

Aus dem
Department für Veterinärwissenschaften der
Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

Arbeit angefertigt unter der Leitung von Priv.-Doz. Dr. J. Maierl

Die 3D-Mittelwertsbildung
der subchondralen Knochendichte
der Zehengelenke an der Schultergliedmaße
des Pferdes

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

vorgelegt von
Maria Theresia Lindinger
aus
München

München, 2011

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

Dekan:	Univ.-Prof. Dr. Braun
Berichterstatter:	Priv.-Doz. Dr. Maierl
Korreferent:	Priv.-Doz. Dr. Wollanke

Tag der Promotion: 12. Februar 2011

meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	2
2.1	Allgemeine Anatomie	2
2.1.1	Zusammensetzung und Funktion des Knochens	2
2.1.2	Die subchondrale Knochenplatte	4
2.2	Die Zehenknochen	6
2.2.1	Das Hufbein	6
2.2.2	Das Strahlbein.....	8
2.2.3	Das Kronbein	12
2.2.4	Das Fesselbein	14
2.2.5	Die Gleichbeine.....	15
2.2.6	Das Röhrbein	18
2.3	Knochendichtemessung.....	19
2.3.1	Messmethoden.....	19
2.3.2	CT Artefakte	20
3	Material und Methoden	22
3.1	Material	22
3.2	Methoden	28
3.2.1	Verwendete Programme	28
3.2.1.1	MEASURE	28
3.2.1.2	Visualization Toolkit (VTK).....	28
3.2.1.3	VTK CISG Registration Toolkit	29
3.2.1.4	Weitere verwendete Programme	29
3.2.2	Auswahl eines Normknochens.....	29
3.2.3	Bildregistrierung	33
3.2.4	Messung der subchondralen Knochendichte	37
3.2.5	Mittelwertbildung	40
3.2.6	Altersgruppenvergleich	41
4	Ergebnisse	42
4.1	Hufbein (Os unguare, Phalanx distalis).....	42
4.2	Strahlbein (Os sesamoideum distale)	43

4.2.1	Gelenkfläche zum Hufbein	43
4.2.2	Gelenkfläche zum Kronbein	44
4.2.3	Gleitfläche für die tiefe Beugesehne	46
4.3	Kronbein (Os coronale, Phalanx media)	47
4.3.1	Kronbein distal	47
4.3.2	Kronbein proximal	49
4.4	Fesselbein (Os compedale, Phalanx proximalis)	51
4.4.1	Fesselbein distal	51
4.4.2	Fesselbein proximal	52
4.5	Gleichbeine (Ossa sesamoidea proximalia).....	54
4.6	Röhrbein (Os metacarpale III).....	55
4.7	Altersvergleich	58
4.7.1	Hufbein.....	58
4.7.2	Strahlbein	60
4.7.2.1	Gelenkfläche zum Hufbein	60
4.7.2.2	Gelenkfläche zum Kronbein	61
4.7.2.3	Gleitfläche für die tiefe Beugesehne.....	62
4.7.3	Kronbein.....	63
4.7.3.1	Kronbein distal.....	63
4.7.3.2	Kronbein proximal.....	65
4.7.4	Fesselbein.....	66
4.7.4.1	Fesselbein distal.....	66
4.7.4.2	Fesselbein proximal.....	68
4.7.5	Gleichbeine	69
4.7.6	Röhrbein.....	70
5	Diskussion.....	72
5.1	Methodik	72
5.1.1	Auswahl der Tiere	72
5.1.2	CT- Osteoabsorptiometrie.....	72
5.1.2.1	Technische Präzision der Messungen.....	72
5.1.2.2	Datenverarbeitung	73
5.2	Funktionelle Anatomie	75
5.2.1	Hufbein.....	75

5.2.2	Strahlbein	77
5.2.3	Kronbein.....	79
5.2.4	Fesselbein.....	81
5.2.5	Gleichbeine	82
5.2.6	Röhrbein.....	83
5.3	Altersvergleich	85
6	Zusammenfassung	86
7	Summary.....	87
8	Literaturverzeichnis.....	88

Alle anatomischen Termini wurden gemäß der 5. Auflage der Nomina Anatomica Veterinaria verwendet (NAV, 1994).

Abkürzungsverzeichnis

CISG	Computational Imaging Science Group, King's College, London
CT	Computertomographie
CT-OAM	Computertomographie-Osteoabsorptiometrie
HE	Hounsfield-Einheiten
HU	Hounsfield-Units
MIP	Maximum Intensity Projection
MRT	Magnetresonanztomographie
ROI	Region of Interest
VTK	Visualization Toolkit

1 Einleitung

Neuere Untersuchungen zeigen einen engen Zusammenhang zwischen der Knochendichte der subchondralen Knochenplatte und dem Krankheitsbild der Osteoarthritis (BAILEY et al., 2004). Bei einer Arthrose kommt es beispielsweise zu einem deutlichen Anstieg der Knochendichte an der subchondralen Knochenplatte des betroffenen Gelenks. Eine Änderung der subchondralen Knochendichte kann das Risiko für Schäden am Gelenkknorpel erhöhen (DORE' et al., 2010; LI und ZHANG, 2009).

Auch in der Pferdeorthopädie ist der Zusammenhang zwischen Änderungen der Knochendichte und Erkrankungen der Gelenke und Knorpel Thema neuerer Publikationen (DRUM et al., 2007).

Es gibt von zahlreichen Gelenken des Menschen bereits „Karten“, in denen die Dichteverteilung der subchondralen Knochenplatte erfasst ist. Diese „Karten“ können dann mit pathologisch veränderten Gelenken verglichen werden. Auf diesem Weg ist es auch möglich sehr früh Hinweise auf eine beginnende Osteoarthritis zu erhalten (MEIRER et al., 2004). Möglich wurde das mit dem von Müller-Gerbl eingeführten Verfahren der computertomographischen Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) (MÜLLER-GERBL et al., 1990). Dieses Verfahren ist nicht invasiv. Eine Knochendichtemessung ist somit am lebenden Organismus ohne Eröffnung der Gelenkhöhle möglich. Die computertomographische Osteoabsorptiometrie wurde auch in der Veterinärmedizin erfolgreich zu Forschungszwecken eingesetzt (BOSECKERT, 2004; ELLER, 2003; MAIERL und BÖTTCHER, 1999; SCHÄFER, 2001; SCHULLER, 2001).

Im Zuge dieser Arbeit wurden erstmals 3D-Summationsbilder der subchondralen Knochendichte der Zehengelenke an der Schultergliedmaße des Pferdes erstellt, um das charakteristische Verteilungsmuster am Hufbein, Strahlbein, Kronbein, Fesselbein, Röhrbein und den Gleichbeinen gesunder Pferde darzustellen.

2 Literaturübersicht

2.1 Allgemeine Anatomie

2.1.1 Zusammensetzung und Funktion des Knochens

Die Knochengrundsubstanz besteht aus einem organischen und einem anorganischen Anteil. Den organischen Anteil machen zu 90% Kollagenfasern Typ I, zu 5-10% Lipide, zu 1-2% Glukosaminoglycane und Proteoglycane, sowie Chondroitin-4-sulfat, Chondroitin-6-sulfat und Keratansulfat aus.

Der anorganische Teil besteht zu 85-90% aus Calciumphosphat, zu 8-10% aus Calciumcarbonat, zu 1,5% aus Magnesiumphosphat und zu 0,3% aus Calciumfluorid. Durch Einlagerung der anorganischen Bestandteile wird der Knochen mineralisiert und versteift. Somit stützt das Skelett den Körper und unterstützt dessen Lokomotion. Mit der Speicherung von Kalzium und Phosphat erfüllen die Knochen eine weitere herausragende Funktion für den Organismus (KÖNIG und LIEBICH, 2009).

Das Knochengewebe unterliegt zeitlebens permanenten An-, Ab- und Umbauvorgängen, die sich an die jeweilige Belastung anpassen (MÜLLER-GERBL, 1991). Die Belastung auf das Knochengewebe definiert sich durch Druck- und Zugkräfte. In Zonen, die einer höheren Belastung ausgesetzt sind steigt die Knochendichte, im Gegensatz zu Zonen mit niedrigerer Belastung (WOLFF, 1892). Zeitlebens wird der Zustand maximaler Stabilität mit minimaler Knochenmasse angestrebt (KÖNIG und LIEBICH, 2009). Um diesem Anspruch weitestgehend gerecht zu werden, stellen sich in einem bestimmten Spannungsbereich lastabhängige An- und Abbauvorgänge ein (siehe Abbildung 1) (MÜLLER-GERBL, 1991). Sobald jedoch ein bestimmter oberer Wert für die Spannung, die auf den Knochen wirkt, überschritten wird, setzen Abbauvorgänge ein. Ebenso verhält es sich mit der Atrophie am nicht belasteten Knochen. Jedoch bleibt auch ein funktionsloser Knochen immer bis zu einem gewissen Grad vorhanden und wird nie komplett abgebaut (KUMMER, 1962).

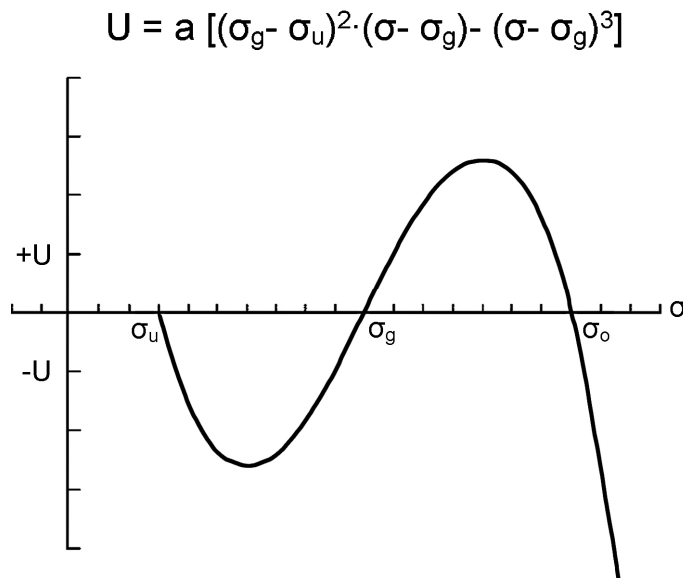


Abbildung 1: Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens (aus Kummer 1962)

Grundsätzlicher Zusammenhang zwischen Knochenumbau U und Spannungsgröße

σ Bei positivem Wert von U überwiegt der Knochenanbau, bei negativem Wert überwiegt der Abbau.

σ_u : Minimalspannung, unterhalb welcher kein Knochengewebe abgebaut wird;

σ_g : „Grenzspannung“ (Pauwels), bei welcher sich der Knochen im Fließgleichgewicht zwischen An- und Abbau befindet;

σ_o : Maximalspannung, bei welcher Knochenhypertrophie in Zerstörung umschlägt.

In der oben angegebenen „Umbaufunktion“ ist a eine Proportionalitätskonstante. Die Formel soll lediglich den Typus der Gesetzmäßigkeit charakterisieren, ohne Anspruch auf eine exakte und quantitative Wiedergabe des biologischen Geschehens zu erheben. Dies beinhaltet die zeitliche Summation von unterschiedlichen einwirkenden Kräften, deren Häufigkeit und Einwirkungsgeschwindigkeit.

2.1.2 Die subchondrale Knochenplatte

Mit „subchondraler Knochenplatte“ ist hier die knöchernerne Lamelle direkt unter der kalzifizierten Zone des Gelenkknorpels gemeint. Sie hat eine Dicke von ca. 2-4 mm. Die darunter liegenden Anteile der Spongiosa werden als „subartikulär“ bezeichnet (MÜLLER-GERBL, 1991).

Die individuelle Belastung eines Gelenks hängt von der Geometrie, der Größe und der Richtung der resultierenden Kräfte ab. An diesen Kräften sind wiederum Knochen, Muskeln und Bänder beteiligt. Hierbei ist nicht das Körpergewicht entscheidend, sondern die Hauptbelastung für das Gelenk entsteht durch Muskelspannung (RADIN et al., 1973).

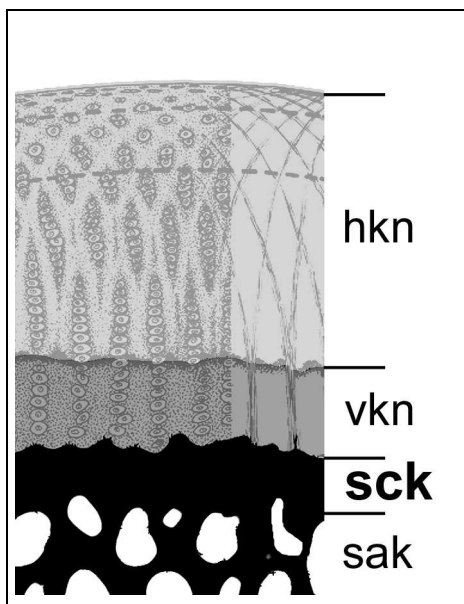


Abbildung 2: Schematische Darstellung der lastübertragenden Schichten im synovialen Gelenk

hkn – hyaliner Knorpel;

vkn – verkalkter Knorpel

sck – subchondraler Knochen

sak – subartikulärer Knochen

(aus Maierl et al 2001)

Diese Druckspannung wird im Gelenkknorpel und an der subchondralen Knochenplatte unterschiedlich verteilt, was wiederum von der Lage des Durchstoßpunktes der resultierenden Kraft durch die Gelenkfläche und dem momentanen Gelenkwinkel abhängt.

Dadurch ergibt sich an der subchondralen Knochenplatte eine charakteristische Verteilung der Knochendichte (PAUWELS, 1965).

Fürst et al. untersuchten die Knochendichte der Tibia und des Radius von Pferden. Sie fanden heraus, dass sich die Mikroarchitektur der Knochen im Alter signifikant ändert, wobei die Anzahl der Trabeculae abnimmt und der Abstand zwischen diesen sich vergrößert (FÜRST et al., 2008). Müller-Gerbl konnte an der subchondralen Knochenplatte regionale Unterschiede des Dichtemusters in Form von stärkerer Mineralisierung sowie unterschiedlicher Härte und Steifigkeit in Bereichen stärkerer Belastung finden (MÜLLER-GERBL, 1998). Nach Milz et al ist die Dicke der subchondralen Knochenplatte ein Hinweis auf längerfristige Belastungen, wohingegen sich die Knorpeldicke eher an kurzfristige Belastungen anpasst (MILZ et al., 1995).

Die subchondrale Knochenplatte fungiert auf Grund ihrer elastischen Abstützung durch die subartikuläre Spongiosa als Stossdämpfer. Diese kann sich bei Stößen verformen und hiermit die auf den Knorpel einwirkenden Kräfte abschwächen (PUGH et al., 1974; RADIN und PAUL, 1970; SIMON et al., 1972). Bei ansteigender Knochendichte und somit härterer Knochensubstanz wird die Stoßdämpfung beeinträchtigt. Damit ergibt sich eine stärkere Belastung für den Knorpel und das Risiko für degenerative Knorpelschäden steigt (RADIN et al., 1973).

Müller-Gerbl untersuchte die Knochendichte der Cavitas glenoidalis des Schultergelenks des Menschen und fand heraus, dass bei Turnern eine deutlich höhere Mineralisierung vorlag als bei Menschen mit normaler sportlicher Betätigung. Noch deutlicher war der Unterschied zu Patienten mit nicht reponierter Schulterluxation bereits nach einem Zeitraum von 1-3 Monaten (MÜLLER-GERBL et al., 1993).

Besonders am konkaven Anteil dieses Gelenks wirken Dehnungsspannungen, die wiederum eine Auswirkung auf die Höhe der Knochendichte der subchondralen Knochenplatte haben. So fanden Simkin et al. in der Cavitas glenoidalis des Hundes eine fünf- bis sechsfach höhere Knochendichte als an der konvexen Gelenkfläche des Caput humeri (SIMKIN et al., 1980; SIMKIN et al., 1991).

Eine Sklerosierung der subchondralen Knochenplatte gilt als Begleiterscheinung einer Arthrose und hilft diese röntgenologisch zu diagnostizieren. Eine primär

erhöhte Knochendichte in der subchondralen Knochenplatte kann aber andererseits von sich aus zu degenerativen Veränderungen des Knorpels und somit zu Gelenkschäden führen. Das rührt daher, dass die subchondrale Knochenplatte auf Grund ihrer erhöhten Steifigkeit Stöße nicht mehr in dem Maße abdämpfen kann (RADIN, 1999).

Die ursächliche Beteiligung der subchondralen Knochenplatte an einer Arthrose konnte bisher nicht bewiesen werden. Day et. al. stellten fest, dass sich die Zusammensetzung der Knochensubstanz ändert, sie werteten dies aber als normale Anpassungsvorgänge des Knochens (DAY et al., 2004). Bailey et. al. untersuchten die Auswirkungen der veränderten biochemischen Zusammensetzung auf die mechanischen Eigenschaften der subchondralen Knochenplatte bei Osteoarthritis. Sie fanden heraus, dass eine Veränderung der Kollagenfasern und der Stoffwechselfvorgänge die mechanischen Eigenschaften des Knochens schwächt (BAILEY et al., 2004). Des Weiteren konnte die Schädigung des Knorpels bei Arthrose gemindert werden, indem der Knochenstoffwechsel gehemmt wurde (LI und ZHANG, 2009)

2.2 Die Zehenknochen

2.2.1 Das Hufbein

Das Hufbein, Phalanx distalis oder Os ungulare, hat eine Form, die dem Hornschuh entspricht. Es wird in drei Flächen gegliedert, die Wandfläche, Facies parietalis, die Sohlenfläche, Facies solearis und die Gelenkfläche zum Hufgelenk, Facies articularis. Die Wandfläche ist konvex und steht medial steiler als lateral. Palmar schließt sich beidseits der zweigeteilte Hufbeinast, Processus palmaris lateralis und medialis an. Die Hufbeinäste sind von palmar durch eine Incisura processus palmaris eingekerbt. Dadurch entstehen ein proximaler und ein distaler Astwinkel. Anstatt dieser Kerbe kann auch ein Astloch, Foramen processus palmaris ausgebildet sein. Die Hufbeinäste dienen dem Hufknorpel als Ansatzstelle. Die Hufknorpel bestehen bei jüngeren Tieren aus Faserknorpel und können bei älteren Tieren nicht selten verknöchert sein (SALOMON et al., 2005).

Die Sohlenfläche ist konkav gewölbt. Sie weist eine Facies flexoria auf, an der die tiefe Beugesehne ansetzt (WISSDORF et al., 2010). Die tiefe Beugesehne wird durch die Sohlenbinde fixiert. Diese besteht aus einem Anteil der tiefen Fußfaszie, verläuft proximodorsal und heftet sich beidseits an das Fesselbein (NICHEL et al., 1992a).

Die Gelenkfläche des Hufbeins besteht aus zwei konkaven Gruben, die die Gelenkvertiefung eines Sattelgelenks darstellen und mit der Trochlea des Kronbeins artikulieren. Nur ein kleiner palmarer Teil, die Facies articularis sesamoidea, artikuliert mit der Gelenkfläche des Strahlbeins. Wand- und Gelenkfläche formen proximal den Kronrand (SALOMON et al., 2005). Am Hufbein befindet sich dorsal mittig der Streckfortsatz, Processus extensorius. Dieser ragt geringgradig über den Hornschuh hinaus. Er dient der Sehne des gemeinsamen Zehenstreckers, Musculus extensor digitalis communis, als Ansatzstelle (WISSDORF et al., 2010).

Das Hufgelenk, Articulatio interphalangea distalis, ist ein zusammengesetztes Gelenk vom Typ eines Sattelgelenks. Es wird aus Hufbein, Strahlbein und Kronbein gebildet. Neben einer vertikalen Bewegung (Beugung / Streckung) ist auch eine seitliche Rotation um ca. 15° möglich um Bodenunebenheiten auszugleichen. Daher ist das Hufgelenk ein unvollkommenes Wechselgelenk (WISSDORF et al., 2010). Die seitliche Bewegung wird durch eine dicke Knorpelschicht ermöglicht (MOSIMANN, 1958).

Seitlich am Hufgelenk verlaufen zwei Bänder, die Ligamenta collateralia (SALOMON et al., 2005) oder auch Ligamentum collaterale genannt werden (BREIT, 1995). Sie ziehen von der jeweiligen Bandgrube am Processus palmaris des Hufbeins an die Bandgrube der dorsolateralen, bzw. dorsomedialen Fläche des Kronbeins. Nach distal hin divergieren die Bänder fächerförmig und sind zum Teil mit der Innenfläche des Hufknorpels verwachsen (BREIT, 1995). Dadurch wird die vertikale Bewegungsrichtung besonders bei hohen Spannungen des Hufgelenks stabilisiert (WISSDORF et al., 2010).

Weitere Bänder, die zum Bewegungsablauf des Fußes beitragen sind die Hufknorpelbänder. Hier gibt es die Hufknorpel-Hufbein-Fesselbeinbänder, die Ligamenta chondroungulocompedalia. Sie entspringen proximopalmar des

Hufknorpels und des Hufbeins und ziehen an das distale Ende des Fesselbeins. Die Hufknorpel-Kronbein-Bänder, *Ligamenta chondrocoronalia mediale* und *laterale* entspringen am dorsalen Hufknorpelrand und enden am Seitenrand des Kronbeins und am Seitenband des Hufgelenks. Die Hufknorpel-Hufbein-Bänder, *Ligamenta chondroungularia collaterale mediale* und *laterale* verbinden den distalen Rand des Hufknorpels mit dem Hufbeinast. Die Hufknorpel-Strahlbeinbänder, *Ligamenta chondrosesamoidea* verlaufen zwischen dem Hufknorpel und der jeweiligen Strahlbeinseite. Die gekreuzten Hufknorpelbänder ziehen von der Axialfläche des Hufknorpels zum hinteren Ende des Hufbeinastes der anderen Seite und das Hufknorpel-Hufkissenband, das *Ligamentum chondropulvinale* strahlt mit Faserzügen der Axialfläche des Hufknorpels in das Hufkissen ein (KÖNIG und LIEBICH, 2009).

2.2.2 Das Strahlbein

Die *Articulatio interphalangea distalis* wird palmar durch das Strahlbein ergänzt (KASSIANOFF und WIßDORF, 1992).

Die World Association of Veterinary Anatomists unterscheidet am Strahlbein zwischen der palmar gerichteten *Facies flexoria*, der dorsal gerichteten *Facies articularis*, dem *Margo proximalis* und dem *Margo distalis* (ANATOMISTS, 1983; SCHALLER, 2007).

Die dorsal gerichtete *Facies articularis* ist mit hyalinem Knorpel überzogen und stellt die Gelenkfläche zum Kronbein dar. Kassianoff und Wißdorf bezeichnen diese als *Facies articularis phalangis mediae* (KASSIANOFF und WIßDORF, 1992).

Die zweite Gelenkfläche des Strahlbeins befindet sich distal und artikuliert mit der *Facies articularis sesamoidea* des Hufbeins. Die beiden Gelenkflächen stehen in einem Winkel von 90 Grad zueinander. Die zuvor nicht näher benannte Gelenkfläche des Strahlbeins zum Hufbein wird von Kassianoff und Wißdorf *Facies articularis phalangis distalis* genannt und dem *Margo distalis* zugeordnet. Dieser wird in drei Teile unterteilt. Der Gelenkfläche zum Hufbein schließt sich ein von *Stratum synoviale* überzogener Bereich an, der von unterschiedlich großen

Foramina nutricia perforiert ist. Dieser Bereich wird Zona intermedia genannt und geht in einen scharfen nach distal ragenden Grat über, dem Margo ligamenti, der die Facies flexoria vergrößert (KASSIANOFF und WISSDORF, 1992).

Die dorsal gelegene Facies articularis phalangis distalis ist eine längliche nicht bis an die seitlichen Enden reichende Fläche. Sie ist mit hyalinem Knorpel überzogen und artikuliert mit dem Hufbein (WISSDORF et al., 2010).

Die Zona intermedia stellt den mittleren Anteil des Margo distalis dar. Sie ist individuell unterschiedlich breit und reicht bis an die seitlichen Enden des Strahlbeins (WISSDORF et al., 2010). Hier können pathologisch vergrößerte Gefäßlöcher auftreten. Sie sind mit Synovia gefüllt, gehören funktionell dem Hufgelenk an und werden Canales sesamoidales genannt (HERTSCH et al., 1982)

Der Margo ligamenti, der palmare Anteil des Margo distalis des Strahlbeins ist ein mehr oder weniger deutlich ausgeprägter Grat. Hier entspringt das unpaare Strahlbein-Hufbeinband, Ligamentum sesamoideum distale impar. Es inseriert am palmaren Rand der Facies flexoria des Hufbeins. Alle vier beschriebenen Bereiche treffen sich medial beziehungsweise lateral an der Facies medialis oder lateralis. Diese begrenzen die seitlichen Strahlbeinflächen und dienen als Ansatz für die Gelenkkapsel, für das Hufknorpel-Strahlbeinband und die Bursa podotrochlearis. (WISSDORF et al., 2010). Das Ligamentum sesamoideum distale impar ist ein sehr stark ausgeprägtes Band und bildet die straffeste Verbindung von Hufbein und Strahlbein. Es hat in erster Linie die Aufgabe die Druckwirkung von Huf- und Kronbein im Moment des Fußens zusammen mit der Beugesehne und den seitlichen Sesambeinbändern abzufangen (TOTH, 1989). Die seitlichen Sesambeinbänder, Ligamenta sesamoidea collateralia, übertragen hierbei durch Zwischenschaltung am Strahlbein die Kraft auf das Ligamentum sesamoideum distale impar. Beide Bandstrukturen unterstützen hängemattenartig den sogenannten Hufbeinträger im Stand und während der Belastung. Durch den Hufbeinträger wird das Hufbein aufgehängt und so ohne Belastung der Sohlenfläche in einer Schwebeposition gehalten. Als aktive Struktur des Hufbeinträgers gilt der Musculus flexor digitorum profundus. Er wird passiv durch das Ligamentum accessorium unterstützt (SCHOENBERG et al., 2005).

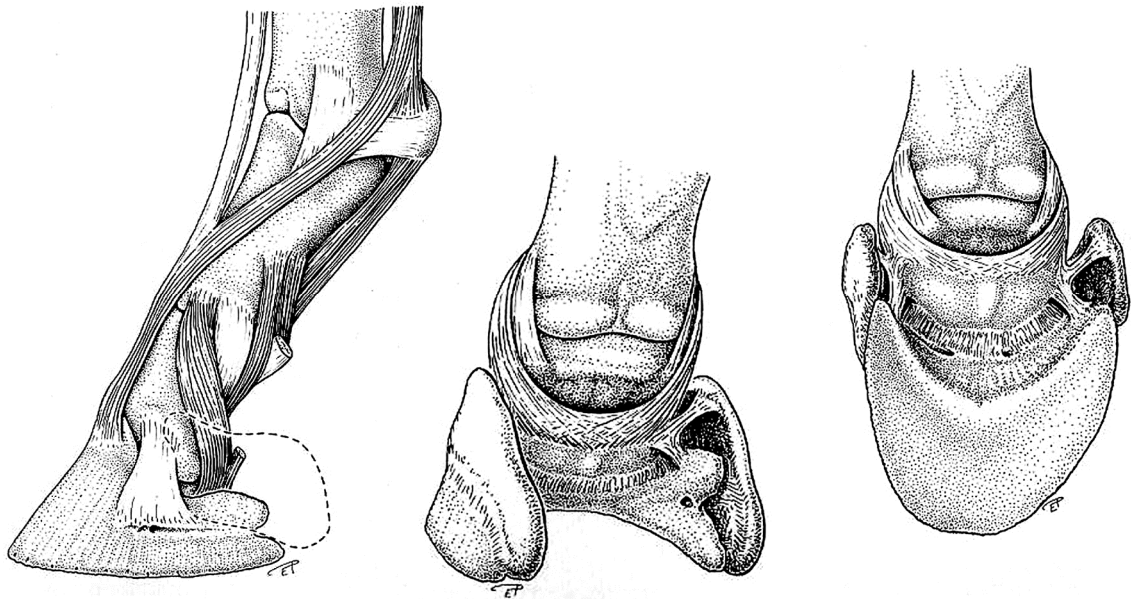


Abbildung 3 Darstellung der Haltefunktionen am Hufbein am Fuß des Pferdes (SCHOENBERG et al., 2005)

Das Ligamentum sesamoideum distale impar trennt die Bursa podotrochlearis vom Hufgelenk (BREIT, 1995).

Der Verlauf der tiefen Beugesehne in diesem Bereich wird in der Literatur kontrovers diskutiert.

Die tiefe Beugesehne, auch tiefer Zehenbeuger genannt, entspringt mit einem starken, dreibäuchigen Caput humerale am Epicondylus medialis humeri, mit einem schwächeren Caput ulnare an der Ulna und mit einem sehr schwachen Caput radiale am distalen Drittel des Radius. Diese drei Köpfe vereinigen sich zur tiefen Beugesehne. Die tiefe Beugesehne wird im Bereich des Karpalgelenks gemeinsam mit der oberflächlichen Beugesehne von der umfangreichen Karpalbeugesehnenscheide umgeben. Im Metakarpalbereich wird die tiefe Beugesehne vom Ligamentum accessorium verstärkt. Das Ligamentum accessorium besteht aus Sehnengewebe, stellt aber funktionell ein Halteband zwischen proximalem Metakarpus und dem Hufbein dar. Nach ihrem Verlauf über das Fesselgelenk, wo sie das Scutum proximale als Gleitfläche benutzt, zieht die tiefe Beugesehne weiter am Scutum medium und dem Strahlbein (Scutum distale) vorbei und inseriert in einer breitflächigen Aponeurose an der Facies

flexoria der Palmarfläche des Hufbeins (KÖNIG et al., 2003). In der Literatur wird häufig ein sogenannter Kronbeinschenkel erwähnt der von der tiefen Beugesehne ausgeht (DYCE et al., 2002; LIEBICH et al., 2001; POPESKO, 1979; WISSDORF et al., 2010). Andere Autoren erwähnen diesen Schenkel nicht, stellen ihn aber graphisch dar (BUDRAS und RÖCK, 2000). König et al. konnten weder an der tiefen Beugesehne, noch am Kronbein eine Verbindung dieser Strukturen nachweisen und folgerten daraus, dass es keinen Kronbeinschenkel der tiefen Beugesehne gibt (KÖNIG et al., 2003).

Pont et al. fanden in diesem Bereich eine Bindegewebsbrücke, die jedoch keinen Kontakt zur tiefen Beugesehne aufweist. Sie bezeichneten diese als elastische Trennwand zwischen tiefer Beugesehne und Kronbein. Die elastischen Fasern in diesem Bereich gewährleisten eine gute Verformbarkeit des Areals mit sofortiger Rückführung und erlauben im Moment der Belastung der Gliedmaße eine proximal gerichtete Dehnung dieser Struktur. Dies ist insbesondere bei einer vermehrten Füllung des Hufgelenks und der Bursa podotrochlearis von Bedeutung, da die Synovialflüssigkeit nicht komprimierbar ist und die Ausweichmöglichkeiten in diesem Bereich begrenzt sind (PONT et al., 2004).

Der höchste Punkt des Strahlbeins ist der Margo proximalis, der schmaler als der Margo distalis ist. Er ist konvex aufgewölbt und besitzt zahlreiche kleine Gefäßlöcher zur Blutversorgung des Strahlbeins, die Foramina nutricia proximalia. Diese Gefäßlöcher können erweitert sein und dadurch röntgenologisch darstellbar werden (WISSDORF et al., 2010).

Palmar am Strahlbein befindet sich die mit Faserknorpel überzogene Facies flexoria, die der tiefen Beugesehne als Gleitfläche dient. Die Facies flexoria ist durch eine axiale Erhebung, den Sagittalkamm, gekennzeichnet. Bei etwa 25% aller Pferde befinden sich im Bereich des Sagittalkamms knorpelfreie Bezirke, so genannte Fossae nudatae (WISSDORF et al., 2010). Zwischen der tiefen Beugesehne und dem Strahlbein liegt die Bursa podotrochlearis, der Hufrollenschleimbeutel. Die funktionelle Einheit von Insertionsabschnitt der tiefen Beugesehne, Bursa podotrochlearis und Strahlbein wird als Hufrolle, Podotrochlea, bezeichnet (WISSDORF et al., 2010).

Proximal und distal schließt das Strahlbein mit einem gratartigen Rand ab.

Das Strahlbein wird durch die so genannten Strahlbeinbänder in seiner Lage fixiert. Das sind die bereits erwähnten Strahlbein-Hufbeinband, das Ligamentum sesamoideum distal impar und die elastischen Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinbänder, die Ligamenta sesamoidea collaterale mediale et laterale (NICKEL et al., 1992a).

Das Ligamentum collaterale entspringt an jeder Seite distal am Fesselbein, zieht bei Zwischeninsertionen am Kronbein und danach am Strahlbein anschließend zum Hufbeinast. Anfangs liegt das Band parallel und dorsal des Ligamentum collaterale laterale des Kronbeins. Ab der Mitte des Kronbeins ist das Ligamentum sesamoideum collaterale vom Hufknorpel bedeckt. Die Zwischeninsertion erfolgt mit schwachen Anteilen an den seitlichen Enden des Strahlbeins und mit stärkeren Anteilen am Proximalrand des Strahlbeins. Die Bandmassen inserieren sukzessive ipsilateral und überwiegend kontralateral unter Kreuzung mit der gegenüberliegenden Seite (SCHOENBERG et al., 2005).

Mit zunehmendem Alter des Pferdes verändert sich im Sagittalschnitt die Form des Strahlbeins vom Quadratischen zum Rechteck (WISSDORF et al., 2010).

Das Strahlbein dient funktionell nicht nur als Gleitlager für die tiefe Beugesehne, sondern bildet auch zusammen mit dem Hufbein die Gelenkpfanne für den Gelenkkopf des Kronbeins. Dabei sind Hufbein und Strahlbein durch ein Hilfgelenk verbunden. Dadurch erlangt das Strahlbein eine beschränkte Beweglichkeit (WINTZER, 1997).

2.2.3 Das Kronbein

Das Kronbein, Phalanx media oder Os coronale, ist der Form nach ähnlich dem Fesselbein, aber nur etwa halb so lang. Distal befindet sich eine sattelförmige Gelenkwalze, die am Hufgelenk beteiligt ist. Die Dorsalfläche des Kronbeins ist rau, seine Palmarfläche glatt (NICKEL et al., 1992b). Proximal an der Palmarfläche können bis zu sieben Foramina nutricia vorkommen. Diese sind bei älteren Pferden häufig vergrößert und können am Röntgenbild sichtbar sein. Sie dürfen nicht mit Zysten verwechselt werden (WISSDORF et al., 2010). Die

proximal gelegene Gelenkfläche zum Fesselbein, die Fovea articularis ist quergestellt und besitzt einen gerundeten Sagittalkamm. Dieser entspricht der Konkavität der Gelenkwalze des Fesselbeins und teilt die Gelenkgrube in zwei Hälften. Dorsal am Grubenrand befindet sich der Kronbeinfortsatz, der Processus extensorius, palmar die Kronbeinlehne, Tuberositas flexoria. Seitlich palmar an der Kronbeinlehne sind die proximalen Bandhöcker lokalisiert. Die distalen Bandhöcker und –gruben sind an den Seitenrändern dorsal gerückt (NICKEL et al., 1992b). Die Kronbeinlehne palmar dient der Sehne des Musculus flexor digitorum superficialis als Ansatzstelle (SALOMON et al., 2005).

Das Krongelenk wird auch Zehenmittelgelenk oder *Articulatio interphalangea proximalis* genannt.

Es ist der Form nach ebenfalls ein Sattelgelenk, die Kronbeingrube artikuliert proximal mit der Trochlea des Fesselbeins. Als einfaches, unvollkommenes Wechselgelenk funktioniert es bei geringer Beuge- bzw. Streckwinkelung und eingeschränkter Seitwärts- und Drehbewegung (KÖNIG und LIEBICH, 2009). Dadurch können Bodenunebenheiten ausgeglichen werden (SALOMON et al., 2005). Neben den medialen und lateralen Seitenbändern (*Ligamenta collateralia*) sind palmar auch je zwei axiale und abaxiale Krongelenkbänder vorhanden. Die axialen bilden zusammen mit dem geraden Sesambeinband und der Palmarfläche des Kronbeins eine Gleitfläche für die tiefe Beugesehne, die *Scutum medium* genannt wird (KÖNIG und LIEBICH, 2009). Die seitlichen *Ligamenta palmaria* entspringen der Kronbeinlehne und inserieren proximal der Seitenrandmitte des Fesselbeins.

Die seitliche Beweglichkeit des Krongelenks wird mit zunehmender Beugung oder Streckung auf Grund der zunehmenden Anspannung der Seitenbänder stärker eingeschränkt (WISSDORF et al., 2010).

Bei traumatischen Luxationen, Frakturen, aber auch bei Arthrosen mit chronischer Lahmheit ist es möglich das Krongelenk chirurgisch zu versteifen. Martin et. al untersuchten die Langzeiteffekte einer solchen Arthrodesen. Es zeigte sich, dass 86% der Pferde, die an der Hintergliedmaße ein versteiftes Krongelenk hatten, und 67% der Pferde, die an der Vordergliedmaße betroffen waren, ein Jahr nach der Operation lahmheitsfrei waren. Der Unterschied entsteht durch die

unterschiedliche Lastenverteilung von Vorder- und Hintergliedmaße (MARTIN et al., 1984). Selbst bei einer septischen Arthritis des Kron gelenks scheint eine Gelenkversteifung eine akzeptable Alternative zur Euthanasie des Pferdes zu sein (GROOM et al., 2000).

2.2.4 Das Fesselbein

Das Fesselbein, Phalanx proximalis oder Os compedale, hat proximal eine breitere Basis als distal am Caput. Palmar befindet sich das von zwei konvergierenden Knochenleisten begrenzte v-förmige Trigonum phalangis proximalis (NICKEL et al., 1992a; SALOMON et al., 2005).

Die Gelenkfläche zum Os metacarpale III, Fovea articularis wird durch eine Sagittalrinne in eine laterale und mediale Vertiefung unterteilt, wobei die mediale Fläche geringgradig größer als die laterale ist (WISSDORF et al., 2010). Brama et al. fanden heraus, dass bei schnellen Bewegungen des Pferdes am dorsalen Rand der Fovea articularis hohe Stoskräfte auftreten, während dieses Areal beim stehenden Pferd nicht belastet wird (BRAMA et al., 2001). An dieser Stelle können auch Frakturen in Form einer Osteochondrosis dissecans vorkommen, wenn das Fesselbein während einer starker Hyperextension des Fesselgelenks, in Folge hoher Belastung gegen das Os metacarpale III drückt (WISSDORF et al., 2010).

Seitlich an der Basis des Fesselbeins befinden sich deutliche Bandhöcker, die etwas mehr palmar lokalisiert sind und daher als Eminentiae palmaris medialis und lateralis bezeichnet werden (WISSDORF et al., 2010). Distal am Fesselbein sind die seitlichen Bandhöcker im Gegensatz zu proximal mehr dorsal lokalisiert. Hier, am Caput des Fesselbeins befindet sich die Gelenkrolle, die mit der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins artikuliert (NICKEL et al., 1992a).

Das Fesselgelenk ist ein zusammengesetztes Gelenk aus der Trochlea des Os metacarpale III, der proximalen Fovea articularis des Fesselbeins und den Gelenkflächen der beiden Gleichbeine (KÖNIG und LIEBICH, 2009). Es ist ein straff geführtes Scharniergelenk und lässt als vollkommenes Wechselgelenk nur Beugung und Streckung zu (WISSDORF et al., 2010). Bei Belastung der

Gliedmaße befindet sich das Fesselgelenk in einer physiologischen Hyperextensionsstellung (WISSDORF et al., 2010).

2.2.5 Die Gleichbeine

Die Gleichbeine weisen proximal die Gleichbeinspitze, Apex und distal die breitere Basis auf. Jeweils dorsal befindet sich die Facies articularis, die am Fesselgelenk beteiligt ist und palmar die Facies flexoria (WISSDORF et al., 2010). Die Sesambeine artikulieren nicht mit dem Fesselbein, sondern nur mit der Trochlea des Os metacarpale III (DYCE et al., 2002). Sie sind in die Gelenkkapsel des Fesselgelenks integriert und ergänzen mit ihrer Facies articularis, die Gelenkvertiefung. An den abaxialen Flächen setzt der Musculus interosseus medius an, daher werden diese auch Facies musculi interossei genannt. Die Facies flexoriae an der palmaren Seite formen mit Hilfe des Ligamentum palmare eine Gleitrinne für die Beugesehnen, das Scutum proximale (KÖNIG und LIEBICH, 2009; WISSDORF et al., 2010).

Auf Grund ihrer Lage und der straffen Fixierung durch zahlreiche Bänder unterliegen Gleichbeine bei Belastung der Gliedmaße gleichzeitig einer hohen Zug- und Druckbelastung (WISSDORF et al., 2010). Aufgrund dessen können an den Gleichbeinen oft röntgenologische Veränderungen, in Form von unregelmäßigen Randkonturen, Osteophytenbildung oder verknöcherten Bandansätzen diagnostiziert werden (STANEK und EDINGER, 1990). Eine Überbelastung der Gleichbeine kann sowohl proximal als auch distal zu Frakturen oder Bandabrissen führen. Der Frakturspalt verläuft bei einem Ermüdungsbruch horizontal und bei Bandabrissen sind besonders die distalen Gleichbeinbänder betroffen. In diesem Fall wird das Gleichbein durch den Zug der proximalen Gleichbeinbänder nach proximal verlagert und kann das Fesselgelenk an der Palmarseite nicht mehr stabilisieren. Die Folge ist eine verstärkte Hyperextension bis zum so genannten Niederbruch (WISSDORF et al., 2010).

Das Fesselgelenk weist lateral und medial zwei Seitenbänder, die Ligamenta collateralia auf. Sie verbinden das Röhrbein mit dem Fesselbein (SALOMON et al., 2005).

Die Sesambeine werden durch ein faserknorpeliges Band, das Ligamentum palmare verbunden, dieses reicht proximal über die Sesambeine hinaus und bildet das bereits erwähnte Scutum proximale. Die Sesambeine werden durch ihre Seitenbänder, die Ligamenta sesamoidea collateralia an das Röhrbein und das Fesselbein geheftet. Ein elastisches Ligamentum metacarpointersesamoideum zieht von den Sesambeinen nach proximal an die Palmarseite des Röhrbeins. Die stärksten proximalen Haltebänder der Sesambeine sind die sehnigen Schenkel des Musculus interosseus medius. Distal werden die Sesambeine durch das gerade Sesambeinband, das Ligamentum sesamoideum rectum mit der Tuberositas flexoria des Kronbeins verbunden. Beiderseits dieses Bandes ziehen die Ligamenta sesamoidea obliqua an die Fesselbeinleisten. Zwischen den distalen Rändern der Sesambeine und dem Fesselbein verkehren überdies kurze Ligamenta sesamoidea cruciata und Ligamenta sesamoidea brevia (SALOMON et al., 2005).

Um das Fesselgelenk zu stabilisieren ist ein besonderer Mechanismus, der Fesseltrageapparat, vorhanden.

Dieser fungiert wie ein über den Scheitel des Gelenks gespannter Tragegurt als Spannbandeinrichtung. Er besteht proximal aus dem sehnigen Mittelfußabschnitt des Musculus interosseus medius, in der Mitte aus dem Ligamentum palmare, distal aus dem geraden und den beiden schiefen Sesambeinbändern und den Verbindungsschenkeln des Musculus interosseus medius zur gemeinsamen Strecksehne (KÖNIG und LIEBICH, 2009).

Der sehnige Musculus interosseus medius liegt in der Tiefe palmar dem Os metacarpale III palmar an. Er besitzt beim Fohlen vorwiegend, aber auch bei Vollblütern, Kaltblütern und Warmblütern zeitlebens Muskelfasern. Er entspringt vorwiegend aus dem Ligamentum carpi radiatum aber auch proximal am Os metacarpale III. Im distalen Drittel des Mittelfußes teilt er sich in zwei Schenkel. Diese Schenkel teilen sich wiederum in zwei Anteile, von denen einer am gleichseitigen Gleichbein ansetzt und der andere zum Unterstützungsast der gemeinsamen Strecksehne wird. Je ein kleiner muskulöser Musculus interosseus medialis oder lateralis entspringt an der axialen Fläche der Griffelbeinköpfchen,

liegt dem jeweiligen Griffelbein axial bis zum Griffelbeinknöpfchen an, wo er in der Faszie im Bereich der Fessel endet (WISSDORF et al., 2010).

Diese Bänder zusammen werden von DYCE et al., NICKEL et al. und WISSDORF et al. auch als Fesselträger bezeichnet (DYCE et al., 2002; NICKEL et al., 1992a; WISSDORF et al., 2010). LIEBICH und KÖNIG wiederum beschreiben nur den Musculus interosseus medius als Fesselträger, während sie bei der Definition des Fesseltrageapparates mit oben genannten Autoren konform gehen (KÖNIG und LIEBICH, 2009). Andere Autoren sehen auch die Gleichbeine als Teil des Fesseltrageapparats (LITZKE und DIETZ, 1999; WINTZER, 1997).

Dadurch, dass die Gleichbeinbänder elastisch sind, kann das Fesselgelenk eine starke Hyperextensionsstellung einnehmen, so dass es in der Stützbeinphase zum Durchtreten des Gelenks kommt (HERTSCH und NEUBERTH, 1991).

Die Gleichbeine werden dabei nach palmar und distal verlagert. Je stärker die Hyperextension ist, umso weiter entfernen sich die Ansatzpunkte des Fesselträgers voneinander, wodurch im proximalen Sesambeinband vermehrt Zug nach distal und im distalen Sesambeinband vermehrt Zug nach proximal entsteht. Dadurch entsteht im Fesseltrageapparat eine zu den Gleichbeinen zentripetal ausgerichtete Spannung, die einer weiteren Hyperextension des Fesselgelenks entgegenwirkt (ELLENBERGER und BAUM, 1943). Aber nicht immer kann der Fesseltrageapparat verhindern, dass der Fesselkopf kurzzeitigen Bodenkontakt hat. Besonders nach Sprüngen, im Galopp oder Tölt. Bei vorderen Einbeinstützen kann es hier zu Mikrorupturen bis hin zur Ruptur des Musculus interosseus kommen. Dies hat einen so genannten Niederbruch des Pferdes zur Folge. Das bedeutet, dass der Fesseltrageapparat seine Funktion nicht mehr ausführen kann und das Fesselgelenk durchtritt (WISSDORF et al., 2010).

2.2.6 Das Röhrbein

Das Röhrbein, Os metacarpale III, gliedert sich proximal beginnend in die Basis, den Schaft oder Corpus und den Kopf, Caput.

Der proximale Teil artikuliert mit den Karpalknochen. Dorsomedial besitzt die Basis die markante Mittelfußbeule, die Tuberositas ossis metacarpalis III für den Ansatz des Musculus extensor carpi radialis. An den seitlichen Rändern der Basis befinden sich palmar zwei Artikulationsflächen zu den Griffelbeinen, den Ossa metacarpalia secundum (McII) und quartum (McIV) (WISSDORF et al., 2010).

Auf Grund seiner rohrartigen Struktur wird das Os metacarpale III Röhrbein oder Tubus genannt (DYCE et al., 2002). Im distalen Teil trägt das Röhrbein die alleinige Körperlast; proximal sind auch die Nebenmittelfußknochen beteiligt.

Der Schaft des Röhrbeins, das Corpus, weist an der Vordergliedmaße einen querovalen und an der Hintergliedmaße eher einen rundlichen Querschnitt auf. Die Kompakta der Vordergliedmaße ist aufgrund der entsprechenden funktionellen Beanspruchung der Gliedmaße dorsal und medial verstärkt ausgebildet (NICKEL et al., 1992a). Bei einer Überlastung von jungen Vollblutpferden kann es im mittleren Drittel der gewölbten Dorsalfläche zu Kortikalisrissen (Fissuren) kommen, die eine Knochenhautentzündung und Knochenzubildungen auslösen. Diese Fissuren werden auch Stressfrakturen genannt (WISSDORF et al., 2010).

Am Caput des Röhrbeins liegt die Gelenkwalze, die Trochlea metacarpi, die am Fesselgelenk beteiligt ist. Die Gelenkwalze ist nicht kreisrund, sondern weist unterschiedliche Radien auf. Die Gelenkfläche der Trochlea metacarpi wird durch einen Sagittalkamm in einen größeren medialen und einen kleineren lateralen Teil gegliedert (STEDE et al., 1977). Diese Teile werden Condylus medialis und Condylus lateralis genannt. Palmar überragt der Sagittalkamm die Gelenkwalze in proximaler Richtung und liegt zwischen den Gleichbeinen. Die Gelenkfläche am Os metacarpale III wird proximal von einem transversalen Grat vom Schaft des Röhrbeins abgegrenzt. Befindet sich das Fesselgelenk in einer sehr starken Hyperextension werden die Gleichbeine gegen diesen Grat gedrückt. Auf Grund

der großen Hebelwirkung kann es zu Gleichbeinfrakturen kommen. Wird das Fesselbein in unebenem Gelände verdreht kann sich der Sagittalkamm wie ein Meißel auswirken und eine Längsfraktur des Fesselbeins herbeiführen. Auf Grund der hohen Kräfte kann es in diesem Fall auch zu Trümmerfrakturen kommen (WISSDORF et al., 2010).

An beiden Seiten der Gelenkwalze befinden sich tiefe Bandgruben, denen sich in proximaler Richtung jeweils ein Bandhöcker anschließt. In den Condylen können vereinzelt zystoide Hohlräume mit einem Durchmesser von 8-25 mm auftreten. Dies ist häufiger bei jungen Pferden, die mit intensivem Training beginnen (WISSDORF et al., 2010).

2.3 Knochendichtemessung

2.3.1 Messmethoden

Bereits 1939 versuchten Weber und Bloch Dichtemessungen von Knochengewebe mit Hilfe des von ihnen entwickelten Röntgendensimeters durchzuführen (WEBER, 1939). Dieses Densimeter wurde von McFarland 1954 verfeinert. Dieser ermittelte mit Hilfe Tausender Messdaten Standardwerte zur Kalibrierung. Leider hatte die Methode den Nachteil, dass die über dem Knochen liegende Weichteilschicht nicht zu dick sein durfte (MCFARLAND, 1954).

Gershon-Cohen et al. (1958) verfolgten das Ziel mit Hilfe der Knochendichte osteoporotische Veränderungen festzustellen. Sie nahmen mit Hilfe eines Szintillations-Zählers aus durchstrahltem Gewebe austretende Gammastrahlung auf (GERSHON-COHEN et al., 1958). Dasselbe Prinzip verwendeten auch Williams und Mason (1962), nur dass sie statt der Gammastrahlen Röntgenstrahlen verwendeten. Indem sie den Energieverlust beim Durchstrahlen von Gewebe ermittelten, konnten sie einen linearen Absorptionskoeffizienten berechnen (WILLIAMS und MASON, 1962). Cameron und Birtley gelang es 1963 den Gehalt von Mineralsalzen im Knochenquerschnitt mit Hilfe weicher

Gammastrahlung zu errechnen (CAMERON, 1963). Diese Methode war etwas genauer.

Nachdem Hounsfield und Ambrose 1973 die digitale Computertomographie einföhrten, gelang es Ruegsegger und Elsasser 1976 mit Hilfe eines zusätzlichen Querschnittsbildes die Dichtestruktur der Spongiosa quantitativ zu erfassen (RUEGSEGGGER und ELSASSER, 1976).

1990 entwickelte Müller-Gerbl ein nicht-invasives Verfahren um die flächenhafte Verteilung der Knochendichte mit Hilfe von Schnittbildern eines Computertomographen zu ermitteln: die Computertomographische Osteoabsorptiometrie (CT-OAM). Der große Vorteil besteht darin, dass mit diesem Verfahren Untersuchungen am lebenden Organismus möglich sind und somit auch die Reaktionen der subchondralen Knochenplatte im Verlauf einer Belastungsänderung untersucht werden kann (MÜLLER-GERBL, 1991).

2.3.2 CT Artefakte

Für eine sachkundige Auswertung von CT-Bildern sind gute anatomische Kenntnisse, räumliches Vorstellungsvermögen, sowie das Erkennen von eventuellen Artefakten unerlässlich. Diese Artefakte können ursächlich geräteabhängig, patienten- oder physikalisch bedingt sein (HÜBENER, 1985; WEGENER, 1992). Patientenbedingte Artefakte werden durch Bewegung des Patienten ausgelöst und zeigen sich im Schnittbild als streifenförmige Dichteanhebungen (STICKLE und HATHCOCK, 1993).

Typisch sind Kantenartefakte an kontrastreichen Übergängen. Ein Beispiel ist die Knochen-Pleuragrenze. Diese Artefakte stellen sich wie Pleuraverkalkungen dar (WEGENER, 1992). In kontrastreichem Gewebe findet man auch so genannte Aufhärtungsartefakte, sie stellen sich als schattenförmige Dichteverfälschungen dar (WEGENER, 1992).

Bei der Bildrekonstruktion ist der kleinste Teil des Bildes ein sogenanntes Voxel oder eine Volumeneinheit. Die Größe des Voxels hängt mit der gewählten Schichtdicke zusammen. Man kann Dichtewerte innerhalb eines Voxels nicht mehr differenzieren, da man bei der Bildrekonstruktion annimmt, dass jede

Volumeneinheit eine homogene Struktur hat. Gibt es innerhalb eines Voxels unterschiedliche Dichtewerte, werden diese fälschlicherweise als einheitlich dargestellt (WEGENER, 1992). Dies ist besonders an Gewebegrenzen ein Problem. Man nennt dieses Artefakt Teilvolumen- oder Partialvolumeneffekt.

Streifenartefakte entstehen durch Metall, das in Form von Projektilen, Implantaten oder Metallchips im Körper des Patienten vorhanden sein kann (HATHCOCK und STICKLE, 1993).

3 Material und Methoden

3.1 Material

Zur Mittelwertbildung wurden vorhandene CT-Datensätze aus den Dissertationen von S. Boseckert und C. Schäfer verwendet (BOSECKERT, 2004; SCHÄFER, 2001). Diese stammten von Pferden unterschiedlichen Alters und unterschiedlicher Nutzung. Diese CT-Bilddaten lagen im raw-Format auf CD-Rom vor. Die CT-Schnittbilder der jungen Pferde, bis zu einem Jahr wurden bei der Mittelwertbildung nicht herangezogen, da hier generell noch eine sehr niedrige Knochendichte vorliegt.

Rasse	Geschlecht	Alter	Position	Präp.-Nr.
Oberländer	Stute	3 Monate	VL	9
			VR	10
Haflinger	Stute	3 Monate	VR	34
Haflinger	Hengst	6 Monate	VL	12a
			VR	12b
Haflinger	Hengst	9 Monate	VL	21a
			VR	21b
Haflinger	Hengst	2 Jahre	VL	26a
			VR	26b
Haflinger	Stute	2 Jahre	VL	28
Warmblut	Hengst	3 Jahre	VR	24
Haflinger	Stute	3 Jahre	VL	20a
			VR	20b
Warmblut	Stute	4 Jahre	VL	25a
			VR	25b
Warmblut	Stute	4 Jahre	VL	27

Warmblut	Wallach	4 Jahre	VL	33a
			VR	33b
Warmblut	Stute	5 Jahre	VR	4
			HR	5
Warmblut	Wallach	5 Jahre	VL	23
				35
Warmblut	Wallach	6 Jahre	VL	13a
			VR	13b
Warmblut	Stute	6 Jahre	VL	19a
			VR	19b
Warmblut	Wallach	7 Jahre	VL	6
			VR	8
Anglo-Araber	Wallach	8 Jahre	VR	2
Warmblut	Wallach	9 Jahre	VL	22a
			VR	22b
Warmblut	Stute	10 Jahre	VR	15
Warmblut	Wallach	12 Jahre	VL	1
			VR	31
Warmblut	Wallach	13 Jahre	VL	7
Warmblut	Stute	13 Jahre	VR	16
Warmblut	Wallach	14 Jahre	VR	14
Warmblut	Stute	14 Jahre	VL	3
Warmblut	Stute	14 Jahre	VL	32
Vollblut	Wallach	15 Jahre	VR	29
Haflinger	Wallach	19 Jahre	VR	11
Warmblut	Wallach	>20 Jahre	VL	30
Warmblut	Wallach	25 Jahre	VR	18
Pinto	Stute	30 Jahre	VL	17

Tabelle 1: Zuordnung der Präparate zu den jeweiligen Tieren für das Huf- und Kron gelenk (BOSECKERT, 2004).

Rasse	Geschlecht	Alter	Position	Präp.-Nr.
Warmblut	Stute Fetus	10. Mo	VL	54
			VR	55
Warmblut	Stute Fetus	11. Mo.	VL	56
			VR	57
Haflinger	Stute	3 Monate	VL	16
			VR	15
Oberländer	Stute	3 Monate	VL	24
			VR	25
Warmblut	Hengst	6 Monate	VL	20
			VR	19
Haflinger	Hengst	9 Monate	VL	48
			VR	49
Haflinger	Hengst	2 Jahre	VL	50
			VR	51
Haflinger	Stute	3 Jahre	VL	52
			VR	53
Warmblut	Wallach	4 Jahre	VL	38
			VR	39
			HL	40
			HR	41
Warmblut	Wallach	4 Jahre	VL	46
			VR	47
Warmblut	Stute	5 Jahre	VR	36
			HR	37
Warmblut	Wallach	6 Jahre	VL	4
			VR	5
Warmblut	Stute	6 Jahre	VL	9
			VR	8

Warmblut	Wallach	7 Jahre	VL	7
			VR	21
Anglo – Araber	Wallach	8 Jahre	VL	33
			VR	34
Warmblut	Wallach	11 Jahre	VR	17
Warmblut	Wallach	2 Jahre	VL	35
			VR	12
Warmblut	Wallach	13 Jahre	VL	3
			VR	1
Warmblut	Wallach	13 Jahre	VL	27
Warmblut	Wallach	14 Jahre	VR	29
Warmblut	Stute	14 Jahre	VL	44
			VR	45
Vollblut	Wallach	15 Jahre	VR	23
Haflinger	Stute	17 Jahre	VL	42
			VR	43
Warmblut	Wallach	20+ Jahre	VL	14
			VR	13
Warmblut	Wallach	25 Jahre	VL	18
			VR	2
Warmblut-Mix	Stute	26 Jahre	VL	11
			VR	10
Warmblut	Stute	30 Jahre	VL	22
Warmblut	Wallach	30 Jahre	VR	32

Tabelle 2: Zuordnung der Präparate zu den jeweiligen Pferden für das Fesselgelenk (SCHÄFER, 2001).

Die Tiere, deren Gliedmaßen für diese Arbeit verwendet wurden, wurden zum größten Teil in der Chirurgischen Tierklinik euthanasiert. Es wurden mit Hilfe der Klinikunterlagen ausschließlich Tiere ausgesucht, die lahmheitsfrei waren und keine äußerlich erkennbaren Besonderheiten (wie z.B. Fehlstellungen,

unphysiologische Abnutzung der Hornkapsel oder Sonderbeschläge) aufwiesen. Teilweise stammen die Präparate von Schlachttieren. Auch hier wurde bei der Auswahl dieser Präparate auf die oben genannten Kriterien geachtet.

Die Vorbereitung der Präparate und die Durchführung der Datenerhebung werden im Folgenden kurz beschrieben.

Die Präparate wurden einzeln in Plastiksäcken luftdicht verpackt und bei -20 °C gelagert, um ein Austrocknen zu verhindern. Die Pferdefüße wurden in der Mitte des Fesselbeins mit Hilfe einer Bandsäge durchtrennt. Zur Bearbeitung wurden die Präparate für 18-24 Stunden in einem Kühlraum bei 4 °C aufgetaut. Anschließend wurde der Hornschuh mit einer Bandsäge abpräpariert, um Huf- und Krongelenk leichter exartikulieren zu können.

Beim Hufgelenk erfolgte der Zugang von dorso-lateral bzw. dorso-medial, unterhalb der Seitenbänder. Entlang des Gelenkspaltes wurde dieser in beiden Richtungen nach dorsal bzw. nach palmar fortgesetzt.

Um das Strahlbein frei zu präparieren, wurden nach Eröffnung des Hufgelenkes die Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinbänder durchtrennt. Anschließend wurde mit einem Skalpell entlang des Gelenkspaltes zwischen Hufgelenk und Strahlbein das Strahlbein-Hufbeinband durchtrennt.

Der Zugang zum Krongelenk erfolgte von dorso-lateral bzw. dorso-medial, unterhalb der Seitenbänder, und wurde entlang des Gelenkspaltes fortgesetzt. An den freigelegten Gelenkflächen wurden eventuelle Knorpelschäden erfasst und dokumentiert.

Der Zugang für das Fesselgelenk erfolgte von palmar, proximal der Gleichbeine, und wurde entlang des Gelenkspaltes medial und lateral nach dorsal fortgesetzt.

Die CT-Datensätze wurden am Computertomographen der Chirurgischen Tierklinik (Firma Siemens, Somatom AR/Spiral) erstellt. Die Schichtdicke betrug 2 mm, der Tischvorschub bei den Präparaten der Tabelle 1 2 mm, bei den Präparaten der Tabelle 2 1mm. Die Fenstereinstellung zur Beurteilung der Knochenstruktur betrug 2000 Hounsfield-Units (HU) für die Weite und 700 HU für das Zentrum.

Die Schnittebene lag senkrecht zum Gelenkspalt im sagittalen Strahlengang. Die Präparate wurden mittels Schaumstoffkissen immer in der gleichen Weise gelagert, so dass die linken Gliedmaßen in medio-lateraler und die rechten Gliedmaßen in latero-medialer Vorschubrichtung gescannt wurden.

Es wurde darauf geachtet, dass die einzelnen Knochen möglichst nah aneinander lagen (allerdings ohne sich gegenseitig zu berühren), um die Region of Interest (ROI) möglichst klein einstellen zu können. Damit wurde eine möglichst hohe Auflösung des Gelenkes erreicht. Anhand des Topogramms wurde zunächst der zu scannende Bereich festgelegt. Anschließend erfolgten 2 Probeschichten in der größten Ausdehnung des Gelenkes, um die Größe des Ausschnitts in x-y-Richtung festzulegen. Hierbei wurde der Zoomfaktor so eingestellt, dass der größte Abschnitt des Präparates formatfüllend abgebildet war. Danach wurden die Präparate im Tomogramm-Modus gescannt mit durchschnittlich 80-90 Schnittbildern.

Die Bilderdateien wurden aus dem DICOM-Format in ein PC-lesbares Format überführt mit dem Programm Dicom2. Dieses ist ein kommandozeilengesteuertes Programm zur Konvertierung von medizinischen Bilddateien. Es ist über das Internet kostenlos zu beziehen unter <http://www.barre.nom.fr/medical/dicom2/> (27.03.2010). Es kann unter anderem dazu verwendet werden, ACR-Nema-Dateien ins raw-Format umzuwandeln. In dem vom Computertomographen ausgegebenen ACR-Nema-Format sind neben den Bilddaten auch Informationen über den jeweiligen Patienten, die Scannereinstellungen und andere Parameter gespeichert, von denen die meisten für die weitere Bearbeitung nicht wichtig sind. Mit dieser Software können die reinen Bilddaten extrahiert und im raw-Format gespeichert werden, das von den im Folgenden beschriebenen Programmen gelesen und verarbeitet werden kann. Zusätzlich ist es, wie erwähnt, in der Lage, Zusatzinformationen anzuzeigen, von denen beispielsweise die x-y-Auflösung für die weitere Bearbeitung benötigt wird.

3.2 Methoden

Im Folgenden werden die im Rahmen dieser Dissertation angewendeten Untersuchungsmethoden dargestellt.

3.2.1 Verwendete Programme

3.2.1.1 MEASURE

Dieses Programm stellt raw-Dateien auf dem Bildschirm dar und ermöglicht eine Bearbeitung derselben. Der Anwender kann hier die subchondrale Schicht der Gelenkfläche wie bei einem Bildbearbeitungsprogramm ausschneiden und in einer automatisch neu erstellten Datei abspeichern.

Wiederkehrende Aufgaben wie die Auswahl des Verzeichnisses, in dem die Bilder gespeichert werden oder das Aufrufen der folgenden Bilddatei werden dem Anwender dabei abgenommen, so dass er sich nur auf das Extrahieren der subchondralen Lamelle konzentrieren kann und somit relativ zügig zu einem Ergebnis gelangt.

Für bestimmte Spezialaufgaben sind weitere Funktionen in das Programm eingebaut, wie beispielsweise das Angeben von Schwellenwerten, zwischen denen die Graustufen dann farbig unterlegt dargestellt werden.

3.2.1.2 Visualization Toolkit (VTK)

Das Visualization Toolkit ist kein Programm, sondern eine C++-Klassenbibliothek. Diese wurde speziell für die dreidimensionale Datenvisualisierung auf Unix-Rechnern und auf PCs (Windows NT, 95/98, 2000) entwickelt.

Die einzelnen Klassen können durch oben genannte Programmiersprachen und durch C++ selbst miteinander verknüpft werden, wodurch praktisch jede erdenkliche Aufgabe bezüglich einer dreidimensionalen Datenvisualisierung ermöglicht wird. Die Software wird nach dem Open Source-Konzept vertrieben, d. h. sie ist kostenlos im Quellcode und auch als Binärdateien im Internet

erhältlich und kann zu nichtkommerziellen Zwecken ebenfalls kostenlos verwendet werden.

Bei den verwendeten Programmen handelt es sich um sogenannte Konsolenprogramme, d. h. um Programme, die zur Interaktion mit dem Anwender die Eingabeaufforderung („DOS-Konsole“) von Windows verwenden.

Angewendet wurden verschiedene VTK-Programmdateien, deren Funktionen im Einzelnen bei den verschiedenen Verarbeitungsschritten beschrieben wird.

3.2.1.3 VTK CISG Registration Toolkit

Die Erstellung eines Summationsbildes der individuellen Knochendichteverteilung erfolgte über das VTK CISG Registration Toolkit der Computational Imaging Science Group, King's College London. Dabei handelt es sich um eine frei zugängliche Software (gebunden an die Bedingungen der GNU General Public License) die auf der Basis einer Normalised Mutual Information (NMI) arbeitet (HARTKENS et al., 2002). Dabei werden ohne Eingreifen des Anwenders Bilddatensätze aus dem gleichen oder verschiedenen bildgebenden Verfahren (z.B. CT, MRI) aufeinander angeglichen (HOLDEN et al., 2000; WEST et al., 1997). Dieser Vorgang wird auch als Bildregistrierung bezeichnet. Geeignet ist dieses rechenaufwendige Verfahren beispielsweise zur prä- und postoperativen Kontrolle sowie zur Verlaufskontrolle von Gehirntumoren bei Hund und Katze (BÖTTCHER et al., 2002).

3.2.1.4 Weitere verwendete Programme

Neben den genannten Programmen wurde das Office Paket 2003 Standard Edition von Microsoft (Redmont) verwendet, sowie das Programm Photoshop CS 2 von Adobe (San Jose, Kalifornien, USA).

3.2.2 Auswahl eines Normknochens

Zunächst wurden die Bilder auf einen Personal Computer, der Marke Fujitsu Siemens geladen. Die an den jeweiligen Gelenken beteiligten Knochen konnten

durch das Grafikprogramm „The Visualisation Toolkit“ (VTK) dreidimensional dargestellt werden (Abbildung 4).

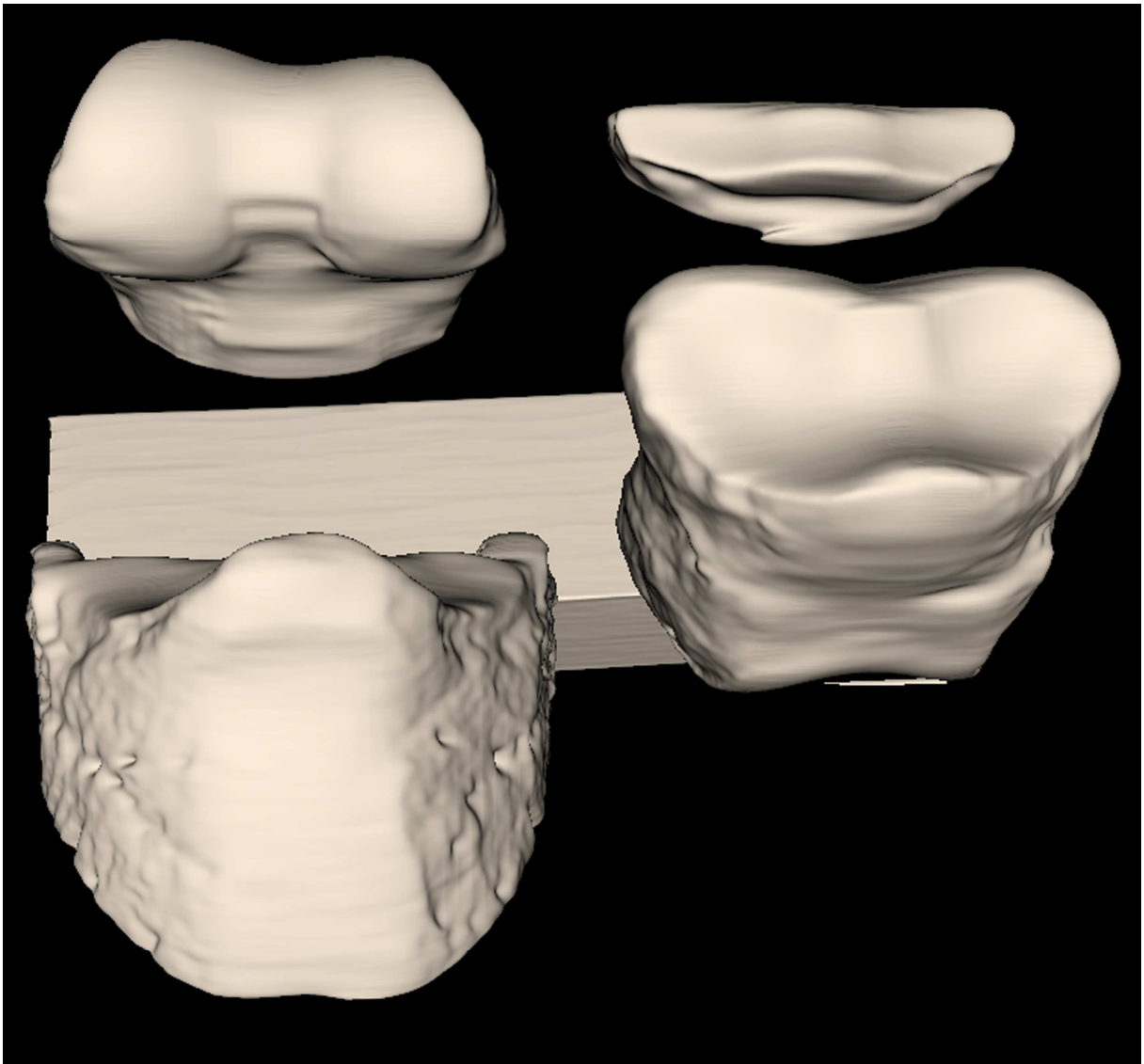


Abbildung 4: Dreidimensionale Sammelabbildung der Fußknochen eines 7 jähr. Wallachs (Präp. 6vl)

Für die dreidimensionale Darstellung der raw-Dateien wird VTKOBJECT verwendet. Das Ergebnis sind 3D-Knochenrekonstruktionen (siehe Abbildung 4). Hier müssen jeweils die entsprechenden Start- und End-Datei der gewünschten raw-Dateien, sowie die Bildbreite, Bildhöhe, die Bildauflösung in der x-y-Achse, die Schichtdicke und ein Dichteschwellenwert bezüglich der Graustufen eingegeben werden.

Danach wurden mit Hilfe der Programmfunktion „VTKPICKOBJECT“ die einzelnen Knochen isoliert und gespeichert. Die gewählten Ansichten der jeweiligen Knochen wurden als Screenshot in Form einer bmp-Datei gespeichert. Es wurde eine Powerpoint-Präsentation jedes einzelnen Knochens und jeder einzelnen Ansicht erstellt. Mit Hilfe dieser Übersicht konnte ein „Normobjekt“ ausgewählt werden, das in der jeweiligen Ansicht möglichst durchschnittliche Eigenschaften im Hinblick auf Form und Proportionen aufwies. In der Regel traf dies auf mehrere Präparate zu, die jeweils in eine Tabellenspalte eingetragen wurden. Schließlich wurde der Knochen gewählt, der am häufigsten in allen Tabellen vorkam.

Der zum jeweiligen Normknochen gehörige Datensatz wurde im Weiteren als Normdatensatz für die so genannte Bildregistrierung verwendet.

Bei der Auswahl des Normknochens und der Darstellung der Gelenkfläche wurden folgende Ansichten der Gelenkflächen herangezogen (Tabelle 3):

Knochen	Ansicht
Hufbein	Proximale Ansicht
Strahlbein	Gelenkfläche zum Hufbein
	Gelenkfläche zum Kronbein
	Sehnengleitfläche
Kronbein	Proximale Ansicht
	Distale Ansicht, hier auch
	Dorsale Ansicht
	Palmare Ansicht
Fesselbein	Dorsale Ansicht
	Distale Ansicht
Sesambein medial	Dorsale Ansicht
Sesambein lateral	Dorsale Ansicht
Röhrbein	Distale Ansicht

Tabelle 3: Aufzählung der verwendeten Ansichten der jeweiligen Gelenkflächen zur Auswahl eines Normknochens.

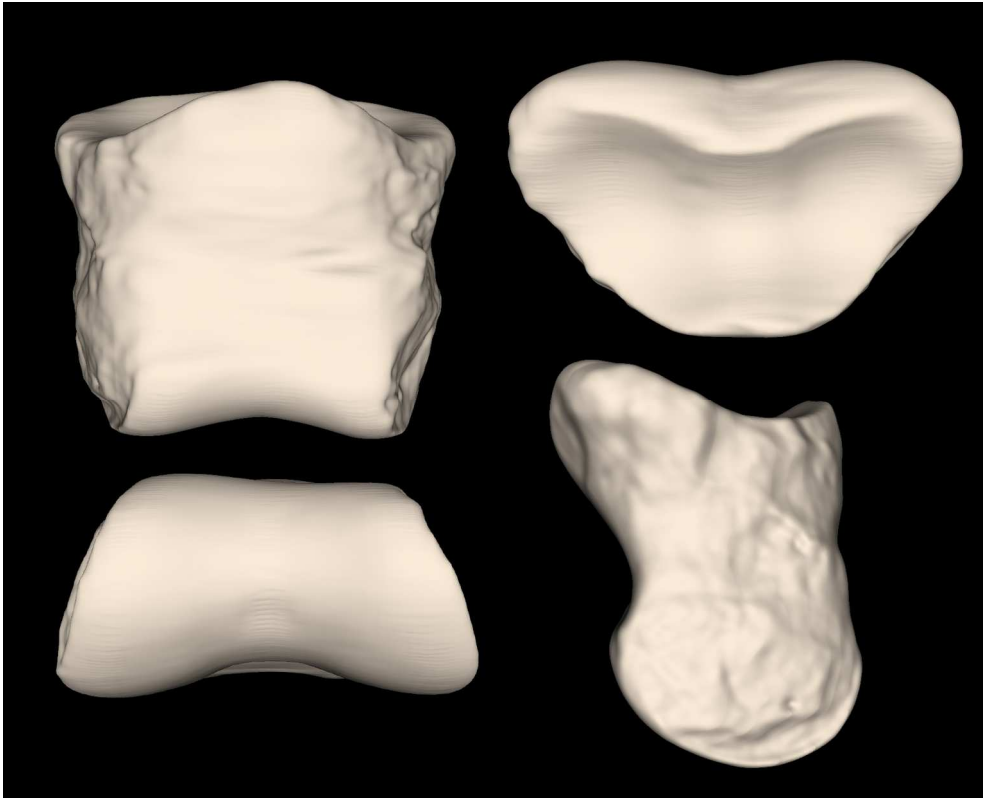


Abbildung 5: Beispiel eines ausgewählten Normknochens

Abbildung 5 zeigt das ausgewählte Kronbein von einem zweijährigen Haflingerhengst (Nr. 26avl). Dieser Knochen entspricht weitestgehend der „Norm“ eines im Lehrbuch beschriebenen Knochens und weist keine individuellen Besonderheiten. Dieser Normknochen diente als geometrische Vorlage für die Dichtewerte aller anderen Kronbeine.

Da es beim Prozess der Mittelwertbildung zu einer gewissen Schematisierung kommt, ist es nicht notwendig die Knochen eines Individuums für die jeweilige Darstellung zu verwenden.

Knochen	Präparat	Pferd: Rasse u. Geschlecht/ Alter
Hufbein	13bvr	Warmblutwallach, 6 J.
Strahlbein	19avl	Warmblutstute, 6 J.
Kronbein	26avl	Haflingerhengst, 2 J.
Fesselbein distal	28vl	Haflingerstute, 2 J.
Fesselbein proximal	52vl	Haflingerstute, 3 J.
Sesambeine	19vr	Warmbluthengst, 6 Mon.
Röhrbein distal	53vr	Haflingerstute, 3 J.

Tabelle 4: Darstellung der ausgewählten Normknochen mit Zuordnung zu den jeweiligen Pferden

3.2.3 Bildregistrierung

Um Summationsbilder zu erhalten wird das sogenannte Matching der Datensätze oder eine Bildregistrierung durchgeführt.

Das sogenannte „Matching“ ist der Vorgang, durch den die Dichtewerte eines Knochens auf die geometrische Form eines anderen Knochens gerechnet werden. Dies erfolgte mit dem Programm vtk-CISG.

Um die Dateien mit diesem Programm bearbeiten zu können, mussten die Bilder von raw-Dateien in gipl-Dateien umgewandelt werden.

Nach dem Laden des Norm-Datensatzes wurde der Datensatz eines zu berechnenden Knochens geladen und in einer anderen Farbe (Abbildung 6 grün) dargestellt. Um den Rechenaufwand zu minimieren, mussten beide Knochen per Handeingabe so weit wie möglich übereinander gelegt werden.

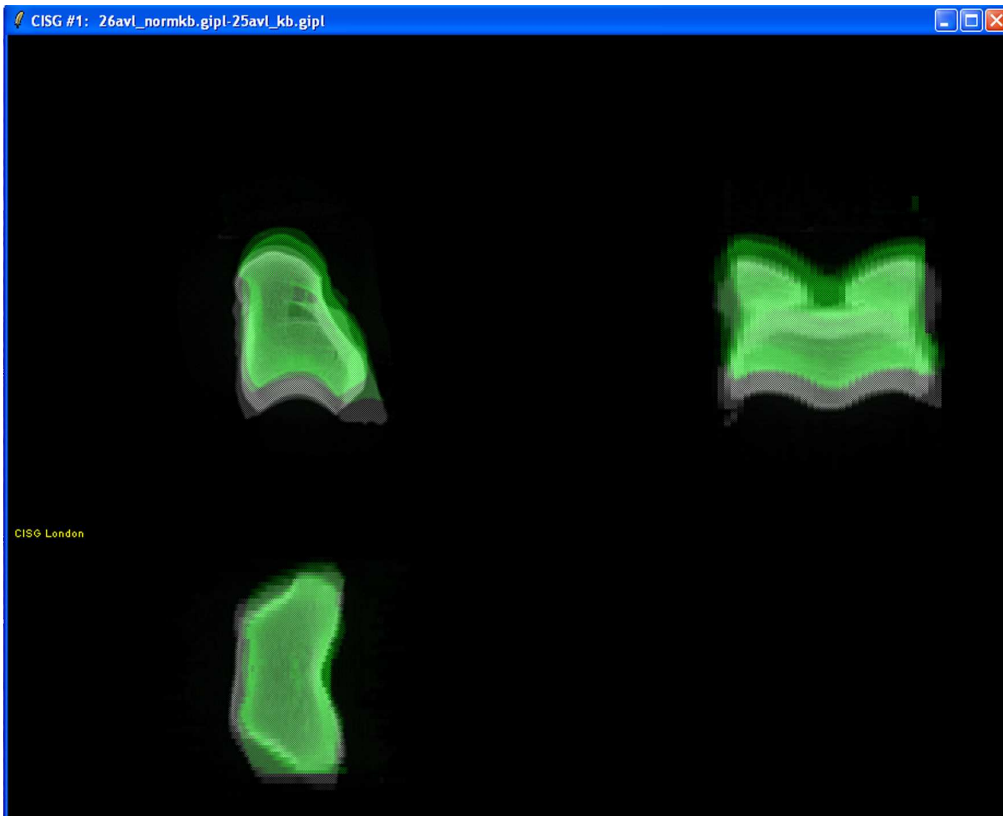


Abbildung 6: Beispielbild für das Übereinanderlegen zweier Kronbeine vor dem Registrieren im Programm vtkCISG

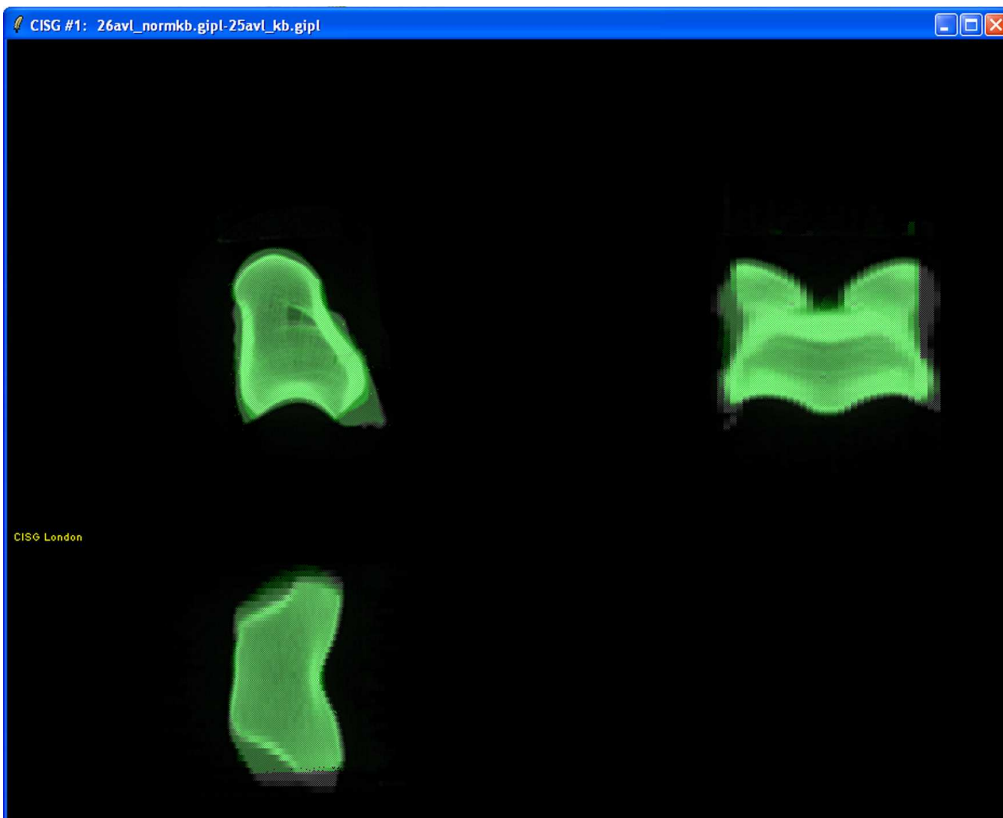


Abbildung 7: Ansicht der Knochen von Abbildung 8 nach dem Registrieren mit dem Programm vtkCISG

Das manuelle Übereinanderlegen der Knochen erleichterte den Registrierungsvorgang, bei dem die Dichtewerte des individuellen Datensatzes auf die Geometrie des Normdatensatzes gerechnet werden. Ohne manuelle Voreinstellung war eine sinnvolle Bildregistrierung häufig nicht möglich. Des Weiteren musste darauf geachtet werden, von welcher Körperseite der anzupassende Knochen stammte. War das Normobjekt zum Beispiel von der linken Körperseite und der individuelle Datensatz von rechts, musste dieser per Handeingabe umgedreht werden.

Das Programm vtkCSIG bot hierzu unterschiedliche Möglichkeiten. Es konnte eine „Affine Registration“ in drei Stufen durchgeführt werden. Bei der ersten Funktion „rigid“ wurde der anzugleichende Datensatz bei gleich bleibender Größe verschoben oder gedreht. Mit „rigid+scale“ wurde der Datensatz in Richtung der drei Hauptachsen verschoben, gedreht und zusätzlich gedehnt oder gestaucht. Mit „affine“ wurde der Datensatz zusätzlich zu den bereits genannten Veränderungen in sechs Zwischenebenen gedehnt oder gestaucht.

Bei einer „Non-rigid Registration“ wurde der Datensatz in Teilvolumina zerlegt und diese mit geglätteten Übergängen angeglichen.

Welche Möglichkeit des Matchings bei den jeweiligen Knochen zu den besten Resultaten führte, war unterschiedlich. Meist bewährte es sich zuerst eine „Affine Registration“ und nachfolgend eine „Non-rigid Registration“ durchzuführen. Dieser Vorgang erforderte zum Teil sehr unterschiedliche Rechenzeiten von einigen Stunden bis zu Tagen. Dies hing mit der individuellen Form und Größe der jeweiligen Knochen zusammen. So mussten vor allem die konkaven Gelenkflächen oft mehrfach in den Registrierungsprozess eingespeist werden, da die Genauigkeit des jeweiligen Ergebnisses nicht ausreichend war.

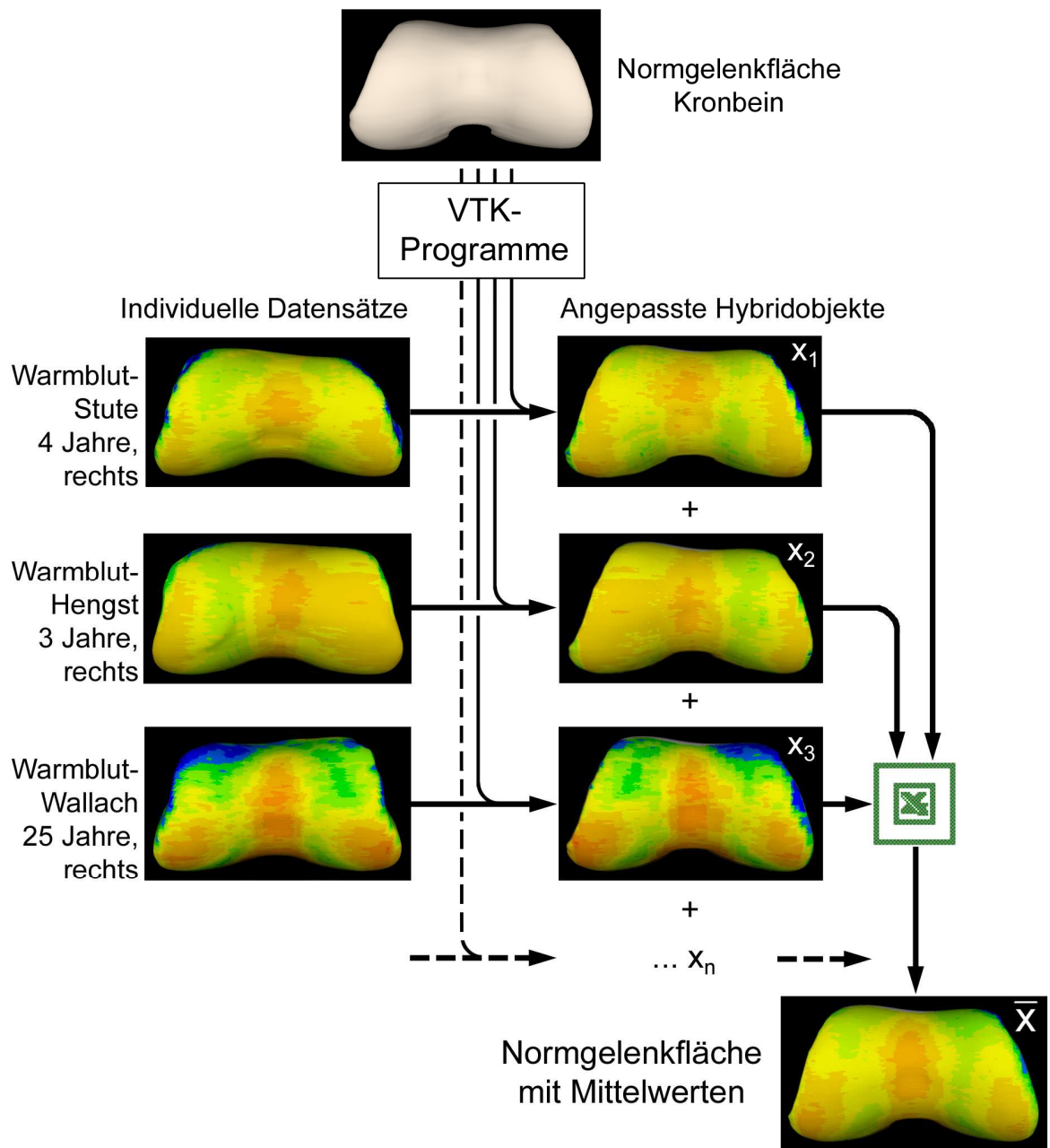


Abbildung 9 Beispiel für die Bildung eines Mittelwerts der Knochendichtewerte des Kronbeins aus drei individuellen Knochen

3.2.4 Messung der subchondralen Knochendichte

Die bearbeiteten GIPL-Datensatzpakete mussten nun wieder in einzelne raw-Dateien-Bildstapel umgewandelt werden.

Um die Dichtewerte nur an der Gelenkfläche darzustellen, war es notwendig einen isolierten Datensatz der Gelenkfläche des Normbeins zu erstellen. Diese wurde mit Hilfe des Programms vtkselectsurface Punkt für Punkt ausgeschnitten.

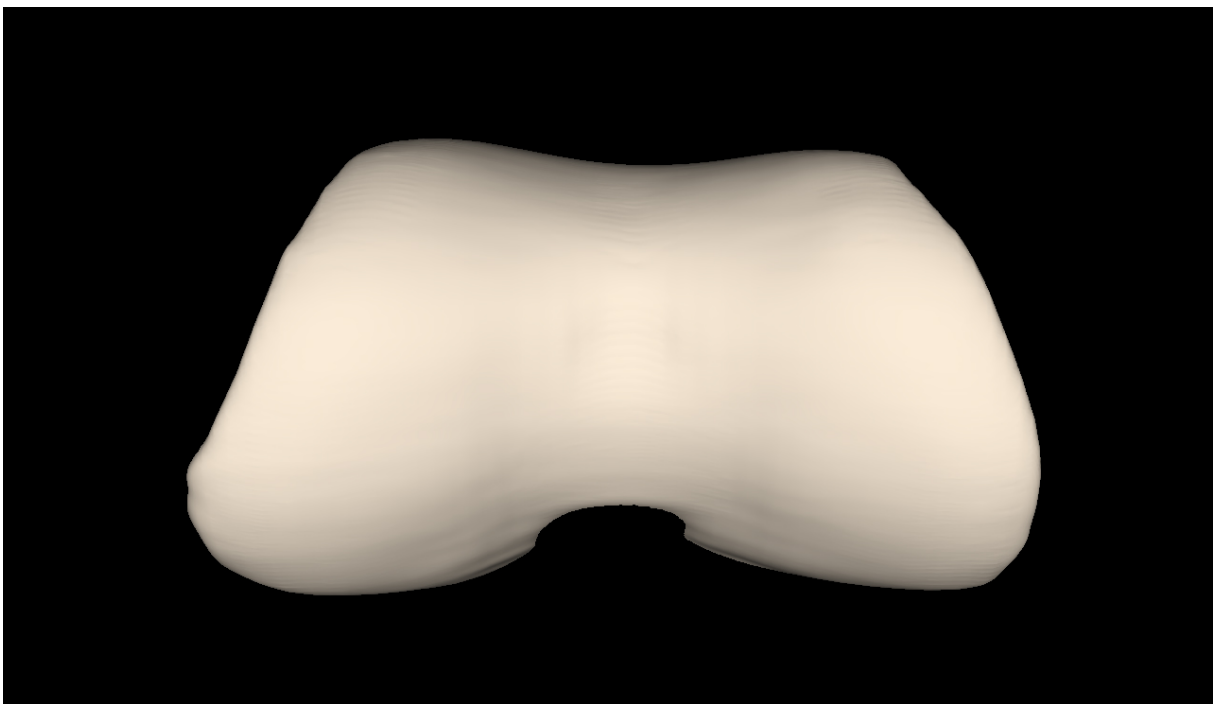


Abbildung 10: Ausgeschnittene Normgelenkfläche des Kronbeins

Auf Grund der unterschiedlichen Absorption durch unterschiedliche Mineralisierung eines Knochens enthält ein CT-Bild unterschiedliche Grautöne. Diese unterschiedlichen Grautöne konnten mit dem Programm vtkctoam in Falschfarben umgerechnet werden und mit der Funktion vtkshowmip als dreidimensionale Rekonstruktion dargestellt werden. So wurde letztlich ein Hybridobjekt erzeugt aus der Normgelenkfläche und dem darunter gelegenen, dreidimensional angepassten, individuellen Datensatz, dessen Dichtewerte mit einer Maximum Intensity Projection auf die Oberflächenpunkte der

Normgelenkfläche projiziert wurden. Das bedeutete, dass entlang eines senkrechten Messstrahls von der Oberfläche der Normgelenkfläche aus jeweils nur der höchste Wert aus dem Datensatzvolumen darunter mit dem entsprechenden Oberflächenpunkt verknüpft wurde.

Dabei musste die Eindringtiefe des Messstrahls festgelegt werden, die abhängig war von Größe und Gestalt des Knochens und damit seiner Gelenkfläche. Sie wurde nach Vorversuchen wie folgt gewählt:

Knochen	Gelenkfläche	Eindringtiefe
Hufbein	Gelenkfläche	4 mm
Strahlbein	Gelenkfläche zum Hufbein	4 mm
	Gelenkfläche zum Strahlbein	4 mm
	Sehnengleitfläche	4 mm
Kronbein	Distale Gelenkfläche	8 mm
	Proximale Gelenkfläche	8 mm
Fesselbein	Distale Gelenkfläche	8 mm
	Proximale Gelenkfläche	6 mm
Sesambeine	Gelenkflächen	4 mm
Röhrbein	Distale Gelenkfläche	8 mm

Tabelle 5: Verwendete Eindringtiefen bei der Dichtemessung der jeweiligen Gelenkflächen.

Für die optische Darstellung stand das Programm vtkshowmip zur Verfügung, mit dem die Dichtewerte in Falschfarben dargestellt wurden. Die Objekte konnten einzeln oder in Kombination dargestellt werden. Daher war es möglich die ausgeschnittene Gelenkfläche mit den farbig dargestellten Dichtewerten mit dem sie umgebenden Knochen abzubilden.

Für die Farbzurordnung mussten die maximalen und minimalen Hounsfieldwerte eingegeben werden. Diese Spanne wurde so gewählt, dass alle vorkommenden Dichtewerte abgedeckt wurden und gleichzeitig ein guter Farbkontrast erreicht wurde. Bei dieser Arbeit wurden die Werte zwischen 500 und 2000 HU

verwendet. Der Farbbalken in Abbildung 11 verdeutlicht die Farbenzuordnung zu den jeweiligen Dichtewerten.

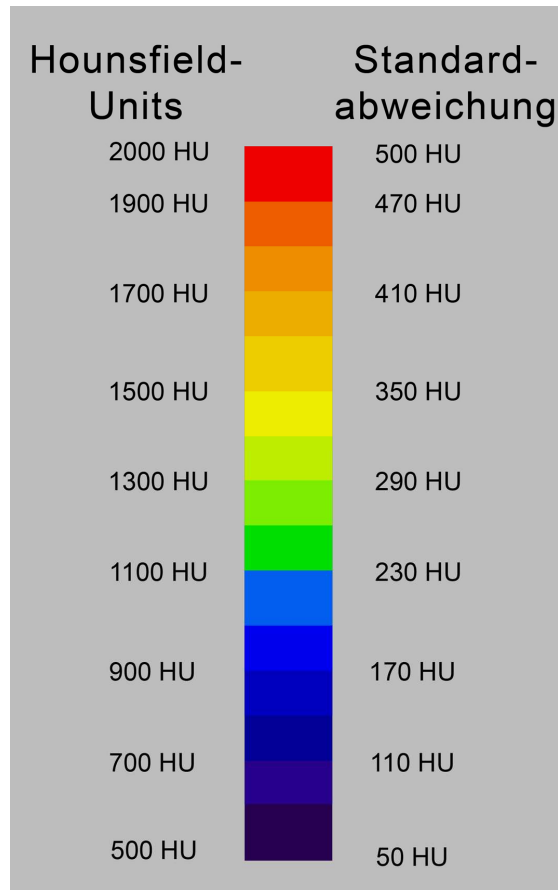


Abbildung 11: Zuordnung der Hounsfield-Units zu den jeweiligen Dichtewerten

Es wurde bei jeder gematchten Gelenkfläche eine Dichtemessung durchgeführt und anschließend ein Kontrollbild gespeichert. Falls es nicht gelang die Knochen optimal aufeinander anzupassen entstanden Nullwerte, die blau abgebildet wurden. Dies geschah sehr häufig in Randbereichen. Es wurde dann die Bildregistrierung so lange in immer feinerem Modus wiederholt, bis keine Verbesserung mehr zu erzielen war. Im Fall des Hufbeins ergaben sich deutliche Probleme. Einerseits lag dies an der eigenwilligen Form dieses Knochens an sich, die im Wesentlichen durch die Hufknorpelansatzstellen zustande kam. Andererseits war bei einem Teil der vorhandenen CT-Schnittbilder die Hufbeinspitze abgetrennt. Um dennoch eine Angleichung durchführen zu können

musste die Gelenkfläche mit Hilfe des an der Tieranatomie der LMU entwickelten Programms Measure ausgeschnitten und separat gerechnet werden. Hierzu muss die auszuschneidende Fläche bei jedem Schnittbild einzeln per Hand mit der Maus umfahren werden.

3.2.5 Mittelwertbildung

Aus verschiedenen CT-Datensätzen werden Knochen bzw. Gelenkflächen jeweils individuell rekonstruiert. Daher ist das zugrunde liegende Drahtgittermodell jeweils in Form, Größe und Anzahl der Punkte verschieden; Vergleiche sind auf diese Weise praktisch nicht möglich. Werden aber die CT-Datensätze der verschiedenen Individuen jeweils räumlich an einen Normgelenk-Datensatz angepasst und alle präparatspezifischen Dichtewerte auf eine Normgelenkfläche übertragen, so ist die Anzahl der Punkte des Hybridobjektes (siehe auch oben 3.2.3) immer gleich und die Messwerte der Gelenkflächenabschnitte entsprechen einander.

Mit Hilfe der Funktion `vtkvaluestoexcel` konnten die ermittelten Dichtewerte als Zahlen in einer Textdatei dargestellt werden. Diese Zahlenreihe wurde in das Programm Microsoft Excel kopiert und eine Tabelle aller Dichtewerte einer Gelenkfläche erstellt. Mit Hilfe dieser Tabelle wurden Mittelwerte und Standardabweichungen für jeden Punkt berechnet. Diese Werte konnten dann mit dem Programm `vtkshowmip` farblich und dreidimensional dargestellt werden. Für die Abbildung der Standardabweichung wurden Hounsfieldwerte zwischen 50 und 500 verwendet (Abbildung 11).

Knochen	Gelenkfläche	Anzahl der Oberflächenpunkte
Hufbein	Gelenkfläche	11364
Strahlbein	Summe aller Gelenkflächen	33481
Kronbein	Distale Gelenkfläche	23202
	Proximale Gelenkfläche	15596
Fesselbein	Distale Gelenkfläche	17546
	Proximale Gelenkfläche	30802
Sesambeine	mediales Sesambein	14189
	laterales Sesambein	16267
Röhrbein	Distale Gelenkfläche	57640

Tabelle 6: Berechnete Oberflächenpunkte der jeweiligen Knochen

3.2.6 Altersgruppenvergleich

Die Pferde wurden in 3 Altersgruppen eingeteilt. Gruppe 1 umfasst Pferde im Alter von 1 bis 5 Jahren, Gruppe 2 Pferde im Alter von über 5 bis 10 Jahren und Gruppe 3 sind Pferde, die älter als 10 Jahre waren. Für jede Altersgruppe wurden jeweils Summationsbilder des Mittelwerts der Knochendichte und der dazugehörigen Standardabweichung erstellt.

4 Ergebnisse

4.1 Hufbein (Os ungulare, Phalanx distalis)

Am Hufbein wurden die CT-Dichtedaten der Gelenkfläche zum Kronbein und zum Strahlbein aufeinander angepasst. Die Hufbeinäste wurden aus der Berechnung ausgeschlossen, da sie durch ihre komplizierte Gestalt den Anpassungsvorgang unnötig erschwerten und für die Betrachtung der subchondralen Knochendichte keine Bedeutung haben. Um die Ergebnisse der Matchingvorgänge zu verbessern wurde nur die Gelenkfläche ausgeschnitten und berechnet.

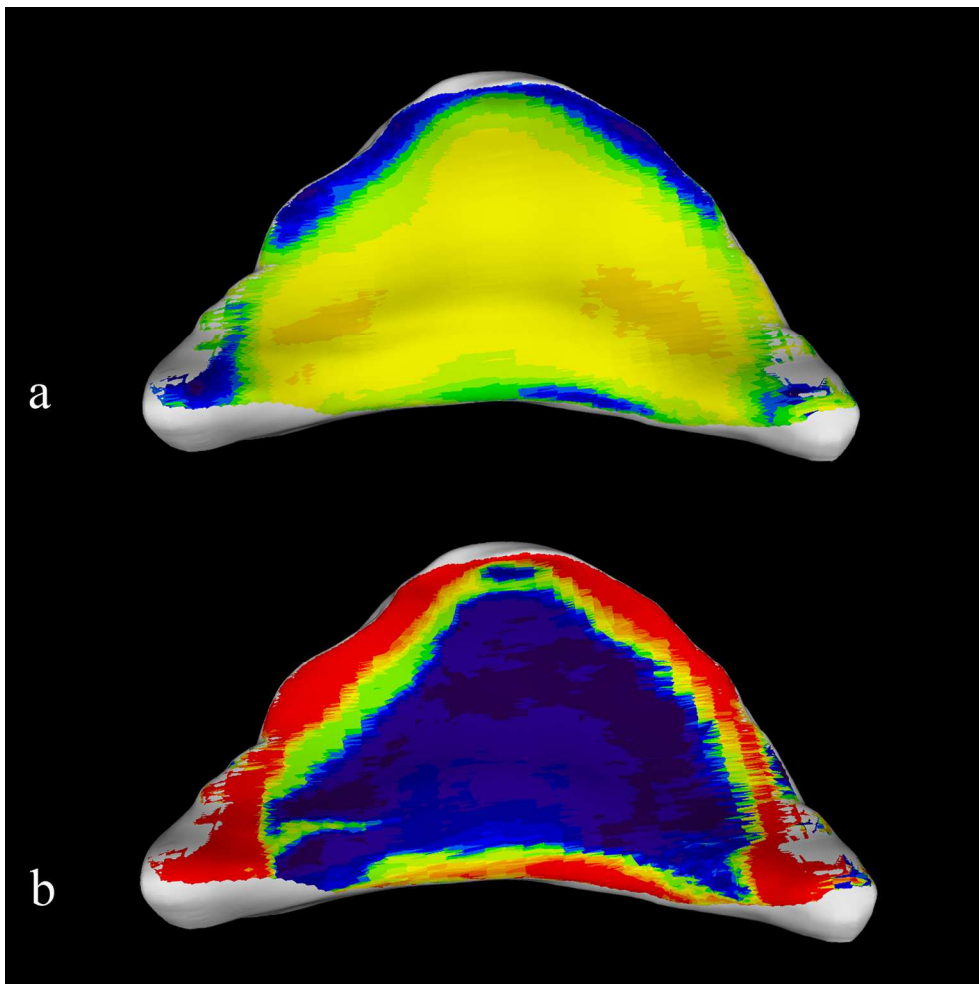


Abbildung 12: Summationsbilder der Gelenkfläche des Hufbeins (n= 24 Tiere).

a: Mittelwert (500-2000 HU); b: Standardabweichung (50-500 HU)

Der Processus extensorius sowie die medialen und lateralen Ränder der Gelenkfläche des Hufbeins sind gering mineralisiert. Auch die Facies articularis sesamoidea weist eine mittlere Knochendichte auf. Die grünen Farbtöne entsprechen einem HU-Bereich bis ca. 1300 HU. Zur Mitte der Gelenkfläche hin nimmt die Knochendichte zu. Hier befindet sich ein relativ homogener, gelb gefärbter Bereich. Dies entspricht einem Wert von ca. 1500 HU. Im lateralen und medialen Gelenkwinkel befinden sich die Dichtemaxima des Gelenks. Diese sind orange gefärbt. Dies entspricht in etwa 1600 HU.

Die Dichtemaxima befinden sich im Bereich der Kontaktstellen zur Trochlea des Kronbeins. Dieser Bereich ist lateral etwas größer.

Die Standardabweichung ist insbesondere in den peripheren Bereichen der Gelenkfläche hoch. Sie erreicht Werte von 500 HU. Zur Mitte der Gelenkfläche hin sinkt sie aber deutlich ab. Im Bereich der Dichtemaxima ist die Streuung der Werte minimal bei etwa 50-100 HU. Damit findet sich die maximale Knochendichte im Bereich der geringsten Abweichungen.

4.2 Strahlbein (Os sesamoideum distale)

Am Strahlbein wurden drei Gelenkflächen berechnet. Die Gelenkfläche zum Hufbein am Margo distalis, die Gelenkfläche zum Kronbein, Facies articularis, und die Sehnengleitfläche, Facies flexoria. Die Bildregistrierung wurde jeweils für den ganzen Knochen durchgeführt.

4.2.1 Gelenkfläche zum Hufbein

Die subchondrale Knochenplatte dieser Gelenkfläche weist insgesamt einen relativ geringen Mineralisierungsgrad auf. Distal befinden sich hauptsächlich grüne Areale, die einer Dichte von 1300-1400 HU entsprechen (Abbildung 13, obere Teilabbildung). Nach dorsal nimmt die Knochendichte leicht zu (Farbwechsel von grün nach gelb). Diese haben einen HU-Wert von 1500 HU. Das Dichtemaximum ist mit einzelnen orange gefärbten Punkten (entspricht ca. 1600 HU) am dorsalen Rand der Gelenkfläche lokalisiert. Dieser Abschnitt der

Gelenkfläche ist in Abbildung 14 in der Mittelwertsdarstellung (oben) besser zu sehen.

Die Standardabweichung ist niedrig (Abbildung 13, untere Teilabbildung), bis auf einzelne Punkte, die auch in der Mittelwertsdarstellung durch ungewöhnliche Werte auffallen. Dies könnte bedingt sein durch einzelne Gefäßkanäle, die an dieser Stelle individuell weiter dorsal gelegen sind als beim Normstrahlbein. Die Gefäßkanäle weisen naturgemäß eine sehr geringe radiologische Dichte auf und beeinflussen die Mittelwertsbildung mit ihren geringen Werten an dieser Stelle erheblich. Gleichzeitig steigt dadurch die Streuung der Werte an diesen Stellen, was sich komplementär in der Darstellung der Standardabweichung zeigt.

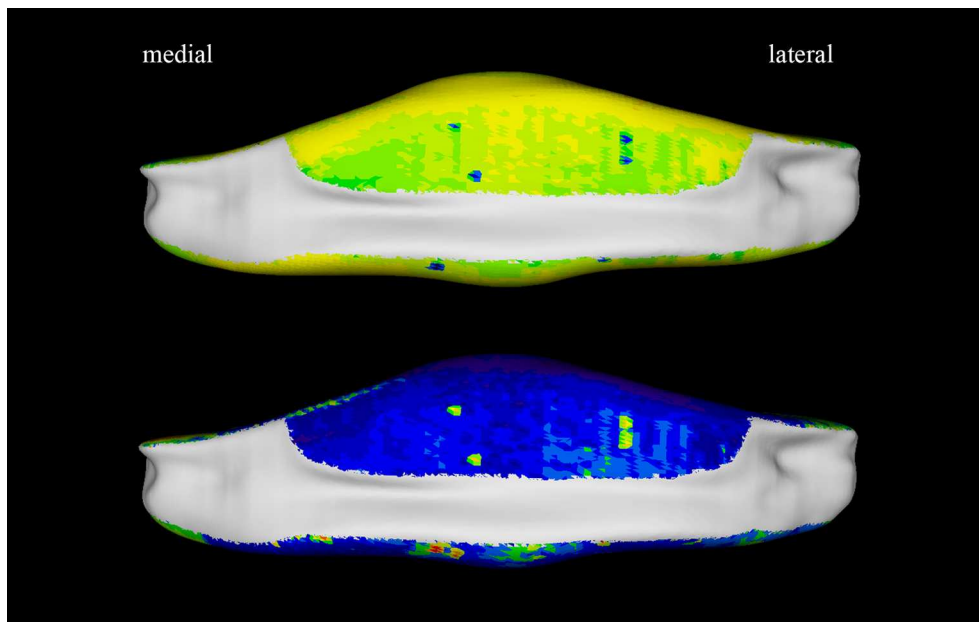


Abbildung 13: Summationsbilder der Gelenkfläche zum Hufbein des Strahlbeins (n=27 Tiere);

oben: Mittelwert (500-2000 HU); unten: Standardabweichung (50-500 HU).

4.2.2 Gelenkfläche zum Kronbein

Am lateralen und medialen Rand befinden sich die Dichteminima dieser Gelenkfläche. Sie haben eine blaue bis dunkelgrüne Farbe und entsprechen einer Dichte von 900-1000 HU. Anhand der Standardabweichung wird deutlich, dass in diesem Bereich große Dichteunterschiede der individuellen Knochen vorkommen. In den Kehlen, die zur Artikulation mit dem Kronbein dienen steigt die

Knochendichte etwas an. Es finden sich hellgrüne und gelbe Bereiche. Diese stehen für Werte von 1300-1400 HU. Distal an der dorsalen Fläche (oben in Abbildung 14) finden sich auch orange Punkte, die für 1600 HU stehen. Die Knochendichte ist mit 1400 HU im Bereich des Sagittalkamms weitestgehend homogen verteilt, bis auch ein kleines rundliches Areal in der distalen Hälfte. Seitlich dieses Areals sind am dorsalen Rand vereinzelt Dichtemaxima von 1600 HU zu finden.

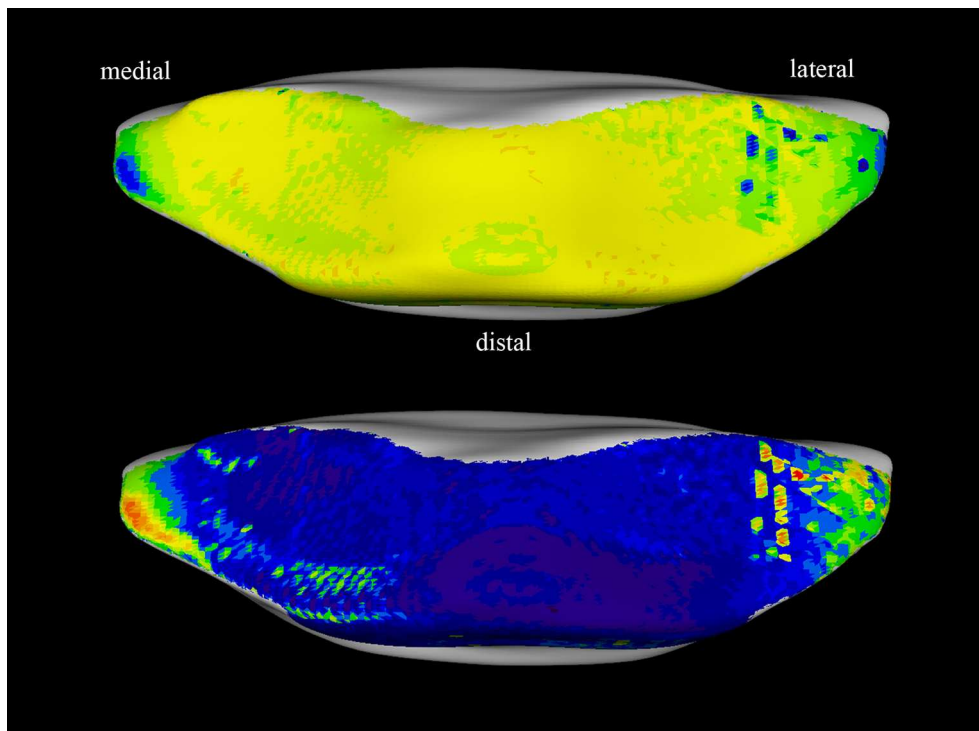


Abbildung 14: Summationsbilder der Gelenkfläche zum Kronbein des Strahlbeins (n=27 Tiere);
oben: Mittelwert (500-2000 HU); unten: Standardabweichung (50-500 HU).

Die Standardabweichung ist etwas erhöht am medialen und lateralen Ende des Strahlbeins. Besonders medial steigt sie in einem kleinen Gebiet auf etwa 400 HU. Zentral in den Bereichen mit hoher Knochendichte und damit erhöhter Belastung ist die Standardabweichung am geringsten. Die gilt insbesondere für die distale Hälfte der Gelenkfläche (Abbildung 14, untere Teilabbildung).

4.2.3 Gleitfläche für die tiefe Beugesehne

Die Sehnengleitfläche weist insgesamt eine stärkere Mineralisierung als die Gelenkfläche zum Hufbein auf. An den seitlichen Rändern ist die Knochendichte geringer, ca. 1100 HU. Zur Mitte hin nimmt die Knochendichte zu bis auf einen schmalen Steg, der mittig von proximal nach distal zieht. Dieser Bereich hat andererseits auch einzelne orange gefärbte Stellen mit einer hohen Dichte von 1400 HU. Dies entspricht auch den Dichtemaxima dieser Gelenkfläche, die sich auch lateral und medial dieses Stegs befinden (Abbildung 15, obere Teilabbildung).

Die Standardabweichung ist über weite Teile der Sehnengleitfläche sehr niedrig und liegt zwischen 50 und 100 HU. Lediglich an den Rändern befinden sich kleinere Bereiche erhöhter Streuungswerte in Form von grünen Arealen. Diese stehen für Hounsfield-Einheiten um 250 HU (Abbildung 15, untere Teilabbildung).

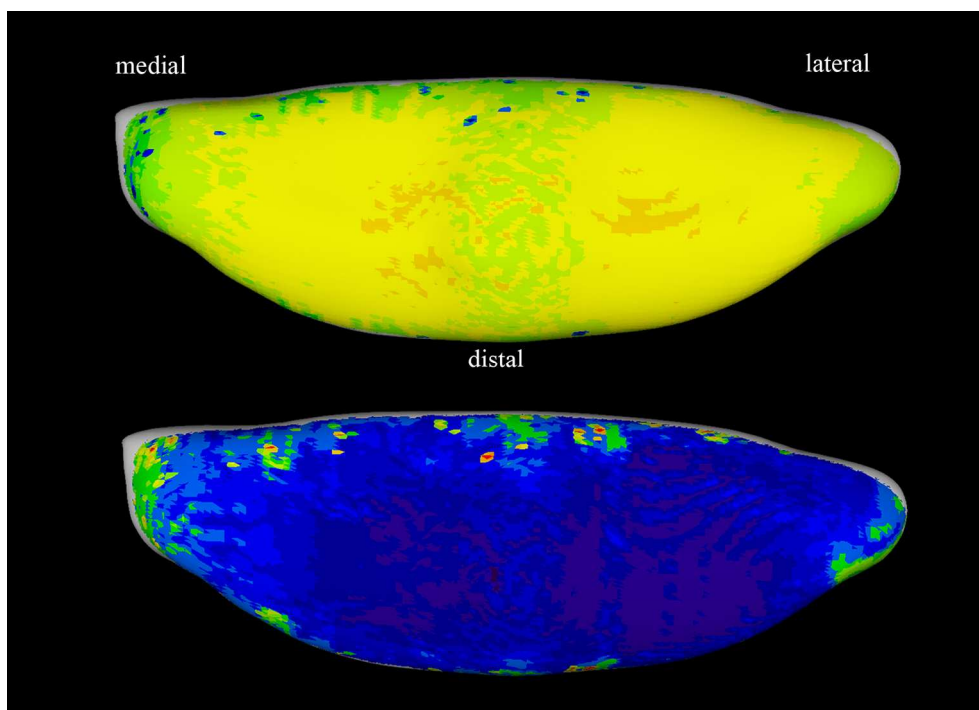


Abbildung 15: Summationsbilder der Sehnengleitfläche des Strahlbeins (n=27 Tiere); oben: Mittelwert (500-2000 HU); unten: Standardabweichung (50-500 HU).

4.3 Kronbein (Os coronale, Phalanx media)

Am Kronbein wurden die distale und die proximale Gelenkfläche berechnet.

4.3.1 Kronbein distal

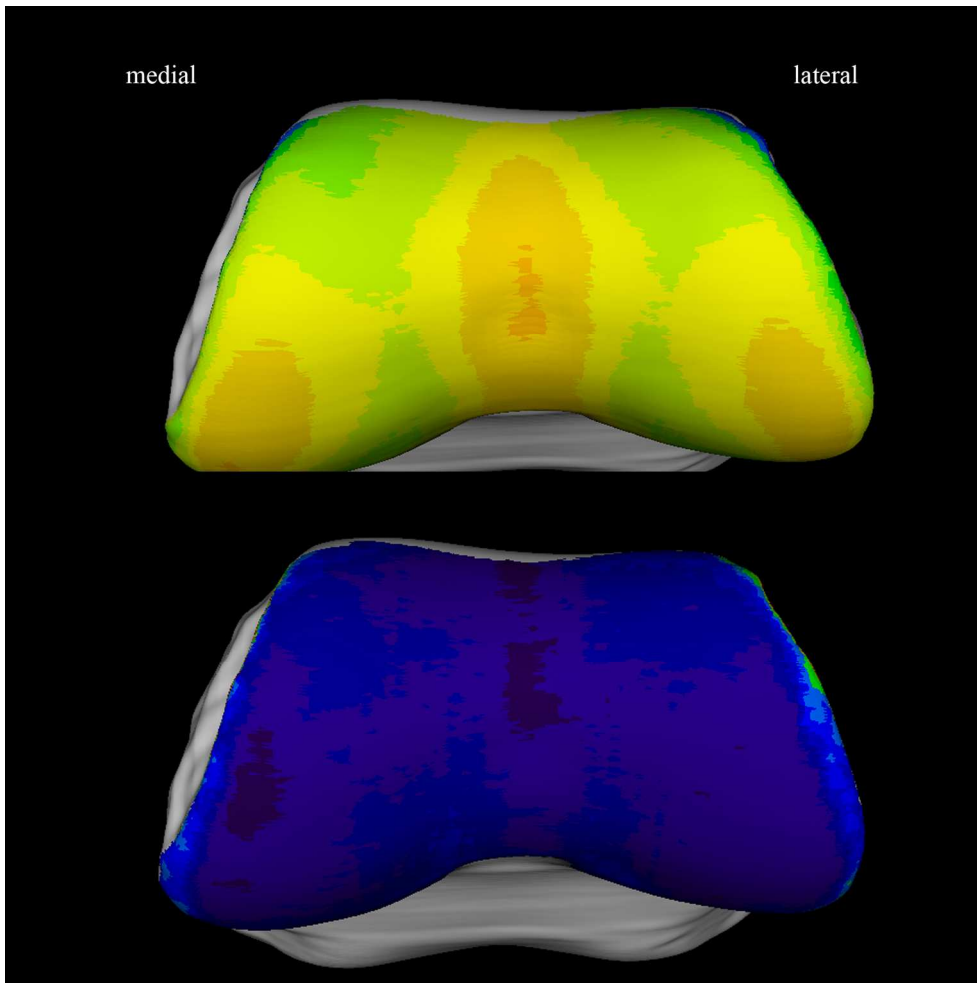


Abbildung 16: Summationsbilder der Gelenkfläche am Kronbein (n=26 Tiere) distal (Ansicht von distal); oben: Mittelwert (500-2000 HU); unten: Standardabweichung (50-500 HU).

An den Rändern der Gelenkfläche befindet sich weniger dichte Knochenabschnitte von ca. 1000-1200 HU (Abbildung 15, Teilabbildung oben). Medial und lateral ist ein steiler Anstieg der Knochendichte zu beobachten und erreicht ein Maximum von 1400 HU. Zur Mitte hin sinkt die Mineralisierung der subchondralen Knochenplatte etwas ab, steigt dann wieder und erreicht zentral im Sulcus den höchsten Wert dieser Gelenkfläche mit ca. 1500 HU.

Die Standardabweichung ist über die gesamte Gelenkfläche sehr niedrig. Sie erreicht Werte zwischen 50 und 100 HU (Abbildung 15, Teilabbildung unten).

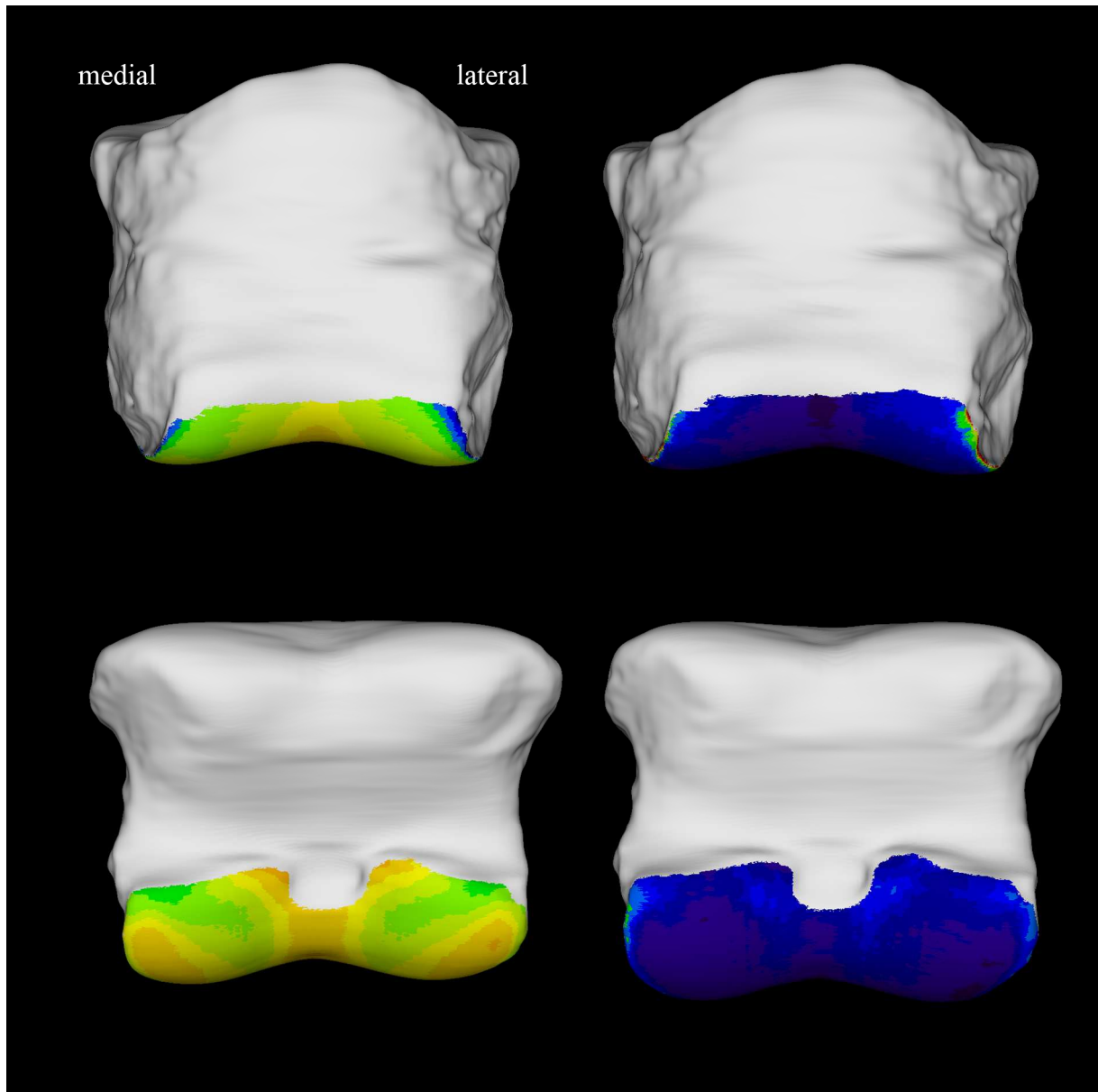


Abbildung 17: Summationsbilder der Gelenkfläche am Kronbein (n=26 Tiere) distal (Ansicht von palmar – obere Bildreihe; Ansicht von dorsal – untere Bildreihe); die Mittelwerte (500-2000 HU) sind jeweils links dargestellt, die Standardabweichung (50-500 HU) rechts.

Der hohe Mineralisierungsgrad in der Mitte setzt sich auch nach palmar fort (Abbildung 17). Ebenso die seitlichen Maxima. Lateral und medial umgeben sie einen Hof mit einer geringen Dichte.

Dorsal mittig ist die Mineralisierung der subchondralen Knochenplatte am höchsten und verringert sich zu den Seiten hin um am lateralen beziehungsweise medialen Rand ein Minimum zu erreichen. Hier treten Werte von ca. 900 HU auf.

4.3.2 Kronbein proximal

Diese Gelenkfläche ist deutlich stärker mineralisiert. Bis auf die dorsale Spitze erreichen die Werte fast durchgehend mindestens 1400 HU. An der dorsalen Spitze des Kronbeins, dem Processus extensorius, liegt ein Bereich mit niedriger Dichte. Lateral und medial befinden sich die Dichtemaxima dieser Gelenkfläche. Diese ziehen zackenförmig mit breiter Basis vom Rand in palmare Richtung. Die Knochendichte beträgt hier in etwa 1600 HU.

Die Standardabweichung ist im Bereich des Processus extensorius sehr hoch. Hier erreicht sie Werte bis 500 HU. Am dorsalen, medialen und lateralen Rand befinden sich kleinere Felder mit einer etwas erhöhten Standardabweichung von 300-400 HU. Über einen großen Bereich mittig der Gelenkfläche weist die Standardabweichung niedrige Werte im Bereich von 50-100 HU auf.

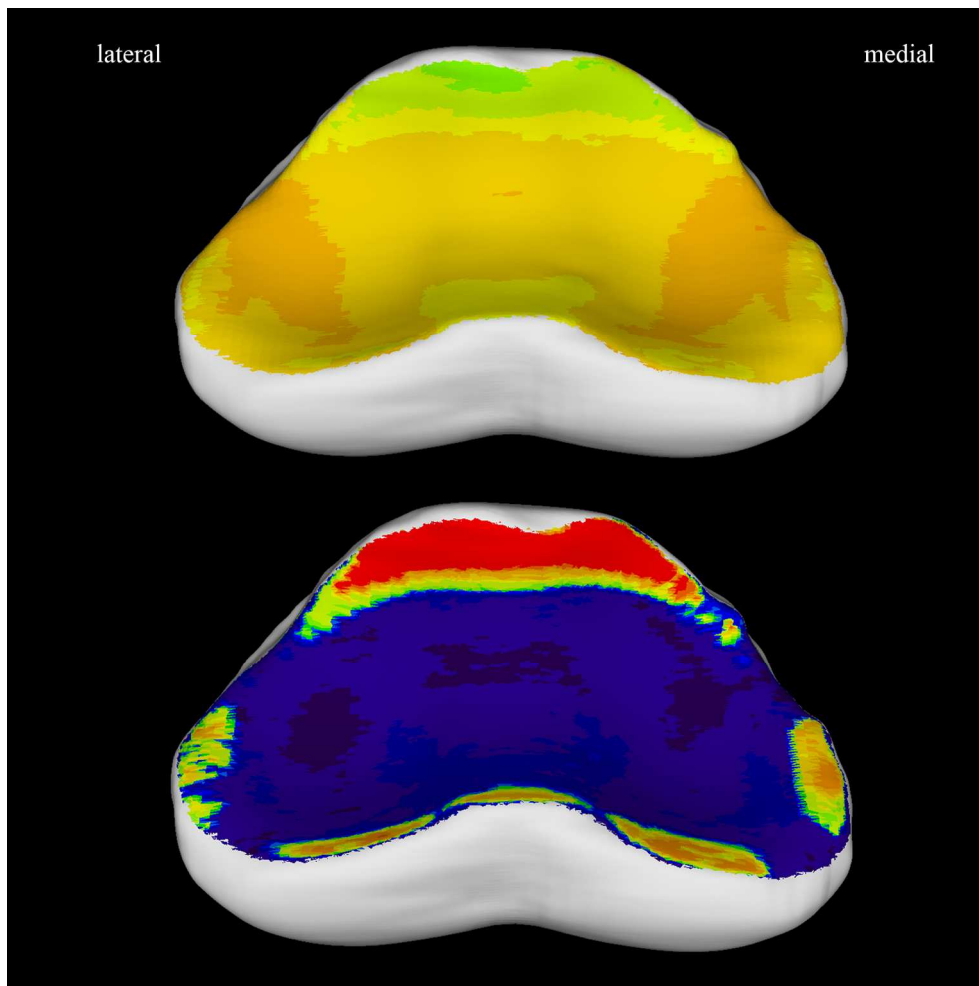


Abbildung 18: Summationsbilder der Gelenkfläche des Kronbeins proximal (n=26 Tiere); oben: Mittelwert (500-2000 HU); unten: Standardabweichung (50-500 HU).

4.4 Fesselbein (Os compedale, Phalanx proximalis)

Am Fesselbein wurde die distale und proximale Gelenkfläche untersucht. Die distale Gelenkfläche wurde mit Daten aus der Arbeit von Boseckert bearbeitet (BOSECKERT, 2004), die proximale Gelenkflächen mit den Daten von Schäfer (SCHÄFER, 2001).

4.4.1 Fesselbein distal

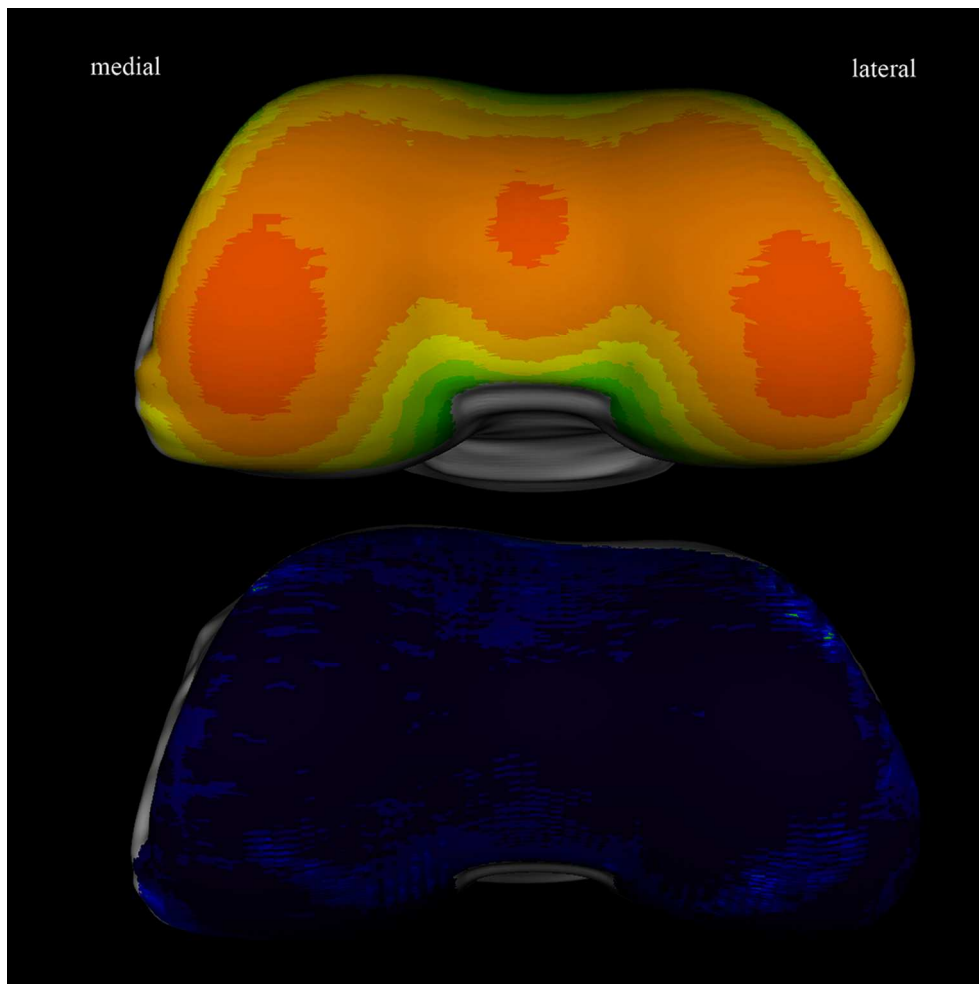


Abbildung 19: Summationsbilder der Gelenkfläche des Fesselbeins distal (n=28 Tiere); oben: Mittelwert (500-2000 HU); unten: Standardabweichung (50-500 HU).

Die Knochendichte nimmt vom Rand zur Mitte deutlich zu (Abbildung 19, Teilabbildung oben). Der größte Bereich weist eine Knochendichte von ca. 1600 HU auf und befindet sich distal quer über die Gelenkfläche verteilt. An der

Trochlea sind drei Maxima der Knochendichte zu beobachten. Jeweils lateral und medial, etwas zu den Seiten verrückt. Das dritte Maximum befindet sich in der Mitte. In diesen Bereichen erreicht die Knochendichte Werte um 1700 HU. Im Vergleich zur distalen Gelenkwalze des Kronbeins weist die distale Gelenkwalze des Fesselbeins eine deutlich höhere Knochendichte auf.

Die Standardabweichung (Abbildung 19, Teilabbildung unten) ist an der gesamten Gelenkfläche sehr niedrig. Sie liegt zwischen 50 und 100 HU.

Zusätzliche Abbildungen sind bei dieser Gelenkfläche im Gegensatz zur distalen Gelenkfläche des Kronbeins nicht notwendig, da es sich beim Krongelenk um ein „Low Motion Joint“ handelt, so dass es praktisch weder dorsale noch palmare Bereiche der Gelenkfläche gibt.

4.4.2 Fesselbein proximal

An den Rändern ist die Knochendichte niedrig (Abbildung 20, obere Teilabbildung). Hier sind vorwiegend grüne Areale zu finden. Das steht für eine Knochendichte bis 1400 HU. Auch einzelne Areale, die sich weiter zur Mitte erstrecken und sich dorsal lateral und medial an der Gelenkfläche befinden weisen diese niedrige Knochendichte auf.

Es sind drei Dichtemaxima erkennbar: am lateralen und medialen Rand der konkaven Gelenkfläche und mittig in der Sagittalrinne. Hier werden jeweils Werte bis zu 1600 HU erreicht. Die restliche Gelenkfläche weist eine homogene Dichte von 1500 HU (gelb) auf.

Die Standardabweichung (Abbildung 20, untere Teilabbildung) ist im Zentrum der Gelenkfläche niedrig. An den Gelenkrändern, insbesondere lateral und medial ist sie sehr hoch und erreicht bis zu 500 HU.

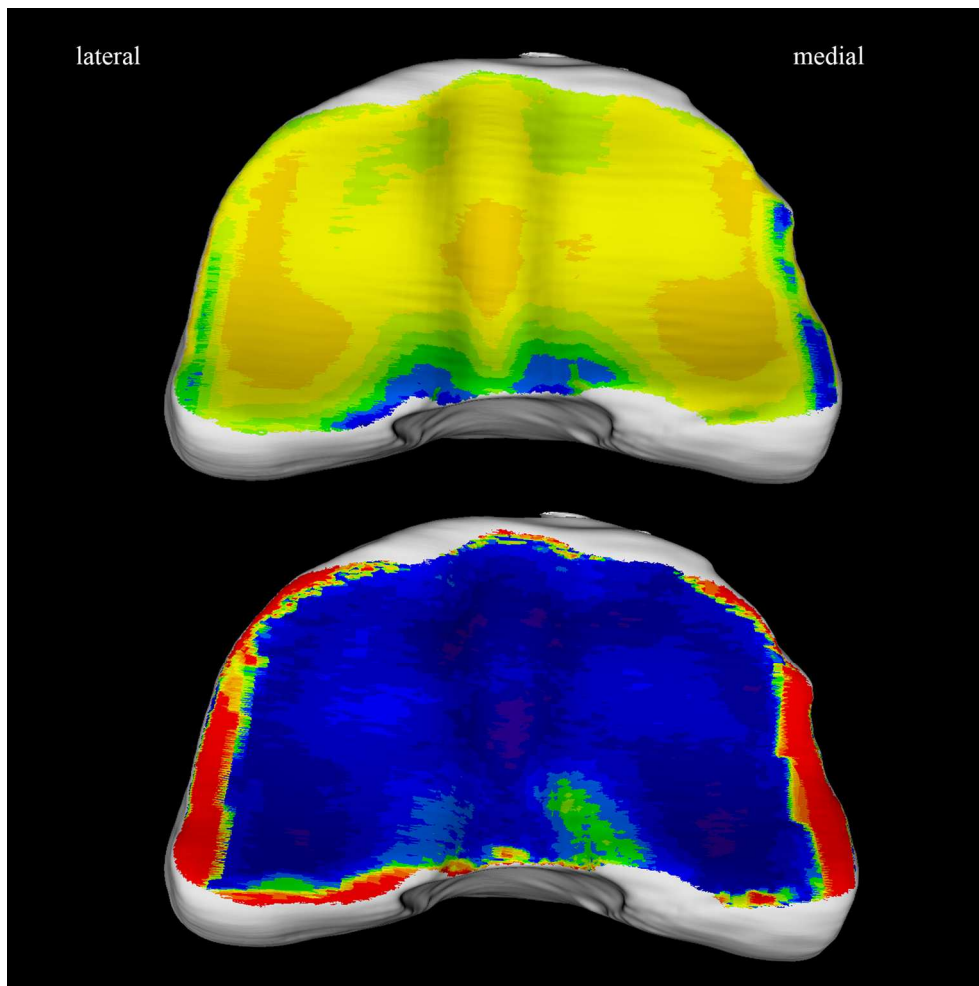


Abbildung 20: Summationsbilder der Gelenkfläche des Fesselbeins proximal (n=31 Tiere); oben: Mittelwert (500-2000 HU); unten: Standardabweichung (50-500 HU).

4.5 Gleichbeine (*Ossa sesamoidea proximalia*)

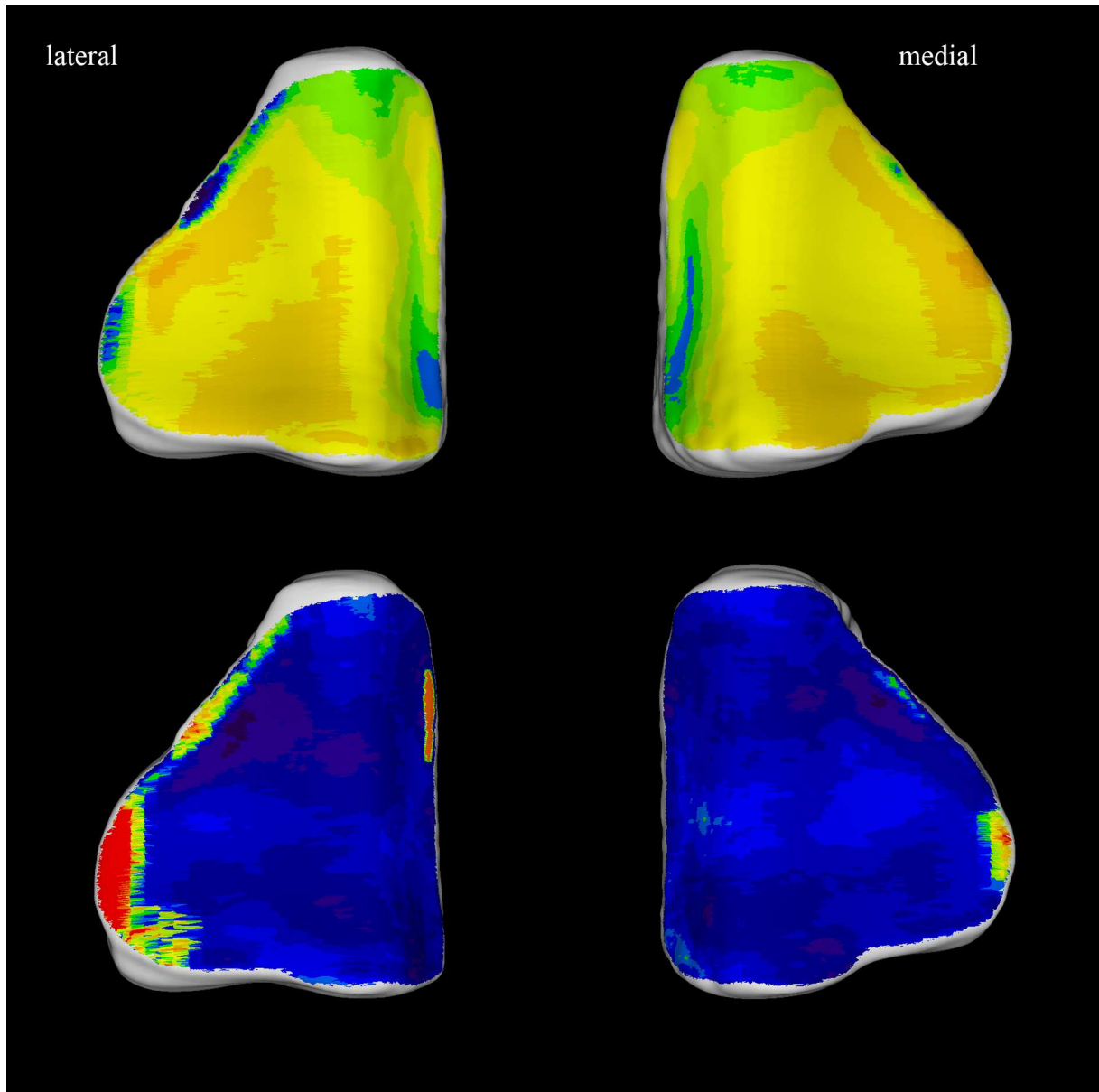


Abbildung 21: Summationsbilder der Gelenkflächen der Sesambeine (n=30 Tiere); oben: Mittelwert (500-2000 HU); unten: Standardabweichung (50-500 HU); links lateral; rechts medial

Die Dichteverteilung ist spiegelbildlich ähnlich zwischen dem lateralen und dem medialen Sesambein (Abbildung 21, obere Teilabbildung). Dabei sind die Zonen höherer Dichte am lateralen Sesambein deutlich größer und stärker ausgeprägt. Diese maximale Knochendichte befindet sich an beiden Sesambeinen zentral im

distalen Drittel. Es werden Werte von bis 1600 HU erreicht. Darüber hinaus liegt je ein weiteres Maximum der Knochendichte nahe am abaxialen Rand der Sesambeingelenkfläche. Sie erreichen 1700 HU. Eine niedrige Knochendichte herrscht proximal an der Gleichbeinspitze vor. Hier beträgt die Knochendichte 1300 HU.

Die Standardabweichung ist im Zentrum der Facies articularis niedrig und erreicht Werte von 50-100 HU (Abbildung 21, untere Teilabbildung). Insbesondere am lateralen Sesambein gibt es eine größere Zone mit einer hohen Standardabweichung. Diese befindet sich am lateralen Gelenkrand. Hier werden Werte bis zu 500 HU erreicht. Am medialen Sesambein ist die Standardabweichung an derselben Stelle erhöht, jedoch ist dieses Areal hier deutlich kleiner.

4.6 Röhrbein (Os metacarpale III)

Die Gelenkwalze des Röhrbeins zeigt ein sehr inhomogenes Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Abbildung 22, obere Teilabbildung). Dorsal seitlich befinden sich längliche Zonen hoher Dichte. Die Dichte beträgt hier 1700 HU. Innerhalb dieser Flächen sind auch einzelne kleine Punkte mit sehr hoher Knochendichte vorhanden. Diese erreicht 1900 HU. Auch palmar seitlich ist die Knochendichte lateral und medial deutlich erhöht. Diese Flächen sind zackenförmig ausgezogen. Auffällig ist eine Zone niedriger Knochendichte distal am Rollkamm und um den Rollkamm. Hier hat die subchondrale Knochenplatte nur eine Dichte von 1200-1300 HU. In einem kleinen Bereich, lateral und medial vom Rollkamm fällt die Knochendichte sogar auf Werte unter 1000 HU. Diese Zone niedriger Dichte setzt sich entlang des Rollkamms nach palmar fort.

So wie die Knochendichte, ist auch die Standardabweichung am Röhrbein sehr ungleichmäßig verteilt (Abbildung 22, untere Teilabbildung). Aber mit Ausnahme einiger kleiner Stellen am dorsalen, palmaren und medialen Rand erreicht die Standardabweichung keine hohen Werte.

Anhand der zusätzlichen Abbildungen (Abbildung 23, Teilabbildung oben links) wird erkennbar, dass die Knochendichtemaxima abaxial an der Gelenkwalze des Röhrlbeins sich nach dorsal und abaxial erstrecken.

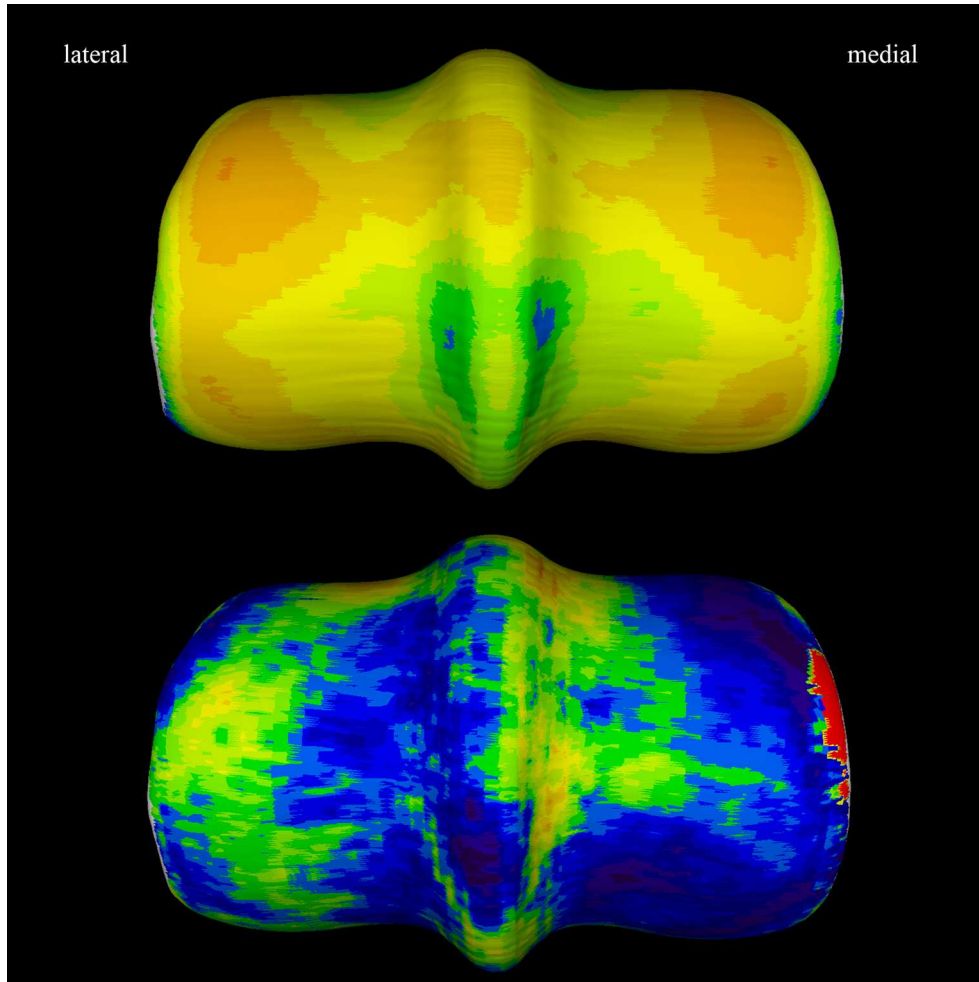


Abbildung 22: Summationsbilder der Gelenkfläche des Röhrlbeins distal (n=27 Tiere); oben: Mittelwert (500-2000 HU); unten: Standardabweichung (50-500 HU).

Auffällig ist in diesem Zusammenhang, dass die Standardabweichung dorsal an der Gelenkwalze dorsomedial nur vergleichsweise geringe Werte aufweist, während sie dorsolateral auf mittlere Werte ansteigt (Abbildung 23, Teilabbildung oben rechts).

Die palmare Ansicht der Gelenkwalze (Abbildung 23, Teilabbildung unten links) weist auf symmetrisch auf der Gelenkwalze einen schräg nach proximal konvergierenden Bereich hoher Knochendichte auf.

Die Standardabweichung ist auf dem medialen Teil der Gelenkfläche geringer ausgeprägt als lateral (Abbildung 23, Teilabbildung unten rechts). Damit ist hier in

Übereinstimmung mit dem dorsalen Abschnitt der Gelenkfläche eine geringere Streuung zu finden.

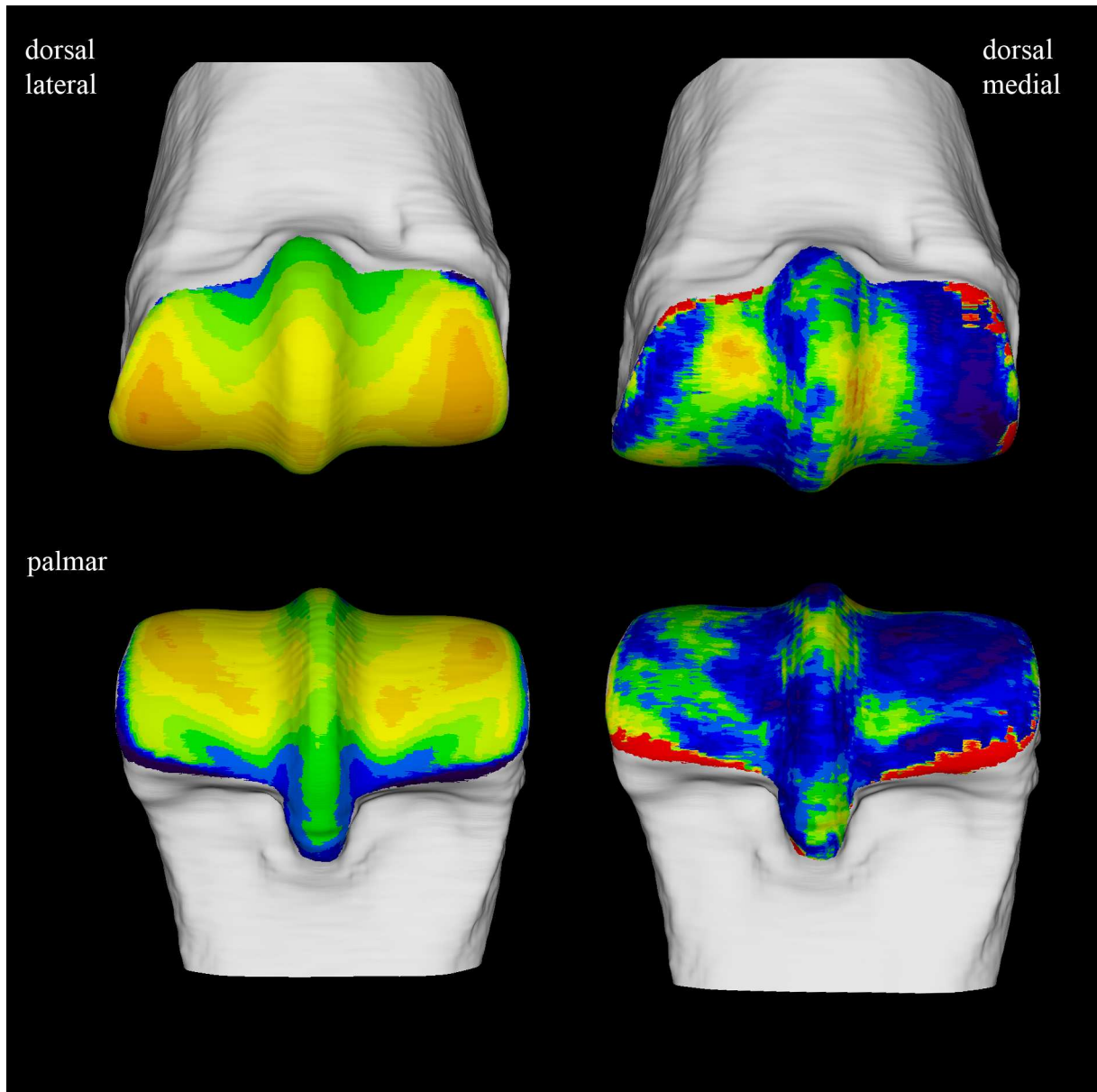


Abbildung 23: Zusätzliche Ansicht der Summationsbilder des Röhrbeins (n=27 Tiere); oben: dorsale Ansicht; unten: palmare Ansicht; links: Mittelwert (500-2000 HU); rechts: Standardabweichung (50-500 HU).

4.7 Altersvergleich

4.7.1 Hufbein

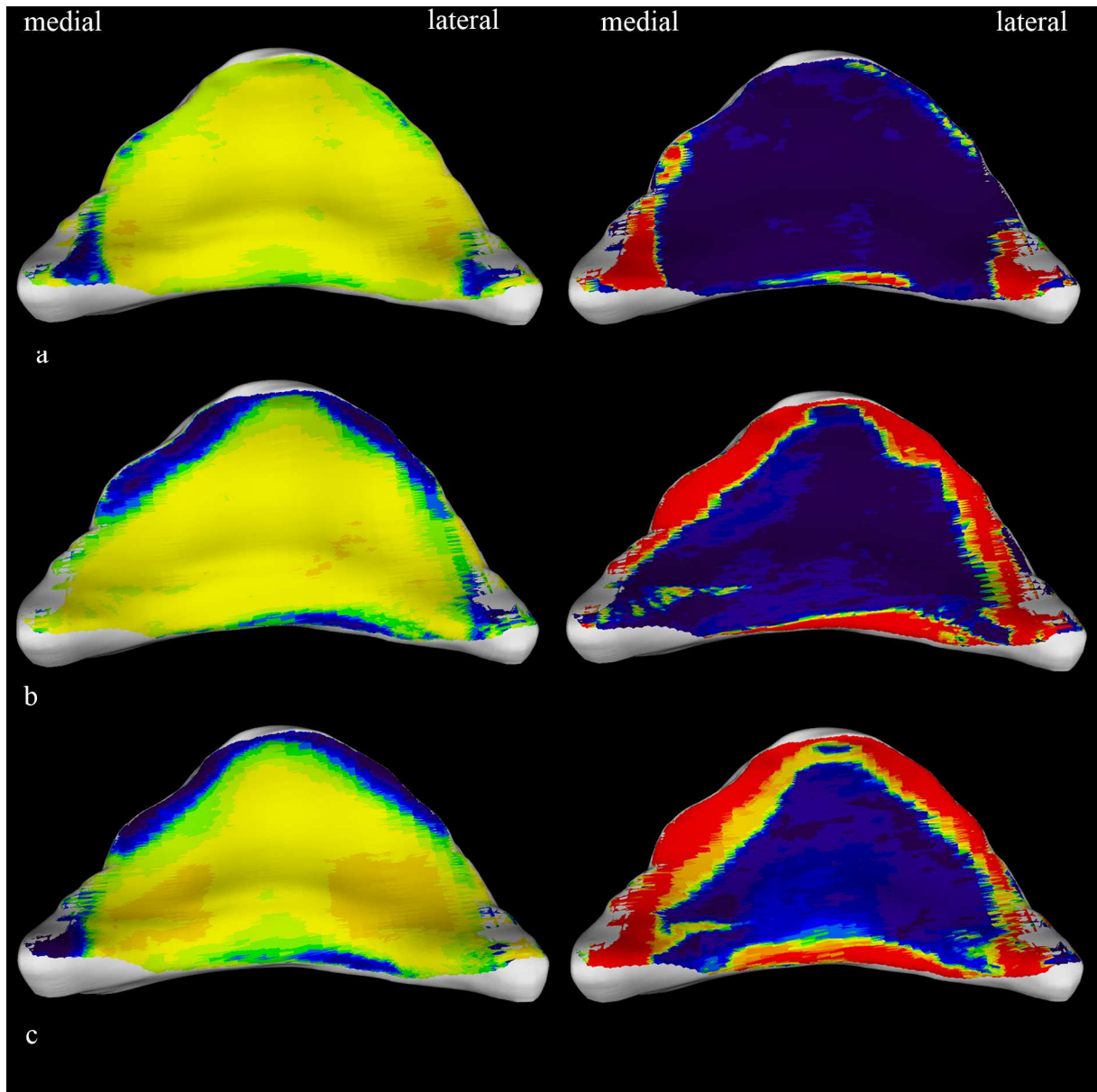


Abbildung 24: Summationsbilder der Gelenkfläche des Hufbeins aufgeteilt in 3 Altersgruppen; links: Mittelwert; rechts: Standardabweichung; a: Gruppe1 (Pferde unter 5 Jahre; n=8 Tiere); b: Gruppe 2 (Pferde von 5-10 Jahre; n=13 Tiere); c: Gruppe 3 (Pferde über 10 Jahre; n=20 Tiere)

An der Gelenkfläche des Hufbeins sieht man einen deutlichen Anstieg der Knochendichte mit zunehmendem Alter. Bei Gruppe 1 (Pferde unter 5 Jahre) herrscht eine homogene Knochendichte um die 1500 ρ HU vor. Es gibt lediglich einzelne Areale lateral und medial mit kleinen Dichtemaxima von 1600 ρ HU. Die Standardabweichung ist bis auf die seitlichen Ränder niedrig. Bei Gruppe 2 ist das Summationsbild der Mittelwerte sehr ähnlich zu Gruppe 1, jedoch zeigt sich an den Rändern ein deutlicher Anstieg der Standardabweichung von 500 ρ HU. Gruppe 3 (Pferde über 10 Jahre) weist im Vergleich zu Gruppe 1 und Gruppe 2 größere Zonen mit höherer Knochendichte auf. Dies zeigt sich besonders an den lateralen und medialen Dichtemaxima von 1500 ρ HU. Die Randbereiche mit hoher Standardabweichung haben sich weiter zur Mitte hin verbreitert. Am medialen Rand zeigt sich eine Zone mit geringer Knochendichte von 1200 ρ HU, allerdings ist in diesem Bereich auch eine hohe Standardabweichung von 400 ρ HU anzutreffen.

4.7.2 Strahlbein

4.7.2.1 Gelenkfläche zum Hufbein

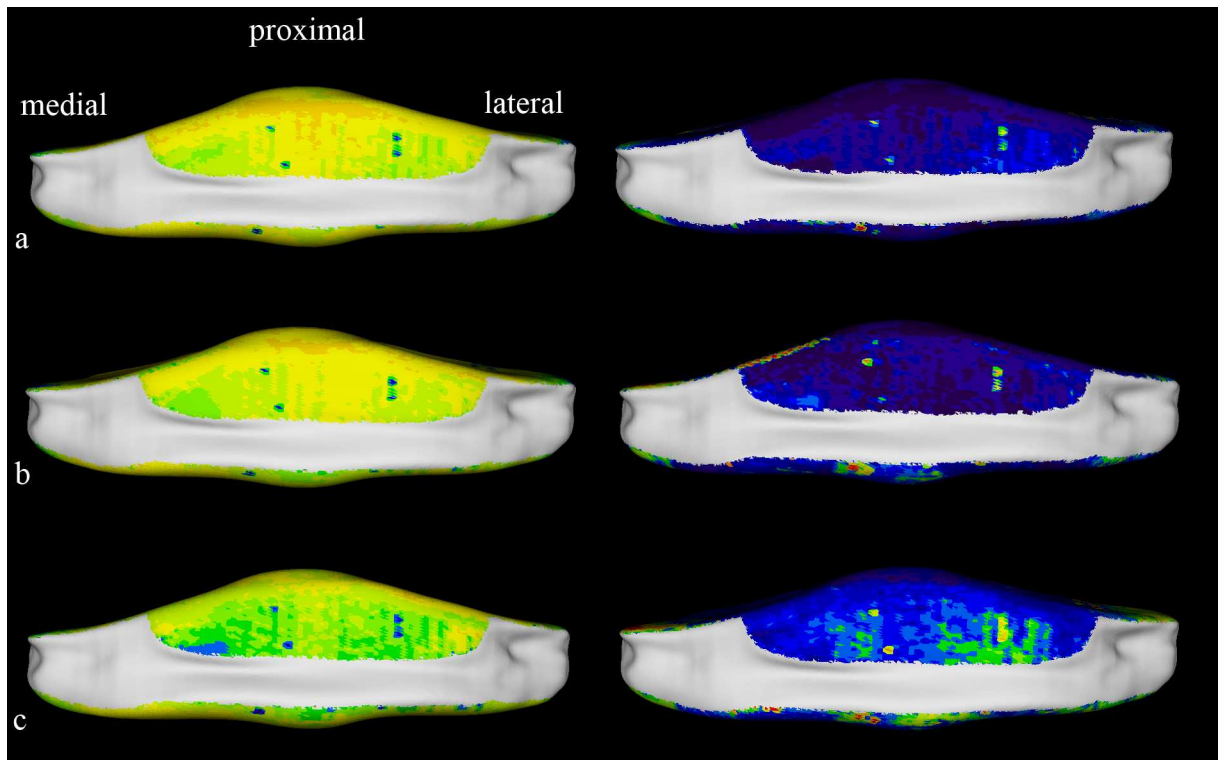


Abbildung 25: Summationsbilder der Gelenkfläche zum Hufbein des Strahlbeins aufgeteilt in 3 Altersgruppen; links: Mittelwert; rechts Standardabweichung; a: Gruppe1 (Pferde unter 5 Jahre; n=9 Tiere); b: Gruppe 2 (Pferde von 5-10 Jahre; n=6 Tiere); c: Gruppe 3 (Pferde über 10 Jahre; n=12 Tiere)

An der Gelenkfläche zum Hufbein zeigt sich im Altersvergleich ein Rückgang der Knochendichte. Während bei Gruppe 1 (a) am proximalen Rand eine Knochendichte von 1600^oHU zu sehen ist, verkleinert sich diese Zone bei Gruppe 2 (b) deutlich und ist bei Gruppe 3 (c) nicht mehr vorhanden. Bei Gruppe 3 herrscht eine niedrige Knochendichte von 1100-1200^oHU vor. Die Standardabweichung steigt etwas an, bleibt aber auch bei Gruppe 3 unter 300^oHU.

4.7.2.2 Gelenkfläche zum Kronbein

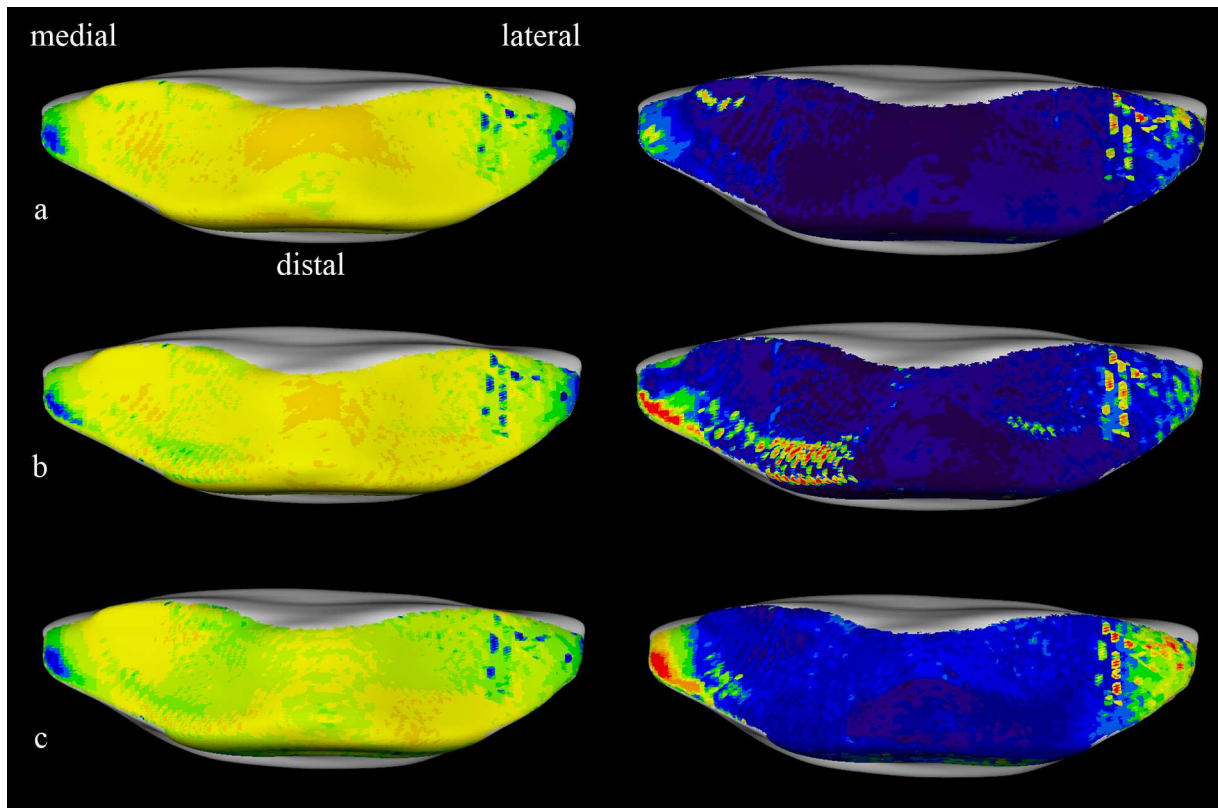


Abbildung 26: Summationsbilder der Gelenkfläche zum Kronbein des Strahlbeins unterteilt in 3 Altersgruppen; links: Mittelwert der Knochendichte; rechts Standardabweichung; a: Gruppe 1 (Pferde unter 5 Jahre; n=9 Tiere); b: Gruppe 2 (Pferde von 5-10 Jahre; n=6 Tiere); c: Gruppe 3 (Pferde über 10 Jahre; n=12 Tiere)

Auch an der Gelenkfläche zum Kronbein zeigt sich ein Rückgang der Knochendichte mit zunehmendem Alter. In Gruppe 1 und 2 befindet sich ein Dichtemaximum zentral am Sagittalkamm mit Werten von 1600 HU. Dieses Maximum ist in Gruppe 3 nicht mehr erkennbar. Hier beträgt die Knochendichte in diesem Bereich lediglich 1200 HU. In Gruppe 3 sind höhere Dichten (1600 HU) nur noch an einzelnen Punkten im Bereich der Artikulationsflächen mit dem Kronbein zu erkennen. Die Standardabweichung nimmt besonders am medialen, aber auch am lateralen Rand mit steigendem Alter zu.

4.7.2.3 Gleitfläche für die tiefe Beugesehne

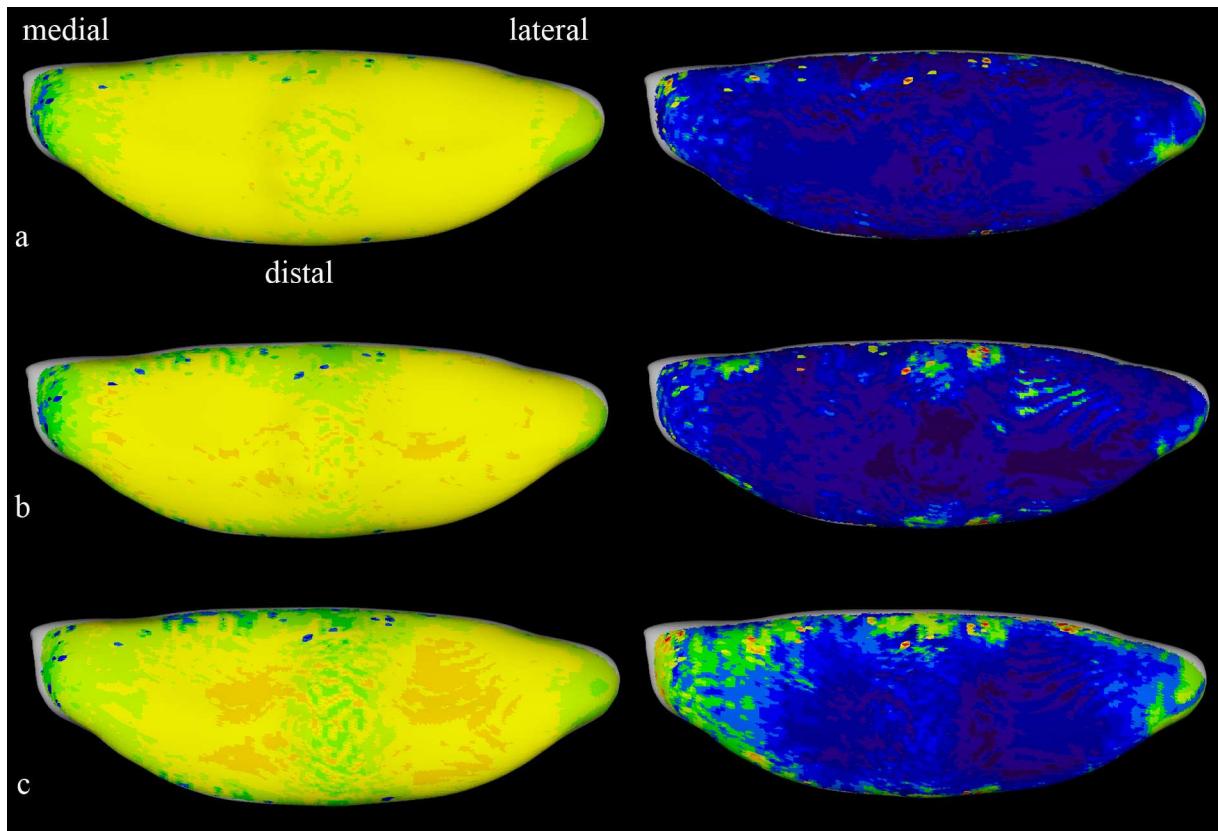


Abbildung 27: Summationsbilder der Gleitfläche für die tiefe Beugesehne des Strahlbeins unterteilt in 3 Altersgruppen; links: Mittelwert der Knochendichte; rechts Standardabweichung; a: Gruppe 1 (Pferde unter 5 Jahre; n=9 Tiere); b: Gruppe 2 (Pferde von 5-10 Jahre; n=6 Tiere); c: Gruppe 3 (Pferde über 10 Jahre; n=12 Tiere)

An der Gleitfläche für die tiefe Beugesehne nimmt die Knochendichte mit steigendem Alter zu. Zentral in der Mitte befinden sich bei Gruppe 3 eine Zone mit hoher und niedriger Knochendichte (1300 HU) direkt nebeneinander. Während sich die Dichtemaxima mit 1600 HU ebenso auf die medialen und lateralen Seiten ausdehnen. An den Seitenrändern befindet sich bei allen drei Gruppen eine niedrige Knochendichte von 1300 HU. Die Standardabweichung ist bei Gruppe 1 und 2 im unteren Bereich und steigt nur bei Gruppe 3 an den seitlichen Rändern leicht an. Sie erreicht Werte von bis zu 300 HU.

4.7.3 Kronbein

4.7.3.1 Kronbein distal

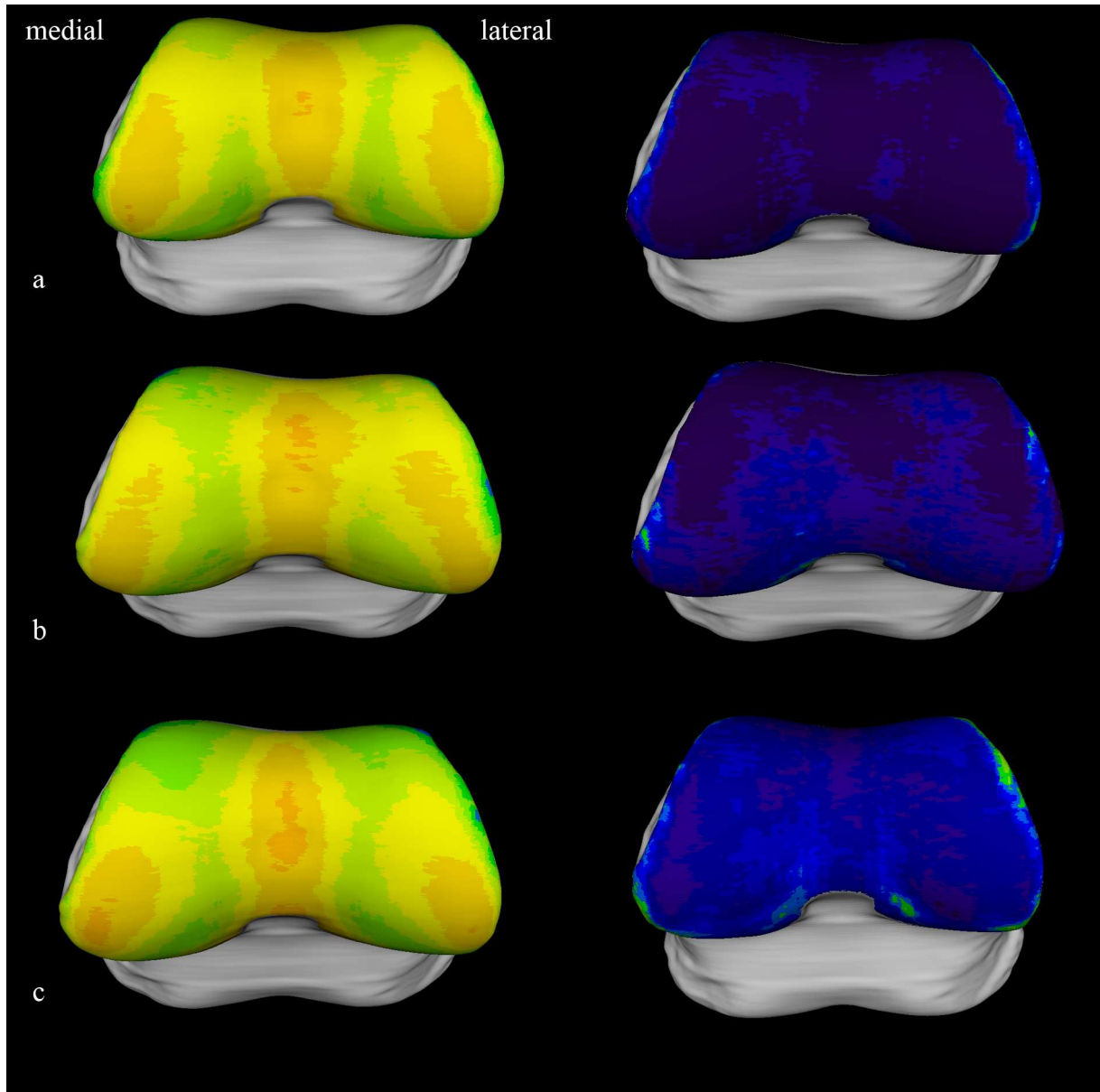


Abbildung 28: Summationsbilder der distalen Gelenkfläche des Kronbeins unterteilt in 3 Altersgruppen; links: Mittelwert der Knochendichte; rechts Standardabweichung; a: Gruppe 1 (Pferde unter 5 Jahre; n=9 Tiere); b: Gruppe 2 (Pferde von 5-10 Jahre; n=5 Tiere); c: Gruppe 3 (Pferde über 10 Jahre; n=12 Tiere)

An der distalen Gelenkfläche des Kronbeins bleiben die Dichtemaxima während aller Altersgruppen an denselben Stellen. Sie befinden sich medial, zentral und lateral. Wobei die medialen und lateralen Zonen hoher Dichte deutlich palmar

liegen. Als Dichtemaxima kommen Werte von bis zu 1700^oHU vor. Dorsal befinden sich weniger dichte Areale von 1200^oHU. Die Standardabweichung ist bei allen drei Altersgruppen niedrig, nimmt aber von einer Altersgruppe zur nächsten leicht zu.

4.7.3.2 Kronbein proximal

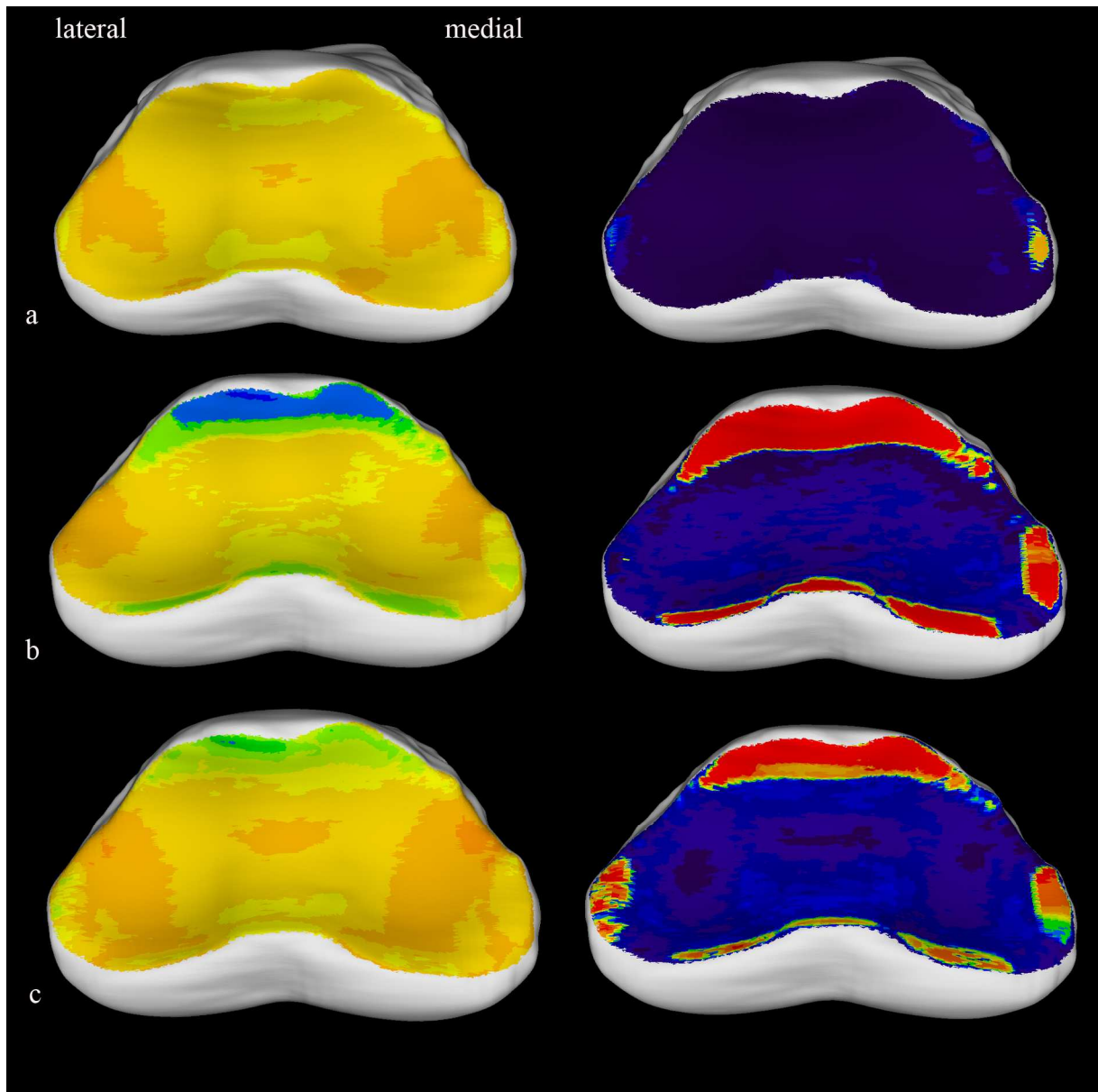


Abbildung 29: Summationsbilder der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins unterteilt in 3 Altersgruppen; links: Mittelwert der Knochendichte; rechts Standardabweichung; a: Gruppe 1 (Pferde unter 5 Jahre; n=9 Tiere); b: Gruppe 2 (Pferde von 5-10 Jahre; n=5 Tiere); c: Gruppe 3 (Pferde über 10 Jahre; n= 12 Tiere)

Schon bei Gruppe 1 (a: Pferde unter 5 Jahre) ist die Knochendichte mit Maxima von 1600 HU relativ hoch. Die Maxima konzentrieren sich auf die mediale und laterale Artikulationsfläche zum Fesselbein. Die Standardabweichung ist bei Gruppe 1 noch in allen Bereichen der Gelenkfläche niedrig.

Bei Gruppe 2 und 3 steigt die Standardabweichung an der dorsalen Spitze des Kronbeins deutlich an und erreicht die maximalen Werte von 500 HU. Das Muster der Knochendichteverteilung ändert sich außer an der dorsalen Spitze mit zunehmendem Alter nicht mehr.

4.7.4 Fesselbein

4.7.4.1 Fesselbein distal

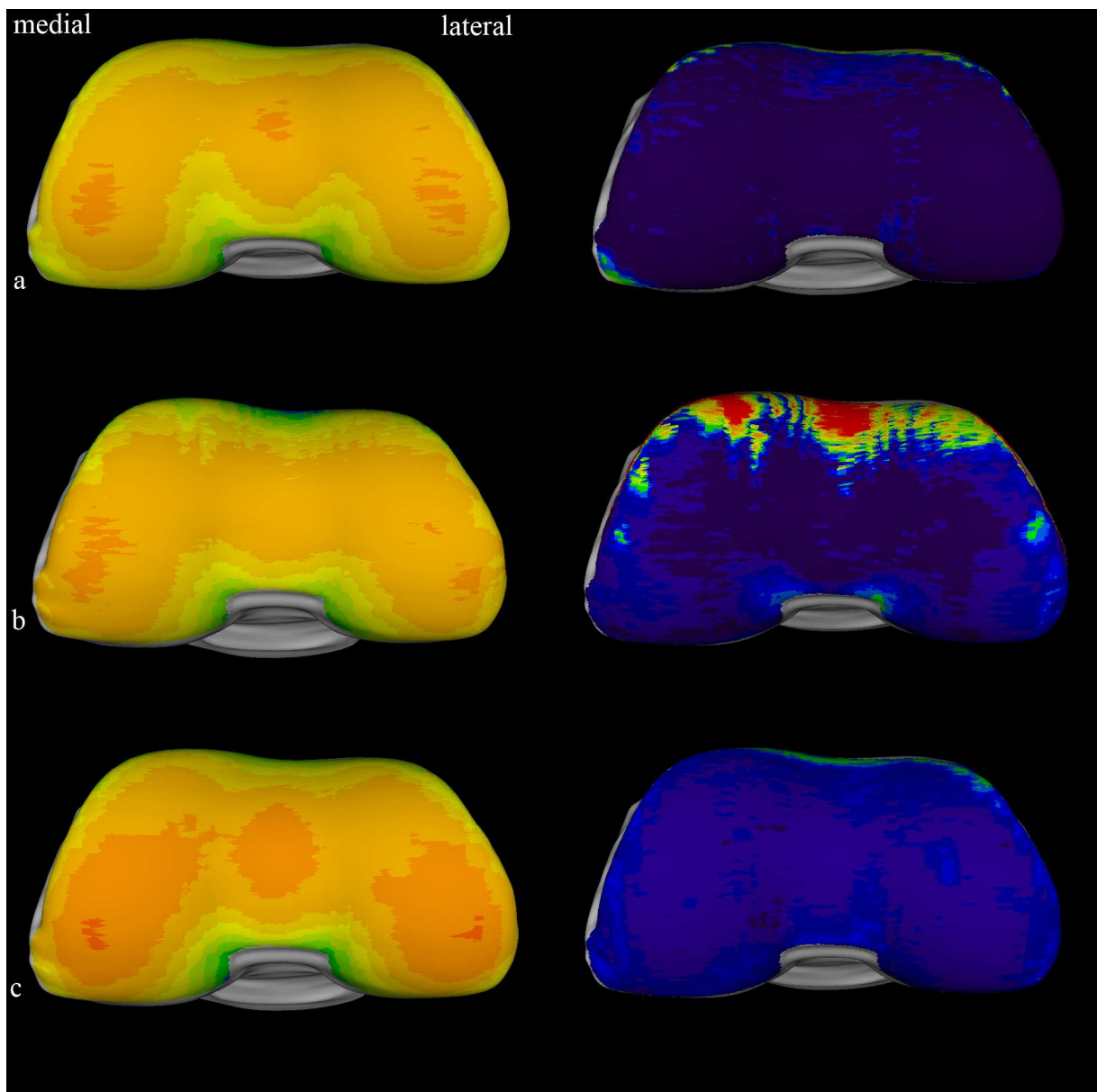


Abbildung 30: Summationsbilder der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins unterteilt in 3 Altersgruppen; links: Mittelwert der Knochendichte; rechts Standardabweichung; a: Gruppe1 (Pferde unter 5 Jahre; n=9 Tiere); b: Gruppe 2 (Pferde von 5-10 Jahre; n=6 Tiere); c: Gruppe 3 (Pferde über 10 Jahre; n=12 Tiere)

An der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins ist bereits bei jungen Pferden (Gruppe 1: a: Pferde unter 5 Jahre) eine hohe Knochendichte zu erkennen. Es werden Werte von 1600 HU erreicht. Es zeigen sich bereits drei Maxima, lateral, medial und zentral. Diese sind jedoch nur leicht angedeutet. Bei Gruppe 2 (b: Pferde von 5 bis 10 Jahre) nimmt die Knochendichte insgesamt etwas ab, das zentrale Maximum ist hier nicht erkennbar, während bei dieser Gruppe die Standardabweichung besonders im dorsalen Teil der Gelenkwalze deutlich ansteigt. In Gruppe 3 (c: Pferde über 10 Jahre) steigt die Knochendichte wieder an. Die 3 beschriebenen Maxima sind deutlich zu erkennen und erreichen Werte von 1800 HU.

Die Standardabweichung nimmt von der ersten zur dritten Altersgruppe insgesamt leicht zu, bewegt sich aber abgesehen vom dorsalen Randbereich in der zweiten Gruppe bei relativ niedrigen Werten bis maximal 230 HU.

4.7.4.2 Fesselbein proximal

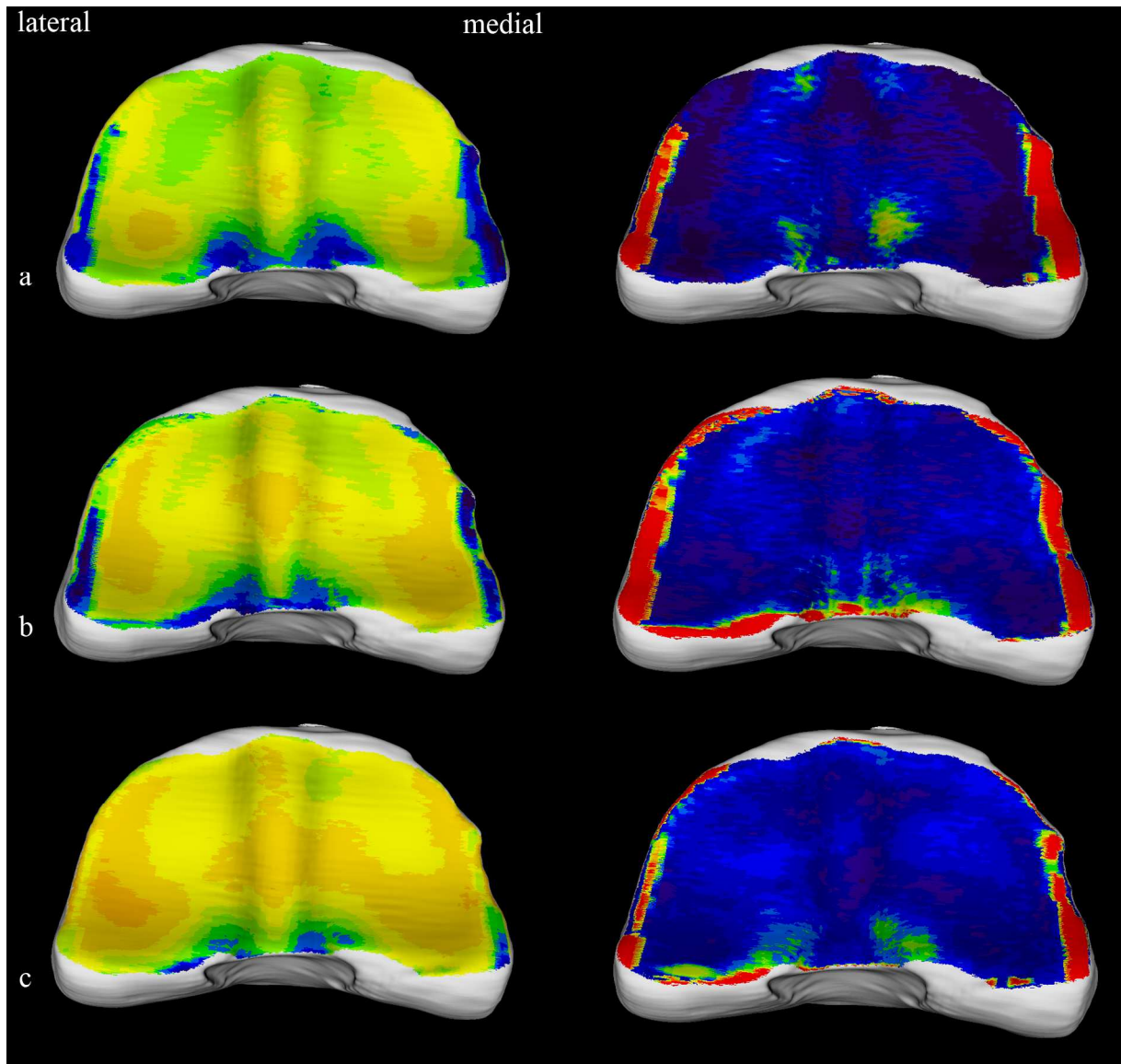


Abbildung 31: Summationsbilder der proximalen Gelenkfläche des Fesselbeins unterteilt in 3 Altersgruppen; links: Mittelwert der Knochendichte; rechts Standardabweichung; a: Gruppe 1 (Pferde unter 5 Jahre; $n=6$ Tiere); b: Gruppe 2 (Pferde von 5-10 Jahre; $n=7$ Tiere); c: Gruppe 3 (Pferde über 10 Jahre; $n=17$ Tiere)

An der proximalen Gelenkfläche des Fesselbeins steigt die Knochendichte mit zunehmendem Alter kontinuierlich an. Während bei Gruppe 1 (a: Pferde unter 5 Jahre) vorherrschend niedrige Knochendichten um 1200HU gemessen wurden, sind bei Gruppe 2 (b: Pferde zwischen 5 und 10 Jahren) größere Areale mit einer Knochendichte von $1400\text{-}1600\text{HU}$ anzutreffen. Bereits in Gruppe 1 deuten sich lateral, zentral und medial die Dichtemaxima an, die sich in den anderen

Altersgruppen (2 und 3 [c: Pferde über 10 Jahre]) immer weiter ausdehnen und so zu einer kontinuierlichen Dichtezunahme der Gelenkfläche beitragen.

Die Standardabweichung steigt leicht an, bleibt aber außer an den Randbereichen unter Werten von 200 HU.

4.7.5 Gleichbeine

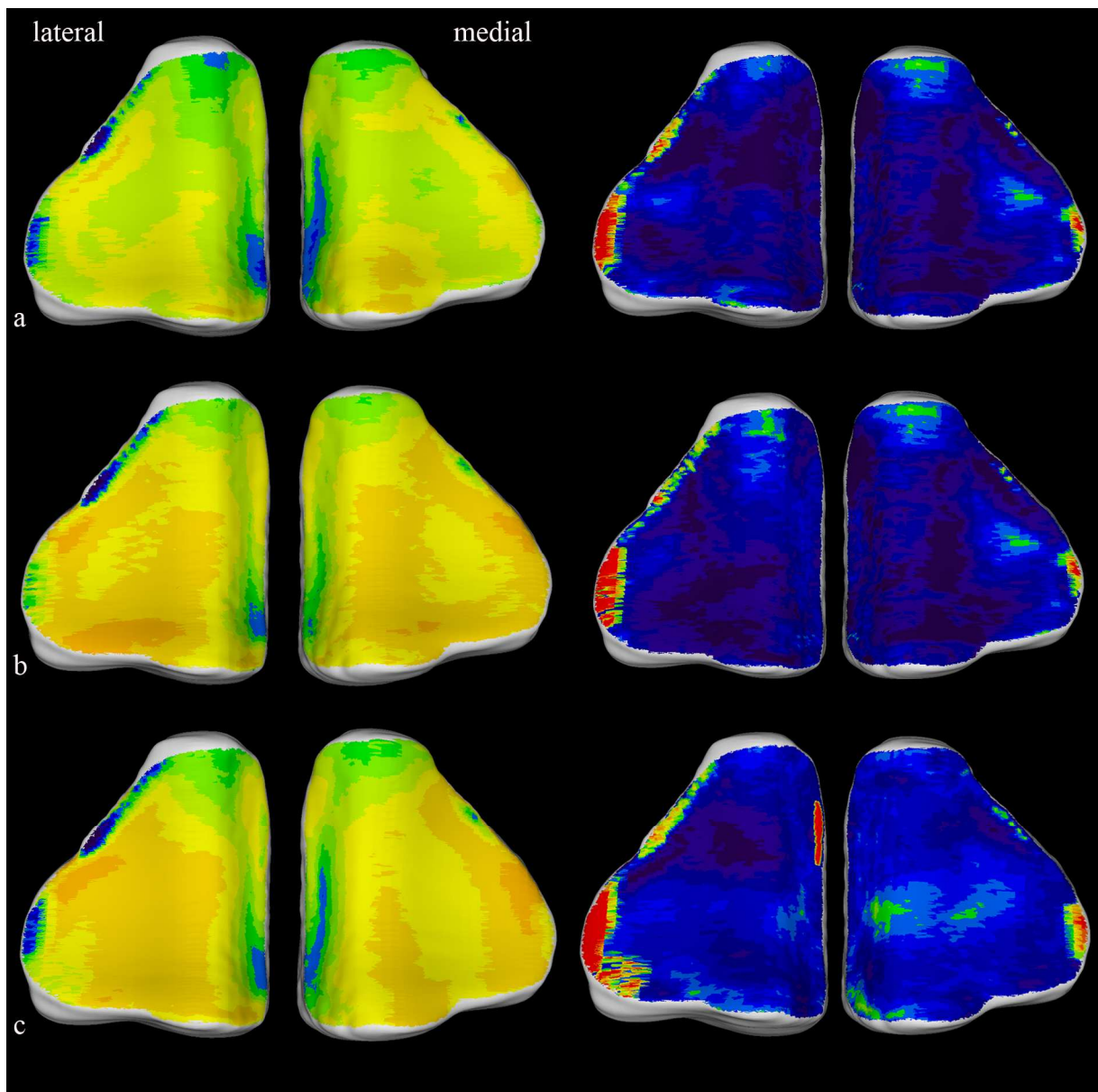


Abbildung 32: Summationsbilder der Gelenkflächen der Sesambeine unterteilt in 3 Altersgruppen; links: Mittelwert der Knochendichte; rechts Standardabweichung; a: Gruppe 1 (Pferde unter 5 Jahre; n=6 Tiere); b: Gruppe 2 (Pferde von 5-10 Jahre; n=7 Tiere); c: Gruppe 3 (Pferde über 10 Jahre; n=16 Tiere)

Die Knochendichte an den Gelenkflächen der Gleichbeine ist bei Gruppe 1 (a: Pferde unter 5 Jahre) bis auf einzelne Maxima am distalen Rand niedrig. Sie erreicht Werte um 1200 μ HU. Bei Gruppe 2 (b: Pferde zwischen 5 und 10 Jahre) steigt die Knochendichte deutlich an auf Werte von 1400 μ HU. Die Zonen hoher Dichte befinden sich vorwiegend an den Rändern der Gelenkflächen, besonders am distalen Rand. In Gruppe 3 (c: Pferde über 10 Jahre) sinkt die Knochendichte wieder leicht ab und weist eine gleichmäßigere Verteilung über die Gelenkfläche auf. Dies ist besonders am lateralen Gleichbein zu erkennen. Die Standardabweichung steigt von Gruppe 1 bis Gruppe 2 leicht an, bleibt aber außer an einzelnen Stellen am Rand unter 200 μ HU.

4.7.6 Röhrbein

An der Gelenkwalze des Röhrbeins ist die Knochendichte in Gruppe 1 (a: Pferde unter 5 Jahre) insgesamt niedrig. Die Dichtemaxima befinden sich dorsal an der Gelenkwalze am medialen und lateralen Rand. Diese Dichtemaxima vergrößern sich deutlich bei Gruppe 2 (b: Pferde zwischen 5 und 10 Jahren). Bei dieser Gruppe sieht man auch palmar am medialen und lateralen Rand einen Anstieg der Knochendichte. Bei Gruppe 3 (c: Pferde über 10 Jahre) breiten sich diese Zonen hoher Knochendichte weiter aus und heben sich deutlicher von ihrer Umgebung ab. Zentral, medial und lateral direkt neben dem Rollkamm zeigt sich ein deutliches Minimum der Knochendichte. Dieses bleibt auch bei Gruppe 3 bestehen. Die Standardabweichung ist hoch bei Gruppe 2, während sie bei Gruppe 1 und 3 bis auf einzelne Stellen im niedrigen Bereich um 200 μ HU bleibt.

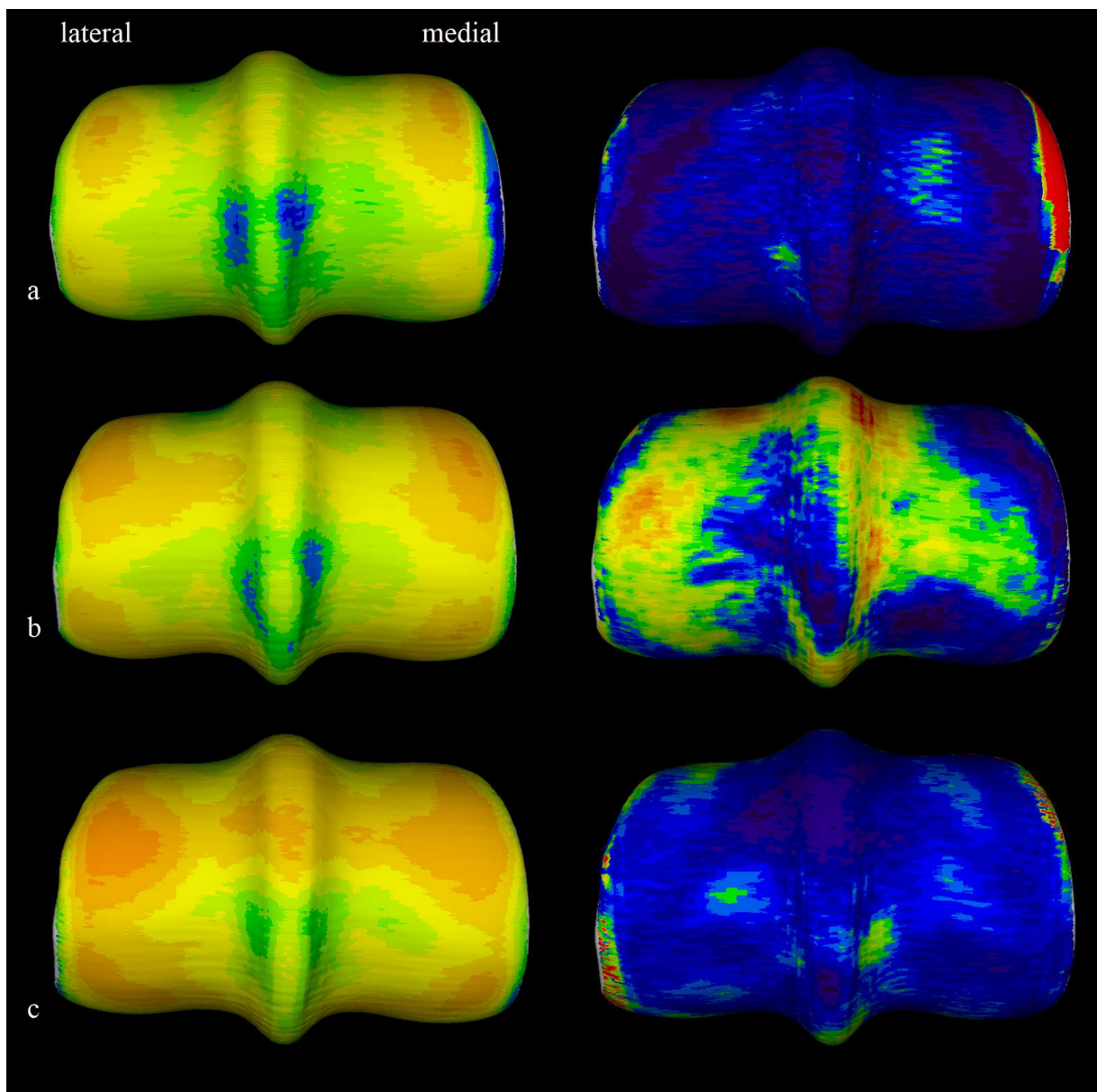


Abbildung 33: Summationsbilder der distalen Gelenkfläche des Röhrebeins unterteilt in 3 Altersgruppen; links: Mittelwert der Knochendichte; rechts Standardabweichung; a: Gruppe1 (Pferde unter 5 Jahre; n=6 Tiere); b: Gruppe 2 (Pferde von 5-10 Jahre; n=8 Tiere); c: Gruppe 3 (Pferde über 10 Jahre; n=12 Tiere)

5 Diskussion

5.1 Methodik

5.1.1 Auswahl der Tiere

Es wurden CT-Schnitte von Pferden jeden Alters zur Mittelwertsbildung herangezogen. Hierbei handelte es sich hauptsächlich um Warmblüter und Haflinger.

Die Tiere wurden zum größten Teil in der Chirurgischen Tierklinik euthanasiert. Anhand der Klinikunterlagen wurden ausschließlich Tiere ausgesucht, die lahmheitsfrei waren und keine Besonderheiten (wie z.B. Fehlstellungen, unphysiologische Abnutzung der Hornkapsel oder Sonderbeschläge) aufwiesen. Zu einem kleinen Teil stammen die Präparate von Schlachttieren. Auch hier wurde bei der Auswahl dieser Präparate darauf geachtet, dass keine äußeren Auffälligkeiten (siehe oben) festzustellen waren. Das Ziel war ein möglichst homogenes Untersuchungsmaterial zu erhalten.

5.1.2 CT- Osteoabsorptiometrie

5.1.2.1 Technische Präzision der Messungen

Die CT-OAM ist bereits eine erprobte Methode zur Knochendichtebestimmung (BIREN und CARLSON, 2007; BOSECKERT, 2004; BÖTTCHER et al., 1999; DICKOMEIT, 2002; EIMANNSBERGER, 2007; ELLER, 2003; KAISER et al., 2007; MAIERL, 2003; MÜLLER-GERBL, 1991; SCHÄFER, 2001; SCHULLER, 2001).

Die CT- Osteoabsorptiometrie stellt eine nicht-invasive Möglichkeit zur Messung der subchondralen Knochendichte dar. Dabei wird der Mineralsalzgehalt des Knochens als Ausdruck des linearen Schwächungskoeffizienten gemessen. Da es sich bei diesen Messungen nicht um Absolutwerte handelt, muss bei jeder Messung ein Phantom bekannter Dichte mitgescannt werden (MÜLLER-GERBL,

1991). Die gemessenen Knochendichtewerte lassen Rückschlüsse auf die Langzeitbelastung und Kongruenz des Gelenks zu (ECKSTEIN et al., 2000).

Wie auch in früheren Untersuchungen an den hier untersuchten Gelenken des Pferdes (BOSECKERT, 2004; SCHÄFER, 2001) erwies sich die CT-OAM als geeignete Methode zur zuverlässigen individuellen Darstellung der subchondralen Knochendichte der Gelenkflächen. Zur Vermeidung von CT-bedingten Artefakten wurde der Strahlengang immer senkrecht zu den Gelenkflächen der exartikulierten Gelenke gewählt und alle Gelenke wurden mit der gleichen Schnittrichtung gescannt. Lediglich in den Bereichen, die tangential von den Röntgenstrahlen getroffen wurden (Randbereiche der Gelenkflächen) zeigten sich höhere Schwankungen in der Messgenauigkeit.

Dies wird dadurch erklärt, dass an diesen Stellen das Präparat tangential getroffen wird und daher hier der Partialvolumeneffekt besonders stark ausgeprägt ist (MÜLLER-GERBL, 1991). Diese Vorgehensweise ist am lebenden Tier nicht möglich, daher müsste man bei den Ergebnissen mit dem vermehrten Auftreten von Artefakten rechnen.

5.1.2.2 Datenverarbeitung

Im Gegensatz zu den früheren Arbeiten an den Zehengelenken des Pferdes konnten hier erstmals Summationsbilder und ein Mittelwert der Knochendichte erstellt werden. Zur Erstellung von Summationsbildern musste zunächst, für jede Gelenkfläche ein Normobjekt ausgewählt werden. Dies geschah willkürlich. Es wurde darauf geachtet, dass keine besonderen individuellen Eigenheiten vorhanden waren und dass das Aussehen des Knochens soweit wie möglich dem in Lehrbüchern der Anatomie beschriebenen entsprach. Die Ansichten der jeweiligen Knochen mussten manuell ausgerichtet werden. Dies führte zu einer bedingten Wiederholungsgenauigkeit, da es praktisch nur schwer möglich war exakt dieselbe Ansicht manuell wiederherzustellen. Eine Option der Software für eine standardisierte Ausrichtung der Gelenkflächen in der Waagrechten und Senkrechten wäre hier hilfreich. Durch dieses Problem kann die Auswahl eines

Normknochens erschwert werden, da kleine Unterschiede im Winkel der Aufnahme die Ansicht auf die Gelenkfläche verfälschen können.

Auf das letztlich ausgewählte Normobjekt wurden alle anderen Knochen als Individualobjekte angepasst.

Hierzu musste eine manuelle Voreinstellung der zu matchenden Knochen immer vorgenommen werden. Die meisten Probleme tauchten bei eigenwilliger Gelenkgeometrie auf, wie zum Beispiel beim Hufbein. Gute Ergebnisse bei der Anpassung der Knochen erreichte das Programm VTK-CISG bei konvexen Formen der Gelenkflächen, wie an den Gelenkwalzen des Kronbeins, des Fesselbeins und des Röhrbeins. Mehr Schwierigkeiten machte dagegen das Matchen der konkaven Gelenkflächen. Die Bildregistrierung musste oft manuell korrigiert und mit einer feineren Einstellung nachgearbeitet werden. Dies erforderte teils sehr lange Rechenzeiten. Als Problembereich für das Programm zeigten sich hier vor allem die Ränder der Gelenkflächen. Oft gab es auch Probleme bei sehr unterschiedlichen Formen der Knochen unabhängig von der Gelenkfläche, denn VTK-CISG versucht den gesamten Datensatz optimal anzupassen. Dies ist bedingt durch die ursprüngliche Absicht der Datensatzregistrierung für die Anwendung auf ganze Datensätze. So sollte es möglich werden, Datensätze aufeinander anzupassen, die von verschiedenen bildgebenden Verfahren stammen und zu verschiedenen Zeiten erhoben wurden. Leider kann man aus diesem Grund nicht die interessierende Region, hier also nur die Gelenkfläche, eingrenzen und den Matchingvorgang nur auf diesen Bereich beschränken.

Es wurde versucht die Ergebnisse durch manuelles Ausschneiden der zu matchenden Gelenkfläche zu verbessern, was nur teilweise gelang. Dies kann zum Einen daran liegen, dass an den Gelenkrändern der Partialvolumeneffekt besonders stark ist, da hier das Präparat vom Messstrahl tangential getroffen wird (MÜLLER-GERBL, 1991). Zum Anderen erschwert eine unterschiedliche geometrische Form der Datensätze, die besonders an den Rändern auftritt, die Angleichung auf den Referenzdatensatz (Normknochen).

5.2 Funktionelle Anatomie

5.2.1 Hufbein

Boseckert fand bei ihren Untersuchungen zur Knochendichteverteilung an einzelnen Gelenkflächen bereits Dichtemaxima im palmaren und abaxialen Bereich der Hufbeingelenkfläche (BOSECKERT, 2004). Diese Dichtemaxima sind auf eine charakteristische Langzeitbelastung des subchondralen Knochens in diesem Bereich zurückzuführen. Diese Belastung im palmaren Bereich entsteht durch das Körpergewicht des Pferdes. Am stehenden Pferd wirkt die Gewichtskraft in der Zehenachse. Damit ruht das Gewicht auf den Hufbeinästen. Es entsteht eine erhöhte Knochendichte in den abaxialen Bereichen der Hufbeingelenkfläche. Zusätzlich entsteht durch den Zug der tiefen Beugesehne während der Stützbeinphase am Strahlbein eine Druckbelastung und das Strahlbein wird gegen die distale Gelenkfläche des Kronbeins gedrückt. Im Verlauf der Bewegung wird das Hufgelenk zunehmend überstreckt und die Dehnungsspannung in der tiefen Beugesehne steigt an. Diese erreicht ein Maximum kurz vor dem Ende der Stützbeinphase (WILSON et al., 2001a). Abbildung 34 soll diese Vorgänge verdeutlichen

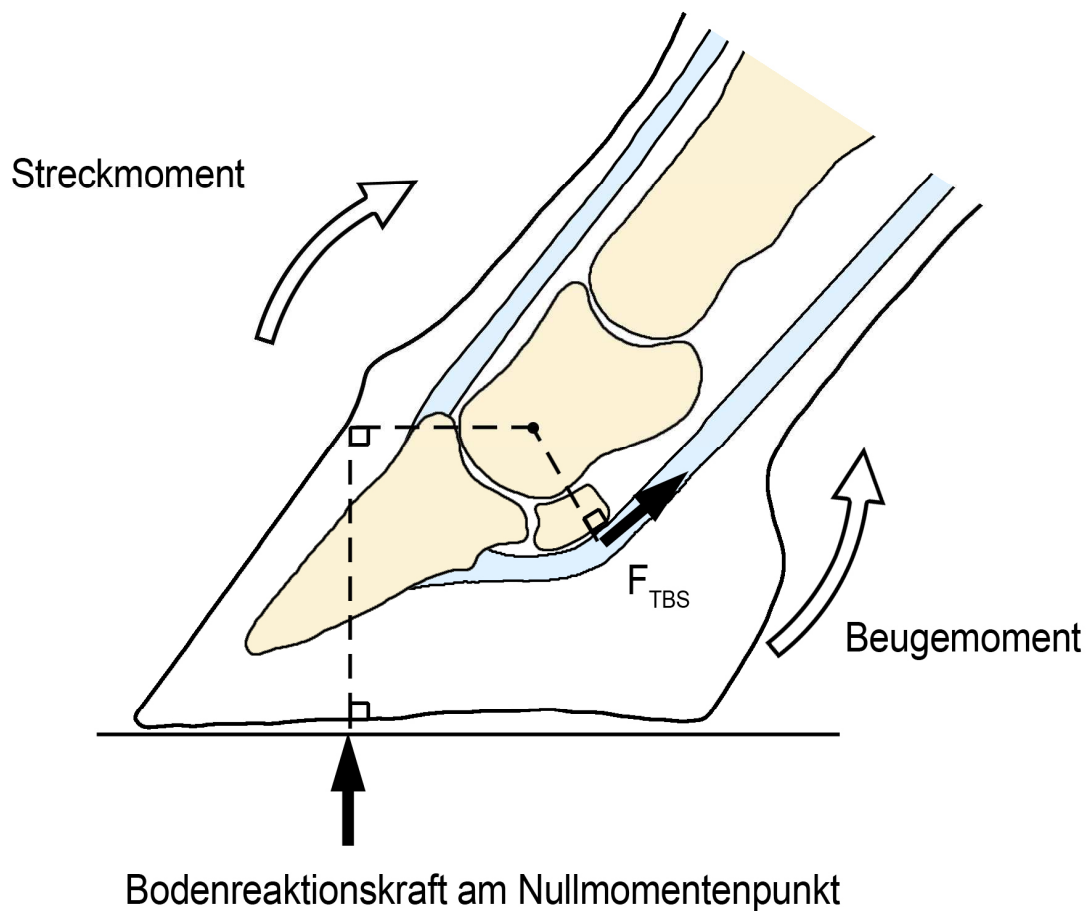


Abbildung 35: Vektorielle Darstellung der Kräfte, die auf das Strahlbein wirken aus Wilson 2001 (WILSON et al., 2001b); F_{TBS} = Zugkraft der tiefen Beugesehne

Des Weiteren liegt während der Fußungsphase im Schritt und Trab bei allen Gelenken der Vordergliedmaße mit Ausnahme des Schultergelenks das Drehmoment überwiegend im palmaren Bereich (CLAYTON et al., 1998).

Lateral war die Fläche des Dichtemaximums größer als medial. Dies könnte möglicherweise auf eine leichte Asymmetrie der Kronbeinwalze zurückzuführen sein. Eine weitere Erklärung könnte sein, dass die Gliedmaße zum Unterstützen des Körpers leicht nach medial untergestellt wird und daher die laterale Hälfte stärker komprimiert wird. Auffällig ist, dass an der Gelenkfläche des Strahlbeins zum Kronbein auch lateral eine etwas höhere Dichte gemessen wurde. Biren und Carlson untersuchten 2007 den Einfluss der unterschiedlichen Winkelung des Karpalgelenks auf die Knochendichte der Gelenkflächen an Affen. Sie fanden

heraus, dass die Knochendichte an den Kontaktflächen der Gelenkpartner erhöht ist (BIREN und CARLSON, 2007). An der Kontaktfläche zum Strahlbein ist eine niedrige Knochendichte anzutreffen. An diesem Gelenk ist die Knochendichte homogen verteilt. Dies spricht dafür, dass an dieser Gelenkfläche Lastspitzen durch den Gelenkknorpel gedämpft werden und es zu einer guten Lastenverteilung kommt.

5.2.2 Strahlbein

Das Strahlbein stellt einerseits eine Vergrößerung der Hufgelenkfläche dar indem es einen Teil der vom Kronbein her einwirkenden Kompression übernimmt. Andererseits dient es als Gleitlager für die darüber hinwegziehende tiefe Beugesehne (ROONEY, 1968). Für den Bewegungsablauf des Strahlbeins spielen die Aufhängebänder eine wichtige Rolle. Beim Aufsetzen entwickelt sich eine Kompression vom Kronbein auf die dorsale Region des Strahlbeins, welche hauptsächlich durch das Fesselbein-Strahlbeinband aufgefangen wird. Während der Belastungsphase vermindern sich die Zugkräfte auf den Aufhängeapparat des Strahlbeins und der Druck auf die Facies flexoria des Strahlbeins durch die tiefe Beugesehne steigt an. Dieser Druck erreicht im Moment des Abstemmens sein Maximum (DIEHL et al., 1986).

An der Gelenkfläche zum Hufbein befindet sich eine Zone höherer Dichte am dorsalen Rand. Wenn das Strahlbein durch eine Spannung der tiefen Beugesehne gegen das Kronbein gedrückt wird entsteht an dieser Gelenkfläche eine Belastung, da sie an den palmaren Rand des Hufbeins gedrückt wird (WILSON et al., 2001b). Ebenso herrscht an dieser Stelle eine vermehrte Belastung, wenn das Strahlbein einen Teil der Körperlast vom Kronbein übernimmt, jedoch durch seine straffe Bandfixierung weiter gegen das Hufbein gepresst wird.

An der Gelenkfläche zum Kronbein sind höhere Knochendichten auch am proximalen Rand und zentral zu finden. Dies spricht dafür, dass auch hier eine höhere Belastung durch den Druck, den die tiefe Beugesehne auf das Strahlbein ausübt zustande kommt. Jedoch sind die Dichtemaxima an der Gelenkfläche zum

Kronbein nicht korrespondierend zu den Dichtemaxima des Gelenkpartners, dem distalen Kronbein. Hier könnte es sich um ein Artefakt handeln, da Boseckert bei der Knochendichtemessung an einzelnen Strahlbeinen auch seitliche Knochendichtemaxima darstellt (BOSECKERT, 2004).

Durch den Zug der tiefen Beugesehne entsteht am Strahlbein durch Umlenkung eine Druckbelastung. Das Strahlbein wird dadurch gegen die distale Gelenkfläche des Kronbeins gepresst. Während der Stützbeinphase wird das Hufgelenk zunehmend überstreckt, dadurch steigt die Dehnungsspannung in der tiefen Beugesehne an. Gleichzeitig wächst in dieser Phase der Bewegung auch die Druckbelastung zwischen Strahlbein und Kronbeinwalze. Der höchste Druck wird kurz vor dem Abheben des Hufs vom Boden erreicht (WILSON et al., 2001b).

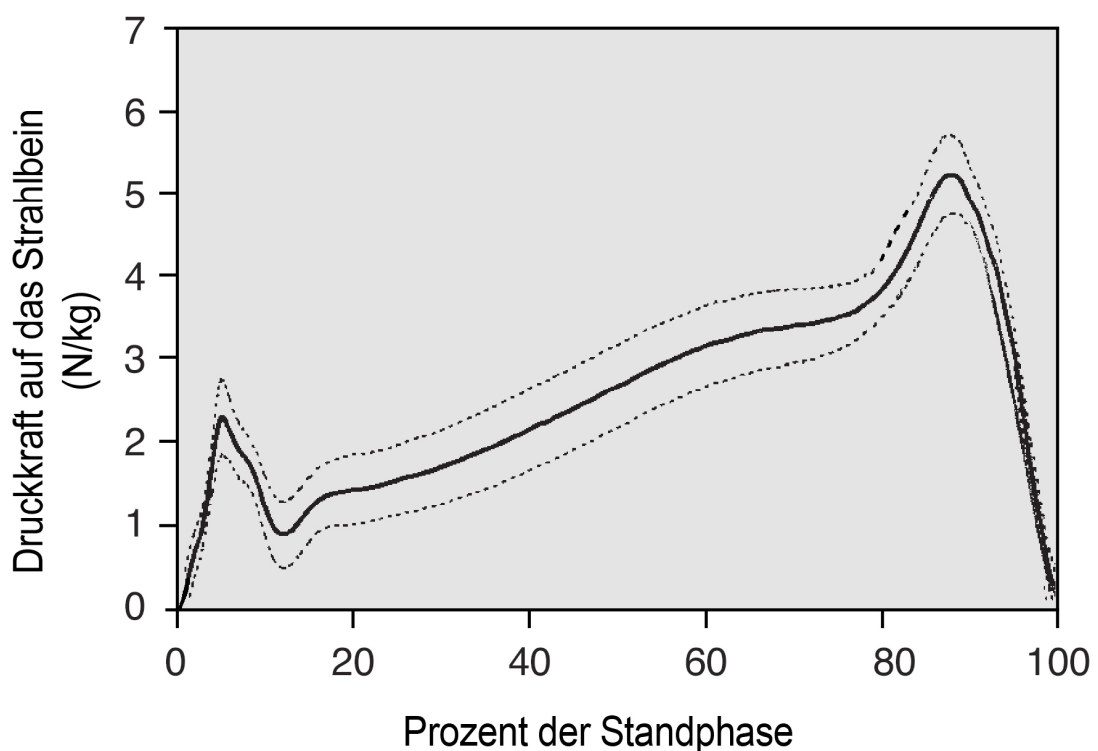


Abbildung 36: Verlauf der einwirkenden Kraft auf das Strahlbein während der Fußung (WILSON et al., 2001b)

An der Facies flexoria sind medial und lateral homogene Bereiche mittlerer Knochendichte zu sehen. Diese Fläche ist lateral etwas größer und gleichmäßiger. Das deckt sich mit den Ergebnissen am Hufbein. Zentral am Sagittalkamm liegen Bereiche hoher Knochendichte unmittelbar neben Bereichen mit niedriger Knochendichte. Die Standardabweichung ist in diesem Gebiet auch sehr niedrig, was bedeutet, dass viele Präparate hier ähnliche Werte haben. Die wenig mineralisierten Bereiche könnten auf die von WISSDORF beschriebenen Fossae nudatae, die bei 25% aller Pferde vorkommen zurückzuführen sein (WISSDORF et al., 2010). Auch kommt es in diesem Gebiet zu einem sehr hohen Druck durch die tiefe Beugesehne, was die Bereiche mit hoher Knochendichte erklärt. Bentley et al. beschreiben das Strahlbein als einen Knochen, der besonders zu Mikrodefekten neigt, da es eine geringe Knochenmasse, geringe Konnektivität der Osteozyten, sowie eine geringe Anzahl von Osteozyten hat. Diese Merkmale fanden sich nicht nur bei älteren Pferden, die Erkrankungen am Strahlbein aufwiesen (BENTLEY et al., 2007b). Möglicherweise ist die Belastung in diesem Gebiet so hoch, dass es in kleinen Teilen schon zu Knochenabbau kommt und daher liegen Bereiche mit höchster Dichte direkt neben Bereichen niedriger Dichte. Insgesamt ist die Facies flexoria die Fläche des Strahlbeins mit der höchsten Dichte. Dies spricht dafür, dass hier die höchsten Kräfte auf das Strahlbein einwirken.

Boseckert fand an der Facies flexoria einzelner Pferde Dichtemaxima am proximalen und distalen Rand (BOSECKERT, 2004). Diese Dichtemaxima sind am Summationsbild nicht zu erkennen.

5.2.3 Kronbein

Distal am Kronbein gibt es in der Medianen ein deutliches Dichtemaximum, das sich auch von dorsal bis palmar ausdehnt. Dies ist die Kontaktfläche mit dem Strahlbein, das mittig konvex gewölbt ist. Medial und lateral treten zwei weitere Dichtemaxima auf, die nach palmar verschoben sind. Wie bereits beim Hufbein beschrieben, kommen die palmaren Dichtemaxima dadurch zustande, dass während der Standbeinphase im Schritt und im Trab das Drehmoment des Gelenks überwiegend im palmaren Bereich liegt (CLAYTON et al., 2000). Dies

führt zu höheren Druckkräften in diesem Bereich und somit zu einer höheren Knochendichte.

Die seitlichen Dichtemaxima am Kronbein distal korrespondieren sehr gut mit den beiden seitlichen Dichtemaxima am Hufbein.

Die proximale Gelenkfläche des Kronbeins weist eine deutlich höhere Knochendichte auf, als die distale. Dies kommt dadurch zustande, dass im Krongelenk deutlich höhere Lastspitzen vorkommen als im Hufgelenk. Aufgrund zweier Tatsachen ist das Krongelenk höheren Drücken ausgesetzt als das Hufgelenk: einerseits verhalten sich die Oberflächen der Gelenkwalzen von Fesselbein und Kronbein wie 1:1,25 (BOSECKERT, 2004). Das bedeutet, dass bei gleich großen Kräften, die über die Zehenachse übertragen werden, höhere Drücke in der kleineren Gelenkfläche entstehen. Andererseits ist das Krongelenk ein Low Motion Joint mit geringen Bewegungsausschlägen. Die Last wird also weitgehend bewegungsunabhängig über die gleichen Gelenkflächenabschnitte übertragen. Das ist durch die Rollbewegung im Hufgelenk nicht der Fall. Die Beweglichkeit im Krongelenk ist durch die abaxialen und axialen Palmarbänder und den Bandverlauf des Fesseltrageapparats (Lig. sesamoideum rectum) eingeschränkt. Durch den medialen und lateralen Unterstützungsast des Musculus interosseus medius zur gemeinsamen Strecksehne entsteht eine tragegurtähnliche Verspannung, die einerseits übermäßige Bewegungen des Krongelenks zur Seite hin verhindert, andererseits bei hohen Lastspitzen einer Luxation des Krongelenks nach dorsal entgegenwirkt (WISSDORF et al., 2010). Am Processus extensorius gibt es eine sehr hohe Standardabweichung. Dies ist vermutlich ein Matchingproblem, ähnlich wie am Processus extensorius des Hufbeins. Die Standardabweichung spricht auch für große individuelle Unterschiede in diesem Bereich.

5.2.4 Fesselbein

Im Vergleich zu der distalen Gelenkfläche des Kronbeins ist die distale Gelenkfläche des Fesselbeins deutlich stärker mineralisiert.

Boseckert stellte fest, dass die Gelenkwalze des Fesselbeins 25% kleiner als die des Kronbeins. Daher verteilt sich die gleiche Last am Fesselbein auf eine kleinere Fläche als an der Kronbeinvertiefung. Zusätzlich dazu ist in der sagittalen Ebene im Vergleich zum Hufgelenk nur ein geringerer Bewegungsaus Schlag (Winkel) möglich. Daher wird pro Bewegungszyklus am Krongelenk weniger weit durchgewechselt als am Hufgelenk. Dies führt zu einer höheren relativen Last und somit zu einer höheren Knochendichte (BOSECKERT, 2004).

Die abaxialen Dichtemaxima befinden sich wie bei den vorangegangenen Gelenkflächen nach palmar versetzt.

Brama et al. untersuchten die Kontaktflächen zwischen dem Röhrbein und dem Fesselbein, sowie die Druckverteilung proximal am Fesselbein. Sie fanden heraus, dass die Kontaktfläche des Fesselbeins mit dem Röhrbein sich mit zunehmender Gewichtskraft vergrößerte. Bei der geringsten einwirkenden Kraft hatte das Fesselbein etwas palmar auf der Gelenkfläche Kontakt mit der Trochlea des Röhrbeins. Mit steigender Gewichtskraft dehnte sich diese Kontaktfläche nach medial, lateral und dorsal aus. Die lateralen und medialen Ränder der Gelenkfläche des Fesselbeins kamen nur bei hoher einwirkender Kraft (ab 10500N) in Kontakt mit der Gelenkwalze des Röhrbeins. Der dorsale Rand der Fesselbeingelenkfläche kam nur bei sehr hoher einwirkender Kraft (12000 N) in Kontakt mit dem Röhrbein, während der palmare Rand zu keinem Zeitpunkt Kontakt zum gegenüberliegenden Gelenkpartner hatte. Demgegenüber erreichte der auf den Knochen einwirkende Druck die höchsten Werte am dorsalen Rand der Fesselbeingelenkfläche. Dies geschah aber nur vereinzelt, wenn eine sehr hohe Last aufgenommen wurde. Die Druckverteilung am stehenden und gehenden Pferd verteilt sich mittig und in den konkaven Anteilen lateral und medial des Sagittalkamms (BRAMA et al., 2001). Am dorsalen Rand der Fesselbeingelenkfläche kommt es häufiger zur Osteochondrosis dissecans. Es kann die Hypothese aufgestellt werden, dass hier der Knorpel und der

subchondrale Knochen nicht an die hohen Kräfte, die ja nur vereinzelt bei hohen Belastungen auftreten, angepasst ist. Dies wird auch in dieser Arbeit deutlich. Am dorsalen Rand des Fesselgelenks sind die Dichtewerte eher gering bis mittelmäßig (1400-1500 HU). Nichts deutete darauf hin, dass es in diesem Bereich zu hohen Belastungen kommt. Auch im palmaren Bereich decken sich die Ergebnisse dieser Arbeit mit den Ergebnissen von Brama et al., da auch hier niedrige Knochendichten lokalisiert sind.

Simkin et al untersuchten den Unterschied der Knochendichten zwischen der konkaven und konvexen Gelenkfläche zweier Gelenkpartner. Hierzu untersuchten sie das Schultergelenk des Menschen und des Hundes. Sie fanden heraus, dass an der konkaven Gelenkfläche eine höhere Knochendichte vorkommt (SIMKIN et al., 1980; SIMKIN et al., 1991). Die Ergebnisse dieser Arbeit stimmen mit dieser These nicht überein. Das könnte daran liegen, dass das Schultergelenk des Menschen ein anderes Bewegungsmuster als die Zehengelenke des Pferdes aufweist. Im Vergleich zum Schultergelenk des Hundes wirken an den Zehengelenken des Pferdes wesentlich höhere Stoßkräfte.

5.2.5 Gleichbeine

Die proximalen Sesambeine beteiligen sich indirekt am Tragen der Körperlast über die Gesamtkonstruktion des Fesseltrageapparates (RIGGS et al., 1999a; b). Es fällt auf, dass an den Sesambeinen stellenweise eine sehr hohe Knochendichte im Vergleich zu anderen am Fesselgelenk beteiligten Knochen vorliegt. Das lässt darauf schließen, dass an den Sesambeinen hohe Kräfte wirken. Besonders interessant ist der abaxiale Rand. Dort kommt es auch zu einer hohen Standardabweichung. Am abaxialen Rand setzen die seitlichen Sesambeinbänder an. Möglicherweise kommt es an den Ansatzstellen dieser Bänder zu hohen Zugkräften. Radin et. al. sehen auch vielmehr in der Muskelkontraktion, die das Gelenk spannt, als in dem zu tragenden Körpergewicht die Hauptlast für das Gelenk (RADIN et al., 1973). Hier üben der das Fesselgelenk in Hyperextension haltende Bandapparat, sowie die tiefe Beugesehne eine starke Druckkraft auf die proximalen Sesambeine aus.

Auffällig sind auch die Dichtemaxima am distalen Rand der Gleichbeine. Stede et al fanden heraus, dass das Röhrbein distal einen transversalen Grad aufweist. Die Gleichbeine werden bei sehr starker Hyperextension des Fesselgelenks gegen diesen Grad gedrückt (STEDE et al., 1977). Dadurch entsteht wiederkehrend im Bewegungsablauf eine hohe punktuelle Druckwirkung, was langfristig zu erhöhter Knochendichte führt.

5.2.6 Röhrbein

Die Dichtevertelung an der Trochlea des Röhrbeins ist sehr uneinheitlich. Palmar sind lateral und medial zackenförmige Zonen mit hoher Knochendichte zu sehen. Diese stellen die Kontaktflächen mit den proximalen Sesambeinen dar, die während der Standbeinphase im Zuge der Hyperextension des Fesselgelenks vom Bandapparat, insbesondere der tiefen Beugesehne an das Röhrbein gepresst werden.

Schäfer fand in seiner biomechanischen Untersuchung des Fesselgelenks Hinweise für eine konvexe Inkongruenz des Fesselgelenks. Die Gelenkpfanne des Fesselbeins ist im Vergleich zum korrespondierenden Gelenkkopf am Röhrbein zu flach. Die Dichtevertelung am Röhrbein ist auch dadurch so inhomogen, dass die Trochlea im Seitenprofil nicht kreisrund ist, sondern mehrere Radien aufweist. Daher ergibt sich für jede Stellung des Gelenks eine andere Kontaktfläche.

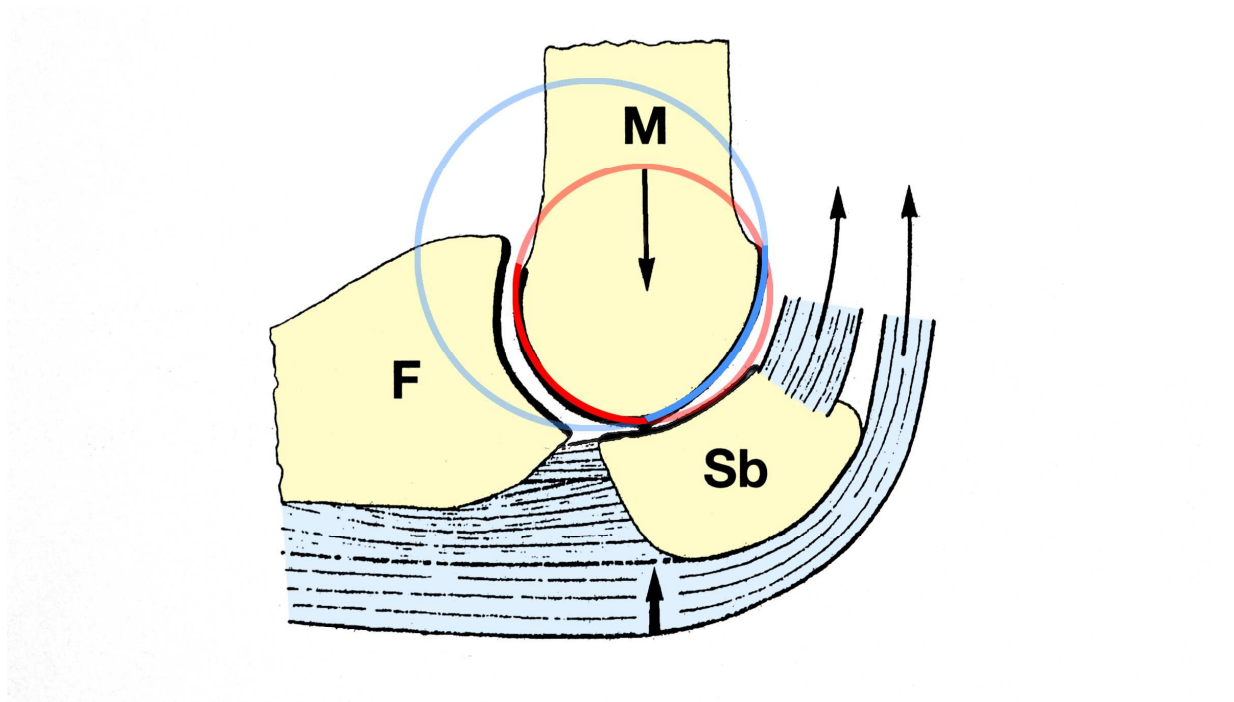


Abbildung 37: Schematische Darstellung des übermäßig gestreckten Fesselgelenks modifiziert nach Stede (STEDE et al., 1977); beachte den transversalen Grat der Gelenkfläche des Röhrbeins und die unterschiedlichen Radien der Gelenkwalze des Röhrbeins; F= Fesselbein; M= Röhrbein; Sb= Sesambein

Schäfer fand ebenfalls Stellen hoher Dichte dorso-distal an der Trochlea des Röhrbeins. Auf Grund eines Streckwinkels von $140-135^\circ$ in der Standbeinphase hat die Gelenkwalze an dieser Stelle Kontakt mit der Sagittalrinne des Fesselbeins (SCHÄFER, 2001).

Auch Riggs et al. fanden eine ähnliche Dichtverteilung an der Trochlea des Röhrbeins (RIGGS und BOYDE, 1999).

Distal axial an der Trochlea befindet sich eine Zone mit auffallend niedriger Knochendichte im Vergleich zu den abaxialen Bereichen. Riggs et al. fanden heraus, dass zwischen diesen beiden Bereichen, axial und abaxial zu Scherkräften kommt. Diese Scherkräfte verursachen parasagittal an der Basis des Rollkamms Mikrotraumen. Dadurch entsteht hier eine Prädispositionsstelle für eine Fraktur (RIGGS et al., 1999b). Dies erscheint plausibel, da durch Reparaturvorgänge nach Mikrotraumen und der niedrigen Dichte des Knochens, in diesem Bereich ein Schwachpunkt liegt.

5.3 Altersvergleich

Es wurden im Zuge dieser Arbeit erstmals Summationsbilder verschiedener Altersgruppen der Pferde angefertigt. Boseckert führte Knochendichtemessungen an einzelnen Knochen von Pferden unterschiedlichen Alters durch und fand heraus, dass die Knochendichte mit zunehmendem Alter ansteigt (BOSECKERT, 2004).

Holopainen et al untersuchten Veränderungen der Knochendichte an jüngeren Pferden als in dieser Arbeit. Auch sie fanden deutliche Veränderungen, dahingehend, dass die Knochendichte mit steigendem Alter zunimmt (HOLOPAINEN et al., 2008).

Salem et al fanden heraus, dass die Knochendichte schon durch leichtes Training erhöht wird (SALEM et al., 1993).

Das ist in der vorliegenden Arbeit nicht immer der Fall. Besonders auffällig ist der Abfall der Knochendichte mit zunehmendem Alter beim Strahlbein. Hier sind die Gelenkfläche zum Hufbein und die Gelenkfläche zum Kronbein betroffen. Auch Bentley et al fanden einen Abfall der Knochendichte des Strahlbeins unabhängig davon, ob das Pferd eine Lahmheit zeigte (BENTLEY et al., 2007a). Der Grund hierfür könnte die geringe Knochenmasse des Strahlbeins, die geringere Konnektivität der Osteozyten, sowie deren geringe Anzahl im Strahlbein sein (BENTLEY et al., 2007a). Beim Altersvergleich fällt auf, dass nicht bei allen Gruppen an der Facies flexoria des Strahlbeins die höchste Knochendichte aller Gelenkflächen des Strahlbeins vorherrscht. Bei Gruppe 1, Pferde unter 5 Jahren, hat die Gelenkfläche zum Hufbein sowie die Gelenkfläche zum Kronbein proximal die höchste Dichte. Es wäre denkbar, dass in der Phase des Wachstums diese Flächen stärker belastet werden, während die Facies flexoria in Zeiten intensiver Bewegungsbelastung des Pferdes (häufig bei älteren Pferden) erst dann eine stärkere Krafteinwirkung erfährt. Dadurch könnte es zu einer Umverteilung der Knochendichte im Strahlbein kommen.

An den anderen Gelenkflächen ist eine Steigerung der Knochendichte mit zunehmendem Alter erkennbar. Dies deckt sich mit den Ergebnissen früherer Untersuchungen an den Gliedmaßengelenken des Pferdes (BÖHMISCH, 1998; BOSECKERT, 2004; SCHÄFER, 2001; SCHULLER, 2001).

6 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war es, die charakteristische Verteilung der subchondralen Knochendichte an den Zehengelenken des Pferdes in Form von Falschfarbenbildern darzustellen.

Dazu wurden erstmals dreidimensionale Summationsbilder für den Mittelwert der subchondralen Knochendichte und ihrer Standardabweichung an den Gelenkflächen der Zehenknochen erstellt. Die CT-Schnittbilder von 37 Pferden unterschiedlicher Rassen wurden für das Huf- und Krongelenk für die Berechnung genutzt. Im Falle des Fesselgelenks wurden CT-Datensätze von 40 Tieren verschiedener Rassen zur Mittelwertbildung verwendet. Diese stammten von Pferden unterschiedlichen Alters. CT-Daten von Pferden, die jünger als ein Jahr waren, wurden ausgeschlossen, da die subchondrale Knochenplatte noch nicht vollständig entwickelt war. Ebenso wurden Knochen, die makroskopisch erkennbare Schäden aufwiesen, nicht in die Berechnung miteinbezogen. Die Summationsbilder wurden mit Hilfe der Bildregistrierung des Programms vtkCISG berechnet. Die Knochendichte wurde durch die Computertomographische Osteoabsorptiometrie bestimmt und in Form von Falschfarbenbildern dreidimensional dargestellt. Die Summationsbilder zeigen charakteristische Verteilungen der Knochendichten der subchondralen Knochenplatten und verdeutlichen somit die Langzeitbelastung der jeweiligen Gelenke.

Durch eine weitere Unterteilung der Präparate hinsichtlich des Alters konnte die Knochendichteverteilung und deren Änderungen im Altersgang beurteilt werden.

Die Knochendichtemessung mit CT-OAM ist auch am lebenden Tier durchführbar. Daher können diese Mittelwertsbilder grundsätzlich als Referenzbilder für zukünftige Untersuchungen pathologisch veränderter Zehengelenke dienen.

7 Summary

The three-dimensional mean value formation of the digital articulations of the equine thoracic limb

The objective of this study was to find mean values of bone density in the subchondral bone plates of the equine thoracic limb.

Computertomographic imagines of the coffin and pastern as well as the fetlock joint of 37 and 40 horses of both sexes and different breeds and sizes were examined, respectively. Their age ranged from 1 to 30 years. Younger horses were excluded, because the bone density of the subchondral bone plate was not fully developed. Joints with visible damage to its cartilage were also excluded. Using computertomographic osteoabsorptiometry (CT-OAM) the distribution of the subchondral bone density was determined topographically in three-dimensional reconstructions. To get a mean value of bone density the CT data sets were matched onto one standard joint surface. The mean value and the standard deviation of the subchondral bone density were calculated and again shown in three-dimensional reconstructions. Using a color code the bone density was determined quantitatively.

The animals were divided into 3 age groups. The first group contained horses under 5 years of age, the second group horses between 5 and 10 years, the third group horses older than 10 years. The typical distribution of bone density in the subchondral bone plate and its change with age are shown. These mean value images will provide reference images for future studies regarding pathological joint changes.

8 Literaturverzeichnis

- 1 Anatomists, W. A. o. V. (1983): *Nomina Anatomica Veterinaria*. International Comitee on Veterinary Gross Anatomical Nomenclature. Ithaca, New York.
- 2 Bailey, A. J., Mansell, J. P., Sims, T. J. und Banse, X. (2004): Biochemical and mechanical properties of subchondral bone in ostoeoarthritis. *Biorheology* **41**(3-4): 349-358.
- 3 Bentley, V. A., Sample, S. J., Livesey, M. A., Scollay, M. C., Radtke, C. L., Frank, J. D., Kalscheur, V. L. und Muir, P. (2007a): Morphologic changes associated with functional adaptation of the navicular bone of horses. *J Anat* **211**(5): 662-72.
- 4 Bentley, V. A., Sample, S. J., Livesey, M. A., Scollay, M. C., Radtke, C. L., Frank, J. D., Kalscheur, V. L. und Muir, P. (2007b): Morphologic changes associated with functional adaption of the navicular bone of horses. *J. Anat.* **211**: 662-672.
- 5 Biren, A. P. und Carlson, K. J. (2007): Bone density spatial patterns in the distal radius reflect habitual hand postures adopted by quadrupedal primates. *Journal of Human Evolution* **52**: 130-151.
- 6 Böhmisch, R. (1998): Anatomische Untersuchungen zur funktionellen Morphologie des Schultergelenkes (Articulatio humeri) des Pferdes. LMU, Diss. med. vet., München.
- 7 Boseckert, S. (2004): Funktionell- anatomische Untersuchungen an den Zehengelenken der Schultergliedmaße des Pferdes. LMU, Diss.med.vet., München.
- 8 Böttcher, P., Maierl, J. und Hecht, S. (2002): Inter- und intraindividuelle Bildregistrierung von CT-, MRT- und anatomischen Schnittbildserien. 11. InnLab-Jahrestagung der Fachgruppe Innere Medizin und Klinische Labordiagnostik in der DVG, München.
- 9 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.
- 10 Brama, P. A. J., Karssenberg, D., Barneveld, A. und van Weeren, P. R. (2001): Contact areas and pressure distribution on the proximal articular surface of the proximal phalanx under sagittal plane loading. *Equine Vet. J.* **33**(1): 26-32.
- 11 Breit, S. (1995): Investigations on the anatomy of the distal interphalangeal joint and the navicular bursa in horses with regard to its clinical relevance. *Pferdeheilkunde* **11**(2): 125-138.

-
- 12 Budras, K. D. und Röck, S., Hrsg. (2000): Atlas der Anatomie des Pferdes- Lehrbuch für Tierärzte und Studierende. Hannover, Schlütersche.
 - 13 Cameron, J. R. (1963): Measurement of bone mineral in vivo: an improved method. *Science* **142**: 230 - 232.
 - 14 Clayton, H. M., Hodson, E. und Lanovaz, J. L. (2000): The forelimb in walking horses: 2. Net joint moments and joint powers. *Equine Vet. J.* **32**(4): 295-300.
 - 15 Clayton, H. M., Lanovaz, J. L., Schamhardt, H. C., Willemen, M. A. und Colborne, G. R. (1998): Net joint moments and powers in the equine forelimb during the stance phase of the trot. *Equine Vet. J.* **30**(5): 384-389.
 - 16 Day, J. S., Van der Linden, J. C., Bank, R. A., Ding, M., Hvid, I., Sumner, D. R. und Weinans, H. (2004): Adaption of subchondral bone in osteoarthritis. *Biorheology* **41**(3-4): 359-368.
 - 17 Dickomeit, M. (2002): Anatomische und biomechanische Untersuchungen am Ellbogengelenk des Hundes (*Canis familiaris*). LMU, Diss. med. vet., München.
 - 18 Diehl, M., Schmitt, K., Huerlimann, P., Girard, P. und Vingerhoets, M. (1986): Beschreibung und vorläufige Resultate der Desmotomie des Ligamentum collaterale mediale und laterale als Therapie der Strahlbeinlahmheit beim Pferd. *Pferdeheilkunde* **2**(März): 123-129.
 - 19 Dore´, D., Qinn, S., Ding, C., Winzenberg, T., Cicuttini, F. und Jones, G. (2010): Subchondral bone and carilage damage, a prospective study of older adults. *Arthritis Rheum.* **62**(7): 1967-73.
 - 20 Drum, M. G., Kawcak, C. E., Norrdin, R. W., Park, R. D., McIlwraith, C. W. und Les, C. M. (2007): Comparison of gross and histopathologic findings with quantitative computed tomographic bone density in the distal third metacarpal bone of racehorses. *Vet Radiol Ultrasound* **48**(6): 518-27.
 - 21 Dyce, K. M., Sack, W. O. und Wensing, C. J. G. (2002): Textbook of veterinary anatomy. W. B. Saunders, Philadelphia.
 - 22 Eckstein, F., Merz, B. und Jacobs, C. R. (2000): Effects of joint incongruity on articular pressure distribution and subchondral bone remodelling. Springer, Berlin.
 - 23 Eimannsberger, A. (2007): Ein neues Programm zur 3D-Rekonstruktion mit CT-OAM aus CT-Datensätzen auf intelbasierten Rechnersystemen. Universität München, Diss. med., München.
 - 24 Ellenberger, W. und Baum, H. (1943): Handbuch der vergleichenden Anatomie der Haustiere. Springer, Berlin.

-
- 25 Eller, D. (2003): Anatomische und biomechanische Untersuchungen am Schultergelenk (Articulatio humeri) des Hundes (Canis familiaris). LMU, Diss. med. vet., München.
- 26 Fürst, A., Meier, D., Michel, S., Schmidlin, A., Held, L. und Laib, A. (2008): Effect of age on bone mineral density and micro architecture in the radius and tibia of horses: an Xtreme computed tomographic study. *BMC Vet Res* **4**: 3.
- 27 Gershon-Cohen, J., Cherry, N. C. und Boehnke, M. (1958): Bone density studies with a gamma gage. *Radiation Research* **8**: 509 - 515.
- 28 Groom, L. J., Gaughan, E. M., Lillich, J. D. und Valentino, L. W. (2000): Arthrodesis of the proximal interphalangeal joint affected with septic arthritis in 8 horses. *Can Vet J.* **41**(2): 117-123.
- 29 Hartkens, T., Rueckert, D., Schnabel, J. A., Hawkes, D. J. und Hill, D. L. G. (2002): VTK CISG Registration Toolkit: An open source software package for affine and non-rigid registration of single- and multimodal 3D images. *Bildverarbeitung für die Medizin*, Leipzig, Springer Verlag.
- 30 Hathcock, J. T. und Stickle, R. L. (1993): Principles and concepts of computed tomography. *Vet. Clin. North. Am. Small Anim. Pract.* **23**: 399-415.
- 31 Hertsch, B., H., W. und R., Z. (1982): Die sogenannten Gefäßlöcher des Strahlbeins und ihre Beziehung zum Hufgelenk. *Tierärztl. Prax.* **10**, 356-379.
- 32 Hertsch, B. und Neuberth, M. (1991): Zur Dislokation der Gleichbeine nach partieller bzw. vollständiger Ruptur der distalen Gleichbeinbänder. *Pferdeheilkunde* **7**: 335-345.
- 33 Holden, M., Hill, D. L., Denton, E. R. E., Jarosz, J. M., Cox, T. C. S., Goody, J., Rohlfing, T. und Hawkes, D. J. (2000): Voxel similarity measures for 3D serial MR image registration. *IEEE Trans. Med. Imag.* **19**(2): 94-102.
- 34 Holopainen, J. T., Brama, P. A., Halmesmaki, E., Harjula, T., Tuukkanen, J., van Weeren, P. R., Helminen, H. J. und Hyttinen, M. M. (2008): Changes in subchondral bone mineral density and collagen matrix organization in growing horses. *Bone* **43**(6): 1108-14.
- 35 Hübener, K. H. (1985): Theoretische Grundlagen der Computertomographie. In: K. H. Hübener, In *Computertomographie des Körperstammes*. Thieme, Stuttgart: S. 1-45.
- 36 Kaiser, A., Böttcher, P. und Maierl, J. (2007): Die subchondrale Knochendichteverteilung im Karpalgelenk des Hundes. *Tierärztl. Prax.* **35 (K)**: 261-266.
- 37 Kassianoff, I. und Wißdorf, H. (1992): Ergänzungsvorschläge zur Nomenklatur des Strahlbeins (Os sesamoideum distale) des Pferdes. *Pferdeheilkunde* **8**(3): 157-159.

-
- 38 König, H. E. und Liebich, H. G., Hrsg. (2009): Anatomie der Haussäugetiere.
- 39 König, H. E., Macher, R., Polsterer-Heindl, E. und Hinterhofer, C. (2003): Der tiefe Zehenbeuger des Pferdes im Bereich des Akropodium. *Pferdeheilkunde* **19**: 459-480.
- 40 Kummer, B. (1962): Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens. *Anat. Anz.* **111**: 261 - 293.
- 41 Li, Q. und Zhang, L. (2009): [Research progress on relationship between subchondral bone and cartilage degeneration in osteoarthritis] [Article in Chinese]. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi* **23**(2): 245-248.
- 42 Liebich, H.-G., Maierl, J. und König, H. E. (2001): Vorder- oder Schultergliedmaßen (Membra thoracica). In: H. E. König und H.-G. Liebich, Anatomie der Haussäugetiere. Schattauer, Stuttgart. **Band I**: S. 133-202.
- 43 Litzke, L. J. und Dietz, O. (1999): Krankheiten an Fesselgelenk und Fessel. In *Handbuch Pferdepraxis*, DIETZ, O.; HUSKAMP, B. (eds) pp. 879-900. Enke: Stuttgart.
- 44 Maierl, J. (2003): Zur funktionellen Anatomie und Biomechanik des Ellbogengelenks (Articulatio cubiti) des Hundes (*Canis familiaris*). Ludwig-Maximilians-Universität München, Habilitationsschrift, München.
- 45 Maierl, J. und Böttcher, P. (1999): Dreidimensionale Visualisierung der subchondralen Knochendichte entlang der Oberflächennormalen am Schulter- und Ellbogengelenk des Hundes. *Ann. Anat. (suppl.)* **181**: 288.
- 46 Martin, G. S., Mc, I. C. W., Turner, A. S., Nixon, A. J. und Stashak, T. S. (1984): Long-term results and complications of proximal interphalangeal arthrodesis in horses. *J Am Vet Med Assoc* **184**(9): 1136-1140.
- 47 McFarland, W. (1954): Evaluation of bone density from roentgenograms. *Science* **119**: 810 - 811.
- 48 Meirer, R., Müller-Gerbl, M., Huemer, G., Schirmer, M., Herold, M., Kersting, S., Freund, M., Rainer, C., Gardetto, A., Wanner, S. und Piza-Katzer, H. (2004): Quantitative assessment of periarticular osteopenia in patients with early rheumatoid arthritis: a preliminary report. *Scand J Rheumatol.* **33**: 307-311.
- 49 Milz, S., Eckstein, F. und Putz, R. (1995): The thickness of the subchondral plate and its correlation with the thickness of the uncalcified articular cartilage in the human patella. *Anat. Embryol.* **192**: 473-444.
- 50 Mosimann, W. (1958): Über die Bewegungsmöglichkeiten in den Zehengelenken der Pferde. *Schweiz. Arch. Tierheilk.* **100**: 7-14.

-
- 51 Müller-Gerbl, M. (1991): CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) und ihr Einsatz zur Analyse der Langzeitbeanspruchung der großen Gelenke in vivo. LMU, Habilitationsschrift, München.
- 52 Müller-Gerbl, M. (1998): The subchondral bone plate. Springer, Berlin.
- 53 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.
- 54 Müller-Gerbl, M., Putz, R. und Kenn, R. (1993): Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung in der Cavitas glenoidalis bei Normalpersonen, Sportlern und Patienten. Z. Orthop. **131**: 10-13.
- 55 NAV (1994): Nomina Anatomica Veterinaria. International Committee on Veterinary Gross Anatomical Nomenclature, Zürich, Ithaca, New York.
- 56 Nickel, R., Schummer, A., Wille, K.-H. und Wilkens, H. (1992a): Gelenklehre, Arthrologia. In: R. Nickel, A. Schummer und E. Seiferle, Lehrbuch der Anatomie der Haustiere. P. Parey, Berlin. **Band I**: S. 215-272.
- 57 Nickel, R., Schummer, A., Wille, K.-H. und Wilkens, H. (1992b): Knochenlehre, Osteologia. In: R. Nickel, A. Schummer und E. Seiferle, Lehrbuch der Anatomie der Haustiere. P. Parey, Berlin. **Band I**: S. 15-214.
- 58 Pauwels, F. (1965): Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer, Berlin.
- 59 Pont, M., Probst, A., Böck, P., Hinterhofer, C., Sora, M.-C. und König, H. E. (2004): Schnittanatomie an der Zehe des Pferdes- insbesondere zur Feinstruktur der elastischen Bindegewebsbrücke zwischen tiefer Beugesehne und Kronbein. Pferdeheilkunde **20**(4): 415-422.
- 60 Popesko, P. (1979): Atlas der topographischen Anatomie der Haustiere. Enke, Stuttgart.
- 61 Pugh, G. W., Radin, E. L. und Rose, R. J. (1974): Quantitative studies of human subcondral cancellous bone. Its relationship to the state of its overlying cartilage J Bone Joint Surg Br **1974**(56): 313-321.
- 62 Radin, E. L. (1999): Subchondral bone changes and cartilage damage. Equine Vet. J. **31**(2): 94-95.
- 63 Radin, E. L., Parker, H. G., Pugh, G. W., Steinberg, R. S., Paul, I. L. und Rose, R. M. (1973): Response of joints to impact loading. 3. Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration. J. Biomech. **6**: 51-57.

-
- 64 Radin, E. L. und Paul, I. L. (1970): Does cartilage compliance reduce skeletal impact loads? The relative force-attenuating properties of articular cartilage, synovial fluid, periarticular soft tissues and bone. *Arthr Rheum* **13**(2): 139-144.
- 65 Riggs, C. M. und Boyde, A. (1999): Effect of exercise on bone density in distal regions of the equine third metacarpal bone in 2-year-old thoroughbreds. *Equine Vet J Suppl* **30**: 555-60.
- 66 Riggs, C. M., Whitehouse, G. H. und Boyde, A. (1999a): Pathology of the distal condyles of the third metacarpal and third metatarsal bones. *Equine Vet. J.* **31**(2): 140-148.
- 67 Riggs, C. M., Whitehouse, G. H. und Boyde, A. (1999b): Structural variation of the distal condyles of the third metacarpal and third metatarsal bones in the horse. *Equine Vet. J.* **31**(2): 130-139.
- 68 Rooney, J. R. (1968): Biomechanics of equine lameness. *Cornell Vet.* **58**: 49-58.
- 69 Ruesegger, U. und Elsasser, U. (1976): Computerassistierte Photonenabsorptionsmessung zur Quantifizierung der Spongiosadichte. *Radiol* **121**: 93-97.
- 70 Salem, G. J., Zernicke, R. F., Martinez, D. A. und Vailas, A. C. (1993): Adaptations of Immature Trabecular Bone to Moderate Exercise: Geometrical, Biochemical, and Biomechanical Correlates. *Bone* **14**: 647-654.
- 71 Salomon, F.-V., H., G. und U., G. (2005): Anatomie für die Tiermedizin. Enke, Stuttgart.
- 72 Schäfer, C. (2001): Biomechanische Untersuchungen am Fesselgelenk (Articulatio metacarpophalangea) des Pferdes. LMU, Diss. med. vet., München.
- 73 Schaller, O., Hrsg. (2007): Illustrated Veterinary Anatomical Nomenclature. Stuttgart, Enke.
- 74 Schoenberg, A., Probst, A., Macher, R., Polsterer, E., Budras, K. D., Böck, P. und König, H. E. (2005): Passive Haltestrukturen am Hufgelenk des Pferdes. *Pferdeheilkunde* **21**(3): 212-216.
- 75 Schuller, K. (2001): Biomechanische Eigenschaften des Karpalgelenks des Pferdes mit besonderer Berücksichtigung technischer Probleme bei der computertomographischen Datenerhebung und -verarbeitung. LMU, Diss. med. vet., München.
- 76 Simkin, P. A., Graney, D. O. und Fiechtner, J. J. (1980): Roman arches, human joints, and disease. Differences between convex and concave sides of joints. *Arthritis Rheum.* **23**(11): 1308-1311.

-
- 77 Simkin, P. A., Heston, T. F., Downey, D. J., Benedict, R. S. und Choi, H. S. (1991): Subchondral architecture in bones of the canine shoulder. *J. Anat.* **175**: 213-227.
- 78 Simon, S. R., Radin, E. L., Paul, I. L. und Rose, R. M. (1972): The response of joints to impact loading - II In-vivo behavior of subchondral bone. *J. Biomech.* **5**: 267-272.
- 79 Stanek, C. und Edinger, H. (1990): Röntgendiagnostik bei der Strikture des Fesselringbandes bzw. durch das Fesselringband beim Pferd. *Pferdeheilkunde* **6**(3): 125-128.
- 80 Stede, M., Preuss, F. und Stede, G. (1977): Angewandte-anatomische Grundlagen zur Gleichbeinfraktur des Pferdes. *Berl. Münch. Tierärztl. Wschr.* **90**: 212-215.
- 81 Stickle, R. L. und Hathcock, J. T. (1993): Interpretation of computed tomographic images. *Vet. Clin. North. Am. Small Anim. Prac.* **23**: 417-435.
- 82 Toth, J. (1989): Ein Beitrag zu den Insertionsdesmopathien des Strahlbeins. *Pferdeheilkunde* **5**(2): 111-114.
- 83 Weber, H. E. (1939): An x-ray densitometer for measuring relative densities of muscle, bone and other tissues. *Science* **90**: 115-116.
- 84 Wegener, O. H. (1992): Kapitel 1: Technik der Computertomographie. In: O. H. Wegener, Ganzkörpercomputertomographie. Blackwell-Wissenschafts-Verlag, Berlin: S. 1-8.
- 85 West, J., Fitzpatrick, J. M., Wang, M. Y., Dawant, B. M., Maurer, C. R., Kessler, R. M., Maciunas, R. J., Barillot, C., Lemoine, D., Collignon, A., Maes, F., Suetens, P., Vandermeulen, D., van den Elsen, P. A., Napel, S., Sumanaweera, T. S., Harkness, B., Hemler, P. F., Hill, D. L., Hawkes, D. J., Studholme, C., Maintz, J. B., Viergever, M. A., Malandain, G., Woods, R. P. und et al. (1997): Comparison and evaluation of retrospective intermodality brain image registration techniques. *J. Comput. Assist. Tomogr.* **21**(4): 554-566.
- 86 Williams, D. E. und Mason, R. L. (1962): Bone density measurements in vivo. *Science* **138**: 39-40.
- 87 Wilson, A. M., McGuigan, M. P., Fouracre, L. und MacMahon, L. (2001a): The force and contact stress on the navicular bone during trot locomotion in sound horses and horses with navicular disease. *Equine Vet J* **33**(2): 159-65.
- 88 Wilson, A. M., McGuigan, M. P., Fouracre, L. und MacMahon, L. (2001b): The force and contact stress on the navicular bone during trot locomotion in sound horses and horses with navicular disease. *Equine Vet. J.* **33**(2): 159 - 165.
- 89 Wintzer, H.-J. (1997): Krankheiten des Pferdes. Paul Parey, Berlin.

-
- 90 Wissdorf, Gerhards, Huskamp und Deegen (2010): Praxisorientierte Anatomie und Propädeutik des Pferdes. M. u. H. Scharper, Hannover.
- 91 Wolff, J. (1892): Das Gesetz der Transformation der Knochen. Springer, Berlin.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich Herrn Dr. Maierl für die Überlassung des interessanten Themas, die geduldige Einarbeitung in die Materie und die gute Betreuung danken.

Bei Herrn Prof. Liebich bedanke ich mich für die Bereitstellung der Arbeitsmöglichkeiten am Lehrstuhl.

Frau Silvia Mitterer danke ich für ihren Beistand.

Des Weiteren möchte ich mich bei meinen Eltern und meiner Großmutter für Ihre Unterstützung in jeder Hinsicht bedanken.

