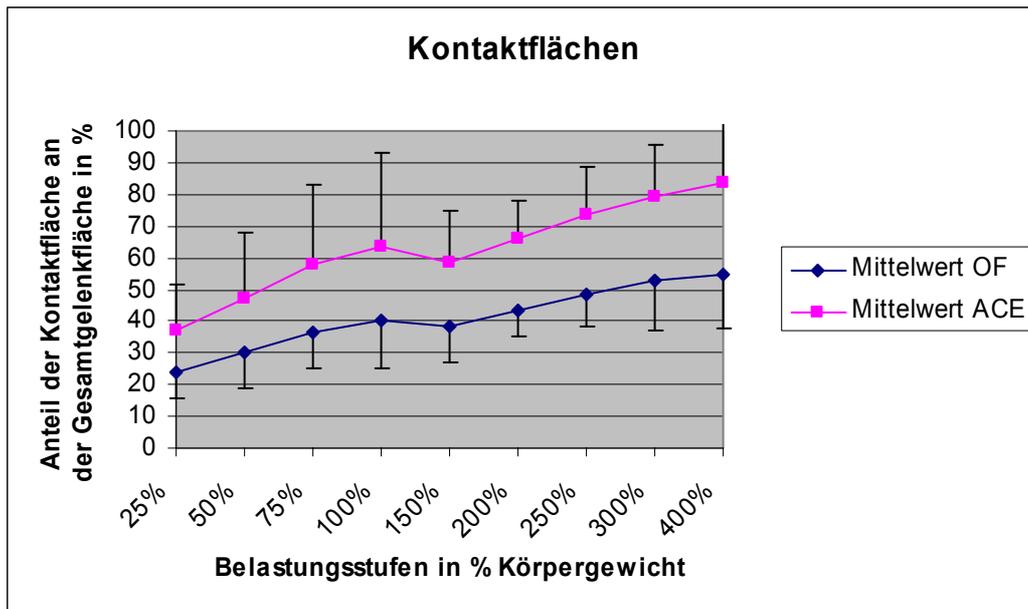


Abb. 4.41: Prozentuale Zunahme der Kontaktflächen an Acetabulum (ACE) und Caput ossis femoris (OF) mit steigender Belastung.

4.5.2 Druckbeanspruchung

An 7 Hüftgelenkpräparaten wurden die Gelenkkräfte als Vielfaches des Körpergewichts eingeleitet und die Druckverteilung quantitativ und topographisch mittels FUJI-Druckmeßfolie bestimmt.

Die Filmserie in Abb. 4.42 zeigt exemplarisch die Verteilung der Kontaktdrücke anhand der Form der Facies lunata. Die Druckübertragung beginnt bei geringer Lasteinleitung peripher im Vorder- und Hinterhorn sowie am Übergang von Vorderhorn zum Pfannendach. Mit steigendem Druck vergrößern sich die druckübertragenden Flächen zum Pfannendach und zum Zentrum in Richtung Fossa acetabuli hin und konfluieren schließlich.

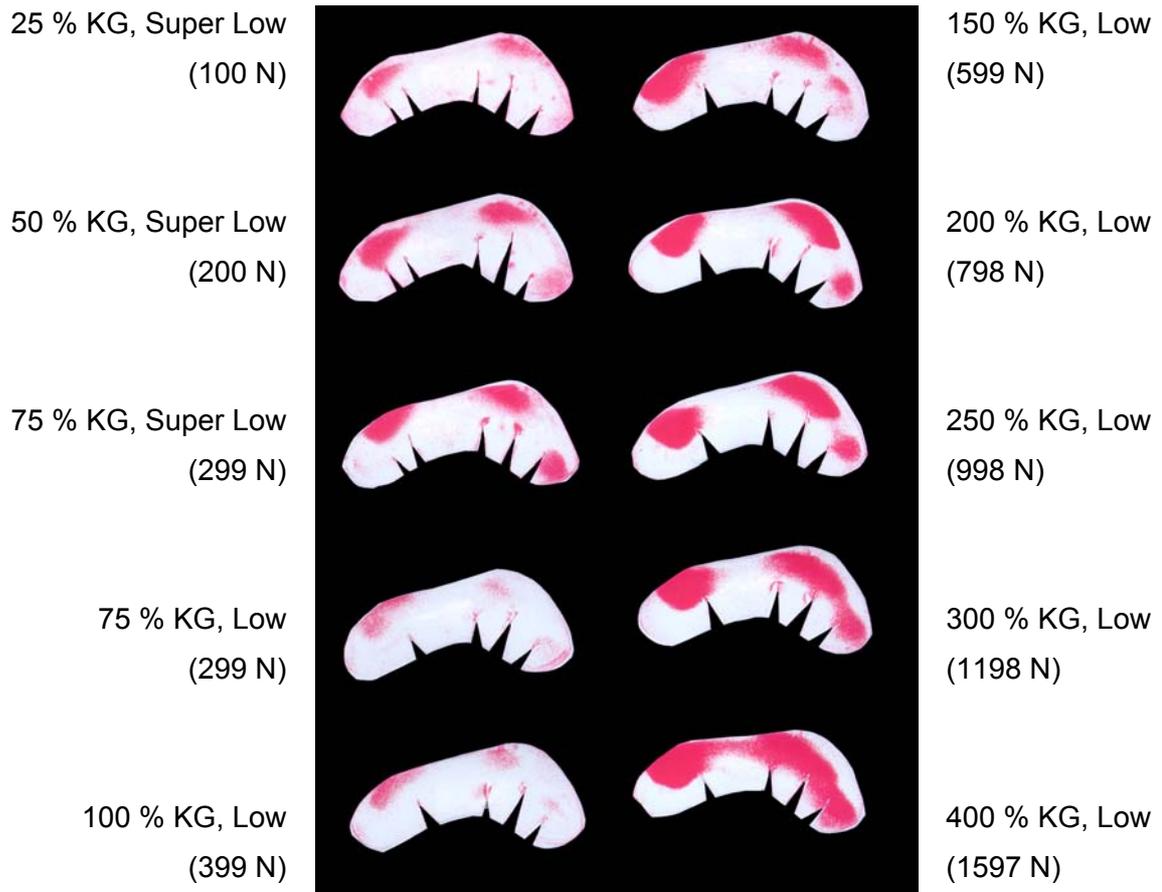


Abb. 4.42: Filmserie einer linken Facies lunata, Golden Retriever, ca. 6 Jahre, weiblich, 31,5 kg, (w1 157); die Belastungsstufen sind mit % KG definiert, die ersten 3 Belastungsstufen wurden mit dem super low type Film und die restlichen 7 Belastungsstufen mit dem low type Film durchgeführt.

Fast alle Präparate wiesen Druckmaxima im Vorderhorn, am Übergang von Vorderhorn zum Pfannendach und im Hinterhorn der Facies lunata auf (Typ 1, Abb. 4.43). Bei zwei Gelenken wurde kein Maximum im Vorderhorn des Acetabulum beobachtet (Typ 2, Abb. 4.44).



Abb. 4.43: Fuji-Druckmeßfolie mit Verteilungsmuster des Kontaktdrucks in einem linken Hüftgelenk, Typ1, Belastungsstufe 75%KG.



Abb. 4.44: Fuji-Druckmeßfolie mit Verteilungsmuster des Kontaktdrucks in einem rechten Hüftgelenk, Typ 2, Belastungsstufe 75%KG.

Die Höhe der Kontaktdrücke lag bei einer Lasteinleitung von 25% KG zwischen minimal ca. 0,75 und maximal ca. 2,7 MPa. Bei der höchsten Belastungsstufe von 400% des Körpergewichts, haben Vorderhorn, Hinterhorn und Pfannendach des Acetabulum maximale Kontaktdrücke von ca. 8-10 MPa.

Der Kontaktdruck beträgt beispielsweise im Präparat w1 157 bei einer Lasteinleitung von 25% KG im Kaudalhorn und am Übergang von Pfannendach zum Vorderhorn ca. 0,75-1 MPa (Abb. 4.45).

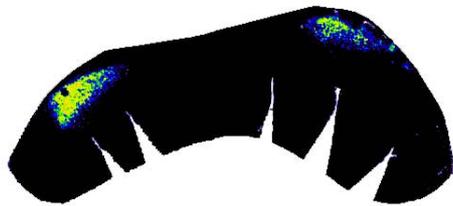


Abb. 4.45: Fuji Druckmessfolie (Super low type), falschfarbene Darstellung der Höhe der Kontaktdrücke bei einer Lasteinleitung von 25% KG bei Hund w1 157.

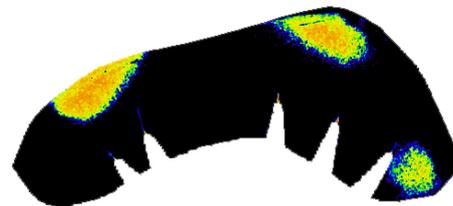


Abb. 4.46: Fuji Druckmessfolie (Super low type), falschfarbene Darstellung der Höhe der Kontaktdrücke bei einer Lasteinleitung von 75% KG bei Hund w1 157.

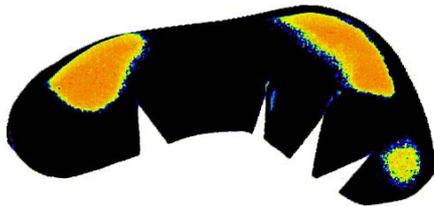


Abb. 4.47: Fuji Druckmessfolie (Low type), falschfarbene Darstellung der Höhe der Kontaktdrücke bei einer Lasteinleitung von 200% KG bei Hund w1 157.

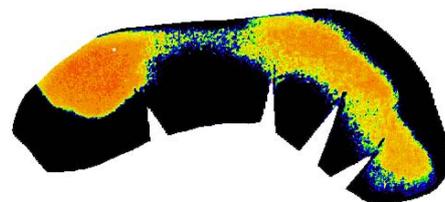


Abb. 4.48: Fuji Druckmessfolie (Low type), falschfarbene Darstellung der Höhe der Kontaktdrücke bei einer Lasteinleitung von 400% KG bei Hund w1 157.

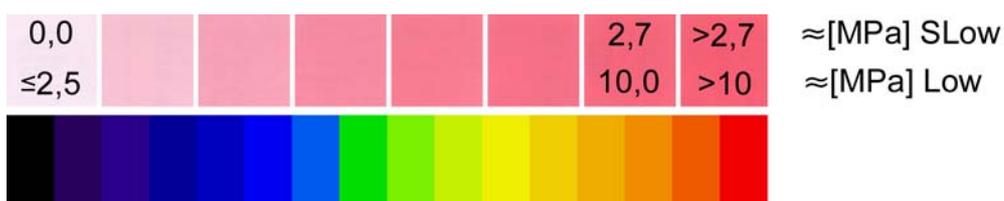


Abb. 4.49: Rottöne und zugeordnete Falschfarben.

Bei einer Belastung von 75% KG steigt der Druck auf ca. 2,7 MPa an. Der Kontaktdruck im Vorderhorn ist niedriger und liegt bei ca. 2 MPa (Abb. 4.46).

Mit steigender Belastung (bis 400% KG) nimmt der Kontaktdruck im Kaudalhorn auf über 10 MPa zu und erreicht somit den oberen Messbereich des low pressure type Films (Abb. 4.47 und Abb. 4.48). Auch bei der höchsten Belastungsstufe ist der Druck inhomogen über die Kontaktfläche verteilt. Die Hauptlast liegt auf dem Kaudalhorn.

5 Diskussion

Die Belastung des Hüftgelenks ist in vivo und in vitro schwer zu bestimmen, ohne die Integrität des Gelenks zu verletzen. Ein neuer Ansatz biomechanischer Studien ist daher, die Grundprinzipien der Lastübertragung im Gelenk indirekt durch eine Analyse der funktionellen Anpassung der unmittelbar beteiligten Strukturen – des Gelenkknorpels und der darunter liegenden subchondralen Knochenplatte – zu bestimmen. Dies ist zulässig, da es analog Pauwels Theorie von der kausalen Histogenese der Gewebe (1960) und gemäß dem Wolff'schen Gesetz der Transformation der Knochen (1892) möglich ist, von der funktionellen Struktur eines Gewebes auf seine mechanische Langzeitbelastung zurück zu schließen. Die Struktur der Gelenkflächen spiegelt die Summe ihrer langfristigen Belastungen wider. Die Langzeitbelastung eines Hüftgelenks ergibt sich aus der einwirkenden resultierenden Gelenkskraft, die sich aus der Summe von Gewichtskraft und Muskelkräften zusammensetzt (Pauwels, 1965). Diese wirkt je nach Stellung des Gelenks während eines Gangzyklus auf unterschiedliche Anteile der Gelenkflächen ein (An et al., 1997).

5.1 Methodik

5.1.1 Untersuchungsgut

Die Auswahl der Tiere setzte sich aus den vorhandenen Tieren des anatomischen Präparierkurses zusammen. Es wurden vermehrt große Rassen ausgewählt, da diese besonders von entwicklungsbedingten Erkrankungen des Hüftgelenks betroffen sind. Juvenile Tiere unter 2 Jahren wurden nur vereinzelt vergleichsweise untersucht, da bei ihnen die mechanische Anpassung noch nicht in so deutlicher Weise stattgefunden hat wie in adulten Tieren. Die Gelenkknorpelgesundheit war das entscheidende Selektionsmerkmal für die Studie. Es wurden keine Hüftgelenke zugelassen, die makroskopische Anzeichen von

Knorpelläsionen oder Gelenkdeformation aufwiesen. Während der Untersuchungen wurden die Gelenkoberflächen stets feucht gehalten, da ein Austrocknen die mechanische Kompetenz des Gelenkknorpels erheblich beeinträchtigt (vgl. Kap.2.1.4).

5.1.2 Spaltlinien

Die Spaltlinienmethode stellt eine einfach durchzuführende Untersuchungsmöglichkeit der Ausrichtung der kollagenen Fasern in Knorpel- und Knochengewebe dar. Es konnten gute, reproduzierbare Ergebnisse damit erzielt werden, ebenso wie auch in Paralleluntersuchungen von Dickomeit (2002) am Ellbogengelenk und von Eller (2003) am Schultergelenk des Hundes. Das erzeugte regelmäßige Muster spricht für eine gleichförmige Belastung des Gelenks. Durch ein vollkommen willkürliches Ansetzen der Nadel bei den Einstichen (vgl. Konermann, 1971) kann ausgeschlossen werden, dass die Muster bewusst produziert wurden.

Die Untersuchung der Spaltlinien am Knorpelpräparat erforderte eine schnelle Durchführung, da bei ausgetrocknetem Gelenkknorpel die Gewebespannung nachlässt und somit keine Spaltlinien mehr erzeugt werden können. Die Spaltlinienmuster sind sehr fein und nur unter der Lupe zu erkennen. Daher wurde auf eine fotografische Darstellung der Ergebnisse verzichtet.

Bei den Spaltlinien am Knochenpräparat konnte festgestellt werden, dass während des Entkalkungsvorgangs die verschiedenen Bereiche einer Gelenkfläche unterschiedlich schnell entkalken. So war es möglich, dass am Acetabulum z.B. der innere Gelenkrand schon extrem hydrolysiert war, während Einstiche in Vorder-, Hinterhorn und Pfannendach des Acetabulum nur unter relativ großer Kraftaufwendung möglich waren. Diese stärkere Mineralisierung an Vorder-, Hinterhorn und Pfannendach deckt sich gut mit den Ergebnissen der CT-OAM.

Lichtmikroskopische (Bullough und Goodfellow, 1968) und transmissionselektronenmikroskopische (Meachim et al., 1974) Untersuchungen der Tangentialfaserschicht des Gelenkknorpels bewiesen, dass Spaltlinien sich in ihrer Längs-

achse entlang der in der oberflächlichsten Knorpelschicht parallel zur Oberfläche verlaufenden Kollagenfasern ausrichten und dabei einer Hauptrichtung folgen. Beim Einstich werden Querverbindungen gelöst, das Gewebe reißt entlang der Kollagenfasern (Benninghoff, 1925b; Bullough und Goodfellow, 1968).

Der Kollagenfaserverlauf der subchondralen Knochenschicht entspricht in konkaven Gelenken der vorhergesagten Dehnungsspannung im Computersimulationsmodell mit der Finite Element Technik (Eckstein et al., 1999). Die Linien entstehen in der Form nur in Gewebe, das unter Dehnungsspannung steht (Eckstein et al., 1999). Dort, wo keine Dehnungsspannung vorhergesagt wurde, z.B. in den konvexen Gelenkanteilen, wurde auch keine deutliche Richtung der Spaltlinien gefunden (Eckstein et al., 1999).

Die Art der mechanischen Belastung zeigt sich in der Vorzugsrichtung der Kollagenfasern in der Tangentialfaserschicht und im subchondralen Knochen. Sie ist Ausdruck einer funktionellen Anpassung an ihre längerfristige Beanspruchung. Die Analyse der Mikrostruktur von Knorpel- und Knochengewebe stellt somit eine geeignete Möglichkeit dar, die Belastung der Gelenkflächen indirekt zu ermitteln.

5.1.3 Knochendichte

Bei allen Hüftgelenken der Studie konnte ein einheitliches Verteilungsmuster der Knochendichte beobachtet werden. Die hohe Reproduzierbarkeit der Methode wurde bereits an anderer Stelle gezeigt (Dickomeit, 2002). Gute Ergebnisse konnten in früheren Untersuchungen mit dieser Methode für das Ellbogengelenk des Hundes (Kaser, 1998; Körbel, 2000), für das Schultergelenk (Böhmisch, 1998) und das Fesselgelenk (Böttcher et al., 1999; Maierl et al., 2001) des Pferdes erzielt werden. Die flächenhafte Darstellung der Dichteverteilung in Form von farbig abgestuften Dichtekarten auf der Oberfläche eines dreidimensional rekonstruierten Gelenks mittels der CT-OAM, ermöglicht eine exakte, schnelle und individuelle Beurteilung der Beanspruchung eines Gelenks.

Mit der radiologischen Bestimmung der Knochendichte wird nicht die physikalische Dichte wiedergegeben, sondern ein unterschiedlicher Mineralisierungsgrad. Die radiologische Dichte entspricht der Röntgenstrahlenabsorption. Der HU-Wert ist ein Maß für den linearen Schwächungskoeffizienten. Die Absorption von Röntgenstrahlung hängt von Elementen mit der höchsten Ordnungszahl in einem Gewebe ab, d.h. von den Mineralsalzen im Knochen. Es werden dabei keine absoluten Werte dargestellt, sondern relative Konzentrationsunterschiede der Dichte innerhalb einer Gelenkfläche (Müller-Gerbl et al., 1990). Daher ist es notwendig, ein Phantom mit bekannter Dichte während des Scannvorgangs zu unterlegen. Dies gestattet eine spätere Eichung der Dichtewerte der einzelnen CT-Schnittbilder auf die Referenzwerte des Phantoms zur Eliminierung von Messfehlern.

Neuere Computerprogramme ermöglichten die statistische Auswertung der individuellen Knochendichtewerte. Die quantitative Auswertung durch die Maximal Intensity Projection (MIP) in Kombination mit dem Programm VTK CISG und der Tabellenkalkulation, stellt eine erhebliche Verbesserung gegenüber früheren Untersuchungen dar, in welchen mittels eines Rasters die einzelnen „Dichtepunkte“ pro Quadrant ausgezählt wurden. Durch das VTK CISG-Programm war es möglich, die Gelenkflächen von Hüftgelenken unterschiedlicher Größe und Form (vgl. Formvarianten Kap. 2.1.1 und 2.1.2) so aneinander anzupassen, dass die entsprechenden Strukturen vergleichbar waren. Extrem unterschiedliche Krümmungen der Gelenkflächen des Hüftgelenks und die erheblichen individuellen Unterschiede der Form der kranioventralen und kaudoventralen Begrenzung der Facies lunata machten es allerdings im Einzelfall schwierig bis unmöglich, die Gelenkflächen zur Deckung zu bringen und limitierte somit die Zahl der untersuchten Hüftgelenke.

Das Dichteverteilungsmuster der Summationsbilder wurde mit den Mustern der Einzelbilder subjektiv verglichen. Sie wiesen eine gute Übereinstimmung sowohl in Lokalisation der Minima und Maxima, als auch in der Höhe der Dichtewerte auf.

Die CT-OAM ist auch am lebenden Patienten anwendbar. Sie stellt eine Möglichkeit dar, zur nicht-invasiven und wiederholten Untersuchung von Gelenken, um spezielle Fragestellungen zu beantworten oder den postoperativen Verlauf nach einer Osteotomie zu kontrollieren. Bei veränderter längerfristiger Belastung verändert sich auch das Dichteverteilungsmuster, da der Knochen ständigen Umbau- und Anpassungsvorgängen unterliegt. So konnte gezeigt werden, dass bei sportlicher Aktivität die Mineralisierungsdichte zunimmt, bei Immobilisation des Gelenks die Mineralisierung seiner Gelenkfläche abnimmt (Müller-Gerbl et al., 1993a).

5.1.4 Druckversuche

Zur Analyse der Druckübertragung im Hüftgelenk wurde eine physiologische Gelenkstellung zu Grunde gelegt. Es wurden Größe und Richtung von R sowie die Gliedmaßenwinkelung während der mittleren Standbeinphase des langsamen Ganges des Hundes gewählt. Sie stellt die Phase des Ganges dar, in der nur eine Hintergliedmaße Bodenkontakt hat, während die andere nach vorne schwingt (Adrian et al., 1966; Allen et al., 1994). Hier trägt die Gliedmaße die anteilige Last des Körpergewichts alleine, d. h. sie ist die Phase, die die Langzeitbelastung des Hüftgelenks maßgeblich bestimmt.

Durch einen entsprechenden Versuchsaufbau wurde angestrebt, den Kraftvektor der Resultierenden in allen drei Dimensionen nachzuahmen. Im Gegensatz zu früheren Untersuchungen, in welchen die Gelenkenden in einem willkürlichen Winkel belastet wurden (Dickomeit, 2002), lassen sich durch die Wahl einer physiologischen Belastungssituation gezielte Aussagen zur Druckverteilung für eine Gangphase treffen.

In der Versuchsanordnung wurden die Gelenkanteile von Femur und Acetabulum dementsprechend so fixiert, dass die Richtung von R, nämlich nach kaudal, ventral und lateral, mit der Bewegungsachse des Kraftarms der Materialprüfmaschine zusammenfällt und die Gelenkanteile in den entsprechenden Winkeln artikulieren.

Die Werte, nach welchen der Versuchsaufbau erfolgte, stammten von einer in vivo Studie mittels instrumentierter Hüftendoprothesen (Page et al., 1993). Obwohl die instrumentierte Prothese einen Fremdkörper im Gelenk darstellt, kann aufgrund von Gangmusteranalysen davon ausgegangen werden, dass diese Methode exakte Werte der Höhe und Richtung der Gelenkbelastung liefert.

Im Gegensatz zu den Messungen in vivo sind die Angaben der Richtung und Größe der Gelenkreaktionskraft anhand zweidimensionaler (Arnoczky und Torzilli, 1981; Weigel und Wasserman, 1992) und dreidimensionaler Modelle (Shahar und Bank-Sills, 2001) trotz ihres interessanten Ansatzes für weiterführende Untersuchungen nicht geeignet. Zweidimensionale Berechnungen geben einen ersten Eindruck von der Größe der Kräfte, wenngleich die Richtung nur in einer Ebene angegeben werden kann. Dreidimensionale Modellberechnungen gestatten zwar Angaben über die Richtung der Kräfte im Raum, sind aber aufgrund der notwendigen mathematischen Vereinfachungen mit Fehlern behaftet.

In der Versuchsanordnung waren Os femoris und Acetabulum relativ starr fixiert. Dies steht im Gegensatz zur Situation in situ, in der der Belastung entsprechende Muskelkräfte entgegenwirken. Es war jedoch eine akzeptable Vereinfachung für den Versuchsaufbau, da sich das Becken erst bei höheren Belastungen geringfügig verformt (Eckstein et al., 1997d; Eisenhart-Rothe et al., 1996; Eisenhart-Rothe et al., 1999). Untersuchungen in der Humanmedizin zur Druckverteilung im Hüftgelenk unter Simulation der Muskelzüge am Becken ergaben keine auffällig anderen Ergebnisse als in Studien, die eine Fixierung an der Symphyse durchführten (Eisenhart-Rothe et al., 1999).

Die Größe der eingeleiteten Kraft wurde relativ zum Körpergewicht des Tieres gewählt, so dass unterschiedlich große Absolutwerte zur Anwendung kamen. Nach ganganalytischen Untersuchungen beträgt die Kraft, die in der mittleren Standbeinphase im langsamen Schritt auf das Hüftgelenk wirkt das 0,5-1,65fache des Körpergewichts (Bergmann et al., 1984; Page et al., 1993). Nach der Schätzung von Prieur (1980) ist das Hüftgelenk während normaler Aktionen wie Galopp und Springen Belastungen ausgesetzt, die bis zum 4fachen des KG

entsprechen können. Daher wurden in der vorliegenden Studie für die eingeleitete Kraft neun Belastungsstufen vom 0,25fachen KG bis zum maximal 4fachen des KG gewählt.

5.1.4.1 Abdruckmassen

Gelenkabdrücke unter verschiedenen Belastungen geben Auskunft über die Kontaktflächen, Gelenkspaltweite und ihre Änderungen in Abhängigkeit von der Belastung des Gelenks.

Die in der vorliegenden Untersuchung verwendete Silikonabdruckmasse hat den Vorteil, dass sie gut formbar ist und bereits bei geringer Belastung leicht aus dem Gelenkspalt verdrängt wird. Es wurde vermutet, dass Abdruckmaterial die tatsächliche Größe der Kontaktflächen unterschätzt, wenn die Massen den Gelenkspalt nicht gut verlassen können (Ateshian et al., 1994). Daher wurde während der Studie darauf geachtet, dass das Material gut durch die Inc. acetabuli ausgedrückt werden konnte. Das Material härtet in relativ kurzer Zeit aus, so dass Gelenkverformungen durch statische Dauerbelastung des Knorpels ausgeschlossen werden konnten. Die Silikonmasse stammt aus der Zahnmedizin und ist daher gut geeignet, exakte Abdrücke zu liefern. Dies konnte durch die Ermittlung des Variationskoeffizienten von 5% bestätigt werden. Die Aussagekraft von Abdruckmassen wurde auch an menschlichen Gelenken bestätigt (Eisenhart-Rothe et al., 1996; Eisenhart-Rothe et al., 1997).

5.1.4.2 Fuji Druckmessfolie

In dieser Arbeit wurde neben den Abformmassen auch druckempfindlicher Film verwendet, um die druckübertragenden Stellen zu ermitteln. Der Fuji Film beeinträchtigt mit einer geringen Dicke bis zu 200 µm nur geringfügig die geometrischen Verhältnisse im Gelenk. Der Einfluss auf die Verteilung des Drucks ist vernachlässigbar (Afoke et al., 1987). Durch den individuellen Zuschnitt der Filmfolien mittels Schablonen und Entlastungsschnitte wurde vermieden, dass sich artifizielle Druckspitzen durch Falten oder Überlagerungen bildeten.

Der Messung der intraartikulären Druckübertragung mit Fuji Druckmessfolie stehen andere Methoden gegenüber, wie z.B. die Messung mit Abformmassen (siehe oben), Färbemethoden (Goodfellow und Mitsou, 1977) oder die Stereophotogrammetrie (Ateshian et al., 1994). Während bei diesen Methoden allerdings nur die druckübertragenden Flächen ermittelt werden, liegt der Vorteil der Messung des Drucks mittels drucksensitiven Films darin, zusätzlich die Verteilung des Drucks sowie dessen Höhe durch eine unterschiedliche druckproportionale Färbung des Films quantitativ zu ermitteln.

5.2 Ergebnisse

5.2.1 Spaltlinien

Durch die Verteilung des Drucks während der Belastung auf der Gelenkfläche entstehen verschiedene Bereiche, in denen sich die kollagenen Fasern je nach Beanspruchung im Sinne eines „verkörperten Spannungsfeldes“ ausrichten (Pauwels, 1960).

In der vorliegenden Studie wurde an gesunden Hüftgelenken ein konstantes Verteilungsmuster der Knorpelspaltlinien und Spaltlinien der subchondralen Knochenplatte unabhängig von Rasse, Alter oder Geschlecht gefunden. Untersuchungen an einzelnen Gelenken mit Knorpelschäden zeigten, dass Knorpel-läsionen keinen Einfluss auf das Spaltlinienmuster haben.

Das Verteilungsmuster der Knorpelspaltlinien auf der Facies lunata wies auf eine Druckbelastung im Vorder- und Hinterhorn sowie im kranio-lateralen Bereich hin. Hier fanden sich wirbelförmige bzw. zirkuläre Anordnungen der Spaltlinien. An der subchondralen Knochenplatte fanden sich ebenso im kranio- und kaudoventralen Bereich Hinweise auf eine Druckbeanspruchung. Die Spaltlinien ordneten sich hier radiär an. Dies kann auf eine Biegung der seitlich überstehenden Anteile bei Druckbelastung der gelenksrandnahen Bereiche zurückgeführt werden (Schön et al., 1998).

Die Artikulationsfläche des Caput ossis femoris wird auf der kranio-medialen und kaudolateralen Fläche auf Druck beansprucht. Hier finden sich zirkulär angeordnete Spaltlinien des Gelenkknorpels. Im Gegensatz dazu war kein Spaltlinienmuster im subchondralen Knochen erzeugbar. Dies war auch nicht zu erwarten, da an konvexen Gelenkflächen keine Dehnungsbeanspruchung auftritt. Das Caput ossis femoris ist als konvexer Gelenkkörper gegenüber einer Biegebeanspruchung relativ gut abgestützt. Daher lassen sich hier auch nur vereinzelt Gewebespalten darstellen, da die Belastung fast ausschließlich eine Druckbelastung ist.

Dies ist durch das unterschiedliche Verhalten von Kollagenfasern unter Druck- und Zugbelastung zu erklären. Unter reiner Druckbelastung werden die sich überkreuzenden Kollagenfasern durch eine Querdehnung gleichförmig in alle Richtungen beansprucht. Es sind nur punkt- oder sternförmige Spaltlinien produzierbar (Abb. 5.1). Bei inkongruenten Gelenken mit tiefer Gelenkpfanne, die unter einer Druckbelastung eine Aufdehnung erfährt, entsteht zwischen den Kontaktpunkten eine Dehnungsspannung im Gewebe. Diese führt zu einer Vorzugsrichtung der Kollagenfasern in Richtung der Dehnungsspannung (Abb. 5.2).

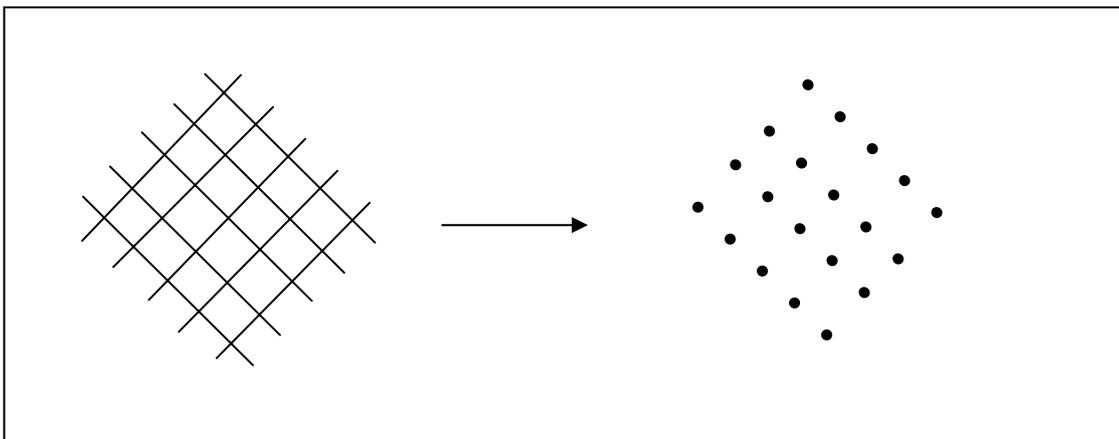


Abb. 5.1: Anordnung der sich überkreuzenden Kollagenfasern der Tangentialfaserschicht des Gelenkknorpels unter reiner Druckbelastung; es bilden sich keine Spalten aus, sondern die Einstiche bleiben punktförmig.

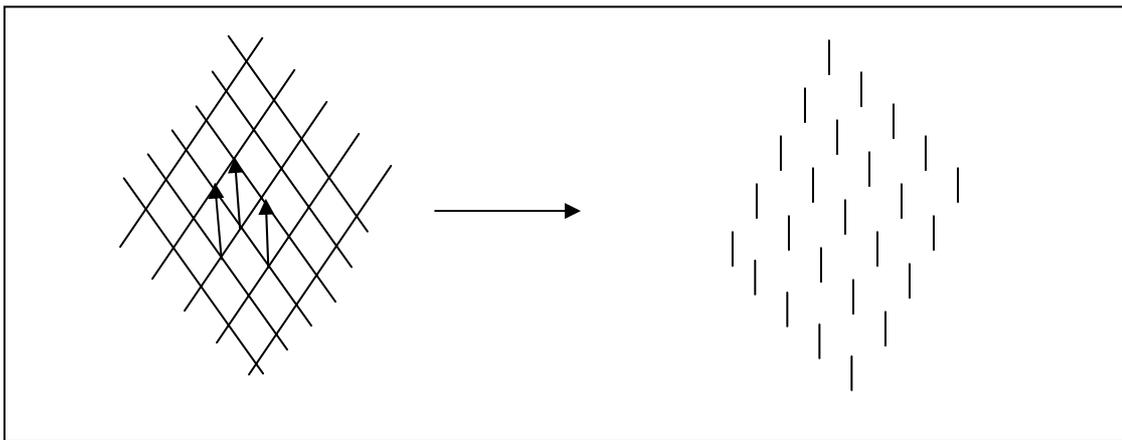


Abb. 5.2: Anordnung der sich überkreuzenden Kollagenfasern der Tangentialfaserschicht des Gelenkknorpels unter Zugbelastung; es bilden sich Spalten aus, die der Vorzugsrichtung der Kollagenfasern entsprechen, die Spaltlinien repräsentieren den „Summenvektor“ der Kollagenfaserausrichtung.

Das unterschiedliche Muster von Knochen- und Knorpel­spaltlinien lässt sich auf die unterschiedliche hohe Deformierbarkeit der beiden Gewebe zurückführen.

Die Ergebnisse der Spaltlinienuntersuchung können dahingehend interpretiert werden, dass im Acetabulum eine Dehnungsspannung in kranio­kaudaler Richtung im Gelenk vorhanden ist. Die Druckübertragung findet vermehrt zwischen den Artikulationsflächen an der gelenksrandnahen Kranial- und Kaudalfläche des Gelenks statt und nicht wie man annehmen könnte, über den dorsalen Teil des Femurkopfes und das Pfannendach. Spaltlinien am Knochensteg unterhalb des Lig. transversum acetabuli und in der Fossa acetabuli entlang einer kranio­kaudalen Richtung lassen auch hier erhebliche Dehnungsspannung in Richtung des Längendurchmessers des Acetabulum vermuten. Dies lässt auf eine Aufspreizung des halbkugelförmig gebogenen Acetabulum unter Belastung schließen.

Die mit der Spaltlinienmethode als druckbelastet identifizierten Stellen der Gelenkfläche stimmen mit den druckübertragenden Flächen, die mittels Fuji Druckmessfolie ermittelt wurden überein. Sie entsprechen auch den Stellen, an

welchen die subchondrale Knochenplatte stärker mineralisiert ist (vgl. 5.2.2). Darüber hinaus sind diese attraktiven singulären Punkte deckungsgleich mit Stellen arthrotischer Knorpelveränderungen.

Repulsive singuläre Punkte sind deckungsgleich mit faserknorpeligen Erweichungen, die vor allem am ventromedialen Rand der Facies lunata am Übergang zur breitesten Stelle des Acetabulum vorkommen. Hier divergieren die Knorpelspaltlinien in zwei verschiedene Richtungen (repulsiver singulärer Punkt). Diese Punkte repräsentieren Orte geringen Drucks. Auch wenn keine makroskopischen Läsionen sichtbar waren, ließen sich in einigen Gelenken in diesem Bereich keine Spaltlinien erzeugen. Durch die fehlende Druckbelastung ist der Knorpelerhaltungsreiz gering und der Gelenkknorpel erfährt nicht die „Walkung“, die für die Ernährung und Durchsaftung des Gelenkknorpels notwendig ist. Da der Druck für den Knorpelerhaltungsreiz hier unter die Minimalgrenze fällt, wird der Gelenkknorpel dünn und eine funktionelle Anpassung an eine mechanische Beanspruchung unterbleibt (Pauwels, 1959). Das Ergebnis der Druckflächenbestimmung mittels drucksensitiven Films bestätigte, dass hier allenfalls unter sehr hoher Belastung (400% KG) eine Druckbelastung auftritt.

Für das menschliche Hüftgelenk konnte ähnliches gezeigt werden (Molzberger, 1973; Tillmann, 1969; Tillmann, 1978a). Die Muster der Spaltlinien legen nahe, dass es innerhalb einer Gelenkfläche Orte mit unterschiedlicher Beanspruchung gibt. Wird dabei eine gewisse Toleranzgrenze überschritten, „so ist zu erwarten, dass Zerstörungen des Gelenkknorpels zuerst da einsetzen, wo a priori schon eine höhere Beanspruchung vorhanden ist“ (Tillmann, 1978b). Der Übergang zu pathologischen Veränderungen an der Gelenkfläche ist fließend und stellt ein rein quantitatives Problem dar (Tillmann, 1973).

Vogt et al. (1999b) untersuchten die subchondralen Spaltlinien an menschlichen Hüft- und Schultergelenkspräparaten und konnten ebenso eine Zugspannung für diese beiden Gelenke indirekt über das Spaltlinienmuster nachweisen. An den Gelenkflächen der konvexen Gelenkpartner ließen sich, wie auch schon bei Schön et al. (1998), keine Hauptverlaufsrichtungen der Spalten darstellen (Vogt et al., 1999a; Vogt et al., 1999b). An den konkaven Gelenkpartnern wurde je-

doch eine einheitliche Hauptverlaufsrichtung, die der des Hundes gleicht, beobachtet. Dies wird erklärt durch eine überwiegende Druckübertragung über die peripheren Anteile der Facies lunata (Afoke et al., 1987; Eisenhart-Rothe et al., 1997; Eisenhart-Rothe et al., 1999), die dazu führt, dass das Acetabulum während der Belastung aufgebogen wird. Untersuchungen zur Dehnung des Lig. transversum acetabuli untermauern dies zusätzlich (Löhe et al., 1996).

5.2.2 Knochendichte

In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass die Knochendichte inhomogen im Hüftgelenk verteilt ist. Die ermittelten Dichtemuster spiegeln die längerfristige Beanspruchungsverteilung in Gelenkflächen wider. Die bizen-trische Verteilung der Dichtemaxima an den ventralen Gelenkflächen von Acetabulum und Femurkopf deuten darauf hin, dass die Druckverteilung im Gelenk unter Belastung nicht gleichförmig über die Gelenkoberfläche stattfindet, wie das in kongruenten Gelenken zu erwarten wäre. Vielmehr werden die peripheren Gelenkanteile stärker beansprucht als die laterodorsalen (Caput ossis femoris) bzw. medioventralen Bereiche (Facies lunata). Die Ergebnisse aus den Druckversuchen untermauern diese Behauptung. Die Kontaktflächen bzw. Druckmaxima sind deckungsgleich mit den Orten einer hohen subchondralen Knochendichte. Das Spaltlinienmuster des Gelenkknorpels zeigt ebenfalls an diesen Stellen eine Druckbelastung an.

Das dritte Maximum im Pfannendach lässt sich allerdings nicht durch eine Druckbeanspruchung erklären, sondern vielmehr durch eine Dehnungsspannung. Unter Belastung wird die tiefe konkave Pfanne des Hüftgelenks durch den Femurkopf aufgedehnt. Die hohe Mineralisierungsdichte des Knochensteigs, der die mediale Begrenzung der Inc. acetabuli bildet, weist gleichfalls auf eine vorhandene Dehnungsspannung im Gelenk hin.

Dementsprechend wäre das Knochendichtemaximum im Bereich der Fovea capitis des Oberschenkelkopfs mit einer Zugbeanspruchung durch den Ansatz des Lig. capitis ossis femoris zu erklären. Dies würde für eine bremsende Funk-

tion des Femurkopfbandes unter extremen Bewegungen sprechen (vgl. Henschel, 1983). Es wäre allerdings auch möglich, dass das Dichtemaximum durch eine Druckbeanspruchung an dieser Stelle hervorgerufen wird, wie es bei einer stoßbrechenden Funktion des Femurkopfbandes denkbar wäre (vgl. Köppel, 1991). Im Rahmen dieser Untersuchung war es jedoch nicht möglich, zwischen diesen beiden Theorien zu differenzieren. Die Funktion des Lig. capitis femoris bleibt weiterhin ungeklärt.

Die ermittelten Knochendichtewerte im Acetabulum stimmen sehr gut mit den Befunden von Oberländer (1973) und Müller-Gerbl et al. (1993c) am menschlichen Acetabulum überein. Auch sie fanden eine größere Knochendichte am Rand der Facies lunata und im Bereich der Inc. acetabuli, die zum inneren Gelenkrand und zur Fossa acetabuli hin abfällt. Ebenso wie beim jungen Hund ist auch beim jugendlichen Menschen eine insgesamt geringere Knochendichte, vor allem am Pfannendach, ausgebildet. Das bizentrische Verteilungsmuster deckt sich gut mit den Ergebnissen von Tillmann (1978a) und Müller-Gerbl und Putz (1993).

Nach den Theorien über die funktionelle Anpassung der Stützgewebe an ihre jeweilige mechanische Langzeitbelastung (Kummer, 1962; Pauwels, 1965; Pauwels, 1980; Wolff, 1892) wird neben der Ultrastruktur auch die Knochendichte durch die mechanische Beanspruchung modelliert. Allerdings hat Pauwels die Dichte der subchondralen Knochenplatte in Form eines „verkörperten Spannungsfeldes“ als Ausdruck einer Druckbeanspruchung verstanden und daher als direktes Maß für die Langzeitbelastung der Gelenkfläche angesehen (Pauwels, 1965; Pauwels, 1980). In früheren Untersuchungen wurde davon ausgegangen, dass die Knochendichteverteilung die längerfristige Druckverteilung an der Gelenkfläche widerspiegelt (Eckstein et al., 1992; Eckstein et al., 1994a; Eckstein et al., 1995c; Müller-Gerbl et al., 1989; Müller-Gerbl et al., 1992; Oberländer, 1973; Tillmann, 1978a).

Diese Theorie konnte von Eckstein für Gelenke mit tiefen Pfannen durch neuere Untersuchungen mittels der FEM (Eckstein et al., 1997c; Eckstein et al., 1999; Jacobs und Eckstein, 1997) und einer kritischen Betrachtung von Kontaktflä-

chen, Kontaktdruck und subchondraler Knochendichteverteilung (Eisenhart-Rothe et al., 1997) nur teilweise bestätigt werden. Nicht nur Druck, sondern auch Spannung und Biegung bestimmen die Modellierung des Knochens. An inkongruenten Gelenkflächen spielt besonders in den konkaven Gelenkanteilen neben der Druckspannung auch eine Dehnungsspannung eine Rolle als formativer Reiz.

Die Verhältnisse am subchondralen Knochen in der Tiefe der Pfanne weichen in einem inkongruenten Gelenk von der Druckbelastung auf der Gelenkfläche ab. So ist im Pfannendach ein Knochendichtemaximum zu finden, obwohl hier im inkongruenten Gelenk keine ständige Flächenpressung stattfindet. Es ist entgegengesetzt früherer Annahmen im inkongruenten Gelenk nicht möglich, über das Verteilungsmuster der Knochendichte eine direkte Analyse der längerfristigen Druckübertragung zu betreiben (Eckstein et al., 1999; Jacobs und Eckstein, 1997). Somit kann die Spannungsverteilung auf der Gelenkfläche erheblich von der Beanspruchungsverteilung am subchondralen Knochen abweichen (Schön et al., 1998).

5.2.2.1 Ergebnisse in Abhängigkeit vom Alter

Die Gegenüberstellung der Summationsbilder von Hunden verschiedener Altersgruppen in der vorliegenden Studie ergab eine altersabhängige Zunahme der relativen Knochendichte im kaninen Hüftgelenk. Die Bereiche maximaler Dichte dehnen sich dabei bei älteren adulten Hunden (+8 Jahre) aus und verlagern sich in Richtung auf das Pfannendach.

Diese Ergebnisse befinden sich in Übereinstimmung mit den Ergebnissen für das menschliche Hüftgelenk, die unterschiedliche Dichtemuster für junge und alte Menschen fanden. Dies wurde auf einen unterschiedlichen Inkongruenzgrad zurückgeführt (Müller-Gerbl, 1993). Bullough et al. (1968) zeigten für das menschliche Hüftgelenk, dass sich die Geometrie des Gelenks mit dem Alter ändert, im Besonderen, dass die Gelenkflächen zunehmend kongruenter werden. Das wird auch durch eine Änderung des zweigipfeligen Verteilungsmusters der subchondralen Knochendichte an der menschlichen Facies lunata zu einem

monozentrisch zentral lokalisierten Dichtemaximum begleitet (Müller-Gerbl et al., 1993c). Badoux und Hoogeveen (1976) stellten für das kanine Hüftgelenk eine ähnliche Abnahme des Inkongruenzgrades vom jugendlichen zum adulten Hund fest. Die Dichtemuster am kaninen Hüftgelenk zeigen jedoch keine dermaßen deutliche Verschmelzung der Dichtemaxima zu einem einzigen zentralen Dichtemaximum. Die altersabhängige Inkongruenz von Gelenken muss bei der Erarbeitung von Therapiekonzepten gegebenenfalls berücksichtigt werden (Müller-Gerbl, 1993).

5.2.2.2 Einfluss des Antetorsionswinkels auf die Knochendichteverteilung

Veränderungen der Winkel am proximalen Femurende, wie z.B. des Hals-Schaft-Winkels, des Antetorsionswinkels oder die Subluxation der Hüfte stellen eine Veränderung der Hebelarme dar und haben daher Einfluss auf die Beanspruchung der Gelenkoberflächen im Hüftgelenk.

Die gemessenen Torsionswerte dieser Studie bewegen sich am unteren Rand der von Lör (1999) angegebenen Werte, bzw. sind kleiner als diese Werte. Der dort angegebene ATW liegt bei durchschnittlich $33,8^\circ$ ($19-50^\circ$) für große Rassen und bei durchschnittlich $33,2^\circ$ ($17-49^\circ$) für kleine Rassen. In der vorliegenden Studie wurde für große Rassen ein Mittelwert von 19° und für kleine Rassen ein Mittelwert von $10,5^\circ$ ermittelt.

Es konnte ein Zusammenhang zwischen einem verkleinerten ATW ($< 15^\circ$) und einem typisch veränderten, nach medial verschobenen, Verteilungsmuster der Dichtemaxima am Caput ossis femoris festgestellt werden. Die Knochendichte tendiert bei kleinen ATW zu einem monozentrisch gelegenen Dichtemaximum im medialen Gelenkanteil. Die kraniale Gelenkfläche weist, im Gegensatz zu den Hunden mit einem ATW innerhalb der Normgrenzen, kein deutliches Dichtemaximum auf. Die Fovea capitis und ihre Umgebung sind hoch mineralisiert. Die kaudale Gelenkfläche besitzt ein deutlich zweigeteiltes Dichtemaximum. Diese Ergebnisse lassen vermuten, dass ein verkleinerter Antetorsionswinkel die Belastungssituation im Gelenk langfristig dahin gehend ändert, dass die Gelenkfläche des Os femoris ungleichmäßiger belastet wird. Der kraniale und kau-

dale Anteil wird entlastet, dafür wird der mediale Bereich stärker belastet. Allerdings war die Anzahl der Hunde ($n=8$), die dieses typische Bild zeigten, zu gering, um eine gesicherte Aussage treffen zu können.

5.2.3 Kontaktflächen und Kontaktdrücke

Für die Beanspruchung eines Gelenks sind die an der Gelenkfläche auftretenden Spannungen verantwortlich (Pauwels, 1961). Die Untersuchungen zeigten, dass bei geringen Belastungen die Last peripher an der Gelenkfläche übertragen wird. Bei höherer Belastung vergrößern sich die druckübertragenden Stellen in Richtung Zentrum sowie Kranial- und Kaudalhorn. Mit einer weiteren Steigerung der Last konfluieren sie schließlich. Dabei behalten sie jedoch ihre Maxima an Kranial- und Kaudalhorn.

Die Ergebnisse bestätigen, dass bei der Lastübertragung im Gelenk der Druck nicht einheitlich, sondern inhomogen über die Gelenkoberfläche verteilt ist. Die trizentrische Druckübertragung nimmt mit zunehmender Belastung ab. Durch die Deformation des Knorpels und der subchondralen Knochenplatte wird eine Gelenkgeometrie erreicht, in der die Belastung über vergrößerte Kontaktflächen verteilt wird (Eckstein et al., 1994a). Die Studie mit drucksensitivem Film zeigte jedoch, dass das Druckmaximum immer noch in Vorder- und Hinterhorn liegt, selbst wenn ein Status der Kongruenz erreicht wird. Dies stimmt mit Ergebnissen für menschliche Gelenkflächen überein (Afoke et al., 1987; Eisenhart-Rothe et al., 1996; Eisenhart-Rothe et al., 1997).

Die Orte, die Druckmaxima in der Filmstudie aufweisen, sind dieselben Stellen, die am häufigsten Knorpelusuren zeigen.

Die Studie mit Abformmasse zeigt, dass ein Gelenkspalt im inkongruenten Hüftgelenk auch während der Belastung bestehen bleibt. Er ist bei den Individuen unterschiedlich groß und verringert sich mit zunehmender Belastung. Die Beanspruchung im Hüftgelenk kann so verstanden werden, dass unter leichten

Belastungen hauptsächlich der Rand des Acetabulum mit der korrespondierenden Fläche des Femurkopfes artikuliert, mit steigender Belastung der Femurkopf tiefer in das Acetabulum gedrückt wird und dieses aufbiegt. Dadurch wird eine initial kleine Kontaktfläche einheitlich vergrößert und der Druck auf einen größeren Anteil der Gelenkfläche verteilt, indem eine sekundäre Kongruenz erreicht wird. Das Pfannendach kann als ein Bereich betrachtet werden, der nur bei größerer Belastung Kontakt hat.

5.2.4 Pathologische Veränderungen

Die Befunde der vorliegenden Studie zum Vorkommen der pathologischen Veränderungen im Hüftgelenk befinden sich in Übereinstimmung mit den morphologischen und biomechanischen Parametern. Die Stellen besonders häufig lokalisierter degenerativer Knorpelläsionen sind deckungsgleich mit den Stellen, für welche mittels der Spaltlinienmethode, der CT-OAM und der Untersuchung mit Fuji Druckmessfolie eine Druckbelastung angezeigt wurde.

5.3 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchungen zeigen, dass es sich beim gesunden Hüftgelenk des Hundes um ein physiologisch inkongruentes Gelenk handelt.

Es konnte im konkaven Acetabulum keine exakte Korrelation zwischen der Verteilung der besonders belasteten Kontaktflächen im Gelenk und der topographischen Verteilung der subchondralen Knochendichte ermittelt werden. Daher wurde vermutet, dass das Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte nicht alleine durch die Druckbelastung im Gelenk erklärt werden kann, sondern auch durch eine vorherrschende Dehnungsspannung. Die Aussagen über die Dehnungsspannungsverteilung und damit über die Beanspruchung der einzel-

nen Abschnitte innerhalb einer Gelenkfläche lassen sich vor allem mit Hilfe des subchondralen Spaltlinienmusters morphologisch untermauern.

Unter Belastung findet eine Lastübertragung vor allem peripher am Gelenkrand der konkaven Gelenkfläche statt. Der Femurkopf fñgt sich nicht passgenau in die Pfanne ein, sondern dehnt sie vielmehr unter steigender Belastung vermehrt auf. Dieses Aufspreizen der Gelenkpfanne führt zu Dehnungsspannungen im Gelenkknorpel und subchondralen Knochen. Erst bei großen Belastungen wird auch das Pfannendach belastet. Der Zusammenhang von Kontaktflächen, Anpresskraft, subchondraler Knochendichteverteilung und Spaltlinien bestätigt dieses Prinzip (Abb. 5.3).

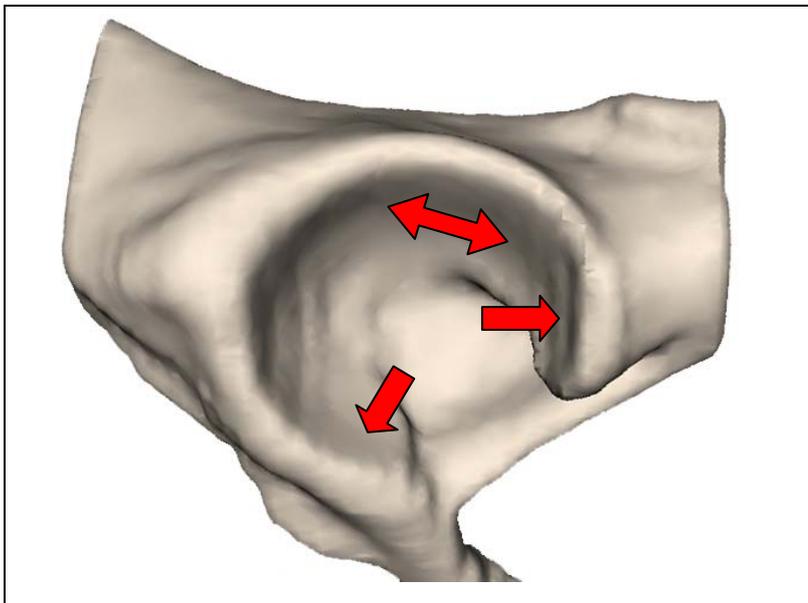


Abb. 5.3: Schematische Darstellung des Aufbiegens des Acetabulum unter Belastung.

Das Prinzip der physiologischen Inkongruenz von Gelenken mit tiefen Pfannen gewährleistet, dass die Belastung mit zunehmender Höhe auf tiefere Strukturen des Knochens gleichmäßig verteilt wird. Druckspitzen werden so vermieden und es wird garantiert, dass alle Gebiete der Gelenkfläche intermittierend belastet werden. Dies ist zum einen für die Knorpelernährung, zum anderen für die Knorpelerhaltung notwendig, die nur unter intermittierender Druckbelastung

(Pauwels, 1959) erfolgt. Die Beanspruchung des Gelenks bleibt insgesamt geringer (Eckstein et al., 1994b).

Ganz im Gegensatz zur Humanmedizin hat sich der Begriff der physiologischen Inkongruenz in der Tiermedizin noch nicht etabliert. Die Kongruenz des Hüftgelenks ist bisher die Lehrbuchmeinung und wird als Grundvoraussetzung betrachtet für wissenschaftliche Untersuchungen sowie für die klinische Beurteilung.

Ausblick

Die Ergebnisse dieser Arbeit führen neben einem besseren Verständnis für die physiologische Funktion des Hüftgelenks zu einer soliden Datengrundlage für weiterführende Untersuchungen, wie z.B. die Modellierung von wirklichkeitsgetreuen Computermodellen der Finite Element Technik. Die Bedeutung dieser Methode liegt darin, dass sie ohne Eingriff am Gelenk selbst Aussagen über das dynamische Belastungsmuster innerhalb eines Gelenkes erlaubt. Dadurch können für die Entwicklung von Operationsmethoden und belastungsfähigeren Prothesen exaktere Daten über die Belastungsverhältnisse im Hüftgelenk des Hundes schneller und einfacher gewonnen werden.

6 Zusammenfassung

Erstmals wurden morphologische und biomechanische Parameter des kaninen Hüftgelenks zur Ermittlung der langfristigen Beanspruchung der Gelenkflächen quantitativ bestimmt. Dazu wurden 86 Hüftgelenke von 43 Hunden vorwiegend großer Rassen (durchschnittliches Alter 6 Jahre) untersucht.

Die Dichte der subchondralen Knochenplatte wurde unter Anwendung der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) qualitativ und quantitativ ermittelt und die Dichteverteilung anhand von digitalen dreidimensionalen Gelenkrekonstruktionen in Falschfarben exakt topografisch dargestellt. Die Knochendichteverteilung zeigte regelmäßig ein trizentrisches Verteilungsmuster mit Knochendichtemaxima an den kranialen und kaudalen Gelenkflächen sowie im Pfannendach des Acetabulum und im fovealen Bereich des Caput ossis femoris. Die Torsion des Os femoris wurde mittels der computertomographischen Methode errechnet. Die Befunde ließen einen Zusammenhang zwischen einem verkleinerten Ante-torsionswinkel und einer Verschiebung der Knochendichtemaxima am Caput ossis femoris nach medial vermuten.

Mittels der Spaltlinienmethode wurde die Hauptverlaufsrichtung der Kollagenfasern in der Tangentialfaserschicht des Gelenkknorpels und der subchondralen Knochenplatte untersucht. Die Spaltlinienmuster wiesen eine vorhandene Dehnungsspannung im Acetabulum nach. Daneben konnten vorwiegend druckbelastete Stellen aufgezeigt werden (Kranial- und Kaudalfläche der Facies lunata und Caput ossis femoris).

Biomechanische Parameter wie die Kontaktflächen sowie die Verteilung und Höhe des Gelenkdrucks wurden experimentell unter physiologischen Belastungsbedingungen in der mittleren Standbeinphase des langsamen Schritts mithilfe von Abformmassen und drucksensitivem Film ermittelt. Die Kontaktflächen waren bei physiologischer Gelenkstellung und geringer Belastung vor allem am peripheren Gelenkrand der Kranial- und Kaudalfläche von Facies lunata und Caput ossis femoris lokalisiert. Am kranialen Pfannendach blieb ein Ge-

lenkspalt bis zu einer Belastung von 75% des Körpergewichts vorhanden. Unter steigender Belastung dehnten sich die Kontaktflächen in Richtung Gelenkzentrum aus.

Die maximalen Kontaktdrücke bewegten sich bei einer Belastung bis 400% des Körpergewichts zwischen 8-10 MPa. Die lastübertragenden Stellen wiesen ein deutlicher ausgeprägtes bi- oder trizentrisches Muster auf als die Kontaktflächen. Mit zunehmendem Druck verschmolzen sie zu einer einheitlichen Fläche.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie verdeutlichen, dass die Gelenkflächen des Hüftgelenks inhomogen belastet werden. Es konnte erstmals gezeigt werden, dass das kanine Hüftgelenk nicht, wie bisher angenommen, kongruent ist, sondern eine physiologische Inkongruenz aufweist. Diese garantiert eine optimale Lastverteilung und Ernährung des Gelenkknorpels. Darüber hinaus konnte gezeigt werden, dass degenerative Knorpelveränderungen im Sinne einer Osteoarthrose bevorzugt an Orten der inhomogen belasteten Gelenkoberfläche auftreten, die a priori einer höheren mechanischen Beanspruchung ausgesetzt sind.

7 Summary

Morphological and biomechanical characteristics of the canine hip joint (articulatio coxae)

Morphological and biomechanical parameters of the canine hip joint have been investigated for the first time in order to determine the long term loading of the hip joint surfaces. 86 hip joints of 43 predominantly large breed dogs (average age 6 years) were examined.

By means of CT-osteodensitometry (CT-OAM) the subchondral bone density was determined qualitatively and quantitatively. The exact topographic distribution of the subchondral bone density was shown in three-dimensional reconstructions of the hip joints in false colour code. The distribution pattern was regularly tricentric with bone density maxima located in the cranial and caudal aspects of the joint surfaces as well as in the roof of the acetabulum and the perifoveal area of the caput ossis femoris. The anteversion of the Os femoris was determined by a computed tomographical method. The findings allowed the assumption of a causal relationship between a reduced anteversion angle and a shift of the density maxima to the medial part of the joint surface of the caput ossis femoris.

The main direction of the collagen fibres in the joint cartilage and the subchondral bone were traced by means of the split line method. The split line pattern established proof of an existing tension and bending in the acetabulum. Moreover it identified areas of compressive stress on the surface of the joint (cranial and caudal aspect of the lunate surface and the femoral head).

Biomechanical parameters such as contact areas as well as distribution and amount of pressure were determined experimentally under physiological load conditions representing the three leg stance during slow walking. These data were gained by casting material and pressure sensitive film. At low loads and physiological angulation contact areas were mainly found at the peripheral margin of the cranial and caudal part of the facies lunata and caput ossis femoris.

At the cranial roof of the acetabulum a joint space was evident in the loaded specimens up to 75% body weight. Under increasing loads the contact areas expanded towards the joint centre.

The maximal contact pressure ranged from 8 to 10 MPa under a load of 400% body weight. Areas of load transfer showed a more obvious bi- and tricentric distribution pattern than contact areas. With increasing loads areas of load transfer expanded to a uniform area.

The results of this study established proof of the inhomogeneous load distribution in the canine hip joint. For the first time it was shown that the canine hip joint is not congruous as commonly assumed but maintains a physiological incongruity. This guarantees for an optimal load distribution in the joint and for a better nutrition of the joint cartilage. Further, it was shown that osteoarthritis more often exists in those areas of inhomogeneously loaded joint surfaces which are exposed to larger mechanical stress a priori.

8 Anhang

Tab. 8.1: Hunde mit Knorpelschäden

Nr.	Rasse	Gewicht kg	Geschlecht	Altersgruppe	Lfd.Nr. w1	Knorpelschaden
1	DSH-Mischling	34,5	m	II	1	mittelgradig
2	West Highland White Terrier	7	m	I	3	Knochenbruch Acetabulum
3	DSH-Mischling	14	m	IV	5	leichte Rauigkeit
4	Collie	15	w	V	6	mittelgradig
5	DSH	46	w	IV	8	massiver Knorpelabrieb
6	Tibet Terrier	15	m	III	13	mittelgradig
7	Kuvasz	34	w	II	14	hochgradig
8	Jagdhund-Mischling	37	m	III	19	mittelgradig
9	DSH-Mischling	15	w	III	22	geringgradig
10	Berner Sennenhund	37	w	III	25	mittelgradig
11	Setter-Mischling	32	w	IV	26	Rauigkeit
12	Boxer	26	m	III	27	geringgradig, einseitig
13	Boxer	24	w	III	28	mittelgradig
14	DSH-Mischling	55,5	m	III	30	mittelgradig
15	Appenzeller-Mischling	15	m	III	34	mittelgradig
16	Collie	37	m	III	36	geringgradig
17	Pyrenäenberghund	42	w	III	37	Rauigkeit
18	DSH	37	w	V	38	mittelgradig
19	Cairn Terrier- Mischling	10	w	II	46	Rauigkeit, einseitig
20	DSH-Mischling	18	m	III	47	mittelgradig
21	DSH	27,5	m	IV	52	mittelgradig
22	Pinscher-Mischling	7	w	IV	53	geringgradig, einseitig
23	Beagle	17	m	V	54	mittelgradig
24	Collie-Mischling	17	w	III	56	geringgradig
25	Rauhaardackel	13	m	II	57	geringgradig
26	West Highland White Terrier	10	m	IV	58	geringgradig
27	Dackel-Pekinese-Mischling	13	m	VI	59	hochgradig
28	Cocker Spaniel	13	w	V	63	mittelgradig
29	Austr. Silky Terrier	9	w	VI	79	geringgradig
30	Riesenschnauzer	34	w	IV	84	mittelgradig
31	DSH	38,5	m	III	86	mittelgradig
32	Collie	31	w	IV	87	geringgradig
33	Collie-Mischling	27	w	IV	88	mittelgradig
34	DSH	40,5	m	IV	90	mittelgradig

Nr.	Rasse	Ge- wicht kg	Ge- schlecht	Alters- gruppe	Lfd.Nr. w1	Knorpelschaden
35	DSH	28	w	III	91	geringgradig, einseitig
36	Berner Sennenhund	51	m	V	92	geringgradig
37	Berner Sennenhund	33	m	III	93	mittelgradig
38	Dt. Dogge-DSH- Mischling	47	m	IV	95	mittelgradig
39	Hovawart	36	m	IV	97	mittelgradig
40	DSH	37	m	V	99	geringgradig
41	Austr. Silky Terrier	9	m	II	100	geringgradig
42	DSH	30,5	w	V	101	mittelgradig
43	Pudel	11,5	w	III	103	geringgradig
44	Pinscher-Mischling	41	m	V	108	geringgradig
45	DSH-Mischling	30	w	V	110	mittelgradig
46	DSH	35	m	III	111	mittelgradig
47	Berner Sennenhund	46	w	III	114	hochgradig
48	Zwergschnauzer	10	m	VI	115	geringgradig
49	DSH-Mischling	36,5	m	IV	118	Knorpelschwund
50	Berner Sennenhund	38,5	m	IV	119	hochgradig
51	Spitz-Mischling	17	w	VI	121	mittelgradig
52	Golden Retriever	24	m	IV	122	mittelgradig
53	DSH	48	m	V	123	geringgradig
54	DSH-Dogge- Mischling	42	m	IV	124	geringgradig
55	Schnauzer	17	m	VI	126	hochgradig
56	Collie	32	m	V	133	geringgradig
57	DSH-Mischling	32	w	V	137	hgr. Knorpelschwund
58	DSH-Mischling	30	m	V	139	hochgradig
59	Berner Sennenhund	42	m	IV	142	Hüft-Knie-OP, Knorpel- schaden
60	Riesenschnauzer	36	m	V	143	hochgradig
61	Irish Setter	40	m	V	147	mittelgradig
62	Irish Setter	31	m	V	149	hochgradig
63	DSH-Mischling	47	m	V	151	geringgradig
64	Bobtail	35	m	IV	152	hochgradig
65	DSH-Collie-Mischling	21,5	m	III	153	mittelgradig
66	Labrador Retriever	30	m	VI	154	hochgradig
67	DSH	45	m	V	156	hochgradig
68	DSH	39	m	VI	163	hochgradig
69	DSH	38,5	m	IV	164	mittelgradig
70	DSH-Mischling	38,5	m	V	165	hochgradig
71	DSH	38,5	m	VI	H1	hochgradig
72	DSH-Mischling	27,5	m	I	H3	mittelgradig
73	Dogge	57	w	VI	H4	Rauigkeit
74	Collie	24	w	VI	H5	hochgradig

Nr.	Rasse	Ge- wicht kg	Ge- schlecht	Alters- gruppe	Lfd.Nr. w1	Knorpelschaden
75	Rottweiler	26	m	I	H6	hochgradig
76	DSH	38,5	m	IV	H7	hochgradig
77	Berner Sennen- Mischling	38	m	VI	H8	mittelgradig
78	DSH-Mischling	21	w	I	H9	geringgradig
79	Berner Sennen- Mischling	29,5	m	IV	H11	Rauigkeit
80	DSH	28	m	II	H12	mittelgradig
81	DSH	27	m	V	H15	geringgradig
82	Rauhaardackel- Mischling	11,5	m	II	H17	mittelgradig
83	Collie	30	m	IV	H18	mittelgradig
84	Kuvasz	60,5	m	IV	H21	hochgradig
85	DSH	31	w	V	H22	hochgradig
86	Golden Retriever- Mischling	26	w	III	H23	hochgradig
87	Pudel-Mischling	11,5	w	III	H24	geringgradig
88	Golden Retriever- Mischling	29	w	VI	H27	geringgradig
89	Zwergschnauzer- Mischling	8	w	IV	H30	geringgradig
90	Dt. Dogge	35	m	III	H33	geringgradig
91	DSH	37	w	VI	H34	Rauigkeit

Tab. 8.2: Hunde mit HD und Arthropathia deformans

Nr.	Rasse	Ge- wicht kg	Ge- schlecht	Alters- gruppe	Lfd. Nr. w1	HD/ Arthropathia deformans
1	Retriever-Mischling	35	m	I	18	geringgradig
2	DSH	45,5	m	V	33	mittelgradig
3	Retriever-Mischling	37,5	m	III	39	geringgradig
4	DSH	33	w	IV	48	mittelgradig, einseitig
5	Berner Sennenhund	24	m	III	49	hochgradig
6	West Highland White Terrier	8,5	m	IV	70	mittelgradig
7	Rottweiler-Mischling	52	m	VI	89	mittelgradig
8	Kuvasz-Mischling	43,5	m	IV	96	mittelgradig
9	Eurasier	28,5	m	IV	102	hochgradig
10	Collie	36,5	w	VI	104	hochgradig
11	DSH-Beagle-Mischling	22,5	w	VI	106	hochgradig
12	DSH	26	m	IV	109	geringgradig
13	Briard	47	m	III	112	beginnend
14	DSH	35,5	w	III	113	Hüftgelenkprothese

Nr.	Rasse	Gewicht kg	Geschlecht	Altersgruppe	Lfd. Nr. w1	HD/ Arthropathia deformans
15	Labrador Retriever	33	m	V	117	mittelgradig
16	Pudel-Mischling	16,5	m	IV	128	geringgradig
17	Berner Sennenhund	57	m	IV	129	hochgradig
18	DSH	43	w	IV	130	hochgradig
19	DSH	39	m	III	131	beginnend
20	DSH	28	m	III	132	geringgradig
21	DSH-Collie-Mischling	28,5	w	VI	140	hochgradig
22	Rottweiler	50,5	m	IV	141	mittelgradig
23	Husky-Mischling	41	w	VI	144	mittelgradig
24	DSH	55	m	V	155	beginnend
25	DSH	38	w	IV	160	hochgradig
26	DSH	46,5	m	VI	H2	hochgradig
27	DSH	30	w	V	H10	geringgradig
28	Boxer	26	m	IV	H13	geringgradig
29	Golden Retriever	27	w	II	H31	geringgradig
30	Europ. Wolf	33	w	IV	H32	geringgradig

Tab. 8.3: Hunde, deren Knochendichtewerte des Acetabulum für die Erstellung eines Summationsbildes herangezogen wurden

Nr.	Rasse	Gewicht kg	Altersgruppe	Geschlecht	Lfd. Nr. w1	Hüftgelenke
1	DSH-Mischling	22,5	II	m	H 2	links und rechts
2	DSH-Mischling	53	V	m	H 5	links und rechts
3	DSH	40	IV	m	150	rechts
4	Collie	32	VI	m	135	links und rechts
5	Landseer	18	I	w	15	links und rechts
6	Neufundländer	39	IV	w	29	links
7	Rottweiler	45	IV	m	145	links und rechts
8	Boxer	27,5	III	m	32	rechts
9	Deutsch Kurzhaar	22,5	III	w	120	links und rechts
10	Husky-Mischling	19	I	m	H 25	links und rechts
11	Husky	16,5	VI	m	74	links
12	Border Terrier	18	V	w	4	links und rechts
13	Corgie-Mischling	10,5	III	w	45	links und rechts
14	Rehpinscher	7,5	VI	w	77	links und rechts
15	Terrier-Mischling	7,5	III	m	71	links und rechts

Tab. 8.4: Hunde, deren Knochendichtewerte des Caput ossis femoris für die Erstellung eines Summationsbildes herangezogen wurden

Nr.	Rasse	Gewicht kg	Alters- gruppe	Ge- schlecht	Lfd. Nr. w1	Hüft- gelenke
1	DSH-Mischling	22,5	II	m	H 2	links und rechts
2	DSH-Mischling	53	V	m	H 5	links und rechts
3	DSH	40	IV	m	150	links und rechts
4	DSH-Mischling	35	III	m	107	links und rechts
5	Rottweiler	45	IV	m	145	links und rechts
6	Neufundländer	39	IV	w	29	links
7	Berner Sennenhund	37	III	w	2	links und rechts
8	Dobermann	37	IV	m	85	links und rechts
9	Dobermann	37	III	m	94	rechts
10	Riesenschnauzer- Mischling	33	II	m	24	links und rechts
11	Eurasier	30,5	III	m	12	links und rechts
12	Collie	30	IV	m	H 26	links und rechts
13	Boxer	27,5	III	m	32	links und rechts
14	Retriever-Mischling	25	II	w	40	links und rechts
15	Deutsch Kurzhaar	22,5	III	w	120	links
16	Border Collie- Mischling	18	III	w	42	links und rechts
17	Husky	16,5	VI	m	74	rechts
18	Collie-Mischling	16	V	w	61	links und rechts

9 Literaturverzeichnis

- Adrian, M. J., Roy, W. E. und Karpovich, P. V. (1966): Normal gait of the dog: An electrogoniometric study. *Am J Vet Res* 27, 90-95.
- Afoke, N. Y. P., Byers, P. D. und Hutton, W. C. (1980): The incongruous hip joint - a casting study. *J Bone Joint Surg Br* 62 (4), 511-514.
- Afoke, N. Y. P., Byers, P. D. und Hutton, W. C. (1987): Contact pressures in the human hip joint. *J Bone Joint Surg Br* 69, 536-541.
- Alexander, J. W. (1992): The pathogenesis of canine hip dysplasia. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22 (3), 503-511.
- 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.
- Arnoczky, S. P. und Torzilli, P. A. (1981): Biomechanical analysis of forces acting about the canine hip. *Am J Vet Res* 42 (9), 1581-1585.
- Arnold, G., Gross, F. und Fessel, H. (1978): "In-vitro"-Versuche zum mechanischen Verhalten des hyalinen Knorpels unter statischen und dynamischen Belastungen. *Z Orthop* 116, 428-429.
- Arokoski, J. P. A., Hyttinen, M. M., Helminen, H. J. und Jurvelin, J. S. (1999): Biomechanical and structural characteristics of canine femoral and tibial cartilage. *J Biomed Mat Res* 48 (2), 99-107.
- Ateshian, G. A., Kwak, S. D., Soslowsky, L. J. und Mow, V. C. (1994): A stereophotogrammetric method for determining in situ contact areas in diarthrodial joints, and a comparison with other methods. *J Biomech* 27 (1), 111-124.
- Athanasίου, K. A., Agarwal, A., Muffoletto, A., Dzida, F. J., Constantinides, G. und Clem, M. (1995): Biomechanical properties of hip cartilage in experimental animal models [published erratum appears in *Clin Orthop* 1995 Nov;(320):283]. *Clin Orthop* 316, 254-266.
- Badoux, D. M. und Hoogeveen, P. (1976): Some notes on the biomechanics of the normal and dysplastic canine acetabulum, *Proceedings of the Koninklijke Nederlandse Akademie van Wetenschappen, C*.
- Bardet, J. F., Rudy, R. L. und Hohn, R. B. (1983): Measurement of femoral torsion in dogs using a biplanar method. *Vet Surg* 12 (1), 1-6.
- Bartel, D. L., Dueland, R. T. und Quentin, J. A. (1975): Biomechanical considerations in the design of a canine total hip prosthesis. *J Am Anim Hosp Assoc* 11, 553-559.
- Benninghoff, A. (1925a): Spaltlinien am Knochen, eine Methode zur Ermittlung der Architektur platter Knochen. *Anat Anz (Erg H)* 60, 189-205.
- Benninghoff, A. (1925b): Form und Bau der Gelenkknorpel in ihren Beziehungen zur Funktion. Zweiter Teil: Der Aufbau des Gelenkknorpels in seinen Beziehungen zur Funktion. *Z Zellforsch* 2, 783-861.
- Benninghoff, A. (1925c): Form und Bau der Gelenkknorpel in ihren Beziehungen zur Funktion. Erste Mitteilung: Die modellierenden und formerhaltenden Faktoren des Knorpelreliefs. *Z Anat Entwickl Gesch* 76, 43-63.

- Bergmann, G., Siraky, J. und Rohlmann, A. (1984): A comparison of hip joint forces in sheep, dog and man. *J Biomech* 17 (12), 907-921.
- Böhmsch, R. (1998): Anatomische Untersuchungen zur funktionellen Morphologie des Schultergelenkes (Articulatio humeri) des Pferdes. Diss med vet, München.
- Böttcher, P., Maierl, J. und Liebich, H.-G. (1999): Measurement of subchondral bone density and cartilage thickness in the distal interphalangeal articulation of the horse. *Tierärztl Prax* 27 (5), 81.
- Braden, T. D. und Prieur, W. D. (1992): Three-plane intertrochanteric osteotomy for treatment of early stage hip dysplasia. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22 (3), 623-643.
- Brown, T. D. und Shaw, D. T. (1983): In vitro contact stress distributions in the natural human hip. *J Biomech* 16 (6), 373-384.
- Budras, K.-D., Fricke, W. und Richter, R. (2000): Atlas der Anatomie des Hundes: Lehrbuch für Tierärzte und Studierende. Schülersche, Hannover.
- Budsberg, S. C., Verstraete, M. C. und Soutas-Little, R. W. (1987): Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs. *Am J Vet Res* 48 (6), 915-918.
- Bullough, P. und Goodfellow, J. (1968): The significance of the fine structure of articular cartilage. *J Bone Joint Surg Br* 50 (4), 852-857.
- Bullough, P., Goodfellow, J. und O'Connor, J. (1973): The relationship between degenerative changes and load-bearing in the human hip. *J Bone Joint Surg Br* 55 (4), 746-758.
- Bullough, P. G., Goodfellow, J., Greenwald, A. S. und O'Connor, J. (1968): Incongruent surfaces in the human hip joint. *Nature* 217, 1290.
- Cardinet, G. H., Kass, P. H., Wallace, L. J. und Guffy, M. M. (1997): Association between the pelvic muscle mass and canine hip dysplasia. *J Am Vet Med Assoc* 210 (10), 1466-1473.
- Carter, D. R., Rapperport, D. J., Fyhrie, D. P. und Schurman, D. J. (1987): Relation of coxarthrosis to stresses and morphogenesis. A finite element analysis. *Acta Orthop Scand* 58, 611-619.
- Dalstra, M. und Huiskes, R. (1995): Load transfer across the pelvic bone. *J Biomech* 28 (6), 715-724.
- Day, W. H., Svanson, S. A. V. und Freeman, M. A. R. (1975): Contact pressures in the loaded human cadaver hip. *J Bone Joint Surg Br* 57, 302-313.
- DeCamp, C. E., Soutas-Little, R. W. und Hauptman, J. (1993): Kinematic gait analysis of the trot in healthy Greyhounds. *Am J Vet Res* 54, 627-634.
- Dickomeit, M. (2002): Anatomische und biomechanische Untersuchungen zum Ellbogengelenk des Hundes (*Canis familiaris*). Diss med vet, München.
- Dogan, S., Vanderby, R., Jr., Manley, P. A., Belloli, D. M., Hartman, L. und McBeath, A. A. (1989): Kinetic analysis of canine gait before and after total hip replacement. *J Biomech* 22 (10), 1004.
- Dueland, R., Bartel, D. L. und Antonson, E. (1977): Force-plate technique for canine gait analysis of total hip and excision arthroplasty. *J Am Anim Hosp Assoc* 13 (5), 547-552.

- Dueland, R. (1980): Femoral torsion and its possible relationship to canine hip dysplasia. *Vet Surg* 9, 48.
- Dyce, K. M., Sack, W. O. und Wensing, C. J. G. (1991): *Anatomie der Haustiere*. Enke, Stuttgart.
- Eckholm, R. und Ingelmark, B. E. (1952): Functional thickness variations of human articular cartilage. *Acta Soc Med Ups* 57, 39-59.
- Eckstein, F., Müller-Gerbl, M. und Putz, R. (1992): Distribution of subchondral bone density and cartilage thickness in the human patella. *J Anat* 180, 425-433.
- 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., Steinlechner, M., Müller-Gerbl, M. und Putz, R. (1993a): Mechanische Beanspruchung und subchondrale Mineralisierung des menschlichen Ellbogengelenks. *Unfallchirurg* 96, 99-104.
- Eckstein, F., Löhe, F., Steinlechner, M., Müller-Gerbl, M. und Putz, R. (1993b): Kontaktflächen des menschlichen Humeroulnargelenks in Abhängigkeit von der Anpresskraft - ihr Zusammenhang mit subchondraler Mineralisierung und Gelenkmorphologie der Incisura trochlearis. *Ann Anat* 175, 545-552.
- Eckstein, F., Löhe, F., Müller-Gerbl, M., Steinlechner, M. und Putz, R. (1994a): Stress distribution in the trochlear notch. A model of bicentric load transmission through joints. *J Bone Joint Surg Br* 76 (4), 647-653.
- Eckstein, F., Merz, B., Schmid, P. und Putz, R. (1994b): The influence of geometry on the stress distribution in joints - a finite element analysis. *Anat Embryol* 189, 545-552.
- Eckstein, F., Löhe, F., Hillebrand, S., Bergman, M., Schulte, E., Milz, S. und Putz, R. (1995a): Morphomechanics of the humero-ulnar joint: I. Joint space width and contact areas as a function of load and flexion angle. *Anat Rec* 243, 318-326.
- Eckstein, F., Müller-Gerbl, M., Steinlechner, M., Kierse, R. und Putz, R. (1995c): Subchondral bone density in the human elbow assessed by computed tomography osteoabsorptiometry: a reflection of the loading history of the joint surface. *J Orthop Res* 13, 268-278.
- Eckstein, F., Fischer, K., Becker, C. und Putz, R. (1997a): Dichte-basierte mathematische Analyse der längerfristigen Beanspruchung des Hüftgelenks aus CT-Daten. *Osteologie* 6 (Suppl. 1), 53.
- Eckstein, F., Jacobs, C. R. und Merz, B. (1997b): Mechanobiological adaptation of subchondral bone as a function of joint incongruity and loading. *Med Eng Phys* 19 (8), 720-8.
- Eckstein, F., Merz, B., Jacobs, C. R., Schön, M. und Putz, R. (1997c): Zugspannungen bestimmen die funktionelle Anpassung des subchondralen Knochens in inkongruenten Gelenken. *Osteologie* 6 (Suppl. 1), 30.
- Eckstein, F., v. Eisenhart-Rothe, R., Landgraf, J., Adam, C., Loehe, F., Müller-Gerbl, M. und Putz, R. (1997d): Quantitative analysis of incongruity, contact areas and cartilage thickness in the human hip joint. *Acta Anat* 158, 192-204.

- Eckstein, F., Merz, B., Schön, M., Jacobs, C. R. und Putz, R. (1999): Tension and bending, but not compression alone determine the functional adaptation of subchondral bone in incongruous joints. *Anat Embryol* 199 (1), 85-97.
- Eisenhart-Rothe, R. v., Eckstein, F., Landgraf, J., Löhe, F., Müller-Gerbl, M. und Putz, R. (1996): Verteilung der anatomischen Gelenkspaltweite und Flächenpressung im menschlichen Hüftgelenk- eine quantitative Analyse. *Osteologie* 5, 55-64.
- 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.
- Eisenhart-Rothe, R. v., Witte, H., Steinlechner, M., Müller-Gerbl, M., Putz, R. und Eckstein, F. (1999): Quantitative Bestimmung der Druckverteilung im Hüftgelenk während des Gangzyklus. *Unfallchirurg* 102, 625-631.
- Eller, D. (2003): Anatomische und biomechanische Untersuchungen am Schultergelenk (Articulatio humeri) des Hundes (*Canis familiaris*). Diss med vet, München.
- Evans, H. E. (1993a): Arthrology. In: H. E. Evans, Ed., *Miller's Anatomy of the Dog*, 3rd ed. W. B. Saunders, Philadelphia.
- Evans, H. E. (1993b): The Skeleton. In: H. E. Evans, Ed., *Miller's Anatomy of the Dog*, 3rd ed. W. B. Saunders, Philadelphia.
- Frewein, J. (1994): Muskulatur. In: J. Frewein und B. Vollmerhaus, Eds., *Anatomie von Hund und Katze*. Blackwell-Wiss.-Verlag, Berlin.
- Fries, C. L. und Remedios, A. M. (1995): The pathogenesis and diagnosis of canine hip dysplasia: A review. *Can Vet J* 36, 494-502.
- Goodfellow, J. und Bullough, P. (1968): Studies on age changes in the human hip joint. *J Bone Joint Surg Br* 50, 222.
- Goodfellow, J. und Mitsou, A. (1977): Joint surface incongruity and its maintenance. *J Bone Joint Surg Br* 59, 446-451.
- Greenwald, A. S. und O'Connor, J. J. (1971): The transmission of load through the human hip joint. *J Biomech* 4, 507-528.
- Greenwald, A. S. und Haynes, W. C. (1972): Weight-bearing areas in the human hip joint. *J Bone Joint Surg Br* 54, 157-163.
- Habermehl, K.-H. (1961): Altersbestimmung bei Haustieren, Pelztieren und beim jagdbaren Wild. Parey, Berlin.
- Hauptman, J. und Butler, H. C. (1980): Measurements of femoral neck - shaft angle in the growing beagle. *Vet Surg* 9, 39-41.
- Hauptman, J., Cardinet, C. H., Morgan, J. P., Guffy, M. M. und Wallace, L. J. (1985): Angles of inclination and anteversion in hip dysplasia in the dog. *Am J Vet Res* 46 (10), 2033-2036.
- Hayes, W. C. und Bodine, A. J. (1978): Flow-independent viscoelastic properties of articular cartilage matrix. *J Biomech* 11, 407-419.
- Henschel, E. (1983): Das Hüftgelenk von Hund und Katze - eine Enarthrosis? *Tierärztl Prax* 11, 345-348.
- Hermanson, J. W. und Evans, H. E. (1993): The muscular system. In: H. E. Evans, Ed., *Miller's anatomy of the dog*, 3rd ed. W. B. Saunders, Philadelphia.

- Heyman, S. J., Smith, G. K. und Cofone, M. A. (1993): Biomechanical study of the effect of coxofemoral positioning on passive hip joint laxity in dogs. *Am J Vet Res* 54 (2), 210-215.
- Hultkrantz, W. (1898): Über die Spaltrichtungen der Gelenkknorpel. *Verh Anat Ges* 12, 248-256.
- Hutton, W. C. und England, J. P. S. (1969): The femoral head prosthesis and the dog. *J Small Anim Pract* 10, 79-85.
- Hutton, W. C., Freeman, M. A. R. und Swanson, S. A. V. (1969): The forces exerted by the pads of the walking dog. *J Small Anim Pract* 10, 71-77.
- Ingelmark, B. E. und Eckholm, R. (1948): A study on variations in the thickness of articular cartilage in association with rest and periodical load. An experimental investigation on rabbits. *Acta Soc Med Ups* 53, 61-74.
- Jacobs, C. R. und Eckstein, F. (1997): Computer simulation of subchondral bone adaptation to mechanical loading in an incongruous joint. *Anat Rec* 249 (3), 317-326.
- Kaser, W. (1998): Untersuchungen zur funktionellen Anatomie des Ellbogengelenkes (Articulatio cubiti) des Hundes. Diss med vet, München.
- Konermann, H. (1971): Funktionelle Analyse der Knorpelstruktur des Talonaviculargelenks. *Z Anat Entwickl Gesch* 133, 1-36.
- Köppel, E. (1991): Zur Entwicklung der Articulatio coxae und radiologischen Frühdiagnostik der Hüftgelenkdysplasie des Hundes. Enke, Stuttgart.
- Körbel, J. (2000): Ellbogengelenkdysplasie des Hundes - eine computertomographische und CT-osteosabsorptiometrische Studie. Diss med vet, München.
- Kummer, B. (1962): Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens. *Anat Anz* 111, 261-293.
- Kummer, B. (1968): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. I. Allgemeine Problematik. *Z Anat Entwickl Gesch* 127, 277-285.
- Kummer, B., Breul, R., Strauss, M. und Lohscheidt, K. (1987): Spannungsverteilung über Kugelgelenkflächen. *Verh Anat Ges* 81, 445-446.
- Küpper, W. (1980): Die Biomechanik des Hüft- und Schultergelenkes beim Hund - zum Aussagewert von Tierversuchen bei der experimentellen Erprobung menschlicher Endoprothesen im Tiermodell. *Dtsch tierärztl Wschr* 88, 146.
- Küpper, W., Müller, B., Heim, U., Thissen, H. J. und Walla, L. (1989): Die Pfannendachplastik nach SERTL zur operativen Behandlung der Hüftgelenkdysplasie beim Hund. *Kleintierpraxis* 34, 357-360.
- Larché, W. D. (1962): Der Einfluß mechanischer und funktioneller Faktoren auf das Angehen des Hundes. Diss med vet, Gießen.
- Liebich, H.-G. (1999): Binde- und Stützgewebe. In: H.-G. Liebich, Ed., *Funktionelle Histologie der Haussäugetiere*, 3. Aufl. Schattauer, Stuttgart.
- Liebich, H.-G. und König, H. E. (2001): Hinter- und Beckengliedmaßen. In: H. E. König und H.-G. Liebich, Eds., *Anatomie der Haussäugetiere*, Bd. I. Schattauer, Stuttgart.
- Löer, B. (1999): Computertomographische Torsionsmessung an Femur und Tibia des Hundes - Methode und klinische Anwendung bei der Luxatio patellae congenita. Diss med vet, München.

- Löhe, F., Eckstein, F., Sauer, T. und Putz, R. (1996): Structure, strain and function of the transverse acetabular ligament. *Acta Anat* 157, 315-323.
- Lott, D. (1988): Zur Bestimmung der Gelenkwinkel an den Gliedmaßen von Hunden. Diss med vet, Berlin.
- Mahringer, C. (1991): Längen- und Winkelverhältnisse am proximalen Femurende des Hundes und deren biomechanische Aspekte. Diss med vet, Wien.
- Maierl, J., Gutmannsbauer, B., Böttcher, P., Liebich, H.-G. und Matis, U. (1998a): CT-Osteoabsorptiometry in the canine shoulder joint - a new method to assess long-term loading. In: J.-F. Bardet, Ed., 9th Annual ESVOT Congress, 16.-19.04.1998, München.
- Maierl, J., Kaser, W., Müller-Gerbl, M., Putz, R. und Liebich, H.-G. (1998b): CT-Osteoabsorptiometry in the canine elbow joint - a new method to assess the loading history. *Anat. Histol. Embryol.* 27 (6), 432.
- Maierl, J. und Böttcher, P. (1999): Dreidimensionale Visualisierung der subchondralen Knochendichte entlang der Oberflächennormalen am Schulter- und Ellbogengelenk des Hundes. *Ann Anat* 181 (suppl), 288.
- Maierl, J., Böttcher, P. und Liebich, H.-G. (1999): Is the elbow joint of the dog really congruous? *Tierärztl. Prax.* 27 (5), 79.
- Maierl, J., Böttcher, P., Rigl, S. und Liebich, H.-G. (2000a): Subchondral bone density in the canine hip joint, XXIII Congress of the European Association of Veterinary Anatomists, 16.-19. July 2000, Olsztyn.
- Maierl, J., Misof, F., Böttcher, P. und Liebich, H.-G. (2000b): Knochendichte und Knorpeldicke am Schultergelenk des adulten Hundes. *Ann. Anat. (suppl.)* 182, 191-192.
- Maierl, J., Schäfer, C., Böttcher, P. und Liebich, H.-G. (2001): Die subchondrale Knochendichte am Fesselgelenk des Pferdes. Teil 1: Computertomographische Osteoabsorptiometrie (CT-OAM). *Pferdeheilkunde* 17 (4), 339-345.
- Mankin, H. J. (1985): The articular cartilages. In: C. D. Newton und D. M. Nunamaker, Eds., *Textbook of small animal orthopaedics*. J. B. Lippincott, Philadelphia.
- Manley, P. A. (1993): The hip joint. In: D. H. Slatter, Ed., *Textbook of small animal surgery*, 1786-1804. W.B. Saunders, Philadelphia.
- Meachim, G., Denham, D., Emery, I. H. und Wilkinson, P. H. (1974): Collagen alignments and artificial splits at the surface of human articular cartilage. *J Anat* 118 (1), 101-118.
- Milz, S. und Putz, R. (1994): Quantitative morphology of the subchondral plate of the tibial plateau. *J Anat* 185, 103-110.
- Misof, F., Maierl, J., Böttcher, P. und Liebich, H.-G. (1999): Biomechanical aspects of the canine shoulder joint. *Tierärztl Prax* 27 (5), 78.
- Molzberger, H. (1973): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. IV. Analyse der funktionellen Struktur der Tangentialfaserschicht des Hüftpfannenknorpels. *Z Anat Entwickl Gesch* 139, 283-306.
- Montavon, P. M., Hohn, R. B., Olmstead, M. L. und Rudy, R. L. (1985): Inclination and anteversion angles of the femoral head and neck in the dog. Evaluation of a standard method of measurement. *Vet Surg* 14 (4), 277-282.

- Montavon, P. M. (1992): Morphometry and static biomechanical analysis of the canine hip joint: Application to a colony of English Foxhounds. Habilitationsschrift, Zürich.
- Montgomery, R. D., Milton, J. L., Pernell, R. und Aberman, H. M. (1992): Total hip arthroplasty for treatment of canine hip dysplasia. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22 (3), 703-719.
- Mow, V. C., Kuei, S. C., Lai, W. M. und Armstrong, C. G. (1980): Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression: Theory and experiments. *J Biomech Eng* 102, 73-84.
- Muir, H. (1995): The chondrocyte, architect of cartilage. Biomechanics, structure, function and molecular biology of cartilage matrix macromolecules. *BioEssays* 17 (12), 1039-1048.
- Müller-Gerbl, M., Putz, R. und Schulte, E. (1988): Zur Verteilung der Knorpeldicke und der subchondralen Knochendichte in der Cavitas glenoidalis. *Verh Anat Ges* 82, 393-394.
- Müller-Gerbl, M., Putz, R., Hodapp, N., Schulte, E. und Wimmer, B. (1989): Computed tomography-osteabsorptiometry 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-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden. *Z Orthop* 128, 128-133.
- Müller-Gerbl, M., Putz, R. und Kenn, R. (1992): Demonstration of subchondral bone density patterns by three dimensional CT osteoabsorptiometry as a non-invasive method for in vivo assessment of individual long term stresses in joints. *J Bone Miner Res* 7 (Suppl. 2), 411-418.
- Müller-Gerbl, M. und Putz, R. (1993): Zur Morphologie und Mechanik der Gelenke in Abhängigkeit vom Lebensalter. In: H. J. Pesch, H. Stöß und B. Kummer, Eds., *Osteologie Aktuell VII*. Springer, Berlin.
- Müller-Gerbl, M., Putz, R. und Kenn, R. (1993a): Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung in der Cavitas glenoidalis bei Normalpersonen, Sportlern und Patienten. *Z Orthop* 131, 10-13.
- Müller-Gerbl, M., Putz, R., Kenn, R., Beyer, W., Hirschfelder, H. und Träger, K. H. (1993b): Reaction of the subchondral bone to the changes in mechanical stress in the knee joint following osteotomy. *J Biomech* 7, 883.
- Müller-Gerbl, M., Putz, R., Kenn, R. und Kierse, R. (1993c): People in different age groups show different hip joint morphology. *Clin Biomech* 8, 66-72.
- Newton, C. D. (1985): Normal joint range of motion in the dog and cat, Appendix B. In: C. D. Newton und D. M. Nunamaker, Eds., *Textbook of small animal orthopaedics*, 1101-1106. J. B. Lippincott, Philadelphia.
- Nickel, R., Schummer, A., Wille, K.-H. und Wilkens, H. (1992): Passiver Bewegungsapparat, Skelettsystem. In: R. Nickel, A. Schummer und E. Seiferle, Eds., *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere*, Bd. I, 6. Aufl. Parey, Berlin.
- Nunamaker, D. M., Biery, D. N. und Newton, C. D. (1973): Femoral neck anteversion in the dog: its radiographic measurement. *Am Vet Soc* 14, 45-48.

- Nunamaker, D. M. (1974): Surgical correction of large femoral anteversion angles in the dog. *J Am Vet Med Assoc* 165 (12), 1061-1064.
- Oberländer, W. (1973): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. V. Die Verteilung der Knochendichte im Acetabulum. *Z Anat Entwickl Gesch* 140, 367-384.
- Off, W. und Matis, U. (1997a): Ganganalyse beim Hund. Teil 2: Aufbau eines Ganglabors und bewegungsanalytische Untersuchungen. *Tierärztl Prax* 25, 303-311.
- Off, W. und Matis, U. (1997b): Resektionsarthroplastik des Hüftgelenkes bei Hunden und Katzen. *Tierärztl Prax* 25, 379-387.
- Page, A. E., Allan, C., Jasty, M., Harrigan, T. P., Bragdon, C. R. und Harris, W. H. (1993): Determination of loading parameters in the canine hip in vivo. *J Biomech* 26 (4/5), 571-579.
- Pauwels, F. (1959): Die Struktur der Tangentialfaserschicht des Gelenkknorpels der Schulterpfanne als Beispiel für ein verkörpertes Spannungsfeld. *Z Anat Entwickl Gesch* 121, 188-240.
- Pauwels, F. (1960): Eine neue Theorie über den Einfluß mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe. Zehnter Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. *Z Anat Entwickl Gesch* 121, 478-515/480-518.
- Pauwels, F. (1961): Neue Richtlinien für die operative Behandlung der Koxarthrose, *Verh Dtsch Orthop Ges* 48. Kongr.
- Pauwels, F. (1965): *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer, Berlin.
- Pauwels, F. (1973): *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie*. Springer, Berlin.
- Pauwels, F. (1980): *Biomechanics of the locomotor apparatus*. Springer, Berlin.
- Priour, W. D. (1980): Coxarthrosis in the dog part I: Normal and abnormal biomechanics of the hip joint. *Vet Surg* 9, 145-149.
- Remedios, A. M. und Fries, C. L. (1995): Treatment of canine hip dysplasia: A review. *Can Vet J* 36, 503-509.
- Richter, V. und Loeffler, K. (1976): Rassespezifische Merkmale am Becken des Hundes. *Dtsch Tierärztl Wschr* 83, 455-461.
- Richter, V. (1977): Untersuchungen am Becken des Hundes unter besonderer Berücksichtigung des Hüftgelenkes und rassespezifischer Merkmale. *Diss med vet*, München.
- Riser, W. H. und Shirer, J. F. (1966): Hip dysplasia: coxofemoral abnormalities in neonatal German shepard dogs. *J Small Anim Pract* 7, 7-12.
- Riser, W. H. (1973a): Growth and development of the normal canine pelvis, hip joints and femurs from birth to maturity: A radiographic study. *J Am Vet Rad Soc* 14 (2), 24-34.
- Riser, W. H. (1973b): The dysplastic hip joint: Its radiographic and histologic development. *J Am Vet Rad Soc* 14 (2), 35-50.

- Riser, W. H., Rhodes, W. H. und Newton, C. D. (1985): Hip dysplasia. In: C. D. Newton und D. M. Nunamaker, Eds., Textbook of small animal orthopaedics, 953-980. J. B. Lippincott, Philadelphia.
- Schawalder, P. und Sterchi, H. P. (1981a): Der Centrum-Collum-Diaphysenwinkel (CC'D) und der Antetorsionswinkel (AT) beim Hund. Kleintierpraxis 26, 151-162.
- Schawalder, P. und Sterchi, H. P. (1981b): Der Centrum-Collum-Diaphysenwinkel (CC'D) und der Antetorsionswinkel (AT) beim Hund. II. Mitteilung: Korrelation zwischen dem CC'D und dem AT. Röntgendiagnostische Aspekte. Kleintierpraxis 26, 273-278.
- Schawalder, P., Spreng, D., Dietschi, E., Dolf, G. und Gaillard, C. (1996): Beitrag zur Biomechanik des Hüftgelenks mit neuen diagnostischen Aspekten im Umfeld der Hüftgelenkdysplasie. Teil I. Schweiz Arch Tierheilk 138 (11), 511-522.
- Schawalder, P., Spreng, D., Dietschi, E., Dolf, G. und Gaillard, C. (1997): Beitrag zur Biomechanik des Hüftgelenks mit neuen diagnostischen Aspekten im Umfeld der Hüftgelenkdysplasie. Teil II. Schweiz Arch Tierheilk 139 (6), 265-270.
- Schön, M., Eckstein, F., Vogt, S., Huber, W. und Putz, R. (1998): Subchondrale Spaltlinien des menschlichen Ellbogen- und Kniegelenkes - Ausdruck der Biegung und Zugbeanspruchung des subchondralen Knochens? Osteologie 7 (2), 77-87.
- Seiferle, E. und Frewein, J. (1992): Aktiver Bewegungsapparat, Muskelsystem, Myologia. In: R. Nickel, A. Schummer und E. Seiferle, Eds., Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Bd. I, 6. Aufl. Parey, Berlin.
- Setton, L. A., Zhu, W. und Mow, V. C. (1993): The biphasic poroviscoelastic behavior of articular cartilage: role of the surface zone in governing the compressive behavior. J Biomech 26 (4/5), 581-592.
- Shahar, R. und Milgram, J. (2001): Morphometric and anatomic study of the hind limb of a dog. Am J Vet Res 62 (6), 928-933.
- Shahar, R. und Banks-Sills, L. (2002): Biomechanical analysis of the canine hind limb: Calculation of forces during three-legged stance. Vet J 163, 240-250.
- Shively, M. J. und Van Sickle, D. C. (1982): Developing coxal joint of the dog: Gross morphometric and pathologic observations. Am J Vet Res 42 (2), 185-194.
- Slocum, B. und Slocum, T. D. (1992): Pelvic osteotomy for axial rotation of the acetabular segment in dogs with hip dysplasia. Vet Clin North Am Small Anim Pract 22 (3), 645-682.
- Smith, G. K., Biery, D. N. und Gregor, T. P. (1990): New concepts of coxofemoral joint stability and the development of a clinical stress-radiographic method for quantitating hip joint laxity in the dog. J Am Vet Med Assoc 196 (1), 59-70.
- Smith, R. N. (1963): The normal and radiological anatomy of the hip joint of the dog. J Small Anim Pract 4, 1-9.
- Stampfer, R., Scheurer, K. und Müller-Gerbl, M. (1999): Subchondrale Mineralisierungsmuster bei kongenitaler Hüftdysplasie vor und nach Umstellungsosteotomie. Ann Anat 181, 154.
- Staszky, C. und Gasse, H. (2002): Zur Innervation der Gelenkkapseln beim Hund. Teil 3: Hüftgelenk. Kleintierpraxis 47, 11-17.
- Sterchi, H. P. (1980): Winkelbestimmungen am proximalen Femurende. Beitrag zur Hüftgelenkbiomechanik des Hundes. Diss med vet, Bern.

- Stubbs, W. P., Lewis, D. D., Miller, G. J., Quarterman, C. und Hosgood, G. (1998): A biomechanical evaluation and assessment of the accuracy of reduction of two methods of acetabular osteotomy fixation in dogs. *Vet Surg* (27), 429-437.
- Tillmann, B. (1969): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. III. Die Form der Facies lunata. *Z Anat Entwickl Gesch* 128, 329-349.
- Tillmann, B. (1971): Die Beanspruchung des menschlichen Ellbogengelenks. I. Funktionelle Morphologie der Gelenkflächen. *Z Anat Entwickl Gesch* 134, 328-342.
- Tillmann, B. (1973): Zur Lokalisation von degenerativen Veränderungen am Femurkopf bei der Coxarthrose. *Z Orthop* 111, 23-27.
- Tillmann, B. (1978a): A contribution to the functional morphology of articular surfaces. In: W. Bargmann und W. Doerr, Eds., *Normale und Pathologische Anatomie*, 34, 1-50. Thieme, Stuttgart.
- Tillmann, B. (1978b): Zur Lokalisation und funktionellen Deutung degenerativer Frühveränderungen am Gelenkknorpel. *Z Orthop* 116, 430.
- Vogt, S., Eckstein, F., Schön, M. und Putz, R. (1999a): Vorzugsrichtung der Kollagenfibrillen im subchondralen Knochen des Hüft- und Schultergelenks. *Ann Anat* 181, 181-189.
- Vogt, S., Schön, M., Eckstein, F., Eisenhart-Rothe, R. v. und Putz, R. (1999b): Subchondrale Spaltlinienmuster als Ausdruck einer Biege- und Zugbeanspruchung im subchondralen Knochen in den konkaven Anteilen synovialer Gelenke. *Ann Anat* 181, 155.
- Vollmerhaus, B., Frewein, J., Roos, H. und Knospe, C. (1994a): Skelett. In: J. Frewein und B. Vollmerhaus, Eds., *Anatomie von Hund und Katze*. Blackwell-Wiss.-Verl., Berlin.
- Vollmerhaus, B., Waibl, H. und Roos, H. (1994b): Gelenke. In: J. Frewein und B. Vollmerhaus, Eds., *Anatomie von Hund und Katze*. Blackwell-Wiss.-Verl., Berlin.
- Waibl, H. (1988): Zur angewandten Anatomie des Hüftgelenkes beim Hund. *Tierärztl Prax* 16, 83-86.
- Wegener, O. H. (1996): *Grundkurs Computertomographie*. Blackwell Wiss.-Verl., Berlin.
- Weigel, J. P. und Wasserman, J. F. (1992): Biomechanics of the normal and abnormal hip joint. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 22 (3), 513-528.
- Wolff, J. (1892): *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Springer, Berlin.

Danksagung

Herrn Prof. Dr. Dr. h.c. mult. H.-G. Liebich danke ich für die Überlassung des Dissertationsthemas, die Bereitstellung aller technischen Einrichtungen des Instituts sowie für die hervorragenden Arbeitsbedingungen.

Herrn Dr. J. Maierl danke ich herzlich für die wissenschaftliche Betreuung und für seine Unterstützung bei allen Fragen und Problemen der Dissertation.

Frau Prof. Dr. U. Matis danke ich für die Bereitstellung des Computertomographen der Chirurgischen Tierklinik der LMU München.

Frau S. Mitterer danke ich für die moralische Unterstützung, ihre wertvollen Anregungen und ihrer Hilfe bei der Durchsicht dieser Arbeit.

Darüber hinaus danke ich den Präparatoren, Herrn H. Kelm, Herrn H. Obermayer und Herrn S. Hecher für ihre ausdauernde Hilfe bei der Sichtung und Präparation des Untersuchungsgutes.

Bei Herrn Dr. P. Böttcher bedanke ich mich für die prompte Hilfe in computertechnischen Problemfällen.

Ebenso möchte ich mich bei allen Mitarbeitern des Instituts für Tieranatomie I bedanken, die mir stets mit Rat und Tat zur Seite standen.

Mein besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mir das Studium ermöglichten, und meinem Freund Thomas, für seine unermüdliche Geduld und Unterstützung.

Lebenslauf

Name	Birgit Ulrike Lieser
12.12.1972	geboren in Schongau
1979-1983	Grundschule Schongau
1983-1992	Gymnasium Schongau
1992-1993	Auslandsjahr in Spanien und den USA
1993-1995	Studium der Anglistik und Germanistik an der Ludwig-Maximilians-Universität München
1995-2001	Studium der Tiermedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München
Februar 2001	Approbation
Mai 2001 bis April 2003	Doktorandin am Institut für Tieranatomie I der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München