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

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

Funktionell-anatomische Untersuchungen an den Zehengelenken (Articulationes interphalangeae) der Schultergliedmaße des Pferdes

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

vorgelegt von
Silvia Verena Boseckert
aus Coburg

München 2004

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

Dekan:	Univ.-Prof. Dr. A. Stolle
Referent:	Univ.-Prof. Dr. Dr. h.c. mult. H.-G. Liebich
Korreferent:	Univ.-Prof. Dr. A. Stolle

Tag der Promotion: 13. Februar 2004

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

I. Einleitung 1
II. Literatur 2
1. Allgemeine Anatomie 2
1.1. Knochen 2
1.1.1. Allgemeiner Aufbau / Struktur 2
1.1.2. Mechanische Eigenschaften 3
1.2. Gelenkknorpel 10
1.2.1. Allgemeiner Aufbau 10
1.2.2. Histologie 10
1.2.3. Reaktion von Knorpel auf Belastung 13
1.2.4. Pathologische Veränderungen des Knorpels 16
2. Spezielle Anatomie der Zehengelenke des Pferdes 17
2.1. Hufgelenk 17
2.1.1. Pathologische Veränderungen 20
2.2. Krongelenk 20
2.2.1. Pathologische Veränderungen 22
3. Grundlagen der CT-OAM 22
3.1. Prinzip der Computertomographie 22
3.1.1. Bildanalyse bei der Computertomographie 25
3.2. Artefakte 25
3.3. Bedeutung der CT-Osteoabsorptiometrie 27
4. Spaltlinienmethode 29
4.1. Spaltlinien am Knochen 29
4.2. Spaltlinien am Knorpel 31
III. Material und Methoden 33
1. Material 33
2. Methoden 36
2.1. Erstellen der Präparate 36
2.2. Datenerhebung 36
2.3. Verwendete Software 37
2.3.1. DICOM2 37
2.3.2. Measure 37
2.3.3. Visualization Toolkit (VTK) 38
2.4. Messung der subchondralen Knochendichte 41
2.5. Reproduzierbarkeit der CT-Daten 43
2.6. Flächenmessung der Gelenkflächen 44
2.6.1. UTHSCSA ImageTool 45
2.7. Spaltlinienmethode 46

2.7.1. Knorpel-Spaltlinien 46
2.7.2. Knochen-Spaltlinien....47
2.8. Knorpelläsionen....48
IV. Ergebnisse....49
1. Subchondrale Knochendichte 49
1.1. Hufgelenk 49
1.1.1. Hufbein-Gelenkfläche 49
1.1.2. Strahlbein 56
1.1.3. Distale Gelenkfläche des Kronbeins....65
1.2. Krongelenk 75
1.2.1. Proximale Gelenkfläche des Kronbeins....75
1.2.2. Distale Gelenkfläche des Fesselbeins....83
2. Reproduzierbarkeit der Knochendichteuntersuchung 93
3. Flächenmessung der Gelenkflächen....95
3.1. Hufgelenk 95
3.2. Krongelenk 95
3.3. Vergleich der konvexen Gelenkflächen miteinander 95
4. Spaltlinien....96
4.1. Knorpelspaltlinien 96
4.1.1. Hufgelenk 96
4.1.2. Krongelenk 99
4.2. Knochenspaltlinien 102
4.2.1. Hufgelenk 102
4.2.2. Krongelenk 106
5. Knorpelläsionen....108
5.1. Hufgelenk 108
5.1.1. Hufbein-Gelenkfläche 108
5.1.2. Strahlbein 110
5.1.3. Distale Gelenkfläche des Kronbeins....111
5.2. Krongelenk 113
5.2.1. Proximale Gelenkfläche des Kronbeins....113
5.2.2. Distale Gelenkfläche des Fesselbeins....115
V. Diskussion....117
1. Bedeutung von Artefakten bei der Beurteilung der subchondralen Knochendichte 117
2. Subchondrale Knochendichte 117
2.1. Hufgelenk 119
2.1.1. Strahlbein: Facies flexoria 123
2.2. Krongelenk 124
2.2.1. Bedeutung der Größe der Gelenkflächen....127
2.2.2. Bedeutung der anatomischen Lage....128
3. Spaltlinien....129
3.1. Verlauf der Spaltlinien an Knochen und Knorpel....129
3.2. Spaltlinienverlauf am Strahlbein 133

3.2.1. Facies articularis phalangis mediae 134
3.2.2. Facies flexoria 134
3.3. Distale Gelenkfläche des Kronbeins 135
4. Knorpelläsionen 137
4.1. Hufgelenk 137
4.1.1. Hufbein-Gelenkfläche 138
4.1.2. Distale Gelenkfläche des Kronbeins 139
4.2. Krongelenk 142
4.2.1. Proximale Gelenkfläche des Kronbeins 142
4.2.2. Distale Gelenkfläche des Fesselbeins 143
VI. Zusammenfassung 145
VII. Summary 147
VIII. Literaturverzeichnis 149

Abkürzungsverzeichnis

CT-OAM	CT-Osteoabsorptiometrie
HL	Hinten links
HU	Hounsfieldunits (HE - Hounsfieldeinheiten)
HU-Bereich	Definition des HU-Bereiches (für alle Gelenkflächen und alle Altersgruppen)
HR	Hinten rechts
Knochen-SL	Knochen-Spaltlinien
Knorpel-SL	Knorpel-Spaltlinien
Präp.-Nr.	Präparatnummer
ROI	Region of Interest
VL	Vorne links
VR	Vorne rechts

I. Einleitung

Die Zehengelenke des Pferdes sind während der Fortbewegung höchsten Beanspruchungen ausgesetzt. Dies gilt insbesondere für sportlich genutzte Tiere wie Fotos beispielsweise von galoppierenden Tieren zeigen. Das Fesselgelenk ist dabei deutlich überstreckt, aber auch die beiden distal folgenden Gelenke, Krongelenk und Hufgelenk, werden erheblich belastet. Allerdings sind zwischen den Gelenken Unterschiede zu erwarten, was die Belastung anbelangt, da einerseits die Größe der Gelenkflächen bei subjektiver Betrachtung unterschiedlich groß ist. Andererseits variiert auch die Beweglichkeit der Interphalangealgelenke.

Im Rahmen dieser Arbeit sollte daher die langfristige Belastung der beiden Interphalangealgelenke anhand der subchondralen Knochendichte an den Gelenkflächen überprüft werden. Dies geschah in Ergänzung zur Parallelarbeit am Fesselgelenk (Schäfer, 2001). Neben der Anpassung der Mineralisierung an sich sollte eine eventuelle Vorzugsrichtung der Kollagenfasern als Indikator für eine langfristige Hauptdehnungsspannung ermittelt werden.

II. Literatur

1. Allgemeine Anatomie

1.1. Knochen

1.1.1. Allgemeiner Aufbau / Struktur

Die Knochenmatrix setzt sich aus einem organischen (Kollagenfasern und einer glykosaminreichen Grundsubstanz) und einem anorganischen Anteil (Mineralstoffe) zusammen.
Die Kollagenfasern (Typ I) bilden mit ca. 90 % den Hauptanteil der organischen Knochengrundsubstanz.
1-2 % der Knochenmatrix werden von Glykosaminoglykanen und Proteoglykanen gebildet. Zusammen mit Lipiden (5-10 %) bilden die Strukturproteine der Kollagenfasern ca. 1/3 der Trockensubstanz des Knochengewebes (König und Liebich, 2002).

Den Lamellenknochen kennzeichnet die streng nach statisch-funktionellen Gesichtspunkten orientierte parallele oder konzentrisch geschichtete Ordnung der Kollagenfasern (Knochenlamellen). Die strukturelle Grundlage des Lamellenknochens ist das Osteon (Havers-System). Jedes Osteon besteht aus einem Zentralkanal, der mesenchymales Bindegewebe enthält, und ein Blutgefäß und vegetative Nerven einschließt (Havers-Kanal), sowie einer unterschiedlichen Anzahl (5-10) konzentrischer Knochenlamellen (Havers-Lamellen). Die einzelnen Lamellen werden von parallel angeordneten kollagenen Fasern und von der mineralisierten Knochenmatrix gebildet. Von Lamelle zu Lamelle ändert sich regelmäßig die Verlaufsrichtung und der Neigungswinkel der Kollagenfasern, bleibt jedoch innerhalb einer Lamelle parallel. Durch Querverbindungen treten anliegende Lamellensysteme untereinander in Verbindung. Durch dieses Konstruktionsprinzip ist der Knochen sowohl bei Zug- als auch bei Druckbelastungen stabilisiert.

1.1.2. Mechanische Eigenschaften

1.1.2.1. Anpassungsvorgänge

Zeitlebens finden adaptive Umgestaltungsvorgänge statt. Ständig wirkende mechanische Druck- und Zugkräfte führen zu einer ausgeprägten Verstärkung der Knochenwand, insbesondere in dem extrem belasteten mittleren Abschnitt des Knochens. An den Knochenenden nimmt die Wandstärke wieder ab. Jede Änderung der physiologischen Druck-, Zug- oder Scherkräfte zieht in kurzer Zeit einen Knochenumbau nach sich.

Die Funktion des Knochens wird auch beeinflusst von seiner bindegewebigen Hülle, dem Periost. Es besteht aus einer äußeren Faserhaut (Stratum fibrosum) und einer inneren zellreicheren Kambiumschicht (Stratum cambium). Das Periost umgibt, mit Ausnahme der Gelenkknorpel und vieler Muskelansätze, den Knochen vollständig. Es schließt sensible Nerven und ein dichtes Netz von Blut- und Lymphgefäßen zur Versorgung des Knochengewebes ein. Gleichzeitig kann aus den pluripotenten Gewebsschichten des Stratum cambium in kurzer Zeit neues Knochengewebe entstehen, z.B. beim Knochenwachstum, bei sämtlichen physiologischen Knochenumbauvorgängen oder nach Knochenbrüchen.

Jede Änderung der statisch-mechanischen Belastung eines Knochens führt zu einer funktionellen Anpassung der Knochenstruktur. Osteone ohne funktionelle Aufgabe werden abgebaut. Diese ständigen Umbauvorgänge vollziehen sich besonders rasch in der Substantia spongiosa. Hingegen ändert sich der Bau der Substantia compacta nur allmählich während des lebenslangen Knochenumbaus (Liebich und König, 2002).

Aus der Technik ist bekannt, dass ein Rohr eine sehr große Biegefestigkeit besitzt. Das Rohr ist gegenüber Biegebeanspruchung in allen denkbaren durch seine Achse gelegten Ebenen gleichermaßen widerstandsfähig. Bei vielen Röhrenknochen ändert jedoch die Ebene der Biegebeanspruchung auch bei verschiedenen Gliedmaßenstellungen kaum ihre Richtung. In diesen Fällen kann die Biegefestigkeit durch auf das Rohr aufgesetzte Längsleisten noch erhöht werden, die den Querschnitt an Stellen der höchsten Spannungen verbreitern. Das ist wahrscheinlich der Grund dafür, dass die meisten Röhrenknochen keinen vollkommen kreisrunden Querschnitt besitzen. Als Beispiel hierfür dient die Crista femoris (Linea aspera), die genau die theoretisch geforderte Lage zur Biegungsebene des Femurschaftes besitzt, so dass sie seine

Biegefestigkeit erhöht. Auch der dreieckige Querschnitt der Tibia kommt durch drei auf das Diaphysenrohr aufgesetzte Leisten zustande und erweist sich ebenfalls als an die besondere Art der Biegebeanspruchung dieses Knochens angepasst. Auch für die Substantia spongiosa konnte eine eindeutige Übereinstimmung zwischen der Dichte des Knochenmaterials und der Verteilung der Spannungsgrößen in einem Vergleichsmodell nachgewiesen werden (Kummer, 1962).

Für das Kniegelenk und das Sprunggelenk des menschlichen Körpers kann es ebenfalls als weitgehend gesichert angesehen werden, dass die flächenhafte Verteilung der hauptsächlich vorherrschenden Druckbeanspruchung mit einer entsprechenden quantitativen Verteilung der subchondralen Knochendichte einhergeht (Müller-Gerbl, 1991a).

Pauwels (1965) und seine Schüler Kummer (1968) und Molzberger (1973) konnten am Hüftgelenk deutlich zeigen, dass die flächenhafte Verteilung der subchondralen Knochendichte die Verteilung der hauptsächlichen, länger dauernden lokalen Spannungsverteilung in einer Gelenkfläche widerspiegelt.

Darüber hinaus besteht eine entsprechende Korrelation mit der Dicke des bedeckenden Gelenkknorpels in den beteiligten Gelenkflächen des Hüftgelenkes (Oberländer, 1973).

Müller-Gerbl konnte nachweisen, dass noch ein weiterer Parameter, nämlich die Verteilung der Dicke der kalzifizierten Zone, eine Übereinstimmung mit der Verteilung der Gesamtknorpeldicke aufweist (Müller-Gerbl et al., 1987).

An der menschlichen Schultergelenkpfanne jedoch korrelieren nicht alle 3 Parameter miteinander. Müller-Gerbl vermutet, dass für die Ausbildung und Erhaltung des Knorpels und der subchondralen Knochendichte unterschiedliche Qualitäten der Beanspruchung maßgeblich sein könnten. Sie kam zu dem Ergebnis, dass die subchondrale Mineralisierung und Knorpeldicke nicht generell korrelieren, sondern in ihrer Ausbildung getrennt von den Bedingungen der statischen und der dynamischen Kräfte in jedem einzelnen Gelenk abhängen (Müller-Gerbl et al., 1990a).

Ein unreifer Knochen reagiert wesentlich stärker auf mechanische Einflüsse als ein reifer, erwachsener Knochen (Müller-Gerbl, 1991a).

Der Vorgang der funktionellen Anpassung beruht auf der Eigenschaft des Knochens, auf hohe Beanspruchung mit einer Aktivitätshypertrophie und auf geringe Beanspruchung mit Inaktivitätsatrophie zu reagieren. Dabei sind An- bzw. Abbau der Knochensubstanz der jeweiligen Spannungsgröße proportional.

Diese Proportionalität zwischen Knochenbau und Spannungsgröße besteht jedoch nicht bis zu beliebig hohen Spannungen (Abb. 1). Sobald ein oberer Wert der Spannung für den Knochen überschritten wird, schlägt vielmehr der Anbau in Abbau um. Entsprechend schreitet auch der Knochenabbau mit geringer werdender Spannung nicht unbegrenzt fort. „Funktionsloser Knochen“ kann zwar stark rarefiziert werden, bleibt im allgemeinen jedoch erhalten (Kummer, 1962).

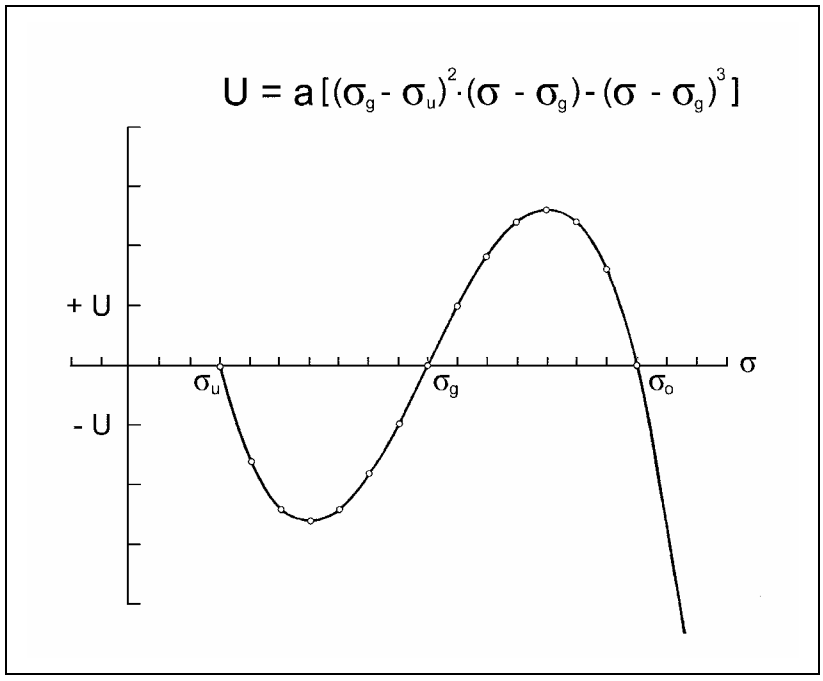


Abb. 1**:** Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens (aus Kummer, 1962).

Grundsätzlicher Zusammenhang zwischen Knochenumbau U und Spannungsgröße σ (Abb. 1). 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.

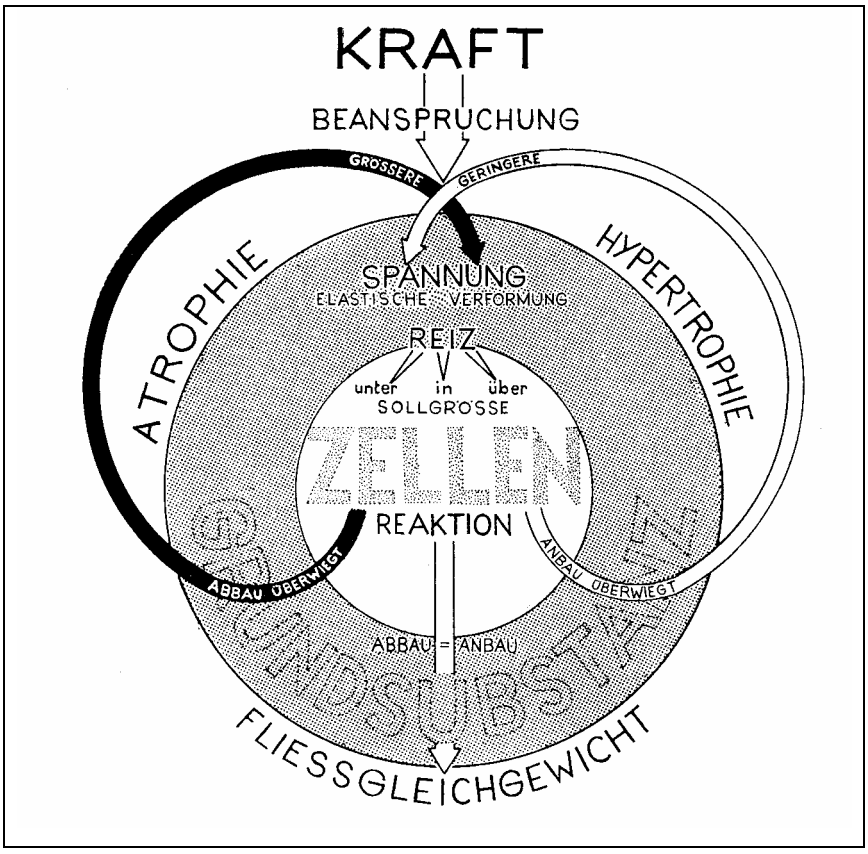
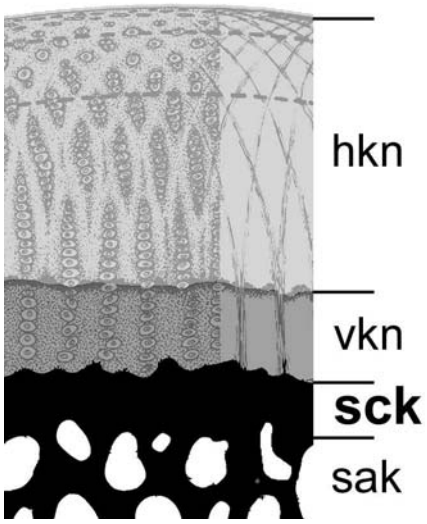


Abb. 2**:** Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens (aus Kummer, 1962)

Diese Reaktionsweise des Knochens ist mit einem Reglersystem zu vergleichen (Abb. 2). Die konstant zu haltende Regelgröße ist hierbei die Spannung, die veränderliche Störgröße die durch äußere Kräfte bedingte Beanspruchung. Diese führt zu Spannungen im Knochen und zu einer elastischen Verformung, d.h. zu geringen Gestaltverzerrungen des gesamten Knochengewebes. Davon betroffen sind die Interzellularsubstanz, die Osteozyten und auch die Bindegewebszellen des Periostes. Diese minimale Deformation wirkt als Reiz auf die Knochenzellen (und vor allem auf die Zellen des Periostes). Hat dieser Reiz eine bestimmte Größe (in Abb. 2 als „Sollgröße“ bezeichnet), so halten sich An- und Abbau die Waage, die Gesamtmenge des Knochens nimmt weder zu noch ab; der Knochen befindet sich im „Fließgleichgewicht“. Dieser Zustand stellt sich dann ein, wenn die Spannung die Größe σ_g besitzt. Steigt die Spannung dagegen über den Wert σ_g an (allerdings ohne σ_o zu erreichen), so überschreitet der Reiz die „Sollgröße“ und der Knochenanbau überwiegt. Durch die dabei resultierende Vermehrung des Knochenmaterials wird nun aber bei gleichbleibender äußerer Belastung die Spannung im Knochen absinken. Sobald hierbei der Wert unterschritten wird, sinkt auch der Reiz unter die „Sollgröße“ und der Abbau überwiegt über den Anbau. So kann durch abwechselnden An- und Abbau schließ-

lich die Materialmenge des Knochens so eingestellt werden, dass die Spannungen sich (innerhalb der Grenzen σ_u und σ_o) auf den Wert σ_g einpendeln (Kummer, 1962).
Kummer (1962) stellte dar, dass sowohl die Gestalt als auch die Struktur des Knochens jeweils für die spezielle Funktion nach technischen Gesichtspunkten zweckmäßig ausgebildet sind. Das bedeutet, dass das zur Verfügung stehende Material derart eingesetzt wird, dass mit ihm die größtmögliche mechanische Leistung erreicht werden kann. Die entsprechende Formgestaltung wird - offenbar auf Grund einer ererbten Reaktionsweise des Knochens auf mechanische Reize - durch „funktionelle Anpassung“ nach Art eines Regelvorgangs erreicht (Kummer, 1962).
Ein weiteres Beispiel hierfür brachte Müller-Gerbl (1991a). Sie beschrieb, dass bei Turnern aufgrund der ständig erhöhten Belastungen eine deutlich höhere Mineralisierung in der Cavitas glenoidalis gefunden wird, wohingegen bei Patienten mit nicht reponierter, traumatischer Schulterluxation schon nach einem Zeitraum von 1 bzw. 3 Monaten die Dichte in der Schulterpfanne deutlich reduziert ist (Müller-Gerbl, 1991a).
Auch andere Faktoren, wie das endokrine System oder Stoffwechselveränderungen beeinflussen die Knochenzusammensetzung. Für lokale Unterschiede können aber nur lokal vorherrschende, mechanische Faktoren ausschlaggebend sein (Müller-Gerbl, 1991a).
Aus der Tatsache, dass mechanische Faktoren für die lokale Ausbildung des Knochens verantwortlich sind, ergibt sich eine weitere Frage, nämlich wie die mechanische Einwirkung auf ein Gewebe letztendlich in eine von der Zelle erkennbare Information umgesetzt wird. Denn eine Änderung der Knochenmasse kann nur über eine geänderte Produktion oder Resorption der Matrix erfolgen. Es existieren bereits einige Hinweise, dass es bei erhöhtem mechanischen Stress in Zellkulturen zu einem Anstieg verschiedener Substanzen, wie Prostaglandin E2, cAMP oder gGMP kommt. Man nimmt an, dass diese Stoffe bei der „Übersetzung“ von mechanischen Informationen in biologische Reaktionen eine wesentliche Rolle spielen.
Andere Autoren (Korenstein et al., 1984; Ypey et al., 1991) sehen in Ionenkanälen in den Zellmembranen von Osteoblasten und Osteoklasten Sensoren, die mechanische Belastung registrieren und übertragen. So ist es denkbar, dass veränderte, transmembranöse Ionenströme während einer mechanischen Belastung zu einer Änderung der intrazellulären Ionenkonzentration (K^+, Na^+, Ca^{2+}, Cl^--Ionen) führen, und intrazelluläre Signale, entsprechend dem einwirkendem mechanischen Reiz, die funktionelle Zellaktivität regeln.

Die CT-Osteoabsorptiometrie kann zwar keinerlei Aufschlüsse über die Abläufe auf zellulärer Ebene liefern, erlaubt aber Aussagen darüber, welche mechanischen Einflüsse zu Änderungen des Zellstoffwechsels im subchondralen Knochen führen können. Sie ermöglicht damit, die exakte mechanische Situation kleiner Gelenkbereiche zu interpretieren (Müller-Gerbl, 1991a).



hkn	hyaliner Knorpel
vkn	verkalkter Knorpel
sck	subchondraler Knochen
sak	subartikulärer Knochen

Abb. 3: Schematische Darstellung des Gelenkknorpels und der darunterliegenden subchondralen Knochenschicht (aus Maierl et al., 2001)

1.1.2.2. Subchondrale Knochenschicht

Als subchondrale Knochenschicht wird im Rahmen dieser Arbeit die erste, direkt unter der kalzifizierten Zone des Gelenkknorpels liegende, knöcherne Lamelle bezeichnet, die je nach Gelenk eine Ausdehnung von 2-4 mm besitzt. Die davon ausgehenden Trabekel werden Stütztrabekel genannt, alle weiteren knöchernen Anteile werden mit dem Begriff „subartikulär“ erfasst (Müller-Gerbl, 1991a).

Die subchondrale Knochenschicht wirkt als Stoßdämpfer und schützt damit den darüberliegenden Knorpel vor zu großen axialen Stößen (Evans und King, 1961; Radin und Paul, 1970; Müller-Gerbl, 1991a).

Die zuvor bereits beschriebenen Regelmechanismen gelten nicht nur für den kortikalen Knochen, sondern auch für den subchondralen Knochen. Der subchondrale Knochen reagiert also ebenfalls auf Änderungen der mechanischen Situation. Bezüglich der subchondralen Dichtemuster kann noch nicht beantwortet werden, wie groß Kräf-

te sein müssen, um eine nachweisbare Änderung der Dichteverteilung erkennen zu lassen (Müller-Gerbl, 1991a).
Die unter dem Gelenkknorpel gelegene kompakte Knochenlamelle lässt, wie beispielsweise am menschlichen Hüft- und Kniegelenk gezeigt wurde, aufgrund ihrer Dicke und Dichte Rückschlüsse auf die maßgebliche Beanspruchung zu (Möllers et al., 1986).
Die subchondrale Knochenplatte spielt eine wichtige Rolle bei der Kraftübertragung von einem Gelenkpartner auf den anderen und ist dabei in der Lage, sich ihrer mechanischen Belastung funktionell anzupassen (Vogt et al., 1999). Roux (1896) bezeichnete sie als „Druckaufnahmeplatte“ und Pauwels (1963, 1965, 1980) formulierte die Hypothese, dass die Dichteverteilung des subchondralen Knochens die inhomogene, längerfristige Druckbelastung der Gelenkfläche widerspiegelt.
Simkin et al. (1980, 1991) und Dewire und Simkin (1996) vertraten dagegen die Ansicht, dass während der Kraftübertragung im konkaven Gelenkpartner auch nennenswerte Dehnungsspannungen auftreten. Grundlage hierfür war die Beobachtung, dass die subchondrale Knochenplatte des konkaven Gelenkpartners wesentlich dicker ist als die des entsprechenden konvexen Gelenkanteils. Sie stellten z.B. bei Untersuchungen am Schultergelenk des Hundes fest, dass die subchondrale Knochenplatte im Bereich der Cavitas glenoidalis um das fünf- bis sechsfache stärker ausgebildet ist als im Bereich des Caput humeri.

Oikawa et al. (1989) stellten anhand ihrer Untersuchungen am MC III von Vollblutpferden fest, dass die subchondrale Knochendichte bis zu einem Alter von 19 Monaten allmählich zunimmt. Bei Pferden, die älter als 36 Monate waren, zeigten sich degenerative Veränderungen an Knochen und Gelenkknorpel sowie osteosklerotische Veränderungen. Im Gegensatz hierzu verringert sich die Knorpeldicke bei Pferden bis zum Alter von 12 Monaten rapide. Danach verringert sich die Knorpeldicke gleichmäßig bis zum Alter von 24 Monaten, bis schließlich im Alter von 24 Monaten der Knorpel nur noch die Hälfte oder max. 2/3 der Dicke aufweist wie zum Zeitpunkt der Geburt. Somit scheint die enchondrale Ossifikation in dieser Altersgruppe gleichzeitig mit einer Abnahme der Knorpeldicke einherzugehen.

Bei einer Arthrose kommt es begleitend zu einer Sklerosierung der subchondralen Knochenschicht. Diese Sklerose wird als eine sekundäre Veränderung bei der Osteo-

arthrose angesehen. Es kann aber auch eine primäre Veränderung im Bereich des subchondralen Knochens stattfinden, in dem Sinne, dass eine primär erhöhte Steifigkeit des subchondralen Knochens sekundär zu degenerativen Knorpelveränderungen führen kann (Radin, 1972; Radin und Rose, 1986).

1.2. Gelenkknorpel

1.2.1. Allgemeiner Aufbau

Der hyaline Gelenkknorpel, Cartilago articularis, ist im frischen Zustand bläulich, er weist eine glatte Oberfläche auf und ist durch eine schmale verkalkte Zone auf dem Knochen fest verankert (Nickel et al., 1992).
Der „junge“ Knorpel erscheint bläulich-weiß und wird mit zunehmendem Alter gelblich (Liebich und König, 2002). Er ist in der Regel nur wenige Millimeter stark. An konkaven Gelenkflächen ist er peripher, an den konvexen zentrumwärts dicker. Durch seine Elastizität können sich die Gelenkflächen bei der Belastung ineinander einpassen. In gewissem Maß wirkt er zugleich stoßbrechend. Die große Widerstandsfähigkeit gegenüber Druck und die wie poliert erscheinende, glatte Oberfläche machen den Gelenkknorpel zu einer idealen Gleitfläche (Nickel et al., 1992).

1.2.2. Histologie

Der hyaline Knorpel besteht aus Knorpelzellen, einer Interzellularsubstanz aus Kollagenfasern (Kollagenfasern Typ II) und einer gut hydrierten Grundsubstanz, die von Proteoglykanen und Glykoproteinen gebildet wird (Nixon, 1993).
Hyalines Knorpelgewebe besteht zu etwa 70-80% aus Wasser. Die Trockenmasse setzt sich zu 50% aus Kollagenfasern, zu 40% aus Proteoglykanen, zu 10% aus nichtkollagenen Proteinen (Glykoproteinen) sowie Spuren von Phospholipiden und Elastin zusammen (Poole et al., 1988).

1.2.2.1. Kollagenfasern

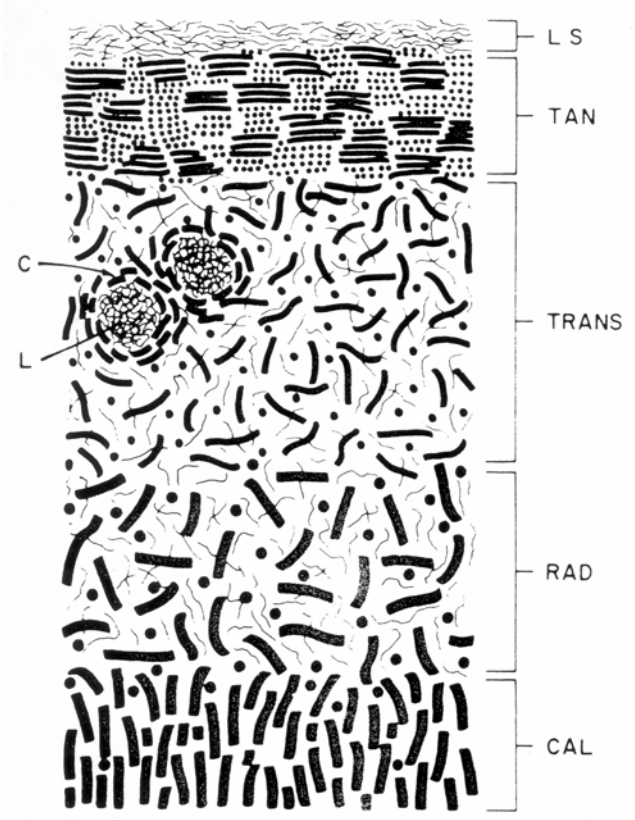
Die Kollagenfasern Typ II umfassen 90-95% der Kollagenfasern in Gelenken, die untereinander gekreuzte und in der Matrix verknüpfte Faserbündel bilden. Die restlichen Kollagenfasern werden von den Typen IX und XI sowie von den Typen V und VI gebildet. Diese Fasertypen tragen zur Stabilität des von Kollagenfasern des Typs II gebildeten Netzwerks bei (Nixon, 1993). Die Kollagenfasern bilden ein komplexes dreidimensionales Netzwerk (Jeffery et al., 1991; Buckwalter und Mankin, 1997).

Der Gelenkknorpel wird von einem System feinster Fibrillen durchzogen, die in Richtung angeordnet sind, in der bei seiner Belastung die stärkste Zugspannung auftritt (Nickel et al., 1992).

Die Oberflächen- oder Tangentialfaserschicht (Abb. 4, Tan) enthält dichtgepackte Bündel von Kollagenfasern, die parallel zur Gelenkoberfläche liegen. Darunter liegen in der mittleren oder transitionalen Zone (Abb. 4, Trans) größere Kollagenfibrillen, die zufälliger und weniger dicht arrangiert sind. In der tiefen oder radiären Schicht (Abb. 4, Rad) organisieren sich die Kollagenfasern zunehmend senkrecht zur Oberfläche, was sich bis in die verkalkte Knorpelschicht (Abb. 4, Cal) ausdehnt (Nixon, 1993; Eckstein et al., 2001). Die Oberflächen- oder Tangentialfaserschicht ist reich an Muzin-artigen Glykoproteinen, die bekannt sind als „Superficial zone protein“ (Flannery et al., 1999) oder „Lubricin“ (Jay et al., 2000). Dieses Protein bewirkt, dass Knorpel einen Reibungskoeffizienten von fast Null aufweist. Dieser Reibungskoeffizient ist niedriger als z.B. bei einer Reibung von Eis auf Eis (Mow und Ratcliffe, 1997; Jay et al., 2000).

Die Kollagenfasern sind konzentrisch um die Chondrozyten angeordnet, um eine Kapsel zu bilden, die als Chondron bezeichnet wird. Jedes Chondron enthält einen oder mehrere Chondrozyten. Es ist von einer Proteoglykan-reichen interterritorialen Interzellularsubstanz umgeben und von einer perichondralen Kapsel umhüllt. In dieser Chondronkapsel findet man Glykoproteine, wie Kollagenfasern des Typs VI, Fibronektin und Thrimbospondin; sie tragen dazu bei, die Chondrozyten in ihren Chondronen zu verankern und die Chondrone in der Interzellularsubstanz zu fixieren (Nixon, 1993).

Chondrone sind die funktionell wichtigste Baueinheit des Knorpelgewebes, bestehend aus Knorpelzellen mit Knorpelkapsel und Knorpelhof. Die Chondrone bilden druckelastische Körper zwischen den Systemen aus Kollagenfaserbündeln (Liebich und König, 2002).



L S	Lamina splendens: Oberfläche des Knorpels
TAN	Oberflächen- oder Tangential faserschicht
TRANS	Mittlere oder transitionale Zone
RAD	Tiefe oder radiäre Schicht
CAL	verkalkte Knorpelschicht
C	Chondron
L	Knorpellakune

Abb. 4: Schematische Darstellung der Anordnung von Kollagenfasern, Chondrozyten und Proteoglykanen im Gelenkknorpel (aus Nixon, 1993).

Durch die Chondrone werden druckresistente kugelförmige Körper geschaffen. Die kollagenen Fibrillen in der Oberflächenschicht der Chondronkapsel gehen direkt in das Fibrillensystem des angrenzenden Chondrons über. Auf diese Weise werden die Chondrone untereinander durch ein mehr oder minder S-förmiges System von zwischenliegenden und zusammenhaltenden Fasern verbunden (Holmdahl und Ingelmark, 1948).

Der verkalkte Teil des Gelenkknorpels hat die Aufgabe, als Ausgleichsschicht zwischen dem weichen, nicht verkalkten Gelenkknorpel und der harten, unebenen Knochenoberfläche zu dienen. Andererseits sind darin zum großen Teil die Kollagenfasern der Radiärschicht des Knorpels verankert (Holmdahl und Ingelmark, 1948).

1.2.2.2. Proteoglykane

Die Proteoglykane bewirken die Festigkeit des Knorpelgewebes. Sie zeigen zudem die Fähigkeit, Wasser zu binden. Dies erhöht die Elastizität und die Verformbarkeit des Knorpelgewebes. Sie sind die größten Moleküle der Knorpelgrundsubstanz und füllen den Raum zwischen den Kollagenfasern aus. Das Proteoglykanmonomer besteht aus einem Proteinherzen mit verschiedenen Seitenketten aus Glykosaminoglykanen (GAG), die entweder aus Chondroitinsulfat oder Keratansulfat bestehen. Die Proteoglykanbindung an das Hyaluronsäuremolekül wird durch ein Verbindungsprotein stabilisiert (Lane und Weiss, 1975; Nixon, 1993).
Die Bildung von Proteoglykan-Aggregaten verhindert wahrscheinlich den Verlust von Monomeren aus der Interzellularsubstanz, stabilisiert die Kollagenfasern im Maschengeflecht und kontrolliert den Wasserhaushalt des Knorpelgewebes (Nixon, 1993; McDevitt et al., 1989; Eggli et al., 1988).
Wird das Knorpelgewebe komprimiert, werden die Proteoglykan-Aggregate zusammengedrückt und Wasser aus dem Knorpelgewebe gepresst. Sobald der Druck nachlässt, kann das Wasser zurückfließen, und die Proteoglykan-Monomere nehmen ihr ursprüngliches Volumen wieder ein. Im Falle einer Verletzung des Knorpelgewebes wird die Hydrationsschale der Proteoglykane beeinträchtigt und das Knorpelgewebe kann durch das Wasser anschwellen. Dies ist eine der ersten Veränderungen bei einer degenerativen Arthritis. (Maroudas, 1970; Nixon, 1993).

1.2.3. Reaktion von Knorpel auf Belastung

Die biosynthetische Aktivität von Chondrozyten wird von mechanischen Stimuli beeinflusst (Sah et al., 1989; Urban 1994). Es ist erwiesen, dass statische Belastung die Produktion von Matrix-Bestandteilen hemmt, wohingegen dynamische Belastung die Synthese von Proteoglykanen und Kollagen fördert (Kim et al., 1995; Buschmann et al., 1996; Wong et al., 1997).
Unter physiologischen Bedingungen kann das Knorpelgewebe auf bis zu 40 % seiner ursprünglichen Höhe zusammengepresst werden. Das Herauspressen der Flüssigkeit und sein anschließender Rückfluss sorgen für eine „Pumpbewegung“. Dadurch werden in der Tiefe des Knorpelgewebes Nährstoffe zu sowie Stoffwechselprodukte von den Chondrozyten wegtransportiert (Nixon, 1993).

Mansour und Mow (1976) gingen von der Hypothese aus, dass bei der Bewegung, bedingt durch den hohen Druck, Flüssigkeit am vorderen Rand der sich gegenüberliegenden Knorpelschichten aus der Matrix herausgedrückt wird, um dann am hinteren Rand wieder in den Knorpel zu gelangen.
Bei Belastung des Knorpels entsteht unmittelbar hydrostatischer Druck im Gewebe. Der Druck wird zunächst vom Flüssigkeitsanteil des Gelenkknorpels getragen. Dies hat den Effekt, dass die Kollagen-Proteoglykan-Matrix vor einem übermäßigen Druck zunächst bewahrt wird (Ateshian et al., 1994; Ateshian und Wang, 1995; Wu et al., 1996). Wenn der Druck andauert, beginnt die Flüssigkeit durch die Matrix mit ihrer relativ geringen Permeabilität zu strömen. Nach und nach wird dann der Druck immer weniger von der Flüssigkeit und immer mehr von der Kollagen-Proteoglykan-Matrix getragen. Schließlich beträgt der hydrostatische Druck gleich Null, und der gesamte Druck wird von der Kollagen-Proteoglykan-Matrix getragen (Eckstein et al., 2001). Da die Belastung des Gelenkknorpels normalerweise nur kurz andauert und der hydrostatische Druck über eine relativ lange Zeitdauer erhalten bleibt, scheint die Matrix während einer physiologischen Belastung des Gelenkes nur einem relativ geringen Druck ausgesetzt zu sein (Ateshian et al., 1994; Wu et al., 1996). Dies erklärt, warum Knorpel hohen Belastungs-Peaks ausgesetzt werden kann, ohne sofort Schaden zu erleiden (Eckstein et al. 2001).

Einfluss von Training

In einer anderen Studie wurde eine Gruppe von gesunden Pferden kurzfristig über einen Zeitraum von 6 Wochen mit steigender Intensität trainiert. Danach wurde an den Gelenken (im Vergleich zur Kontrollgruppe) eine signifikante Verringerung der Knorpeldicke bei gleichzeitiger gesteigerter Permeabilität festgestellt. Die gesteigerte Permeabilität bedeutet, dass Flüssigkeit schneller durch die Knorpelmatrix gepumpt werden kann. Dies ist ein Hinweis dafür, dass sich bei trainierten Pferden die Knorpeloberfläche schneller deformieren kann, was die Kontaktfläche zur gegenüberliegenden Gelenkfläche erhöht. Damit sollen traumatische Einflüsse verringert werden. Zugleich bedeutet dies auch einen rascheren Transport von Stoffen und damit einen besseren Stoffwechsel der Knorpelzellen (Palmer et al., 1995).
Eine weitere Studie befasste sich mit den Auswirkungen intensiven Trainings von gesunden Pferden. Hier wurde eine Störung des Knorpelmetabolismus gefunden (Rückgang der Synthese von Aggrecan, Anstieg der Synthese von Decorin), die

schädigende Auswirkungen auf die biomechanischen Eigenschaften des Knorpels haben kann, vor allem bei längerer Dauer. Dies wiederum kann ein prädisponierender Faktor für Knorpeldegenerationen und Osteoarthrose sein (Little et al., 1997).

Um Erkenntnisse über die Auswirkungen eines lang anhaltenden Trainings zu erhalten, verglichen Eckstein et al. (2001) Kniegelenke von Triathleten, die sich innerhalb der letzten 3 Jahre pro Woche einem mindestens 10-stündigen Training unterzogen hatten, und zudem seit ihrer Kindheit sportlich aktiv waren, mit Personen, die nie sportlich aktiv waren (im Durchschnitt <1h Sport pro Woche), beruflich keinen körperlichen Belastungen ausgesetzt waren und normalgewichtig waren. Sie stellten hierbei fest, dass keine signifikanten Unterschiede in der Knorpeldicke zu erkennen waren. Diese Ergebnisse ließen vermuten, dass (in Gegensatz zu Muskel und Knochen) eine vermehrte mechanische Stimulation keine vermehrte Knorpeldicke zur Folge hat (Mühlbauer et al., 2000; Eckstein et al, 2001). Jedoch wurde festgestellt, dass bei diesen Triathleten, die seit ihrer Kindheit sportlich aktiv waren, der Gelenkknorpel eine größere Oberfläche aufwies als bei der Vergleichsgruppe (Eckstein et al., 2001). Dies lässt vermuten, dass durch eine Vergrößerung der gewichtstragenden Anteile des Gelenkknorpels eine stärkere Verminderung der mechanischen Belastung erreicht wird als durch eine vermehrte Knorpeldicke. Gründe für diese Anpassung sind vermutlich, dass bei einer übermäßigen Knorpelverdickung die Ernährung des Gelenkknorpels nicht mehr gewährleistet wäre (Mow und Ratcliffe, 1997; Buckwalter und Mankin, 1997), und/ oder dass dann die Verteilung der Belastung suboptimal wäre (Ateshian et al, 1994; Wu et al, 1996). Denn bei einer Zunahme der Knorpeldicke kann die interstitielle Flüssigkeit des Gelenkknorpels dem Druck seitlich eher ausweichen, was den Mechanismus des hydrostatischen Druckausgleichs (siehe oben) behindert. Mit größeren Kontaktflächen jedoch wird der Druckausgleich verbessert (Eckstein et al, 2001).

1.2.4. Pathologische Veränderungen des Knorpels

Radin et al. (1991) kamen zu dem Ergebnis, dass an der Entstehung von Osteoarthritis mehrere Faktoren beteiligt sind. Allerdings existiert ein gemeinsamer Mechanismus: Nach einem anfänglichen Insult wird der Zellmetabolismus angeregt, um die Struktur der Matrix zu erhalten. Wenn dies jedoch nicht gelingt, entstehen an der Matrix biochemische Veränderungen (Verlust von Proteoglykanen, Steigerung der Flüssigkeitsmenge). Später entstehen strukturelle Veränderungen (Spaltung von Kollagen), gleichzeitig werden Abbauprodukte (biochemische Marker) freigesetzt (Arner et al., 1998; Dahlberg et al., 2000). Wenn der Abbau der Matrix weiter fortschreitet, führt dies wiederum zu einer Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften, was in einen Circulus vitiosus führt. Schließlich stellt bereits eine physiologische Belastung des Gelenkknorpels eine mechanische Überbeanspruchung dar und führt somit zu einer weiteren Schädigung des Gelenkknorpels. Dies ist insbesondere problematisch, wenn die Tangentialfaserschicht betroffen ist. Diese regelt den Flüssigkeitsstrom zwischen Knorpel und Gelenkhöhle und sorgt somit für den notwendigen hydrostatischen Druck während der Belastung des Gelenkknorpels (Setton et al., 1993). Wenn die Permeabilität ansteigt, muss der Druck zu einem höheren Anteil von der Kollagen-Proteoglykan-Matrix getragen werden. Wenn der anfängliche Insult weitergeht, kommt es wiederum zu makro-morphologischen Veränderungen am Knorpel, wie z.B. Fissuren, kleinen Läsionen oder einer allgemeinen Verringerung der Knorpeldicke. Zur Zeit ist es noch unklar, ab wann der subchondrale Knochen ebenfalls Veränderungen zeigt. Mit konventionellen radiologischen Diagnoseverfahren lassen sich Veränderungen wie z.B. Zysten oder Sklerose erst in einem späteren Stadium darstellen. Im Falle einer Knorpelschädigung zeigt der Gelenkknorpel nur eine begrenzte Fähigkeit zu Regeneration und Reparation. Obwohl Osteoarthritis nicht unweigerlich ein fortschreitender Prozess sein muss, muss sie dennoch als irreversibel angesehen werden (Eckstein et al, 2001).

Es gibt Hinweise, dass z.B. bei degenerativen Knorpelerkrankungen besonders hohe subchondrale Knochendichten zu finden sind (Eckstein et al., 1993).
Bei Untersuchungen an der menschlichen Patella wurde festgestellt, dass Knorpelläsionen sowohl an Knochen mit hoher, als auch mit relativ geringer subchondraler Knochendichte vorkommen. Die Läsionen an der lateralen Seite der Patella wurden mit permanenten mechanischen Belastungen erklärt, da hier eine sehr hohe Kno-

chendichte gefunden wurde. Dagegen wurden die Läsionen an der medialen Seite auf kurz einwirkende, aber hohe Belastungen zurückgeführt, da hier die subchondrale Knochendichte relativ gering war (Eckstein et al., 1994).
Radin (1972) und Radin und Rose (1986) fanden heraus, dass es bei einer Arthrose begleitend zu einer Sklerosierung der subchondralen Knochenschicht kommt. Diese Sklerose wird als eine sekundäre Veränderung bei der Osteoarthrose angesehen. Die Sklerosierung des subchondralen Knochens wiederum kann (durch die damit zusammenhängende erhöhte Steifigkeit der subchondralen Knochenschicht) zu weiteren degenerativen Knorpelveränderungen führen.

2. Spezielle Anatomie der Zehengelenke des Pferdes

2.1. Hufgelenk

Hufbein und Strahlbein bilden die Gelenkgrube, das Kronbein die sattelförmige Gelenkwalze des Hufgelenks (Nickel et al., 1992).
Vom Typ her ist das Hufgelenk ein Sattelgelenk, seiner Funktion nach ist es ein unvollkommenes Wechselgelenk, da neben Beugung und Streckung auch Drehbewegungen möglich sind (bis zu 15 ° an der Vordergliedmaße bzw. bis zu 18 ° an der Hintergliedmaße) (Wissdorf et al., 2002). Die Aktionen des Hufgelenks sorgen zusammen mit dem Krongelenk für die Anpassung des Fußes an Bodenunebenheiten (Nickel et al., 1992).

Das Strahlbein weist axial seine größte Dicke auf und nimmt zu den Seiten hin an Umfang ab. Die Facies articularis phalangis mediae ist dorsal gelegen und mittig konvex gewölbt. Sie ist von hyalinem Knorpel überzogen und dient zur Artikulation mit dem distalen Ende des Kronbeins (Wissdorf et al., 2002).
Die Facies flexoria des Strahlbeins ist von Faserknorpel überzogen, und bildet den distalen Gleitkörper, das Scutum distale, für die tiefe Beugesehne (Nickel et al., 1992; Wissdorf et al., 2002). Auf der Facies flexoria werden bei etwa 25 % aller Pferde knorpelfreie Bezirke gefunden, die als Synovialgruben, Fossae nudatae, bezeichnet werden. Sie liegen auf oder seitlich des Sagittalkammes (Wissdorf et al., 2002).

Der Margo distalis hat mittig seine größte Ausdehnung. Der dorsale Anteil des Margo distalis, Facies articularis phalangis distalis, ist von hyalinem Knorpel überzogen, und dient der Artikulation mit dem Hufbein (Wissdorf et al., 2002).

Funktionell ist das Strahlbein nicht nur als Gleitlager für die tiefe Beugesehne zu betrachten, sondern es sind auch seine Aufgaben für die Mechanik des Hufgelenkes zu berücksichtigen. Diese ergeben sich dadurch, dass die Facies articularis des Strahlbeines zusammen mit der entsprechenden Fläche des Hufbeins die Gelenkpfanne für den Gelenkkopf des Kronbeins bildet. Dabei sind Huf- und Strahlbein gelenkig miteinander verbunden. Ihre beidseitigen Kontaktflächen bilden ein Hilfsgelenk, dessen Gelenkspalt mit der Entfernung von der medianen Ebene breiter wird. Dadurch wird dem Strahlbein eine beschränkte Beweglichkeit ermöglicht (Wintzer, 1997).

Die Wachstumsfugen des Hufbeins und der distalen Kronbeinepiphyse schließen sich bereits vor der Geburt. In seltenen Fällen schließt sich die Wachstumsfuge der distalen Kronbeinepiphyse erst 1 Monat post natum (Wissdorf et al., 2002).

Der paarige, schalenartige Hufknorpel besteht aus Faserknorpel und ist jederseits mit dem Hufbeinast verwachsen. Er überragt das Hufbein proximal und palmar (Wissdorf et al., 2002).

Die Gelenkkapsel bildet im Hufgelenk den Recessus dorsalis und den Recessus palmaris. Zusätzlich existieren auch noch kleine seitliche Buchten (Nickel et al., 1992). Der Recessus dorsalis proximalis liegt unter der Sehne des gemeinsamen Zehenstreckers. Der Recessus palmaris proximalis ist dreigeteilt und reicht mit seinem mittleren Abschnitt bis an die Kronbeinlehne proximal. Distal stülpt sich die Gelenkkapsel zwischen den einzelnen Faserbündeln des Strahlbein-Hufbeinbands in Form von kleinen Buchten vor und füllt sich hier mit Synovia (Wissdorf et al., 2002).

Zwischen Strahlbein und tiefer Beugesehne liegt der Hufrollenschleimbeutel, Bursa podotrochlearis, der einen Recessus palmaris proximalis und einen Recessus palmaris distalis bildet. Die funktionelle Einheit von Insertionsabschnitt der tiefen Beugesehne, Bursa podotrochlearis und Strahlbein wird als Hufrolle, Podotrochlea, bezeichnet (Wissdorf et al., 2002).

Die Endsehne des M. extensor digitalis communis (Schultergliedmaße) bzw. des M. extensor digitalis longus (Hintergliedmaße) inseriert am Processus extensorius des Hufbeines (Stashak, 1989a; Nickel et al., 1992). In Höhe des Krongelenkes nimmt sie jederseits den Unterstützungsast des M. interossseus medius auf (Wissdorf et al., 2002).

Die an der Facies flexoria des Hufbeins inserierende tiefe Beugesehne wird durch die Sohlenbinde fixiert. Die Sohlenbinde besteht aus einem Anteil der tiefen Fußfaszie, gibt dem Endabschnitt der Sehne Halt und verläuft proximodorsal, um sich beiderseits des Fesselbeins anzuheften (Stashak, 1989a; Nickel et al., 1992). Die tiefe Beugesehne steht mit dem distalen Drittel des Kronbeins durch elastisches Bindegewebe in Verbindung. Diese Bindegewebsbrücke entsteht durch das Zusammentreffen der distalen Bucht der gemeinsamen Fesselbeugesehnenscheide, des proximalen palmaren Rezessus des Hufgelenks und des Hufrollenschleimbeutels (König, 2003). Damit konnte nachgewiesen werden, dass es sich nicht um einen Kronbeinschenkel der tiefen Beugesehne handelt wie in der älteren Literatur nachzulesen (Nickel et al., 1992).

Die Seitenbänder (Ligg. collateralia mediale et laterale) sind mit der Gelenkkapsel sowie mit dem Dorsalrand des Hufknorpels und dem Hufknorpel-Kronbeinband eng verbunden. Sie verkehren zwischen den Bandgruben von Kronbein und Hufbein.
Als Strahlbeinbänder fungieren das Strahlbein-Hufbeinband (Lig. sesamoideum distale impar) und die elastischen Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinbänder (Ligg. sesamoidea collateralia mediale et laterale) (Nickel et al., 1992).
Das Strahlbein-Hufbeinband (Lig. sesamoideum distale impar) zieht vom Margo ligamenti des Strahlbeins fächerförmig nach distal konvergierend an die Facies flexoria des Hufbeins. Das Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinband (Lig. sesamoideum collaterale mediale et laterale) entspringt zunächst entlang des Margo proximalis des Strahlbeins und liegt, transversal verlaufend, dem Recessus palmaris des Hufgelenks an. Seitlich, in Höhe der Strahlbeinflügel, entlässt dieser Strang jeweils zwei Abspaltungen. Die kürzere von beiden verläuft ausschließlich nach lateral beziehungsweise nach medial und erreicht so auf kürzestem Weg die Innenfläche des Hufknorpels, wo sie inseriert. Die zweite Abspaltung begleitet das Lig. sesamoideum collaterale nach medial beziehungsweise nach lateral und schließlich weiter nach

proximal. Sie inseriert schließlich an der Innenfläche des Hufknorpels, am dorsalen Abschnitt seines hufbeinfernen Randes. Der Ansatz des Lig. sesamoideum collaterale selbst erfolgt dorsal, etwas paramedian an den Bandhöckern proximal der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins sowie in seinem Verlauf über das Kronbein an diesem (Breit, 1995).

2.1.1. Pathologische Veränderungen

Hufbeinfrakturen sind mit die häufigsten Fakturen beim Pferd und können bei sagittalem Bruchverlauf auch bis in das Hufgelenk reichen. Eine Fraktur des Hufbeinastes ist die häufigste Frakturform am Hufbein. Frakturen des Proc. extensorius an seiner Basis (Abriß- bzw. Absprengfraktur) treten selten auf. Der Proc. extensorius ragt geringgradig über den Hornschuh hervor und kann durch mechanische Insulte frakturieren. Des weiteren kann es am Rand des Proc. extensorius auch zu knöchernen Zubildungen, Randexostosen, kommen, die abbrechen können (Wissdorf et al., 2002).

Bedingt durch die Form des Strahlbeins liegen Strahlbeinfrakturen immer paraxial. Außerdem können Chipfrakturen am distalen gratartigen Rand auftreten. Auf der Facies flexoria kann es zu Knocheneinbrüchen kommen (Wissdorf et al., 2002).

2.2. Krongelenk

Das Krongelenk wird von der Fesselbeinwalze und der Kronbeingrube gebildet.
Das Krongelenk ist seiner Form nach ein Sattelgelenk. Ein Sattelgelenk (Articulatio sellaris) ist grundsätzlich zweiachsig. Die Gelenkerhöhung hat die Form der Sitzfläche eines Sattels. Sie ist in der Sagittalen konkav, in der Transversalen konvex. Die Gelenkpfanne passt sich umgekehrt konturiert der Gelenkerhöhung an. Beugung und Streckung sind die Hauptbewegungen. Es sind aber auch geringe Dreh- und Seitwärtsbewegungen möglich, die jedoch durch Seitenbänder erheblich eingeschränkt werden (Nickel et al., 1992).
Die Möglichkeit zur Torsion (max 4°) im Krongelenk verringert sich wegen der zunehmenden Anspannung der Seitenbänder bei zunehmender Beugung oder Streckung (Wissdorf et al., 2002).

Die Dorsalfläche des Kronbeins besitzt am Gelenkrand einen Streckfortsatz, Processus extensorius, die Palmarfläche ist zur Kronbeinlehne, Tuberositas flexoria, verdickt (Wissdorf et al., 2002).
Die Wachstumsfuge der proximalen Kronbeinepiphyse ist mit 6-9 Monaten (an der Hintergliedmaße zum Teil bis zum Alter von 15 Monaten) röntgenologisch nicht mehr nachweisbar. Die Wachstumsfuge der distalen Fesselbeinepiphyse schließt sich bereits vor der Geburt, selten bis 1 Monat post natum (Wissdorf et al., 2002).

Die Gelenkkapsel ist palmar dünnwandig und bildet Aussackungen, den Recessus dorsalis und den Recessus palmaris, die beide nach proximal gerichtet sind (Nickel et al., 1992).

Die Endsehne des M. flexor digitalis superficialis geht oberhalb des Karpus in die oberflächliche Beugesehne über. In der Fesselbeuge spaltet sich die oberflächliche Beugesehne in zwei Schenkel, zwischen denen die tiefe hindurchtritt, und heftet sich medial und lateral an die Kronbeinlehne, mit je einem schwächeren Ast auch am distalen Ende der Seitenränder des Fesselbeins fest (Nickel et al., 1992).

Die Seitenbänder (Ligg. collateralia mediale et laterale) sind schräg nach distal und palmar gerichtet und zwischen Bandhöcker und Bandgrube des Fesselbeins und Bandhöcker des Kronbeins ausgespannt (Nickel et al., 1992).
Die palmaren Krongelenkbänder (Ligg. palmaria) werden unterteilt in mittlere (axiale) und seitliche (abaxiale). Die mittleren Bänder bilden zusammen mit dem geraden Sesambeinband und der Palmarfläche der Kronbeinlehne eine glatte Platte, die den mittleren Gleitkörper, das Scutum medium für die tiefe Beugesehne darstellt (Nickel et al., 1992).

Der Fesseltragapparat wird im proximalen Abschnitt von dem im Bereich des Mittelfußes gelegenen Anteils des sehnigen M. interosseus medius gebildet, der zwei Endschenkel an die Sesambeine abgibt. Im axialen Teil besteht er aus dem Lig. palmare, das die beiden Sesambeine miteinander verbindet. Das Lig. palmare bildet auch den proximalen Gleitkörper (Scutum proximale) für die tiefe Beugesehne. Distal besteht der Fesseltragapparat aus dem Lig. sesamoideum rectum, das mit seinem oberflächlichen Anteil an der Kronbeinlehne ansetzt, den beiden Ligg. sesamoidea

obliqua und den beiden Unterstützungsästen des M. interosseus medius zur gemeinsamen Strecksehne (Wissdorf et al., 2002).

2.2.1. Pathologische Veränderungen

Am dorsalen Rand der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins können Knochenzubildungen, Randexostosen, auftreten. Diese Veränderung wird Krongelenkschale genannt (Wissdorf et al., 2002).

Chip-Frakturen des Kronbeins beim Pferd sind selten und betreffen gewöhnlich den Dorsalrand im Krongelenk. Selten treten solche Frakturen im palmaren/ plantaren Bereich auf, sind dann aber mit deutlicher Lahmheit verbunden und bedürfen einer chirurgischen Behandlung (Torre, 1997).

Kronbeinfrakturen treten am häufigsten an den Beckengliedmaßen von Western-Leistungspferden mittleren Alters (vier- bis zehnjährige) auf, die zum „Cutting", „Roping", „Barrel racing" und „Reining" eingesetzt werden. Eine Vielfalt von Frakturtypen können am Kronbein auftreten, z.B. Chipfrakturen (selten), Frakturen der Kronbeinlehne (häufig) und Trümmerfrakturen (am häufigsten). Chip-Frakturen können entweder die proximale oder die distale Gelenkfläche des Kronbeines betreffen, wohingegen Frakturen der Kronbeinlehne bis in das Krongelenk reichen und den Abrissfrakturen zugeordnet werden. Bei Trümmerfrakturen ist meistens das Krongelenk beteiligt, aber sie können sich auch bis in das Hufgelenk ausdehnen. Chip-Frakturen sind entweder die Folge eines indirekten Traumas oder stellen Abrissfrakturen an Insertionsstellen dar. Frakturen der Kronbeinlehne und Trümmerfrakturen resultieren wahrscheinlich aus Kompression und den Drehkräften, die bei plötzlichem Bremsen und Starten sowie bei kurzen Wendungen entstehen (Stashak, 1989b).

3. Grundlagen der CT-OAM

3.1. Prinzip der Computertomographie

Die Computertomographie wurde 1973 von Hounsfield entwickelt. Sie stellt ein röntgenologisches Transversalschnittverfahren dar, bei dem der Bildaufbau rechnergesteuert (mit kalibrierten Zahlenwerten einer Dichteskala) aufgrund von Absorptionsmessungen erfolgt.

Da Absorptionsprofile eines Körperquerschnittes aus vielen Richtungen gemessen werden, kann aus der mathematischen Analyse der verschiedenen Absorptionswerte der lineare Absorptionskoeffizient in Volumeneinheiten der durchstrahlten Körperschicht bestimmt werden (Müller-Gerbl, 1991a; Müller-Gerbl et al., 1991b).

Bei der Computertomographie handelt es sich um ein röntgenologisches Verfahren, bei dem das zu untersuchende Gewebe schichtweise und überlagerungsfrei dargestellt wird (Hathcock und Stickle, 1993; Unsöld, 1985, Kreskel, 1988). Es entstehen dabei einzelne Schnittbilder, bei denen Strukturen (beispielsweise Weichteile oder Knochen) detaillierter dargestellt werden können als in der konventionellen Röntgendiagnostik (Daffner, 1980).

Das computertomographische Bild ergibt sich aus der Darstellung der Schwächungswerte der einzelnen Volumenelemente in einem flächenhaften Raster, wobei die ermittelten Zahlenwerte bestimmten Graustufen auf dem Monitor zugeordnet werden. Je nach Dicke des Strahlenbündels können den Bildelementen (pixel = picture element) Volumenelemente (voxel = volume element) zugeordnet werden (siehe auch Abb. 5) (Müller-Gerbl, 1991a; Müller-Gerbl et al., 1991b).

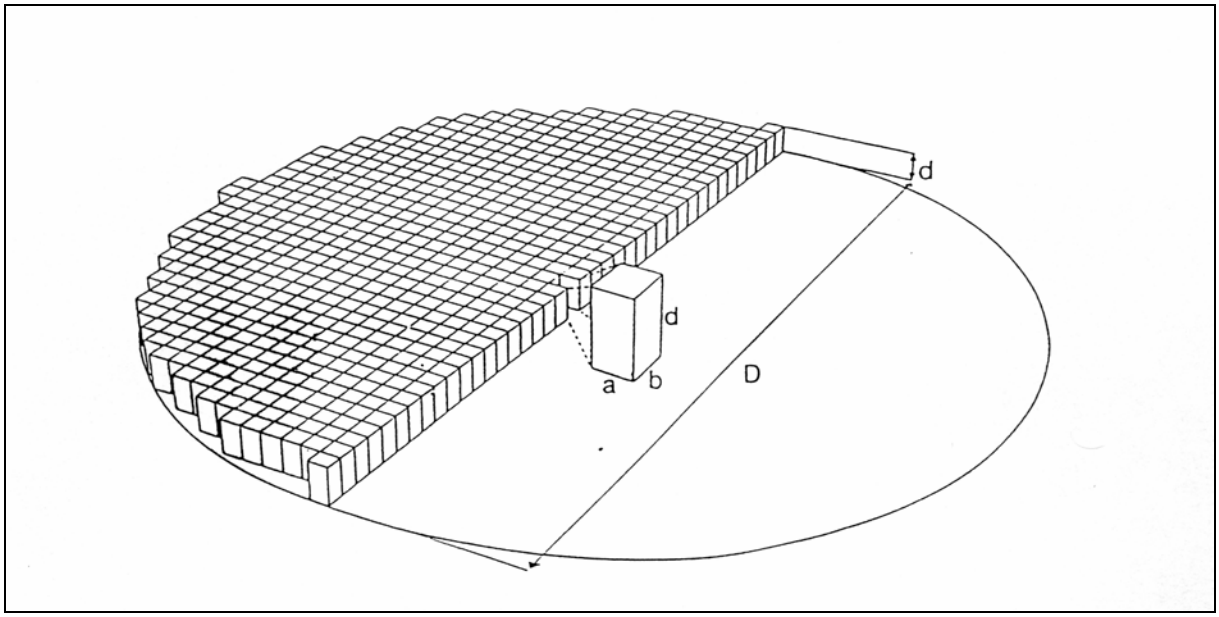


Abb. 5**:** Volumen eines Voxels (aus Müller-Gerbl, 1991a).

Die CT-Messskala ist dabei zwischen -1000 Hounsfieldeinheiten (HE) für die Absorption von Röntgenstrahlen in der Luft und 0 HE für die Absorption in Wasser festgesetzt. Die HE-Skala ist nach oben offen (siehe dazu auch Abb. 6) (Müller-Gerbl, 1991a; Müller-Gerbl et al., 1991b).

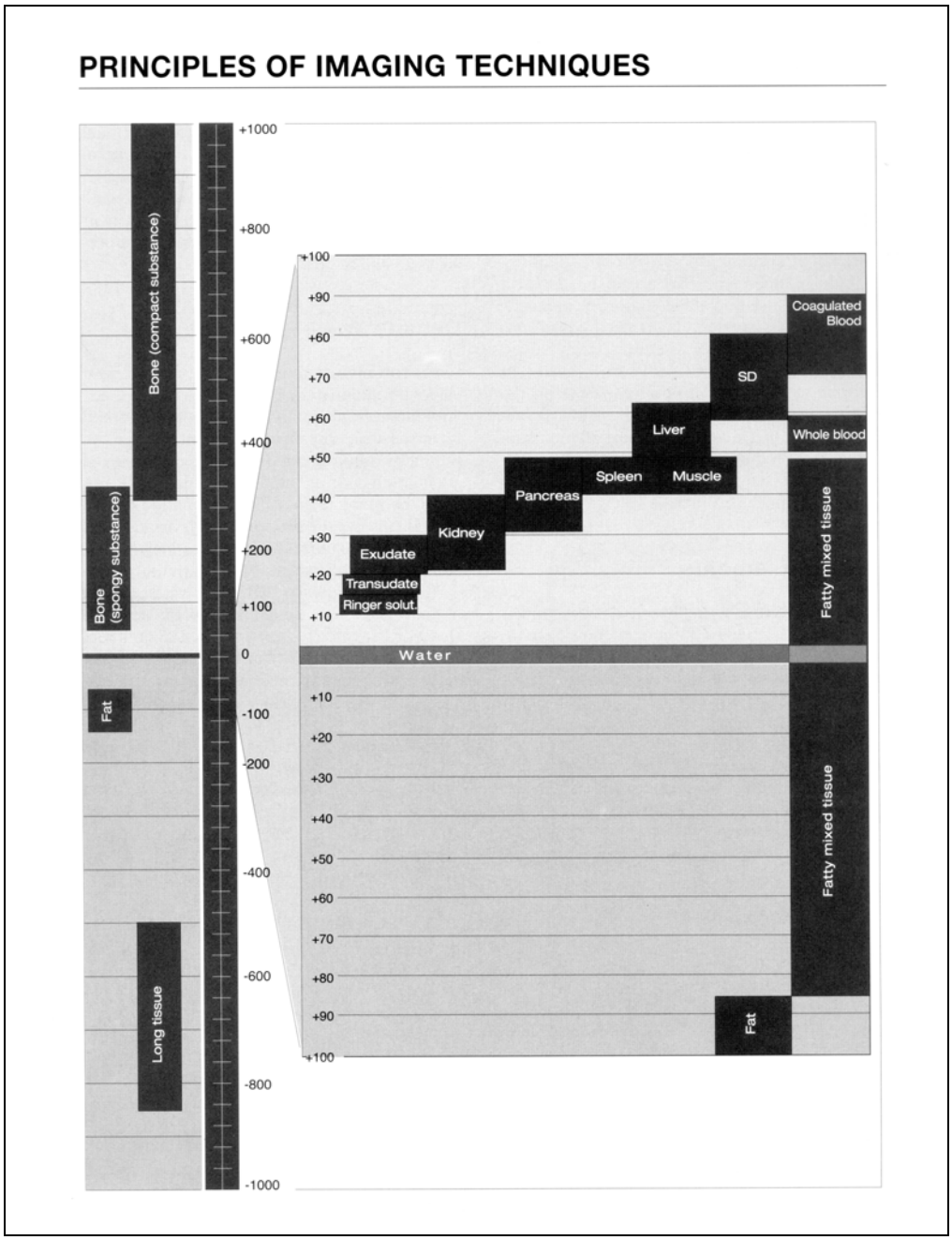


Abb. 6: Hounsfield Spektrum: Absorptionswerte (HU) der wichtigsten Organe in ihren physiologischen Variationsbreiten (aus Assheuer und Sager, 1997).

Der HE-Wert ist ein Maß für den linearen Schwächungskoeffizienten. Wenn eine gleichmäßige Verteilung von Elementen unterschiedlicher Ordnungszahlen vorliegt, ist der HE-Wert auch ein Maß für die physikalische Dichte. Da im Knochen die Absorption hauptsächlich von den Mineralsalzen, also Elementen höchster Ordnungszahlen abhängt, ist der HE-Wert hier ein Maß für den Mineralisierungsgrad (Müller-Gerbl et al., 1990b).

Die kommerziell erhältlichen Computertomographen arbeiten mit einer Grenzenergie der Röntgenstrahlung zwischen 80 und 140 keV. Für die Filterung werden einige mm Aluminium verwendet, manchmal in Kombination mit 0,1 bis 0,4 mm Kupfer. Die mittlere Photonenenergie liegt zwischen 60 und 80 keV (Müller-Gerbl, 1991a).

3.1.1. Bildanalyse bei der Computertomographie

Die Bildinterpretation hat bei der Analyse bestimmte Abbildungseigenschaften der Computertomographie zu berücksichtigen. Die Beurteilung der Dichtewerte und ggf. der Kontrastmittelanreicherung kommt noch hinzu, und muss in die endgültige Diagnose einfließen.

3.1.1.1. Fenstereinstellung

Teilvolumeneffekte führen an Grenzflächen zu Dichtewerten, die zwischen denen der benachbarten Strukturen liegen. Im Grauwertbild bewirken sie optisch den Eindruck eines Halbschattens. Bei geeigneter Fensterweite wird dadurch häufig die morphologische Struktur plastischer dargestellt und somit besser diagnostizierbar. Sehr enge Fensterlagen beziehen diesen Halbschatten mit ein und vergrößern optisch die Struktur. Fensterlage und -weite sind daher der Fragestellung und der zu erwartenden Dichte(-unterschiede) der abzubildenden Struktur anzupassen (Wegener, 1992).

3.2. Artefakte

Die Darstellung eines Körpervolumens unterschiedlicher Dichte in Schichten mit bestimmter Dicke und einer begrenzten Anzahl von Bildelementen, d.h. in multiplen einzelnen Volumenelementen, führt zu besonderen Abbildungseigenschaften, teilweise auch Abbildungsfehlern (Wegener, 1992).
Voraussetzungen, eine Computertomographie richtig zu beurteilen, sind ein räumliches Vorstellungsvermögen, genaue anatomische Kenntnisse und das Erkennen von Artefakten (Hathcock und Stickle, 1993, Zook et al., 1981). Man unterscheidet hierbei zwischen patientenbedingten, geräteabhängigen und physikalischen Artefakten (Wegener, 1992; Hübener, 1985).

Patientenbedingte Artefakte

Bei Bewegungsartefakten zeigen sich im Schnittbild streifenförmige Dichteanhebungen und Dichteminderungen. Je schneller sich der Patient bewegt und je stärker die Absorptionsdifferenzen zur Umgebung sind, desto deutlicher wird dieser Artefakt (Hathcock und Stickle, 1993).

Gerätebedingte Artefakte

Bei einer regelmäßigen Wartung bzw. Reparatur sind diese Artefakte vermeidbar. (Wiesen und Miraldi, 1994).

Ringartefakte

An Geräten der 3.Generation treten diese Artefakte gelegentlich auf. Sie werden von Detektordejustierungen verursacht. Dabei zeigt sich eine Dichteabweichung von in der Regel unter 20 HE. Hierbei entsteht ein störender Einfluss bei der quantitativen Auswertung, vor allem bei Verwendung eines „engen Fensters“ (Hübener, 1985, Wegener 1992).

Kantenartefakte

Sie entstehen an kontrastreichen Organgrenzen. Beispielsweise am Übergang von Knochen zu Pleura kommt es zur scheinbaren Darstellung von Pleuraverkalkungen (Wegener, 1992).

Metallartefakte

Sie werden durch Projektile, Metallchips oder Implantate ausgelöst, und stellen Streifenartefakte (high density streaking) dar (Hathcock und Stickle, 1993).

Physikalisch bedingte Artefakte

Aufhärtungsartefakte treten vor allem in kontrastreichen Geweben auf. Sie entstehen durch Strahlenaufhärtung und stellen sich als schattenförmige Dichteverfälschungen dar (Wegener, 1992).

Teilvolumeneffekt (Partialvolumeneffekt)

Wenn in einer definierten Schichtdicke Strukturen nicht vollständig, sondern nur mit diesem Anteil erfasst werden, kommt es zum Partialvolumeneffekt. Dies beruht dar-

auf, dass bei der Bildrekonstruktion angenommen wird, dass jedes Voxel (Volumenelement) homogen strukturiert ist. Die jeweilige anatomische Struktur wird dadurch in einer Dichte dargestellt, wie sie im Körper in dieser Form nicht vorliegt (Wegener, 1992; Müller-Gerbl, 1991a; Felix und Ramm, 1982).

Da der Dichtewert einen durchschnittlichen Schwächungswert des im Volumenelement enthaltenen Gewebes darstellt, kann nur dann die Radiodensität einer Gewebeart sicher angegeben werden, wenn diese die gesamte Schichtdicke vollständig ausfüllt. An Strukturgrenzen ist eine Dichteausmessung daher mit Bedacht vorzunehmen und sicherzustellen, dass eine Gewebeart die gesamte Schichtdicke durchsetzt. Bei Strukturen mit einem Durchmesser kleiner als die Schichtdicke liegt grundsätzlich ein Teilvolumeneffekt vor, der eine exakte Dichteausmessung nicht mehr gestattet. Aus diesem Grund sollten Dichtemessungen einer rundlichen Struktur z.B. mit einer Schichtdicke vorgenommen werden, die weniger als die Hälfte der betreffenden Läsion beträgt (Müller-Gerbl, 1991a; Müller-Gerbl et al., 1990a).

Der Dichtewert für ein Voxel ist ein Durchschnittswert für das im Volumenelement enthaltene Gewebe. Wenn unterschiedlich dichte Strukturen das Volumenelement - jeweils teilweise - ausfüllen, tragen sie zum Dichtewert in dem Maße bei, wie sie das Elementvolumen ausfüllen. Dadurch kommt es zu einer fehlerhaften Bewertung (zu niedrig oder zu hoch) des jeweiligen Dichtewertes. Durch ein Volumenelement verlaufende Grenzflächen werden damit selbst nicht mehr abbildungsfähig, sondern indirekt durch das Volumenelement dargestellt, das einen Mischwert aus den die Grenzschicht bildenden Gewebedichten aufweist (Wegener, 1992).

3.3. Bedeutung der CT-Osteoabsorptiometrie

Es handelt sich bei der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) um eine Darstellung von Absorptionsverteilungen innerhalb der subchondralen Knochenplatte. Die Höhe der Dichte und die Lokalisation reflektieren die Beanspruchung der untersuchten Gelenkfläche. Hierbei kommt es weniger darauf an, die absoluten Dichtewerte innerhalb der Gelenkfläche darzustellen, als vielmehr die relativen Konzentrationsunterschiede bzw. die Lokalisation von Dichtemaxima (Kalender et al., 1986).

Es ist nicht das Ziel der CT-OAM, wie bei den bekannten Methoden der CT-Densitometrie, beispielsweise zur Osteoporosediagnostik, Absolutwerte in g/cm^3 über einen größeren Bereich zu ermitteln. Im Übrigen ist die CT-OAM aufgrund des

Partial-Volumen-Effektes nur im subchondralen und im kompakten Knochen anzuwenden, nicht aber im spongiösen Bereich (Müller-Gerbl, 1991a; Müller-Gerbl et al., 1989).

Die Methode der CT-OAM stellt ein Verfahren dar, das in der Lage ist, die subchondralen Mineralisierungsmuster am Lebenden zur Darstellung zu bringen. Dadurch werden direkte Rückschlüsse auf die individuelle mechanische Situation eines Gelenkes möglich. Mit der CT-OAM können daher Verlaufskontrollen nach länger dauernder Immobilisation und anschließender Remobilisation oder auch bei Patienten nach belastungsändernden Eingriffen, wie z.B. nach Umstellungs-Osteotomien durchgeführt werden. Allerdings muss bei der Anwendung dieser Methode berücksichtigt werden, dass für eine Änderung der Verteilung der subchondralen Knochendichte weniger die Höhe der einwirkenden Beanspruchung ausschlaggebend ist, sondern eher der Zeitraum, während dessen die qualitative Belastungsänderung besteht (Müller-Gerbl, 1991a; Müller-Gerbl et al., 1989).

Nachdem die subchondrale Mineralisierung als morphologisches Korrelat der hauptsächlichen Beanspruchung eines Gelenkes mittels der CT-OAM am Lebenden zur Darstellung gebracht werden kann, beinhaltet diese Methode ein weites Spektrum an Anwendungsmöglichkeiten. Die CT-OAM kann neben dem gezielten Einsatz am Patienten auch einen wertvollen Beitrag zur klinischen Grundlagenforschung liefern, vor allem seit durch das Verfahren mittels 3D-Rekonstruktion der Zeitaufwand in einem vertretbaren Rahmen möglich ist.

Da sie eine nicht invasive, den Patienten nicht über Gebühr belastende Untersuchungsmethode darstellt, kann sie zu diagnostischen Zwecken eingesetzt werden, um über die morphologische Antwort auf eine Langzeitbeanspruchung Aufschluss über die individuelle mechanische Situation eines Gelenkes zu erhalten.

Damit steht eine Methode zur Prävention und Früherkennung von Gelenkschäden und der objektiven Bewertung von präarthrotischen Zuständen zur Verfügung, was angesichts der sicherlich noch weiter ansteigenden Anzahl von CT-Geräten, nicht auf den Einzelfall beschränkt bleiben muss (Müller-Gerbl, 1991a).

Eine weitere Möglichkeit der Anwendung dieser Methode wäre eine Verlaufskontrolle nach Operationen, die eine Änderung der Gelenkmechanik hervorrufen können wie z.B. Umstellungsosteotomien bei Coxa vara und Coxa valga oder nach Frakturen, die eine Änderung in der Gelenkbelastung bewirken (Müller-Gerbl, 1991a; Müller-Gerbl et al., 1989).

4. Spaltlinienmethode

4.1. Spaltlinien am Knochen

Die Spaltbarkeit der Gewebe erweckte zuerst Interesse in Hinblick auf Stichwunden. So untersuchte bereits Duputren 1836 die Spaltbarkeit der Haut. Seine Ergebnisse über die Spaltrichtungen wurden später von Malgaigne 1859 vermehrt und schließlich von Langer 1861 systematisch geprüft (Benninghoff, 1925). Die Spaltbarkeit des Schädeldaches von Neugeborenen wurde erstmals von Katayama untersucht (Katayama, 1877).

Bargmann (1977) schloss auf das Vorhandensein einer der Belastung angepassten Bauweise der Compacta, als er den Verlauf von Spaltlinien untersuchte. Allerdings zweifelte Bargmann (1977) daran, ob diese Spaltlinien durch die Ausrichtung der Osteone bestimmt werden.

Benninghoff (1931), Pauwels (1949) sowie Evans und Goff (1957) vertraten die Auffassung, dass die Spaltlinien Ausdruck der Wachstumsrichtung des Knochens seien. Tappen (1964) zeigte jedoch am Beispiel des menschlichen Os ilium, dass verschiedene Knochen, in denen eine identische Wachstumsrichtung beobachtet wird, ganz unterschiedliche Spaltlinienmuster aufweisen können.

Benninghoff (1925) untersuchte den kompakten Knochen des Schädels, der Scapula und des Beckens des ausgereiften menschlichen Skelettes, nachdem er die Präparate entkalkt hatte. Er formulierte die Hypothese, dass die Spaltlinien den Verlauf der Osteone und die Richtung der Spannungstrajektorien wiedergeben (Benninghoff, 1925). Sie zeigen damit die Richtung der größten Zug- und Druckfestigkeit an. Dieser Hypothese stimmen auch andere Autoren zu (Bruhnke, 1929; Henckel, 1931, Seipel, 1948; Tappen, 1964).

Schön et al. (1998) untersuchten das menschliche Ellbogen- und Kniegelenk mittels der Spaltlinienmethode unter der Annahme, dass sich längerfristig wirkende subchondrale Zugspannungen in einer Vorzugsrichtung der Kollagenfibrillen des subchondralen Knochens niederschlagen müssten. Sie fanden dabei in der Incisura trochlearis ulnae eine longitudinale Anordnung der Spaltlinien entsprechend der Richtung der Zugspannungen, die zuvor ermittelt worden waren von Jacobs und Eckstein (1999) und Merz et al. (1997). An der Trochlea humeri, in der in den Finite-Element-Modellen keine wesentliche Zugspannung berechnet wurde, fand sich auch keine Vorzugsrichtung des subchondralen Spaltlinienmusters. Am Caput radii und an

der tibialen Gelenkfläche beobachteten Schön et al. (1998) radiäre Spaltlinienmuster, was darauf zurückgeführt wurde, dass bei einer exzentrischen Belastung der Gelenkflächen die seitlich überragenden Anteile weggebogen werden und durch diese Biegung Zugspannungen in der subchondralen Platte entstehen.

Vogt et al. (1999) beschrieben, dass mittels der Spaltlinienmethode die Vorzugsrichtung der Kollagenfasern im subchondralen Knochen dargestellt werden. Bei ihren Untersuchungen am menschlichen Hüft- und Schultergelenk stellten sie weiterhin fest, dass sich Spaltlinien als ein Zeichen von Zugspannungen nur in den konkaven Gelenkanteilen darstellen ließen. An Caput femoris und Caput humeri dagegen wurde keine Vorzugsrichtung der subchondralen Spaltlinien beobachtet.

Seipel (1948) stellte auf der Basis mikrophotographischer Untersuchungen dar, dass eine Übereinstimmung besteht zwischen mechanischen Kräften und dem Verlauf von Kollagenfibrillen. Diese Auffassung wird auch von Ruangwit (1967) geteilt. Auch konnten neuere experimentelle Untersuchungen an ausgewachsenen Affen zeigen, dass sich das Spaltlinienmuster der Mandibula bei einer Veränderung der mechanischen Situation ändert, z.B. bei einer Resektion oder Transposition des M. masseter (Madeira et al., 1977) oder einer experimentellen Fraktur des Os zygomaticum (Costa et al., 1982).

Bouvier und Hylander (1981) und Hylander (1977, 1979a,b) bestimmten die Dehnung des kompakten Knochens der Mandibula von Affen in vitro und in vivo, und verglichen diese mit der Vorzugsrichtung der Spaltlinien an identischen Tieren. Hierbei wurde keine eindeutige Übereinstimmung zwischen der Richtung der größten Dehnung und der Orientierung der Spaltlinien gefunden. Die Autoren folgerten hieraus, dass die Spaltlinien keine sinnvolle Aussage über die Hauptspannungs-Richtungen im Gewebe zulassen. Diese Folgerung ist jedoch aus mechanischer Sicht nicht korrekt, da nur in einem isotropen Gewebe (identische Materialeigenschaften in allen Raumrichtungen) die Spannungswerte zu den Dehnungswerten proportional sind. Jedoch handelt es sich beim Knochen um ein anisotropes Gewebe (unterschiedliche Materialeigenschaften in unterschiedlichen Richtungen), bei dem sich die Hauptdehnungs- und Hauptspannungsrichtung gegensinnig verhalten können (Vogt et al., 1999). Die Theorie der funktionellen Anpassung des Knochens (Kummer, 1962; Pauwels, 1965, 1980) besagt, dass der Knochen so lange umgebaut wird, bis die Deformationen (aber nicht notwendigerweise die dabei auftretenden mechanischen Spannungen) optimiert sind. Dies wurde später auch von Cowin und Hegedus (1976)

und Firoozbakhsh und Cowin (1981) bestätigt. Nach der Theorie der kausalen Histogenese (Pauwels, 1960, 1965, 1980) wäre zu erwarten, dass sich die Kollagenfibrillen im Gewebe – bei einer Vorzugsrichtung der mechanischen Zugdehnungen – so lange reorganisieren, bis die Dehnungen (aber nicht die Spannungen!) in dieser Richtung einem vorgegebenen Referenzbereich entsprechen. Unter der Voraussetzung, dass die Spaltlinien die Vorzugsrichtung der Kollagenfibrillen anzeigen, und sich diese funktionell an die mechanische Beanspruchung anpassen, ist es also nicht erstaunlich, dass auf Basis der Dehnungsmessstreifentechnik keine Vorzugsrichtung der Dehnungen im kompakten Knochen nachzuweisen ist. Dieser Befund ist sogar im Gegenteil als Ausdruck einer Anpassung der Struktur an die mechanische Situation zu sehen (Vogt et al., 1999).

Vogt et al. (1999) folgerten aus ihren Untersuchungen, dass sich die Vorzugsrichtung der subchondralen Spaltlinien im Hüft- und Schultergelenk mit der Theorie in Einklang bringen lässt, dass die Spaltlinien die Hauptorientierung der Kollagenfibrillen im subchondralen Knochen anzeigen, dass sich die Kollagenfibrillen in Richtung der Vorzugsrichtung der Zugspannungen ausrichten und dass dies als Ausdruck einer funktionellen Anpassung des Knochens auf mikrostruktureller Ebene zu werten ist.

Ebenfalls konnte nachgewiesen werden, dass Zug- und Biegekräfte einen signifikanten Einfluss auf die subchondrale Knochendichte in inkongruenten Gelenken haben, und vermutlich noch stärker die Mikrostruktur bezüglich der Ausrichtung der Kollagenfasern bestimmen, als Kompressionskräfte allein (Eckstein et al., 1999).

4.2. Spaltlinien am Knorpel

Spaltlinien konnten auch am Gelenkknorpel dargestellt werden. Als erster hat Hultkrantz (1898) die Spaltlinienmethode angewandt zur Untersuchung der Vorzugsrichtung der Kollagenfibrillen in der Tangentialfaserschicht des Gelenkknorpels (Benninghoff, 1925). In weiteren Untersuchungen – insbesondere von Pauwels (1959) an der Cavitas glenoidalis und Molzberger (1973) am Acetabulum – wurde versucht, die Vorzugsrichtung der Spaltlinien mit den Dehnungstrajektorien im spannungsoptischen Modell in Übereinstimmung zu bringen. Beide folgerten, dass die Kollagenfibrillen der Tangentialfaserschicht des Knorpels in Richtung der größten Dehnung während der Druckbelastung im Gelenk angeordnet seien (Vogt et al., 1999). Späte-

re licht- und elektronenmikroskopische Studien zeigten, dass der Verlauf der Spaltlinien tatsächlich mit der Vorzugsrichtung der Kollagenfibrillen im Gelenkknorpel übereinstimmt (Bullough und Goodfellow, 1968; Clarke, 1971; Meachim et al., 1974; Ortmann, 1975; O'Connor, 1980; Tillmann, 1978; Jeffery et al., 1991). Biomechanische Untersuchungen bestätigten, dass die Zugfestigkeit des Knorpels entlang der Spaltlinien deutlich höher ist, als senkrecht hierzu (Kempson, 1968; Roth, 1980; Akizuki et al, 1986). Eine Übereinstimmung zwischen dem Spaltlinienmuster und der elektronenmikroskopischen Darstellung der Vorzugsrichtung der Kollagenfibrillen wurde in neuester Zeit auch für den Meniskus nachgewiesen (Peterson und Tillmann, 1998).
Vogt et al. (1999) stellten dar, dass die während der Druckübertragung im Gelenkknorpel auftretenden Dehnungen aufgrund der höheren Verformbarkeit des Gewebes wesentlich größer ausfallen als die Deformation des subchondralen Knochens. Dies bedingt auch, dass die Deformation des Gelenkknorpels von etwas anderen mechanischen Randbedingungen bestimmt wird als die des subchondralen Knochens. Daher ist nicht unbedingt mit einer detaillierten individuellen Übereinstimmung der Spaltlinienmuster an subchondralem Knochen und Gelenkknorpel zu rechnen.

III. Material und Methoden

1. Material

Es wurden 43 Präparate der Zehengelenke (jeweils Huf- und Krongelenk) von 30 Pferden verschiedener Rassen und Größen (siehe Tab. 1), beiderlei Geschlechts (Alter von 3 Monaten bis zu 30 Jahren) computertomographisch untersucht, um die subchondrale Knochendichte am Huf- und Krongelenk darzustellen. Davon stammen 19 Präparate von der linken Vordergliedmaße und 21 von der rechten Vordergliedmaße. Ein Präparat stammt von der linken Hintergliedmaße und 2 Präparate von der rechten Hintergliedmaße. In 13 Fällen handelt es sich um Gliedmaßenpaare.

Die Tiere wurden zum größten Teil in der Chirurgischen Tierklinik aufgrund einer tierärztlichen Indikation euthanasiert. Anhand der Klinikunterlagen wurden ausschließlich Tiere ausgesucht, die keine Lahmheit zeigten und keine äußeren Auffälligkeiten (wie z.B. Fehlstellungen, unphysiologische Abnutzung der Hornkapsel oder Sonderbeschläge) aufwiesen. Zu einem kleinen Teil stammen die Präparate von Tieren, die einer regulären Schlachtung zugeführt worden waren. Es wurde bei der Auswahl dieser Präparate darauf geachtet, dass diese keine äußeren Auffälligkeiten (siehe oben) aufwiesen. Dies war notwendig, um ein möglichst homogenes Untersuchungsmaterial zu erhalten.
Im Anschluss an die Präparation der Gelenke wurden diese auf Knorpelschäden hin makroskopisch untersucht. Die vorhandenen Knorpelschäden (z.B. Rauigkeiten oder kleinblasige Läsionen) wurden in einer Skizze bezüglich Lage und Größe festgehalten.
Die Präparate wurden fortlaufend nummeriert, entsprechend der Reihenfolge in der Bearbeitung. Bei Gliedmaßenpaaren erhielt die fortlaufende Präparate-Nummer noch den Zusatz „a“ für die linke, bzw. „b“ für die rechte Gliedmaße. Ausnahmen gelten für folgende Präparate-Paare: 9 VR und 10 VL; 4 VR und 5 HR; 6 VL und 8 VR; 1 VL und 31 VR (siehe hierzu auch Tab. 1).

Tab. 1: Untersuchungsgut und verwendete Methoden (nach Alter geordnet)

Rasse	Geschlecht	Alter	Position	Präp.-Nr.	Methode
Oberländer	Stute	3 Monate	VL	10	CT-OAM
			VR	9	CT-OAM, HU-Bereich
Haflinger	Stute	3 Monate	VR	34	CT-OAM
Haflinger	Hengst	6 Monate	VL	12a	CT-OAM
			VR	12b	CT-OAM
Haflinger	Hengst	9 Monate	VL	21a	CT-OAM
			VR	21b	CT-OAM
Haflinger	Hengst	2 Jahre	HL	26a	CT-OAM
			HR	26b	CT-OAM
Haflinger	Stute	2 Jahre	VL	28	CT-OAM
Warmblut	Hengst	3 Jahre	VR	24	CT-OAM
Haflinger	Stute	3 Jahre	VL	20a	CT-OAM, Knochen-SL, Knorpel-SL, Reproduzierbarkeit der CT-Daten
			VR	20b	CT-OAM, Knochen-SL, Knorpel-SL
Warmblut	Stute	4 Jahre	VL	25a	CT-OAM, Knochen-SL, Knorpel-SL
			VR	25b	CT-OAM, Knorpel-SL
Warmblut	Stute	4 Jahre	VL	27	CT-OAM
Warmblut	Wallach	4 Jahre	VL	33a	CT-OAM
			VR	33b	CT-OAM
Warmblut	Stute	5 Jahre	VR	4	CT-OAM
			HR	5	CT-OAM
Warmblut	Wallach	5 Jahre	VL	23	CT-OAM, Knochen-SL, Knorpel-SL

Rasse	Geschlecht	Alter	Position	Präp-Nr.	Methode
Warmblut	Wallach	6 Jahre	VL	13a	CT-OAM
			VR	13b	CT-OAM
Warmblut	Stute	6 Jahre	VL	19a	CT-OAM
			VR	19b	CT-OAM
Warmblut	Wallach	7 Jahre	VL	6	CT-OAM
			VR	8	CT-OAM
Anglo–Araber	Wallach	8 Jahre	VR	2	CT-OAM, HU-Bereich
Warmblut	Wallach	9 Jahre	VL	22a	CT-OAM
			VR	22b	CT-OAM
Warmblut	Stute	10 Jahre	VR	15	CT-OAM
Warmblut	Wallach	12 Jahre	VL	1	CT-OAM
			VR	31	CT-OAM
Warmblut	Wallach	13 Jahre	VL	7	CT-OAM, HU-Bereich
Warmblut	Stute	13 Jahre	VR	16	CT-OAM
Warmblut	Wallach	14 Jahre	VR	14	CT-OAM
Warmblut	Stute	14 Jahre	VL	3	CT-OAM
Warmblut	Stute	14 Jahre	VL	32	CT-OAM
Vollblut	Wallach	15 Jahre	VR	29	CT-OAM
Haflinger	Wallach	19 Jahre	VR	11	CT-OAM
Warmblut	Wallach	>20 Jahre	VL	30	CT-OAM
Warmblut	Wallach	25 Jahre	VR	18	CT-OAM
Pinto	Stute	30 Jahre	VL	17	CT-OAM, HU-Bereich

CT-OAM	CT-Osteoabsorptiometrie
HL	Hinten links
HU	Hounsfieldeinheiten (HE)
HU-Bereich	Definition des HU-Bereiches (für alle Gelenkflächen und alle Altersgrupen)
HR	Hinten rechts
Knochen-SL	Knochen-Spaltlinien
Knorpel-SL	Knorpel-Spaltlinien
Präp.-Nr.	Präparatnummer
VL	Vorne links
VR	Vorne rechts

2. Methoden

2.1. Erstellen der Präparate

Die Präparate wurden bei -20°C einzeln luftdicht verpackt in Plastiksäcken gelagert, um ein Austrocknen zu verhindern.

Die Pferdefüße wurden in der Mitte des Fesselbeins mit Hilfe einer Bandsäge durchtrennt, um eine zeitlich unabhängige Bearbeitung des Fesselgelenk für die Paralleluntersuchung des Fesselgelenks zu ermöglichen (Schäfer, 2001). Zur Bearbeitung wurden die Präparate für 18 - 24 Stunden in einem Kühlraum bei 4°C aufgetaut. Anschließend wurde der Hornschuh mit einer Bandsäge abgetrennt und Huf- und Krongelenk danach exartikuliert.

Beim Hufgelenk erfolgte der Zugang von dorso-lateral / 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 für das Krongelenk erfolgte von dorso-lateral / dorso-medial, unterhalb der Seitenbänder, und wurde entlang des Gelenkspaltes fortgesetzt.

An den freigelegten Gelenkflächen wurden eventuelle Knorpelschäden erfasst und dokumentiert.

2.2. Datenerhebung

Die CT-Datensätze wurden am Computertomographen der Chirurgischen Tierklinik (Firma Siemens , Somatom AR / Spiral) erstellt.

Die Schichtdicke betrug 2 mm, der Tischvorschub ebenfalls 2 mm. 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 linke Gliedmaßen in medio-lateraler, rechte 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 Scans (Schichtaufnahmen).

2.3. Verwendete Software

Über die Exportfunktion der Somaris-Software wurden die Bilddaten (IMAGE) aus der Datenbank herausgegriffen und in das ACR-NEMA 2 Format (Dateikopf mit anschließenden Bilddaten) konvertiert. Dann wurden sie in das Zielverzeichnis der Workstation des Computertomographen kopiert und per „file transfer protocol“ (ftp) auf den UNIX-Rechner im Institut für Tieranatomie übertragen.

2.3.1. DICOM2

Mittels DICOM2[1] können medizinische Bilddaten konvertiert werden. Das vom Computertomographen ausgegebene ACR-NEMA-Format enthält neben den Bilddaten auch Informationen über den jeweiligen Patienten, die Scannereinstellungen und andere Parameter, die zum größten Teil für die weitere Bearbeitung nicht wichtig sind. Mit dieser Software wurden die reinen Bilddaten extrahiert und ins raw-Format umgewandelt.

2.3.2. Measure

Diese Software wurde am Institut für Tieranatomie der LMU München entwickelt und ermöglicht die Darstellung und Bearbeitung von raw-Dateien. Die subchondrale Schicht der jeweiligen Gelenkfläche wurde als Region of Interest (ROI) von der Bild-

[1] DICOM2 (Freeware): http://www.bion.de/engl/swlinks.htm (22.10.2003)

datei der betreffenden CT-Scans ausgeschnitten und automatisch in einem neuen Unterverzeichnis (roi) abgespeichert. Nachdem alle subchondralen Lamellen einer Gelenkfläche ausgeschnitten waren, wurde dieses Unterverzeichnis entsprechend der Gelenkfläche umbenannt. Danach wurde die nächste Gelenkfläche bearbeitet.

2.3.3. Visualization Toolkit (VTK)

Die am Huf- und Krongelenk beteiligten Knochen wurden mittels „The Visualization Toolkit“ (VTK) dreidimensional rekonstruiert. Visualization Toolkit ist kein Programm, sondern eine C++-Klassenbibliothek, die speziell für dreidimensionale Rekonstruktionen auf Unix-Rechnern und PCs entwickelt wurde. Die eingesetzten Programme verwenden zur Interaktion mit dem Benutzer die Eingabeaufforderung („DOS-Konsole“) von Windows, d.h. es handelt sich um sogenannte Konsolenprogramme.

2.3.3.1. VTKOBJECT

Die zu raw-Dateien konvertierten CT-Schnitte werden mittels VTKOBJECT dreidimensional rekonstruiert. Das Ergebnis sind 3D-Knochenrekonstruktionen.
Für die 3D-Rekonstruktion müssen unter anderem die entsprechenden raw-Dateien („Start“-Datei und „End“-Datei), Bildbreite, Bildhöhe, die Bildauflösung in der x-y-Richtung, Schichtdicke und ein Dichteschwellenwert bezüglich der Graustufen eingegeben werden. Damit konnten alle Weichteile aus den Bildern herausgerechnet und aus den verbleibenden Daten die Knochen rekonstruiert werden.

2.3.3.2. VTKCTOAM

Im CT-Bild werden die jeweiligen Mineralisierungsgrade am Knochen entsprechend der unterschiedlichen Absorption durch abgestufte Grautöne dargestellt. VTKCTOAM misst diese Graustufenwerte der Bilddateien (Knochendichte) und setzt das Resultat in ein 3D-Objekt für die Falschfarbendarstellung um, das mit dem Programm „VTKSHOWMIP“ angezeigt werden kann.

VTKCTOAM verwendete als Ausgangsdaten die mit „Measure“ ausgeschnittenen Bilder der subchondralen Knochenlamelle. Für die 3D-Rekonstruktion wurde ein vergleichbarer Schwellenwert verwendet wie für das Programm VTKOBJECT. Dieser wurde allerdings etwas niedriger gewählt, da dann das rekonstruierte Objekt etwas größer ist als die Knochenrekonstruktion selbst. Dadurch konnte eine Überlagerung

der falschfarben-kodierten Gelenkdarstellung durch die Knochenrekonstruktion bei gleichzeitiger Darstellung vermieden werden.

Mittels VTKCTOAM wurden die Dichtemaxima im Volumen der subchondralen Knochenplatte senkrecht zu jedem Punkt der isolierten Gelenkfläche ermittelt. Die Länge der Messstrecke wurde auf 7 mm festgelegt. Der höchste Messwert entlang der vorgewählten Strecke wurde dann auf die Gelenkoberfläche projiziert (Maximal Intensity Projection = MIP).
Alle dem Programm angegebenen Schnittbilder dienten als Datengrundlage sowohl für die Knochendichtemessung als auch für die Oberflächen-Rekonstruktion.

2.3.3.3. VTKSHOWMIP

Mit diesem Programm können die Objekte, die von VTKOBJECT und VTKCTOAM berechnet worden sind, angezeigt werden. Die Objekte können sowohl separat (nur Knochen-Rekonstruktion oder Dichtemessung) als auch in Kombination dargestellt werden.
Die Knochen-Rekonstruktionen (siehe VTKOBJECT) werden nicht farbig dargestellt, sie werden lediglich mit einer Knochentextur überzogen. Im Gegensatz dazu werden die Objekte, die mittels VTKCTOAM erstellt wurden, falschfarben dargestellt, um die unterschiedlichen Knochendichten optisch besser aufzulösen.

Die minimalen und maximalen HU-Werte wurden im Programm VTKSHOWMIP eingegeben. Die Graustufen, die in diesem HU-Bereich liegen, wurden in Farbwerte umgesetzt. (Dieser Bereich sollte einerseits groß genug sein, um alle zu untersuchenden Gelenke abzudecken, andererseits jedoch muss er auch möglichst klein sein, um einen hohen Farbkontrast zu gewährleisten.) Im Fall des Huf- und Krongelenkes wurden aus den zur Verfügung stehenden Graustufen ein bestimmter Bereich herausgegriffen (500–1800 HU), und dieser in 15 Farbstufen unterteilt (siehe Abb. 7).

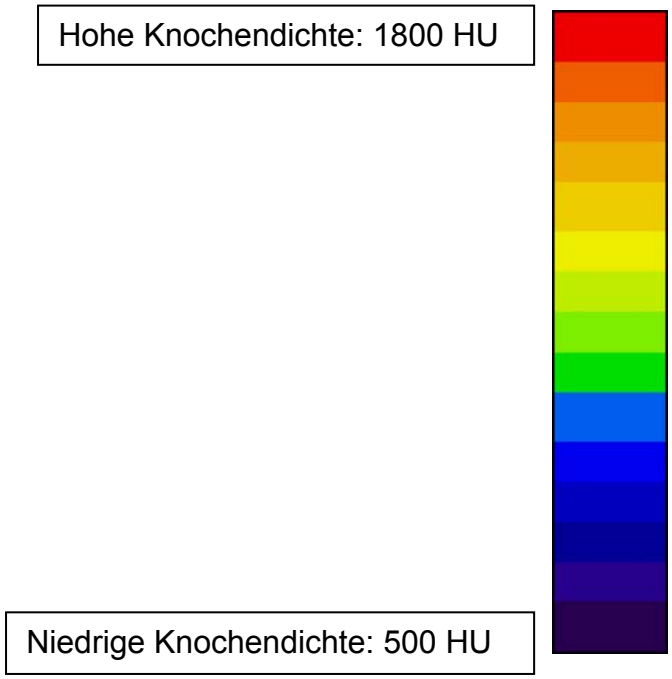


Abb. 7: Falschfarbentabelle Knochendichte (500-1800 HU)

Im Rahmen dieser Dissertation wurde dieser HU-Bereich anhand der Hufbein-Gelenkfläche, einer Strahlbein-Gelenkfläche (Gelenkfläche zum Kronbein), der distalen Kronbein-Gelenkfläche (distale Ansicht) und der distalen Fesselbein-Gelenkfläche (distale Ansicht) von 4 Pferden definiert, von denen alle aus verschiedenen Altersgruppen stammten (9 Monate, 7 Jahre, 13 Jahre und 30 Jahre).
Es wurde der HU-Bereich gewählt, in dem für alle untersuchten Gelenke und alle Altersbereiche, die jeweiligen Dichtewerte farblich gut differenziert werden konnten.
Das Ergebnis war eine dreidimensionale Knochenrekonstruktion, bei der die Gelenkfläche falschfarben dargestellt ist. Dieses Objekt wurde mit der Maus auf Bildschirmformat vergrößert. Von allen Gelenkflächen wurden standardisierte Ansichten als Screenshots im Bitmap-Format gespeichert.
Im Gegensatz zur distalen Gelenkfläche des Kronbeines wurde die distale Gelenkfläche des Fesselbeines nur in 2 Ansichten dargestellt. Die dorsale Ansicht der distalen Gelenkfläche des Fesselbeines ist aufgrund seiner Form nur sehr klein, und konnte über die distale Ansicht mit beurteilt werden, da die dorsale Ansicht nur einen minimalen Bereich der Gelenkfläche darstellt (Abb. 8).

Tab. 2: Untersuchte Gelenkflächen und deren Darstellung

Gelenkfläche:	Darstellung:
Hufbein	proximale Ansicht
Strahlbein	Gelenkfläche zum Hufbein Gelenkfläche zum Kronbein Sehnengleitfläche
Kronbein proximal	proximale Ansicht
Kronbein distal	distale Ansicht dorsale Ansicht palmare / plantare Ansicht
Fesselbein distal	distale Ansicht palmare / plantare Ansicht

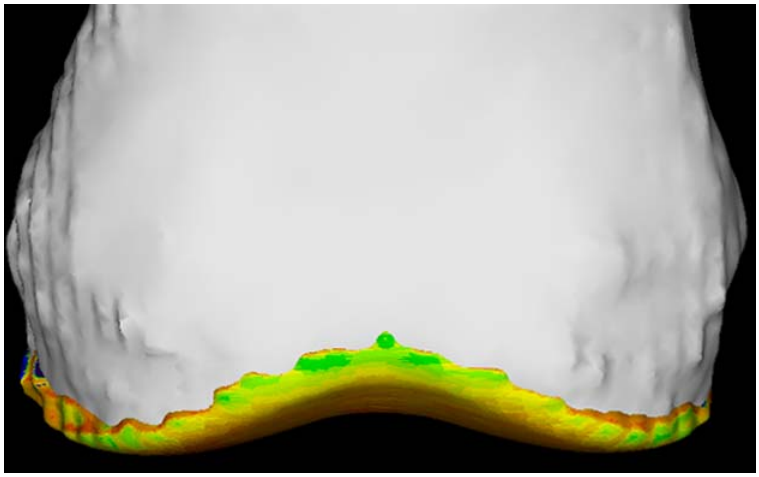


Abb. 8: Dorsale Ansicht der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins

2.4. Messung der subchondralen Knochendichte

Die Pferde wurden in verschiedene Altersgruppen zusammengefasst. Diese Einteilung erfolgte unter Berücksichtigung von ähnlichen Verhältnissen in der Lokalisation der Dichtemaxima/-minima. Mit dem Programm Adobe Photoshop (Version 6.0) konnten die Dichtemaxima und -minima in ihren Umrissen graphisch dargestellt werden. Als Maximum wurden die beiden höchsten Falschfarbenstufen, als Minimum

entsprechend die beiden niedrigsten Farbstufen eines Bildes definiert. Die Dichtemaxima und –minima wurden mit einer transparenten Farbe (Deckkraft 15%) ausgefüllt. Die Dichtemaxima wurden in rot dargestellt, die Dichteminima in blau. Die Dichtemaxima und -minima der einzelnen Präparate wurden in Altersgruppen angeordnet und als „Summationsbild“ übereinander projiziert. Zuvor wurde jede einzelne Gelenkfläche auf einen Standardumriss/ -Größe (der jeweiligen Gelenkfläche) angepasst, um eine topographisch vergleichbare Summation zu erreichen. In den Gelenkabschnitten, an denen sich gehäuft Dichtemaxima bzw. –minima finden, addiert sich die Deckkraft um jeweils 15%, so dass diese Bereiche farblich intensiver dargestellt werden.

Tab. 3: Einteilung der Pferde nach Altersgruppen

Gruppe 1	Bis 9 Monate
Gruppe 2	10 Monate - 3 Jahre
Gruppe 3	4 - 6 Jahre
Gruppe 4	7 - 12 Jahre
Gruppe 5	13 - 20 Jahre
Gruppe 6	über 20 Jahre

Tab. 4: Anzahl der untersuchten Präparate je Gruppe

	Pferde	VL	VR	HL	HR	Präparate	Gliedmaßenpaare
Gruppe 1	4	3	4	--	--	7	3
Gruppe 2	4	2	2	1	1	6	2
Gruppe 3	7	6	5	--	1	12	5
Gruppe 4	5	3	5	--	--	8	3
Gruppe 5	7	3	4	--	--	7	--
Gruppe 6	3	2	1	--	--	3	--

VL - Vorne links HL - Hinten links

VR - Vorne rechts HR - Hinten rechts

2.5. Reproduzierbarkeit der CT-Daten

Die Präparate wurden im CT immer auf dieselbe Art und Weise gelagert. Kleinere Abweichungen in der Lagerung der einzelnen Knochen lassen sich jedoch nicht vermeiden. Um festzustellen, ob die erhobenen CT-Datensätze unabhängig von der Lagerung sind, wurde die distale Gelenkfläche des Kronbeins fünf mal gescannt. Nach jedem Scandurchgang wurde das Kronbein geringfügig anders gelagert.
Die resultierenden Datensätze wurden wie alle anderen Datensätze weiterbearbeitet, und bezüglich der Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte auf Übereinstimmung geprüft. Hierfür wurde ein 10 x 7-Raster über die Gelenkfläche gelegt.

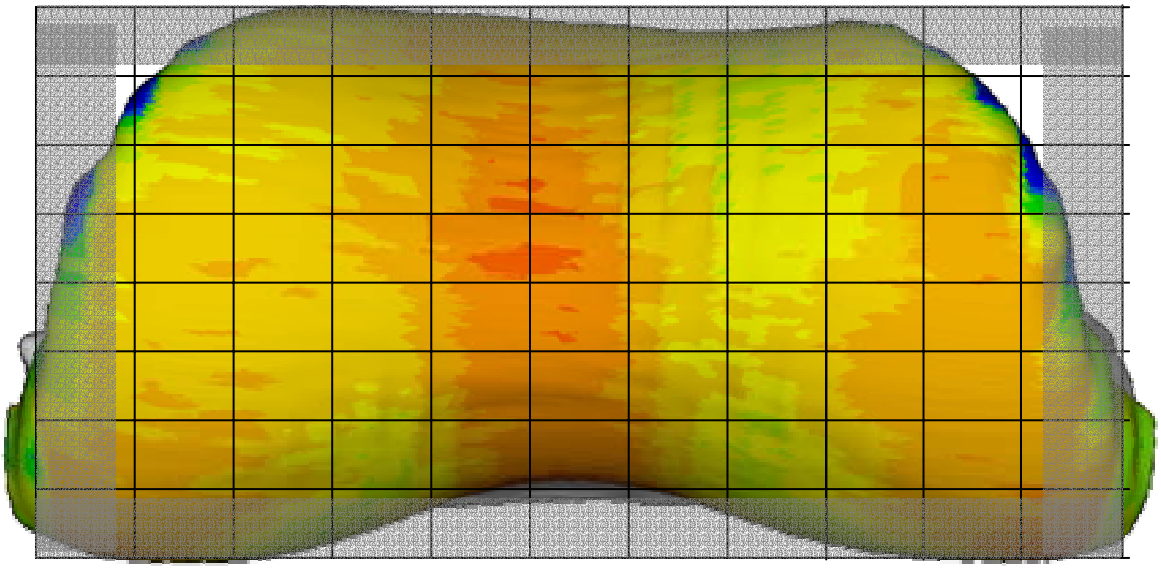


Abb. 9: Distale Gelenkfläche des Kronbeins (distale Ansicht) mit Raster (10 x 7 Punkte)

Die beiden äußeren Schnittpunkte in der ersten Reihe wurden nicht mit berücksichtigt, da sie in allen Fällen außerhalb des Rasters lagen. Bei allen anderen 68 Schnittpunkten wurde der Farbwert notiert und mit den entsprechenden Werten der anderen 4 Gelenkflächen verglichen.

2.6. Flächenmessung der Gelenkflächen

Die einzelnen Gelenkflächen eines Pferdes wiesen zum Teil deutliche Unterschiede in der Knochendichte auf. Diese Unterschiede existieren auch, wenn gleichartige Gelenkflächen (z.B. konvexe Gelenkflächen), wie beispielsweise die distale Gelenkfläche des Kronbeines mit der distalen Gelenkfläche des Fesselbeines verglichen werden. Es fällt hierbei sofort die höhere Knochendichte der Gelenkfläche des Fesselbeines auf.

Zur Überprüfung, ob ein möglicher Zusammenhang zwischen der Knochendichte und der Größe der Gelenkfläche besteht, wurde letzteres Maß für alle Artikulationsflächen ermittelt:

Dazu wurden die Zehenknochen von 5 linken Vordergliedmaßen, 5 rechten Vordergliedmaßen, 8 linken Hintergliedmaßen und 2 rechten Hintergliedmaßen mazeriert. (Die Präparate stammten aus dem Präparierkurs im Institut für Tieranatomie. Die Auswahl der Präparate erfolgte willkürlich.) Dann wurden die Gelenkflächen dünn mit Mehrzweckfett (technisches Fett, Firma Pressol) als Trennmittel für die nachfolgende Paraffinschicht eingerieben. Das Paraffin (Paraplast Plus, Schmelzpunkt 56° C, Firma Sherwood Medical, USA) wurde bei 60° C im Wärmeschrank erhitzt. Danach wurden die Knochen (bei Raumtemperatur) in das Paraffin getaucht.

Die Wachskappe wurde exakt an der Grenze der Gelenkfläche mit weißer Fassadenfarbe (Abtönfarbe, Firma Alpina) 2 mal bestrichen.

Anschließend wurde die Wachskappe mit einem Skalpell am knöchernen Gelenkrand abgetrennt. Die abgelöste Wachskappe war zunächst dreidimensional gewölbt. Zur planen Auswertung wurde die Wachskappe mehrmals mit einer Schere eingeschnitten. Die planen Wachskappen wurden auf schwarzes Tonpapier auf einer Wärmeplatte (70° C) gelegt und durch das schmelzende Paraffin „aufgeklebt“. Das Tonpapier mit den 2D Gelenkoberflächen wurde mit einem Flachbettscanner digitalisiert (300 dpi).

Mittels Adobe Photoshop wurden diese Farbhäutchen ausgeschnitten und in eine neue Datei kopiert (Hintergrundfarbe schwarz). Anschließend wurde die neue Datei auf ihre Hintergrundebene reduziert und abgespeichert.

Die weitere Bearbeitung erfolgte mit dem Programm „Image Tool".

2.6.1. UTHSCSA ImageTool

Bei diesem Programm handelt es sich um ein Bildbearbeitungs- und Analyseprogramm. Es kann von der Website des UTHSCSA (University of Texas Health Science Center, San Antonio) kostenlos heruntergeladen werden.
Zur Flächenmessung der Gelenkflächen wurde die *.psd-Datei der einzelnen Gelenkflächen (=Graustufenbild) in ein Schwarz-Weiß-Bild umgewandelt. Als Schwellenwert wurde ein Wert zwischen 128 und 135 gewählt. Der Schwellenwert richtet sich nach dem jeweiligen Gelenk. Der optimale Schwellenwert kann unter Sichtkontrolle (kleines Schaubild mit Grafik) manuell eingestellt werden. Das entstandene Schwarz-Weiß-Bild ist invertiert.

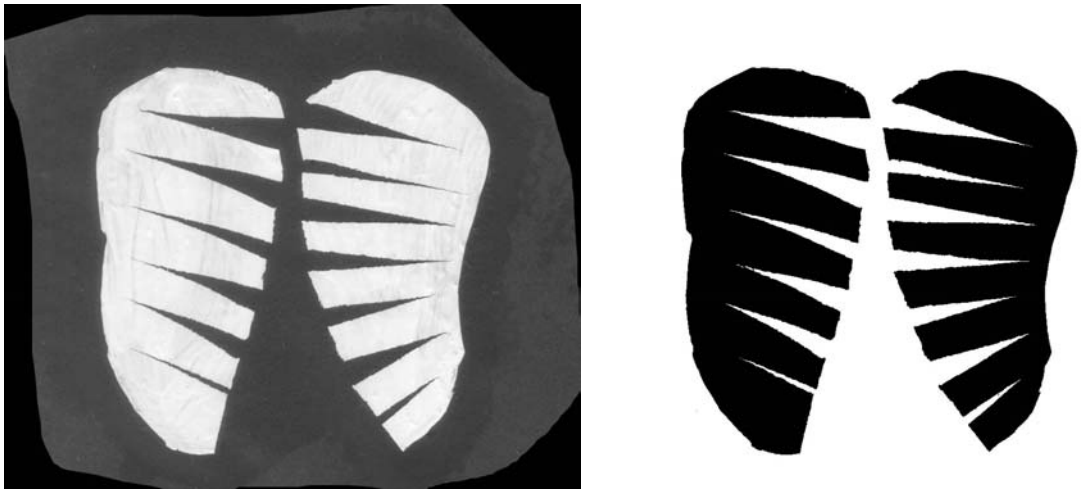


Abb. 10: Umwandlung eines Graustufenbildes (links) in ein Schwarz-Weiß-Bild (rechts, anhand des Beispiels der distalen Gelenkfläche des Kronbeins) mittels UTHSCSA ImageTool.

Anschließend wurden die schwarzen Pixel im Schwarz-Weiß-Bild vom Programm analysiert. Die gezählten Pixel wurden in einen Flächenwert (mm^2) umgerechnet:

Bei einer Auflösung von 300 dpi lässt sich die entsprechende Fläche eines Pixels einfach berechnen:
1 pixel = $^1/_{300}$ $inch^2$
1 inch = 2,54 cm
1 pixel = $(25{,}4\ mm / 300)^2 = 0{,}0072\ mm^2$

Fläche eines Pixel beträgt gerundet 0,0072 mm^2. Die ausgezählten Pixel und die berechneten Flächenwerte wurden in einer Excel-Tabelle gelistet.

2.7. Spaltlinienmethode

2.7.1. Knorpel-Spaltlinien

2.7.1.1. Material

Für die Darstellung der Knorpelspaltlinien wurden fünf Präparate des Kron- und Hufgelenkes verwendet. Davon stammen 3 Präparate von der linken Vordergliedmaße und 2 von der rechten Vordergliedmaße. In 2 Fällen handelt es sich um Gliedmaßenpaare.

Tab. 5: Verwendete Präparate für die Darstellung der Knorpel-Spaltlinien

Rasse	Geschlecht	Alter	Position	Präparat-Nr.
Haflinger	Stute	3 Jahre	VL	20a
			VR	20b
Warmblut	Stute	4 Jahre	VL	25a
			VR	25b
Warmblut	Wallach	5 Jahre	VL	23

Die Präparate wurden nach der Durchführung der CTOAM bis zur weiteren Verarbeitung bei –20°C gelagert. Als Vorbereitung für die Spaltlinienmethode wurden die Präparate 18-24 Stunden lang bei einer Temperatur von 4°C (in einem Kühlraum) aufgetaut.

2.7.1.2. Durchführung der Spaltlinienmethode

Mit einer vorher in Tusche getauchten, drehrunden Nadel wurde in gleichmäßigen Abständen von ca. 2 mm in das Knorpelgewebe eingestochen. Der Einstich erfolgte senkrecht zur Oberfläche. In den meisten Fällen wurden hierbei Spalten sichtbar, die sich zu Linien aneinander reihen ließen, den sog. Spaltlinien. In einigen Fällen jedoch ließen sich keine spindelförmigen Strukturen anfärben. Der Einstich mit der drehrunden Nadel erzeugte hierbei nur ein kreisförmiges Loch. Das Ergebnis dieser Anfärbung wurde in einen schematischen Umriss der jeweiligen Gelenkfläche übertragen.

2.7.2. Knochen-Spaltlinien

Für die Darstellung der Knochenspaltlinien wurden vier Präparate des Kron- und Hufgelenkes verwendet. Drei dieser Präparate stammen von der linken, eines von der rechten Vordergliedmaße.

Tab. 6: Verwendetes Material für die Darstellung der Knochen-Spaltlinien

Rasse	Geschlecht	Alter	Position	Präparat-Nr.
Haflinger	Stute	3 Jahre	VL	20a
			VR	20b
Warmblut	Stute	4 Jahre	VL	25a
Warmblut	Wallach	5 Jahre	VL	23

Nachdem die Präparate grob von dem sie umgebenden Weichteilgewebe befreit worden waren, wurden sie mazeriert. Danach wurde das restliche Weichteilgewebe entfernt. Für die anschließende Entkalkung wurde sämtliches überflüssige Knochengewebe entfernt. Zur Entkalkung wurden die Präparate 9 Wochen in eine 5%-ige Salpetersäure gelegt. Nach 6 Wochen wurde die Säure ausgewechselt.

Es ist nicht erforderlich, den Knochen vollkommen zu entkalken. Er muss nur so weich sein, dass man, ohne Gewalt anzuwenden, leicht mit einer drehrunden Nadel in den subchondralen Knochen einstechen kann.

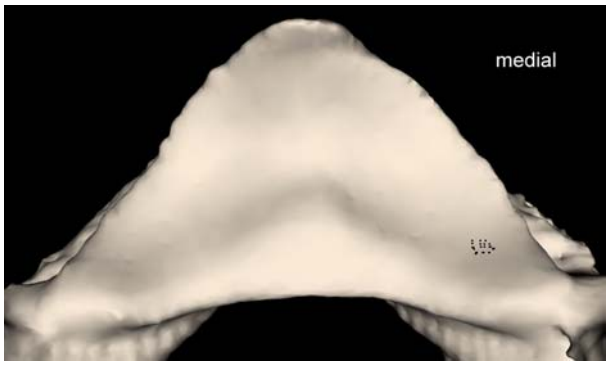
Die entkalkten Präparate wurden in einer 6%-igen Formaldehydlösung fixiert und gelagert. Vor einer weiteren Verarbeitung musste noch die auf dem subchondralen Knochen verbliebene kalzifizierte Knorpelschicht mechanisch abgetragen werden.

Zur Darstellung der Spaltlinien wurde in der selben Weise verfahren wie bei der Spaltliniendarstellung des Knorpelgewebes (siehe 2.7.1.2).

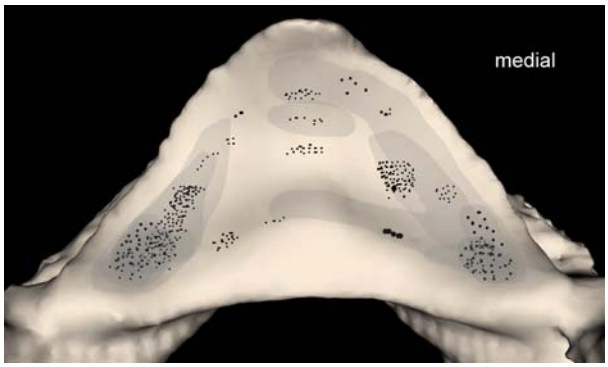
Die Befunddokumentation erfolgte auch hier mittels Skizzenzeichnung (unter Verwendung einer Lupe).

2.8. Knorpelläsionen

Die Präparate wurden unmittelbar nach der Exartikulation auf eventuelle Knorpelläsionen untersucht. Die Läsionen wurden in einer Schemazeichnung dokumentiert. Diese wurden später verwendet, um die Knorpelläsionen im Computerprogramm Adobe Photoshop in schematische Gelenkabbildungen einzuzeichnen (siehe Abb. 11). Dunkle Verfärbungen wurden als graue Schattierung (50% Grau; Modus: normal; 15-20% Deckkraft, je nach Grad der Verfärbung), Rauigkeiten als kleine punktförmige schwarze Stellen, dargestellt. Andere Knorpelläsionen wurden als mehr oder weniger große schwarze Punkte (je nach Größe der Läsion) eingezeichnet.
Für jedes Präparat wurde eine neue Ebene abgespeichert. Im Summationsbild werden alle Ebenen übereinander projiziert. Hierbei kann verdeutlicht werden, ob an einer bestimmten Stelle der Gelenkfläche häufiger Knorpelläsionen vorkommen. Diese ist beispielhaft in Abb. 11 dargestellt.



Knorpelläsionen an der Hufbein-Gelenkfläche in der Altersgruppe 4 (7-12 Jahre) bei Pferd 6 VL



Knorpelläsionen an der Hufbein-Gelenkfläche als Summationsbild aller Altersgruppen

Abb. 11: Schematische Darstellung der Knorpelläsionen bei einem Präparat und als Summationsbild (mit Adobe Photoshop in 3D-Rekonstruktionen eingezeichnet).

IV. Ergebnisse

1. Subchondrale Knochendichte

Im folgenden Abschnitt wird das individuelle Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte nach Altersgruppen gegliedert dargestellt. Wie in Material und Methoden beschrieben, wurden die Knochendichtemaxima und –minima graphisch ausgeschnitten und jeweils auf eine linke Gelenkfläche projiziert.
Die falschfarbenen Abbildungen der subchondralen Knochendichte repräsentieren jeweils typische Verteilungsmuster in dieser Altersgruppe. Für eine einheitliche Lagebezeichnung wie bei den Summationsbildern wurden auch hier die Abbildungen der rechten Gliedmaßen ebenfalls horizontal gespiegelt und die mediale Seite beschriftet.
Die drei Präparate der Hintergliedmaße wiesen kein anderes Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte auf als die der Vordergliedmaße. Deshalb wurden diese Präparate zusammen mit denen der Vordergliedmaße abgebildet.
Bis zum Alter von 9 Monaten überwiegen in den falschfarbenen Abbildungen die Blautöne als Zeichen für eine noch geringere subchondrale Knochendichte. Danach erfolgt ein sehr deutlicher Anstieg der Knochendichte.

1.1. Hufgelenk

1.1.1. Hufbein-Gelenkfläche

Die Facies articularis sesamoidea weist eine relativ geringe Knochendichte auf. Hier zeigen sich in allen Altersgruppen Dichteminima.

1.1.1.1. Altersgruppe 1: bis 9 Monate

In dieser Altersgruppe überwiegen die blauen Farbtöne in den falschfarbenen Abbildungen. Dies entspricht einem HU-Bereich bis ca. 1000 HU.
Im Alter von 3 Monaten ist das Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte noch relativ undifferenziert.
Im Alter von 6 Monaten kristallisieren sich besonders im palmaren medialen und lateralen Gelenkbereich Dichtemaxima heraus. Hier finden sich bereits grüne Farbtöne,

was einem HU-Bereich bis 1100 HU entspricht. Andeutungsweise zeigt sich in der Medianen, etwa in der Mitte der Gelenkfläche ein weiterer Bereich mit etwas höherer Knochendichte.

Eine deutliche Zunahme der subchondralen Knochendichte findet sich im Alter von 9 Monaten. Während in den beiden vorhergehenden Altersstufen noch die Blau-Töne dominieren, zeigen sich hier bereits gelbe und grüne Farben (HU-Bereiche bis ca. 1300 HU). Die Dichtemaxima konzentrieren sich in diesem Alter noch mehr auf die palmaren medialen und lateralen Gelenkbereiche.

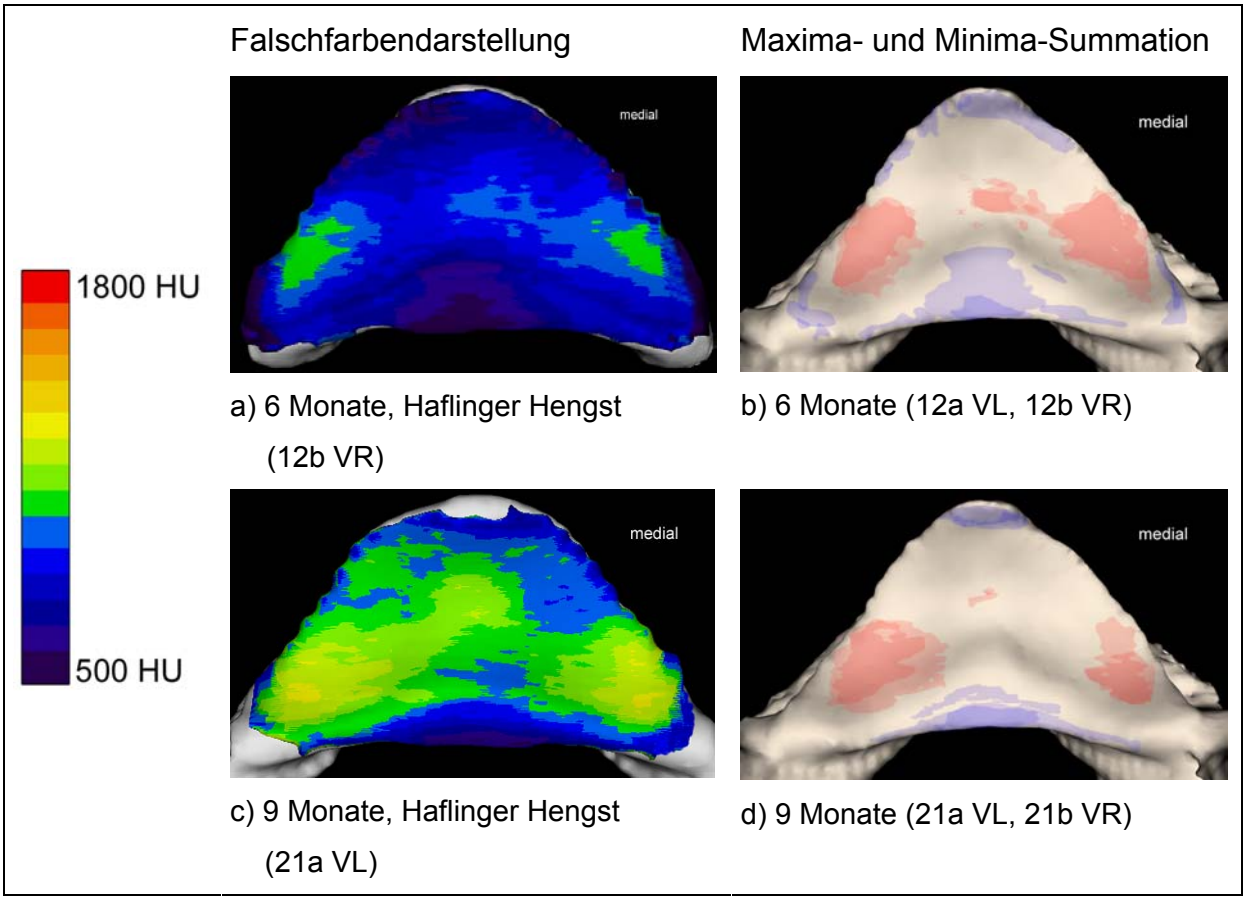


Abb. 12: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der Gelenkfläche des Hufbeins in der Altersgruppe 1 (Ansicht von proximal).

1.1.1.2. Altersgruppe 2: 10 Monate bis 3 Jahre

Im Vergleich zur vorherigen Altersgruppe sieht man hier eine deutliche Zunahme der subchondralen Knochendichte. Die Blau- und Grün-Töne finden sich hier nur noch als Dichteminima im Bereich des Gelenkrandes.

Auch hier zeigt sich eine höhere Knochendichte im Bereich der palmaren medialen und lateralen Gelenkbereiche, die im Alter von 2 Jahren noch relativ auf die Gelenkwinkel beschränkt bleibt. Im Alter von 3 Jahren dehnt sich dieses Dichtemaximum flächig bis zur Mitte der Gelenkfläche aus. Im Summationsbild erscheint diese Dichtemaximum als eine durchgehende Fläche.

Teilweise ist in den Präparaten ein weiteres Dichtemaximum vorhanden. Dieses liegt wie in der Altersgruppe 1 zentral auf der Gelenkfläche. Bei einem 2 Jahre alten Haflinger Hengst (26b HR) zeigt sich eine leichte Betonung der medialen Gelenkfläche.

In dieser Altersgruppe liegen die Dichtemaxima bei ca. 1500 - 1600 HU.

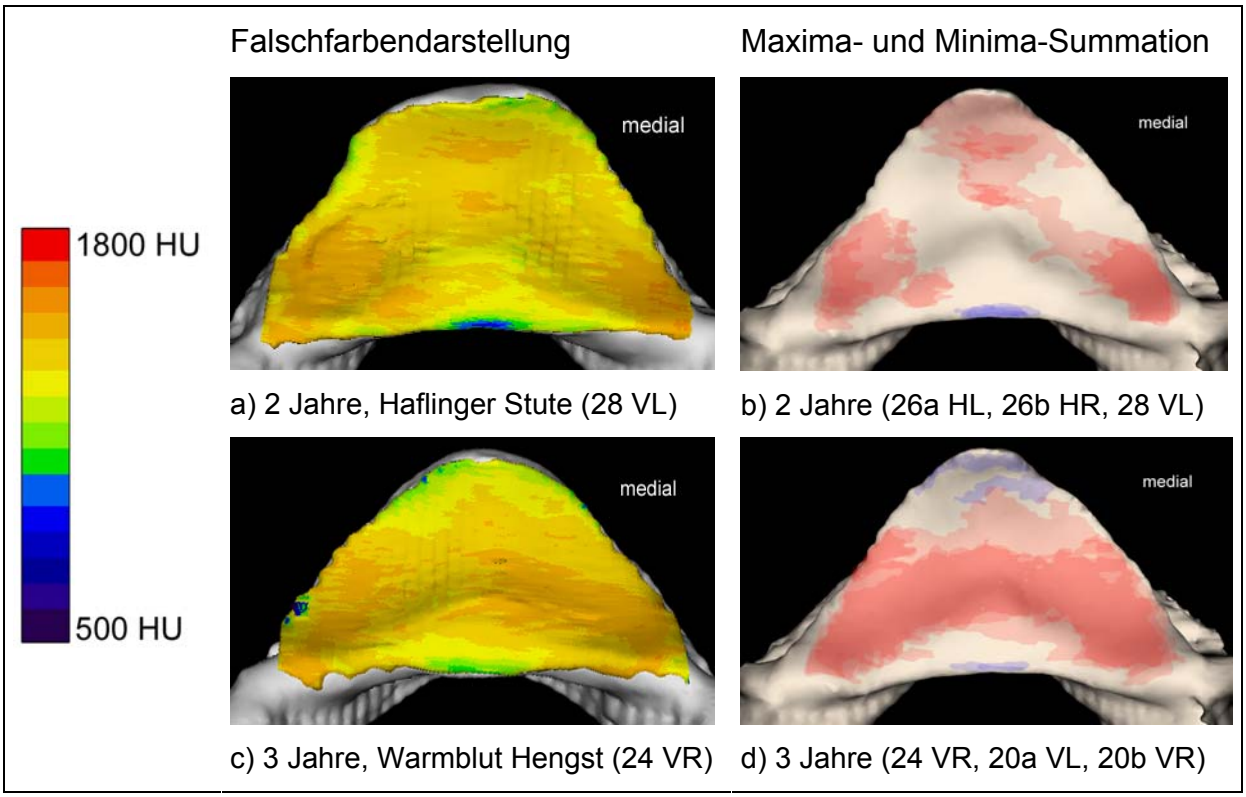
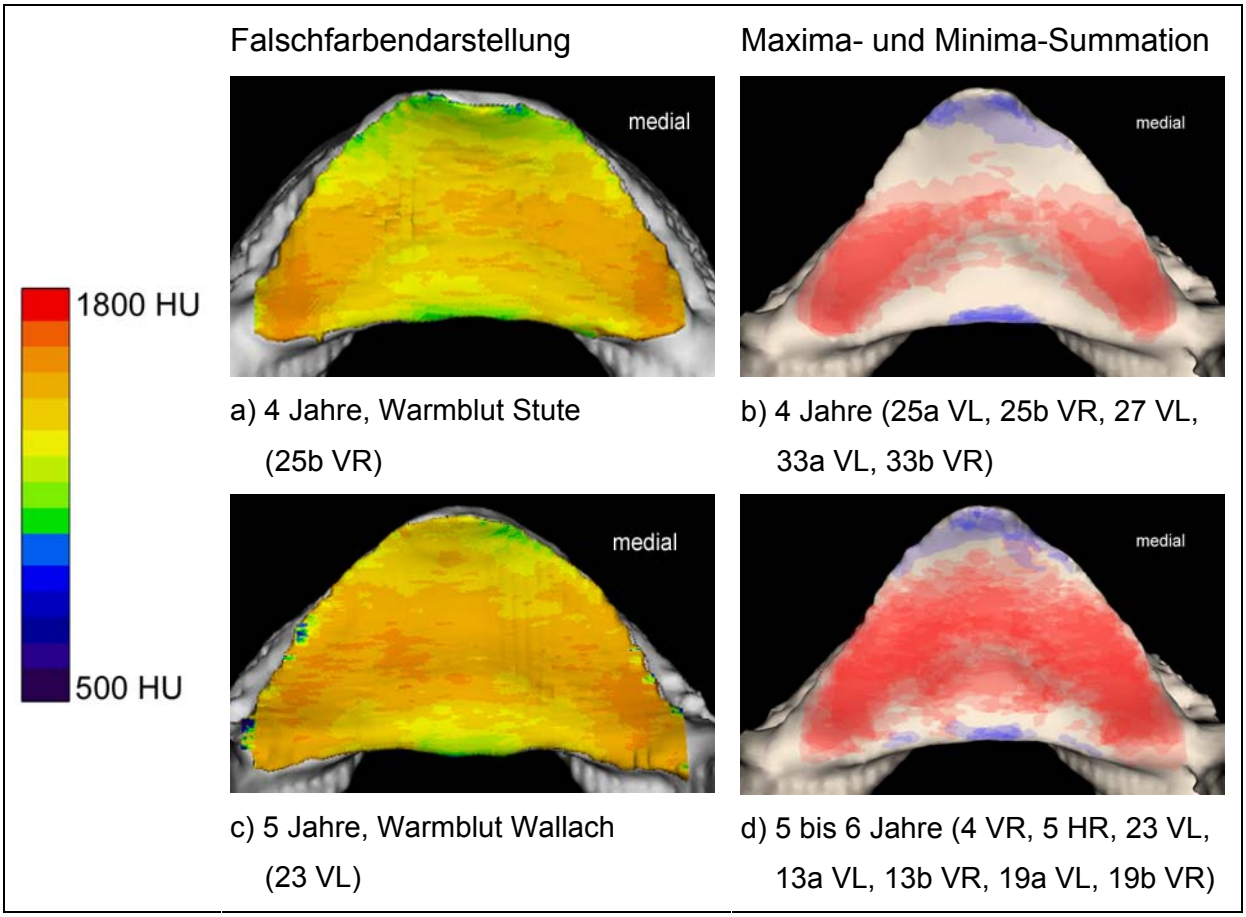


Abb. 13: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der Hufbein-Gelenkfläche in der Altersgruppe 2 (Ansicht von proximal).

1.1.1.3. Altersgruppe 3: 4 bis 6 Jahre

Im Alter von 4 Jahren zeigt sich ein ähnliches Bild wie bei dreijährigen Pferden. Die Knochendichte ist jedoch weiter angestiegen, besonders palmar im medialen und lateralen Gelenkwinkel. Im Summationsbild dieser Altersstufe zeigt sich dies in einer stärkeren Fokussierung der Dichtemaxima auf diese Gelenkregionen.

Bei den 5 Jahre alten Pferden kommt es zu einer weiteren Zunahme der subchondralen Knochendichte. Die Regionen mit den höchsten Hounsfieldwerten dehnen sich nun weiter in Richtung der Medianen aus. Dies äußert sich in einer flächigen Ausdehnung der Dichtemaxima von palmar her zur Medianen.



a) 4 Jahre, Warmblut Stute (25b VR)

b) 4 Jahre (25a VL, 25b VR, 27 VL, 33a VL, 33b VR)

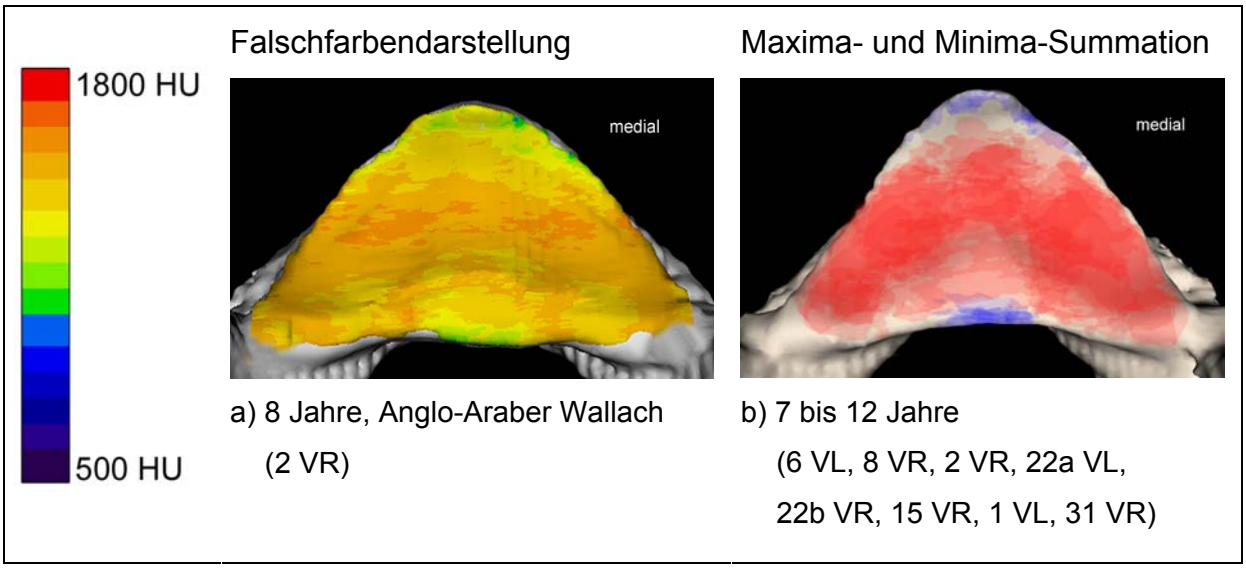
c) 5 Jahre, Warmblut Wallach (23 VL)

d) 5 bis 6 Jahre (4 VR, 5 HR, 23 VL, 13a VL, 13b VR, 19a VL, 19b VR)

Abb. 14: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der Hufbein-Gelenkfläche in der Altersgruppe 3 (Ansicht von proximal).

1.1.1.4. Altersgruppe 4: 7 bis 12 Jahre

Auch hier zeigt sich ein ähnliches Bild wie bei 5 Jahre alten Pferden. Jedoch kommt es in dieser Altersgruppe zu einer Verlagerung der höchsten Knochendichte von den palmaren Gelenkwinkeln zur Mitte der Gelenkfläche. Dies ändert allerdings nichts am Summationsbild, da hier die beiden höchsten Knochendichtestufen abgebildet werden.



a) 8 Jahre, Anglo-Araber Wallach (2 VR)

b) 7 bis 12 Jahre (6 VL, 8 VR, 2 VR, 22a VL, 22b VR, 15 VR, 1 VL, 31 VR)

Abb. 15: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der Hufbein-Gelenkfläche in der Altersgruppe 4 (Ansicht von proximal).

1.1.1.5. Altersgruppe 5: 13 bis 20 Jahre

In dieser Altersgruppe sind die Abbildungen nach dem Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte angeordnet.

Die erste Abbildung (Abb. 16/a) zeigt die Knochendichteverteilung bei einem 13 Jahre alten Warmblut Wallach (7 VL). Das Knochendichtemaximum erstreckt sich bogenförmig vom lateralen palmaren Gelenkwinkel nach dorsal zur Medianen und weiter zum medialen palmaren Gelenkwinkel.

Wie bei den bisher besprochenen Altersgruppen können zwei Maxima auch ausschließlich auf den palmaren Bereich der Gelenkfläche beschränkt sein (Abb. 16/b).

In Abb. 16/c zeigt bei einem 14 Jahre alten Warmblut Wallach (14 VR) eine etwas geringere Knochendichte, die allerdings flächenhaft ausgebreitet ist. Der Bereich mit

der höchsten Knochendichte ist bei diesem Pferd etwas nach dorsal bis etwa in Mitte der Gelenkfläche verlagert.

In der Summation (Abb. 16/d) zeigt sich insgesamt eine starke Betonung der Knochendichte palmar lateral und medial auf der Gelenkfläche. Diese ausgeprägten Maxima sind allerdings brückenartig mehr oder weniger in der Medianen verbunden.

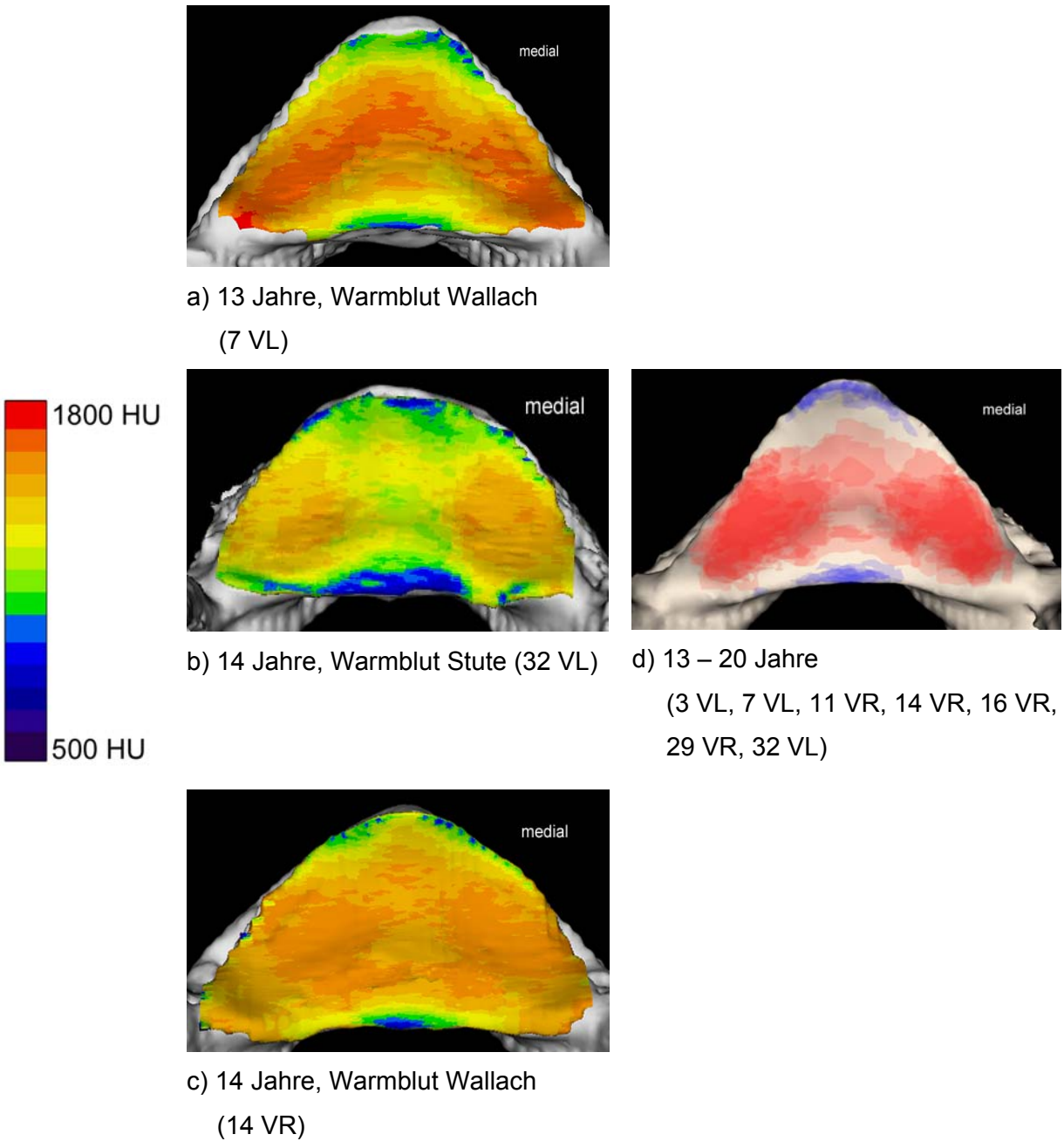
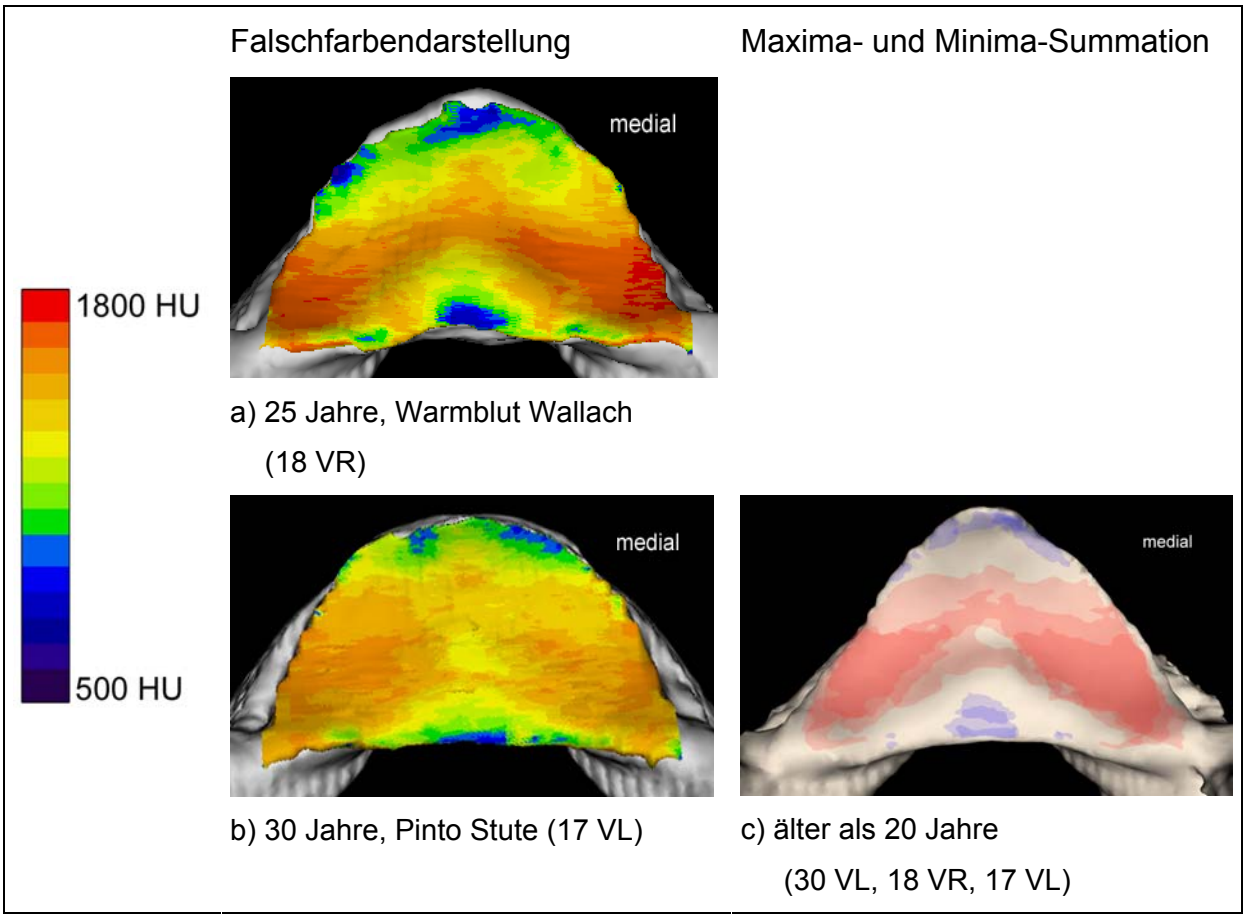


Abb. 16: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der Hufbein-Gelenkfläche in der Altersgruppe 5 (Ansicht von proximal).

1.1.1.6. Altersgruppe 6: älter als 20 Jahre

Bei den beiden jüngeren Tieren dieser Altersgruppe zeigt sich eine hohe Knochendichte in den palmaren medialen und lateralen Gelenkwinkeln. Bei einem über 20 Jahre alten Warmblut Wallach (30 VL) ist die maximale Knochendichte noch stärker auf diesen Bereich fokussiert. Bei einem 25 Jahre alten Warmblut Wallach (18 VR) (Abb. 17/a) zeigt sich in der Medianen im Gegensatz dazu auch ein Dichtemaximum.
Die Knochendichte bei einer 30 Jahre alten Pinto Stute (Abb. 17/b) zeigt eine etwas geringere Knochendichte, die sich allerdings über eine größere Fläche verteilt. Auch hier sind die Dichtemaxima in den palmaren medialen und lateralen Gelenkwinkeln lokalisiert. Ein kleines Dichtemaximum befindet sich auch in der Medianen, etwas dorsal von der Mitte der Gelenkfläche.
In der Summation dieser Altersgruppe stellen sich wieder die palmaren Anteile der Gelenkfläche lateral und medial besonders deutlich dar (Abb. 17/c).



a) 25 Jahre, Warmblut Wallach (18 VR)

b) 30 Jahre, Pinto Stute (17 VL)

c) älter als 20 Jahre (30 VL, 18 VR, 17 VL)

Abb. 17: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der Hufbein-Gelenkfläche in der Altersgruppe 6 (Ansicht von proximal).

1.1.2. Strahlbein

Am Strahlbein wurden drei Gelenkflächen im Hinblick auf die subchondrale Knochendichte beurteilt:

- die Gelenkfläche zum Hufbein am Margo distalis,
- die Gelenkfläche, Facies articularis, und
- die Sehnengleitfläche, Facies flexoria.

Zur Darstellung der individuellen Unterschiede zwischen den einzelnen Gelenkflächen verschiedener Pferde wurden jeweils typische falschfarbene Abbildung dargestellt. Daneben wurden die Dichtemaxima bzw. –minima wieder in Summationsbilder übereinander projiziert.

Als Bezugspunkte für die Summationsbilder wurde ein einheitliches Dichtemaximum bzw. –minimum für jedes Strahlbein (für alle drei Gelenkflächen) festgelegt. Hierfür wurden zunächst alle drei Gelenkflächen eines Strahlbeins hinsichtlich ihrer Dichtemaxima bzw. -minima betrachtet. Dann wurden die Dichtemaxima bzw. –minima für dieses Strahlbein definiert. Anhand dieser Definition wurden dann die Dichtemaxima bzw. –minima in allen drei Gelenkflächen eingezeichnet. Auf diese Weise war es möglich, die Gelenkflächen des Strahlbeins in Relation zueinander zu beurteilen.

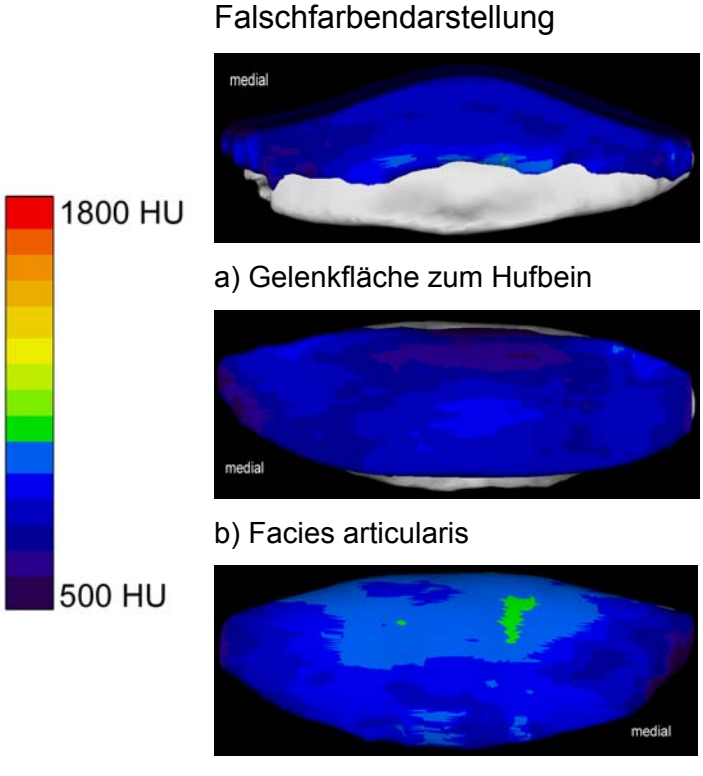
Typische Stellen für ein Dichtemaximum befindet sich an der Gelenkfläche zum Hufbein am Margo distalis an der Kante zur Facies articularis. Diese knochendichte Stelle setzt sich auf der Facies articularis an deren distalem Rand fort. Je nach Präparat kann sich dieses Maximum nach medial, lateral und proximal über die gesamte Gelenkfläche des Strahlbeins ausdehnen. An der Facies flexoria befinden sich die bevorzugten Stellen für Dichtemaxima entweder am distalen Rand oder medial und lateral vom Sagittalkamm am proximalen Rand. Bei Ausdehnung dieser Bezirke kann sich dieses Maximum über die gesamte Facies flexoria erstrecken.

Auffällig ist, dass die Knochendichte auf der Facies flexoria stets höher ist als auf der Facies articularis.

1.1.2.1. Altersgruppe 1: bis 9 Monate

In dieser Altersgruppe besteht anfangs noch eine geringe Knochendichte (Abb. 18). Hier zeigen sich fast ausschließlich blaue Farbtöne. Die maximalen Hounsfieldwerte reichen bis etwa 1100 HU. Bis zum Alter von 9 Monaten nimmt die subchondrale Knochendichte deutlich zu (höchstens bis etwa 1400 HU).

Die subchondrale Knochendichte weist zunächst noch keine differenzierten Dichteunterschiede auf (Abb. 18). Ältere Tiere dieser Gruppe zeigen dagegen einen dichteren Bereich in der Mitte dieser Gelenkfacette (Abb. 19).



a) Gelenkfläche zum Hufbein

b) Facies articularis

c) Facies flexoria

Abb. 18: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte am linken Strahlbein bei einem 6 Monate alten Haflinger Hengst (Pferd 12a VL) (Altersgruppe 1)

Ansicht von a) distal, b) dorsal und c) palmar

An der Facies articularis kommen Dichtemaxima mittig am distalen Rand und bilateral am proximalen Rand zur Darstellung (Abb. 18/b). Diese Verteilung bleibt durchweg so bestehen, die Knochendichte nimmt deutlich zu (Abb. 19/b). Das Dichteminimum am proximalen Rand stellt sich klar dar (Abb. 19/b).

An der Facies flexoria zeigen sich Dichtemaxima am proximalen Rand neben dem Sagittalkamm (Abb. 18/c). Mit zunehmendem Alter dehnen sich die Maxima über den Sagittalkamm aus und steigen in der Dichte an (Abb. 19/c).

Im Vergleich zur Facies flexoria sind die höheren Knochendichten an den Gelenkflächen zum Hufbein und zum Kronbein jedoch per definitionem kein Dichtemaximum und werden deshalb auch nicht im Summationsbild abgebildet.

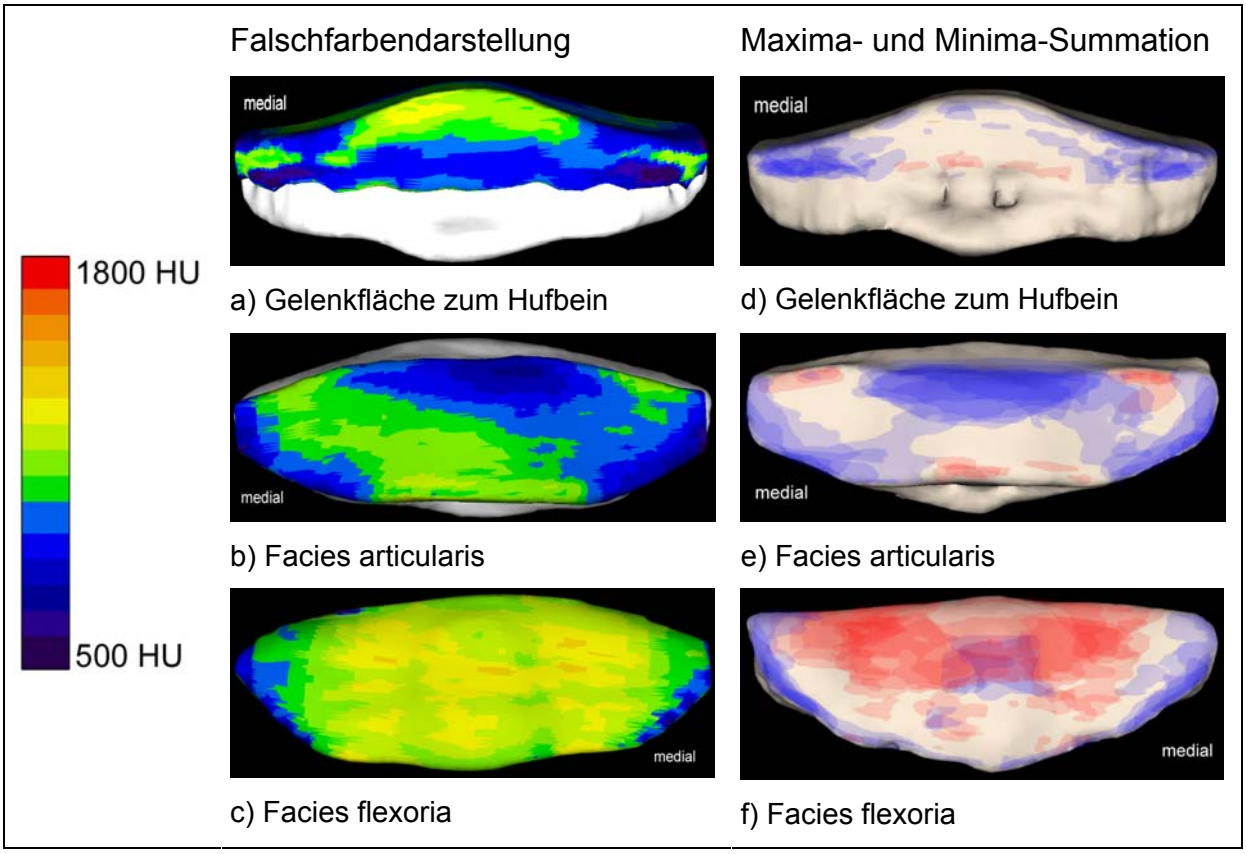


Abb. 19: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte am linken Strahlbein

a-c) 9 Monate alter Haflinger Hengst (Pferd 21a VL)

d-f) Summationsbild der Altersgruppe 1 (Pferd 10 VL, 9 VR, 34 VR, 12a VL, 12b VR, 21a VL, 21b VR)

Ansicht von distal (a, d), dorsal (b, e) und palmar (c, f).

1.1.2.2. Altersgruppe 2: 10 Monate bis 3 Jahre

In dieser Altersgruppe ist die subchondrale Knochendichte deutlich höher als in der Altersgruppe 1. Hier kommen Werte bis ca. 1600 HU vor. Die Dichtemaxima konzentrieren sich auf die „typischen Stellen“: proximaler Rand der Gelenkfläche zum Hufbein, distaler Rand der Facies articularis und proximaler Rand der Facies flexoria (Abb. 20/a-c). Dies spiegelt sich auch in den Summationsbildern wieder (Abb. 20/d-f) Bis zum Alter von 3 Jahren kommt es zu einem weiteren Anstieg der subchondralen Knochendichte. Hier zeigen sich Werte bis zu ca. 1700 HU. Die Dichtemaxima nehmen eine größere Fläche ein als die Vergleichsgruppe der 2 Jahre alten Pferden.

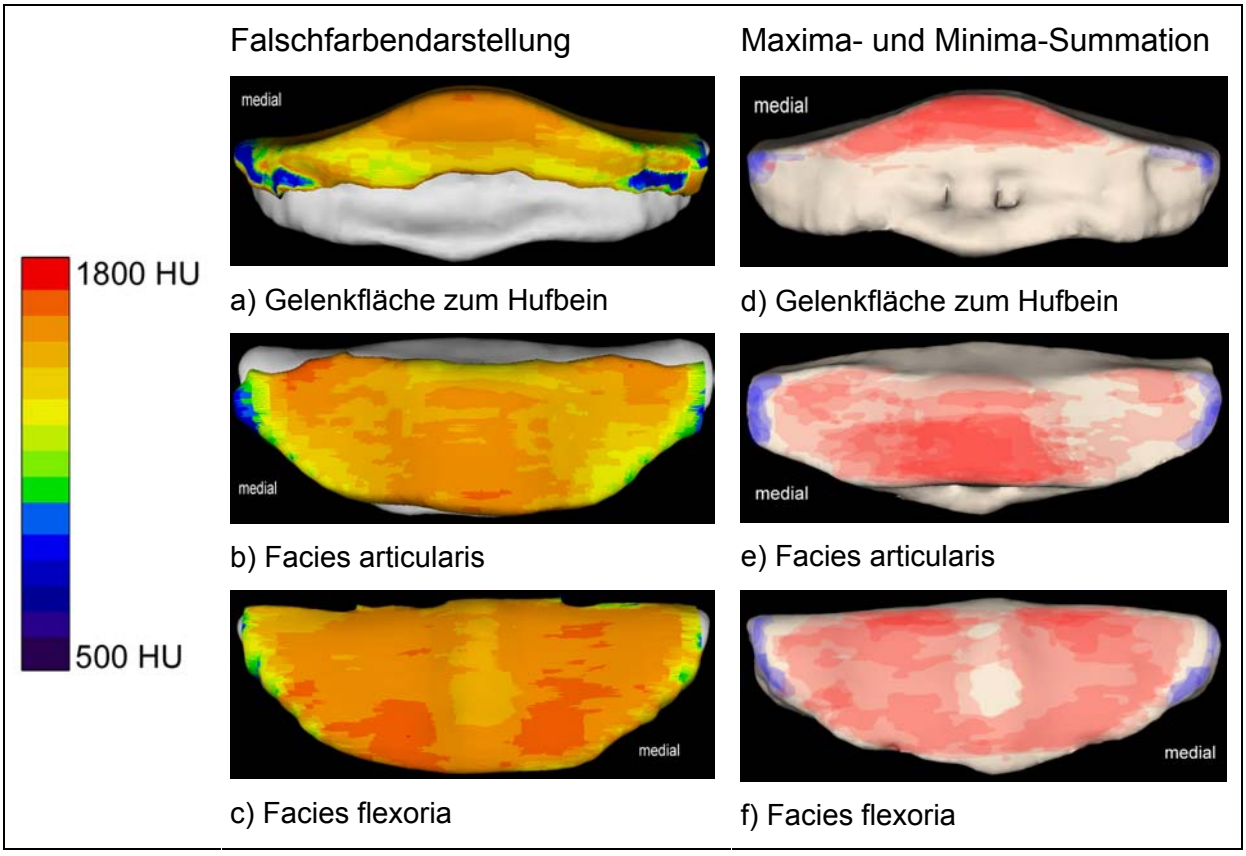


Abb. 20: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte am linken Strahlbein

a-c) 3 Jahre alte Haflinger Stute (Pferd 20a VL)

d-f) Summationsbild der Altersgruppe 2 (Pferd 26a HL, 26b HR, 28 VL, 24 VR, 20a VL, 20b VR)

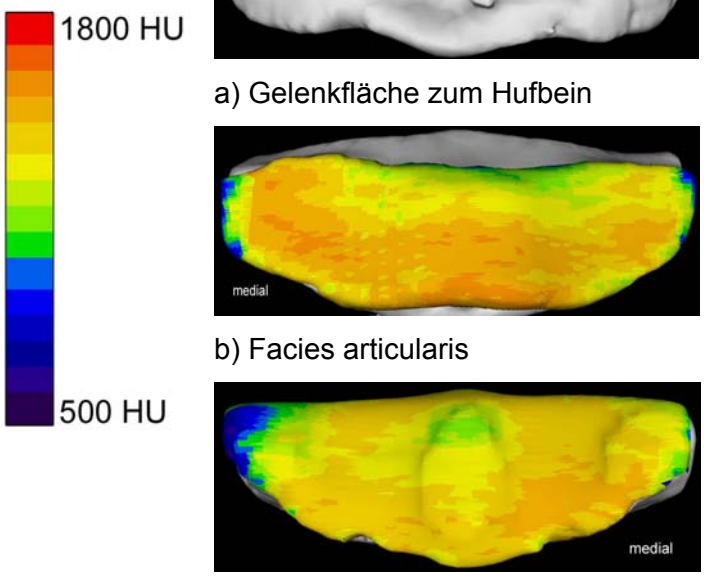
Ansicht von distal (a, d), dorsal (b, e) und palmar (c, f).

1.1.2.3. Altersgruppe 3: 4 bis 6 Jahre

Die Knochendichte am Strahlbein in dieser Gruppe ist bis auf einzelne Tiere durchweg sehr hoch (maximal 1700-1800 HU) an der Gelenkfläche zum Hufbein am Margo distalis des Strahlbeins (Abb. 21/a; Abb. 22/a).

Auf der Facies articularis erstreckt sich die hohe Knochendichte bogenförmig von lateral über die Mitte nach medial (Abb. 21/b; Abb. 22/b). In der Sagittalebene liegt nahe dem distalen Rand ein Dichtemaximum (bis maximal 1800 HU), während der proximale Rand in der Mitte stets niedrige Werte aufweist (ca 1200-1300 HU).

Die Facies flexoria ist vor allem unmittelbar neben dem Sagittalkamm gut mineralisiert (Abb. 21/c; Abb. 22/c). In der distalen Hälfte ist dieser in das Knochendichtemaximum eingeschlossen. Ein typisches Knochendichteminimum liegt dagegen in der proximalen Hälfte des Kammes nahe dem Margo proximalis.



a) Gelenkfläche zum Hufbein

b) Facies articularis

c) Facies flexoria

Abb. 21: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte am linken Strahlbein bei einer 4 Jahre alten Warmblut Stute (Pferd 27 VL) (Altersgruppe 3)

Ansicht von a) distal, b) dorsal und c) palmar

Auffällig ist bei einigen Individuen eine sehr „akzentuierte“ Dichteverteilung (Abb. 22/a-c). Die maximalen Werte reichen bis etwa 1800 HU, daneben kommen aber auch relativ große Abschnitte mit niedrigen Hounsfieldwerten vor.

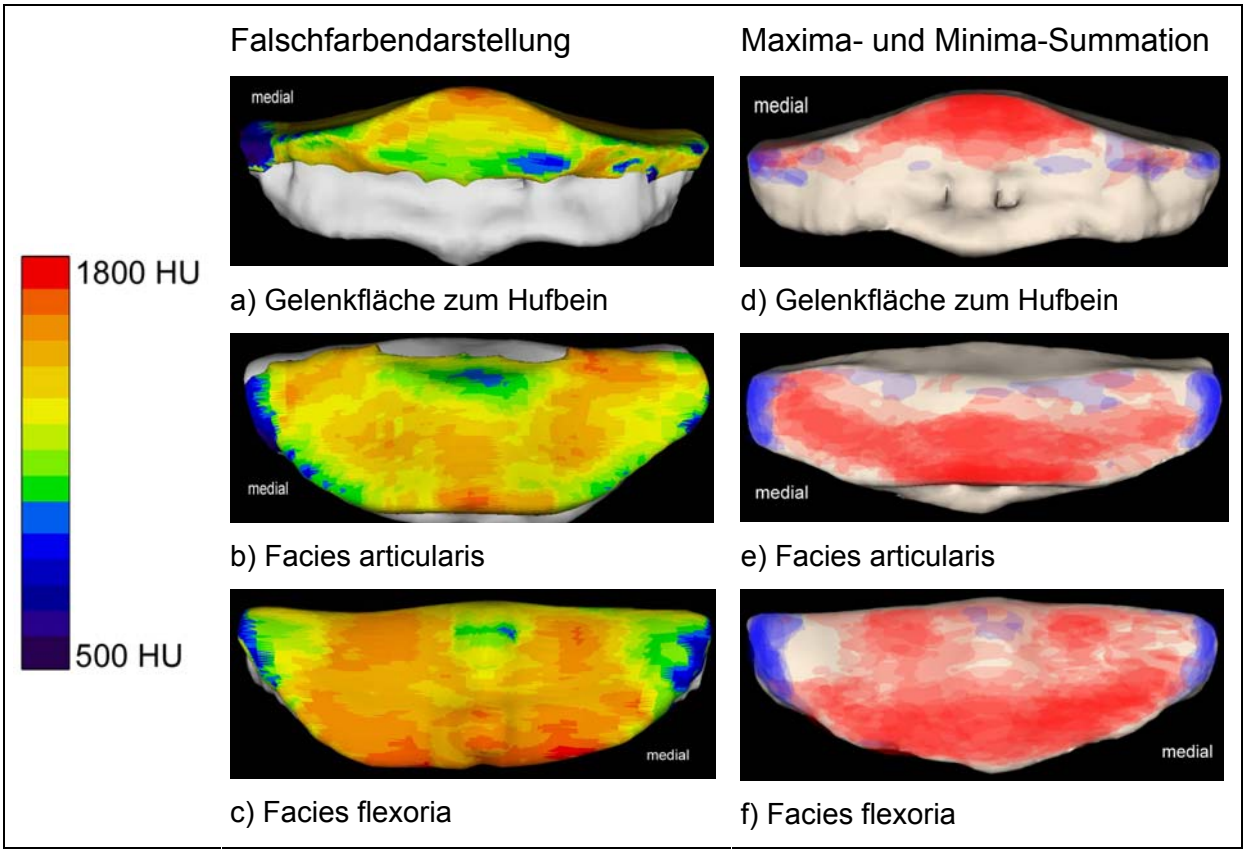


Abb. 22: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte am linken Strahlbein

a-c) 4 Jahre alter Warmblut Wallach (Pferd 33a VL)

d-f) Summationsbild der Altersgruppe 3 (Pferd 25a VL, 25b VR, 27 VL, 33a VL, 33b VR, 23 VL, 4 VR, 5 HR, 19a VL, 19b VR, 13a VL, 13b VR)

Ansicht von distal (a, d), dorsal (b, e) und palmar (c, f).

1.1.2.4. Altersgruppe 4: 7 bis 12 Jahre

Auch in dieser Altersgruppe zeigt sich eine Schwankungsbreite zwischen den individuellen Knochendichtemustern und den zugehörigen Hounsfieldeinheiten. Diese reichen bis etwa 1600-1700 HU. Wie bei den anderen Altergruppen ist die Gelenkfläche zum Hufbein am distalen Rand stark mineralisiert (Abb. 23/a, d). An der Facies articularis ist die Knochendichte flächenhaft vergleichsweise hoch (Abb. 23/b). Teilweise weist der distale Rand ein deutliches Knochendichtemaximum auf (siehe Summationsbild, Abb. 23/e). Die Facies flexoria ist im Vergleich zu Facies articularis höher mineralisiert (Abb. 23/c). Das Summationsbild an der Facies flexoria zeigt eine Beto-

nung der Dichtemaxima am distalen Rand und bilateral am proximalen Rand (Abb. 23/f). Auffällig ist auch in dieser Altersgruppe die geringere Knochendichte am proximalen Rand des Strahlbeins, sowohl dorsal (Abb. 23/b, e) als auch palmar (Abb. 23/c, f).

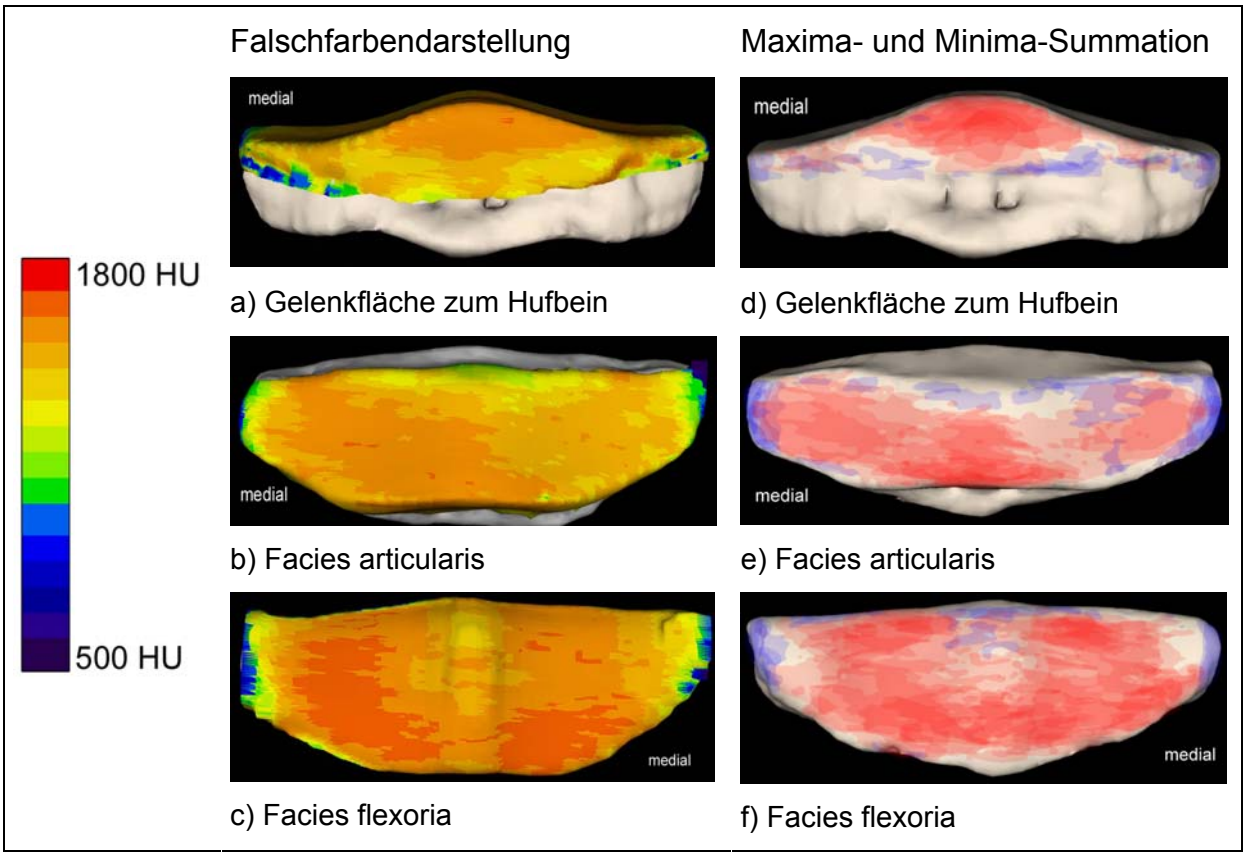


Abb. 23: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte am rechten Strahlbein

a-c) 8 Jahre alter Anglo-Araber Wallach (Pferd 2 VR, horizontal gespiegelt)

d-f) Summationsbild der Altersgruppe 4 (Pferd 6 VL, 8 VR, 2 VR, 22a VL, 22b VR, 15 VR, 31 VR, 1 VL)

Ansicht von distal (a, d), dorsal (b, e) und palmar (c, f).

1.1.2.5. Altersgruppe 5: 13 bis 20 Jahre

Die maximalen Dichtewerte liegen bei ca. 1600-1700 HU, in einzelnen Fällen auch bei 1300-1400 HU. Die Dichtemaxima an der Gelenkfläche zum Hufgelenk (Abb. 24/a) liegen bei allen Pferden am dorsalen Gelenkrand und reichen individuell unterschiedlich weit nach palmar. Dies gilt auch für die Summation (Abb. 24/d).

An der Facies articularis (Abb. 24/b) liegen die Dichtemaxima (bis maximal ca. 1700 HU) mittig am distalen Gelenkrand und im proximo-medialen und proximo-lateralen Gelenkwinkel. Das Summationsbild bestätigt diese Verteilung (Abb. 24/e).

Die Facies flexoria (Abb. 24/c) zeigt das typische Verteilungsmuster der Dichtemaxima am distalen Gelenkrand und proximal bilateral neben dem Sagittalkamm. In einigen Fällen weist sie auch eine weitgehend gleichförmige hohe Knochendichte über die gesamte Gelenkfläche auf. Lediglich ein Bereich proximal am Sagittalkamm ist hiervon ausgespart (siehe Summationsbild, Abb. 24/f).

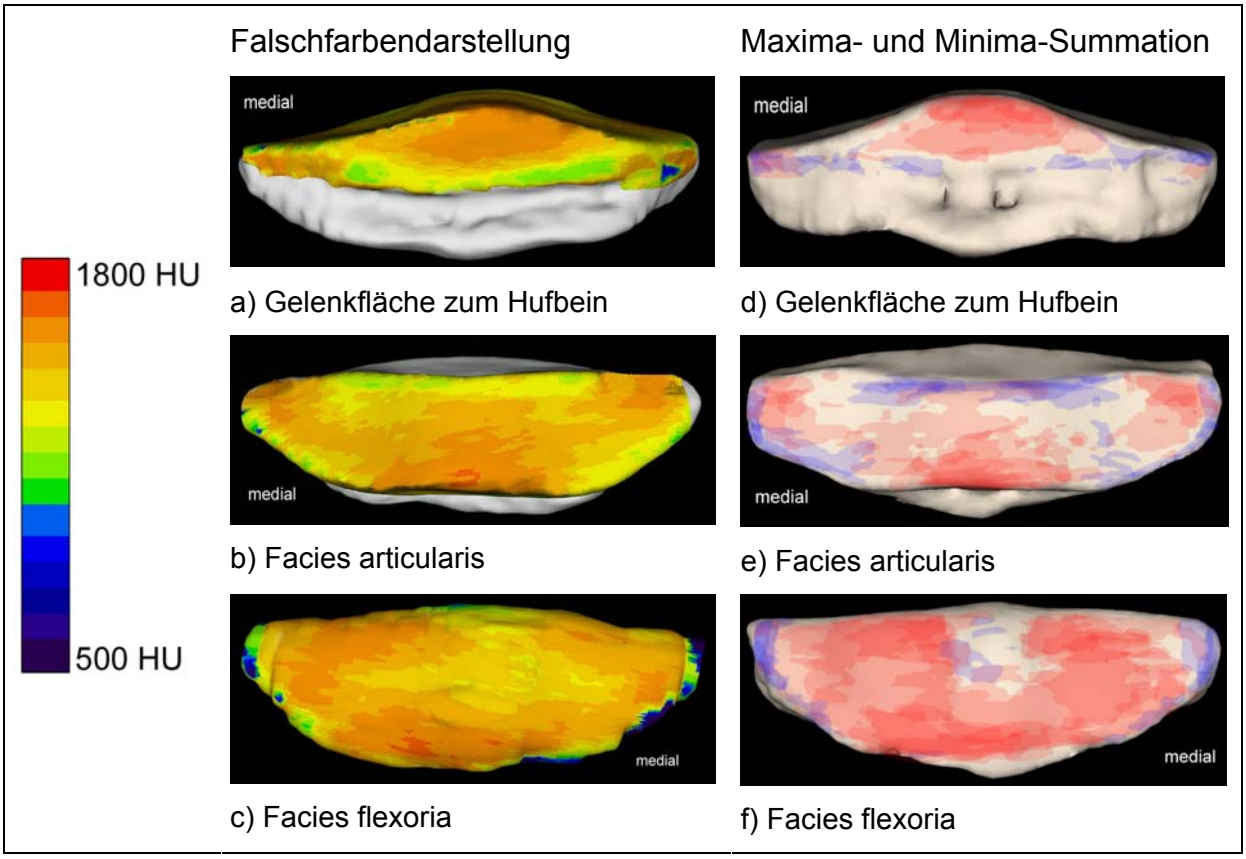


Abb. 24: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte am linken Strahlbein

a-c) 14 Jahre alte Warmblut Stute (Pferd 3 VL)

d-f) Summationsbild der Altersgruppe 5 (Pferd 7 VL, 3 VL, 16 VR, 14 VR, 32 VL, 29 VR, 11 VR)

Ansicht von distal (a, d), dorsal (b, e) und palmar (c, f).

1.1.2.6. Altersgruppe 6: älter als 20 Jahre

Diese Altersgruppe zeigt an der Facies flexoria (Abb. 25/c) deutlich höhere Knochendichtewerte als an der Facies articularis (Abb. 25/b). Jedoch sind trotz dieses Unterschiedes auch an der Gelenkfläche zum Hufbein (Abb. 25/a) und an der Gelenkfläche zum Kronbein stark mineralisierte Stellen vorhanden. An der Gelenkfläche zum Hufbein ist ein Dichtemaximum am proximalen Gelenkrand (Abb. 25/a), an der Facies articularis (Abb. 25/b) mittig am distalen Gelenkrand und vereinzelt auch medial und lateral am distalen Gelenkrand sowie medial am proximalen Gelenkrand. Das Dichtemaximum an der Facies flexoria (Abb. 25/c) stellt sich am distalen Gelenkrand und bilateral am proximalen Gelenkrand (neben dem Sagittalkamm) dar. Die maximalen Hounsfieldwerte liegen an der Gelenkfacette am Margo distalis und an der Facies articularis zwischen ca. 1300 und 1500 HU (Abb. 25/a,b), an der Facies flexoria (Abb. 25/c) erreichen sie Hounsfieldwerte bis 1700 HU.

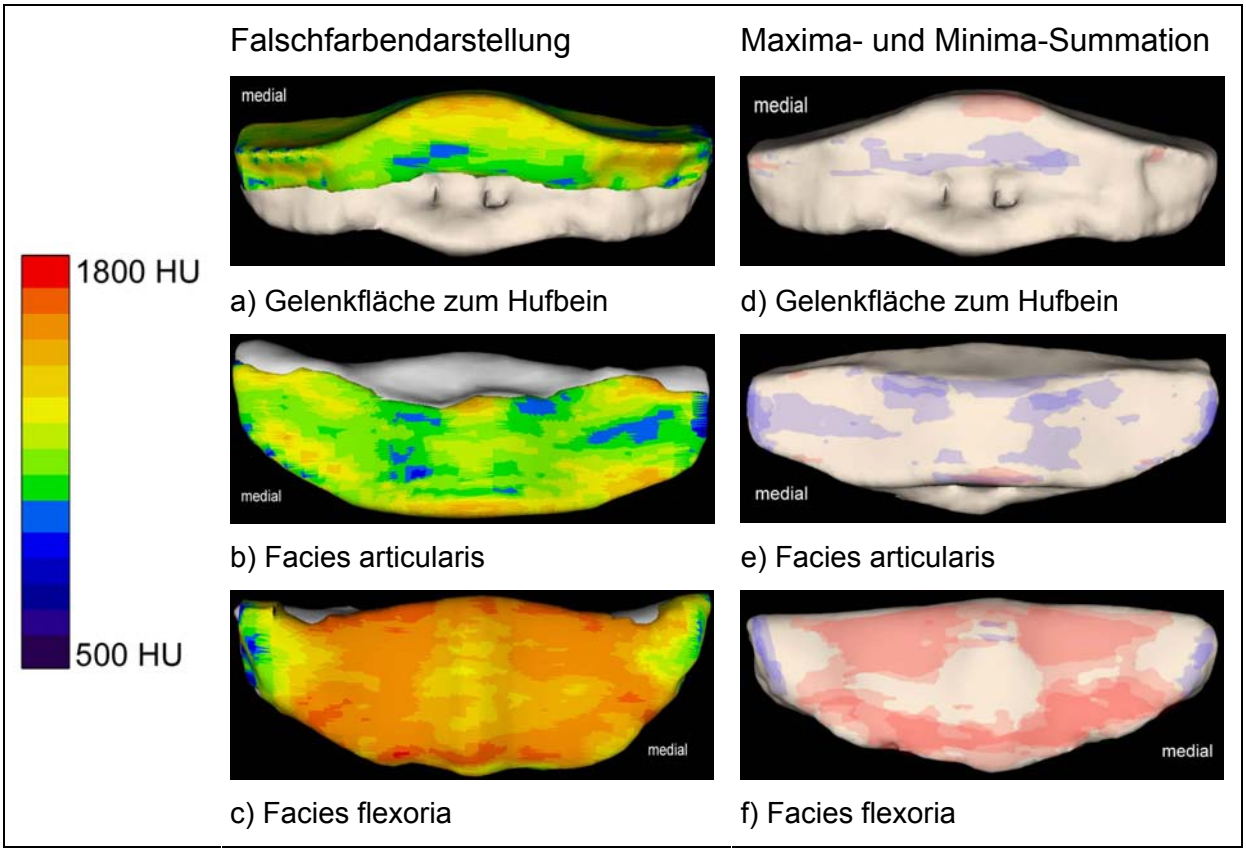


Abb. 25: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte am rechten Strahlbein
a-c) 25 Jahre alter Warmblut Wallach (Pferd 18 VR, horizontal gespiegelt)
d-f) Summationsbild der Altersgruppe 6 (Pferd 30 VL, 18 VR, 17 VL)
Ansicht von distal (a, d), dorsal (b, e) und palmar (c, f).

1.1.3. Distale Gelenkfläche des Kronbeins

1.1.3.1. Altersgruppe 1: bis 9 Monate

In dieser Altersgruppe dominieren die Blautöne in der falschfarbenen Abbildung als Zeichen für eine geringe Knochendichte (Abb. 26). Die maximalen Hounsfieldwerte liegen bei ca. 1100 HU.

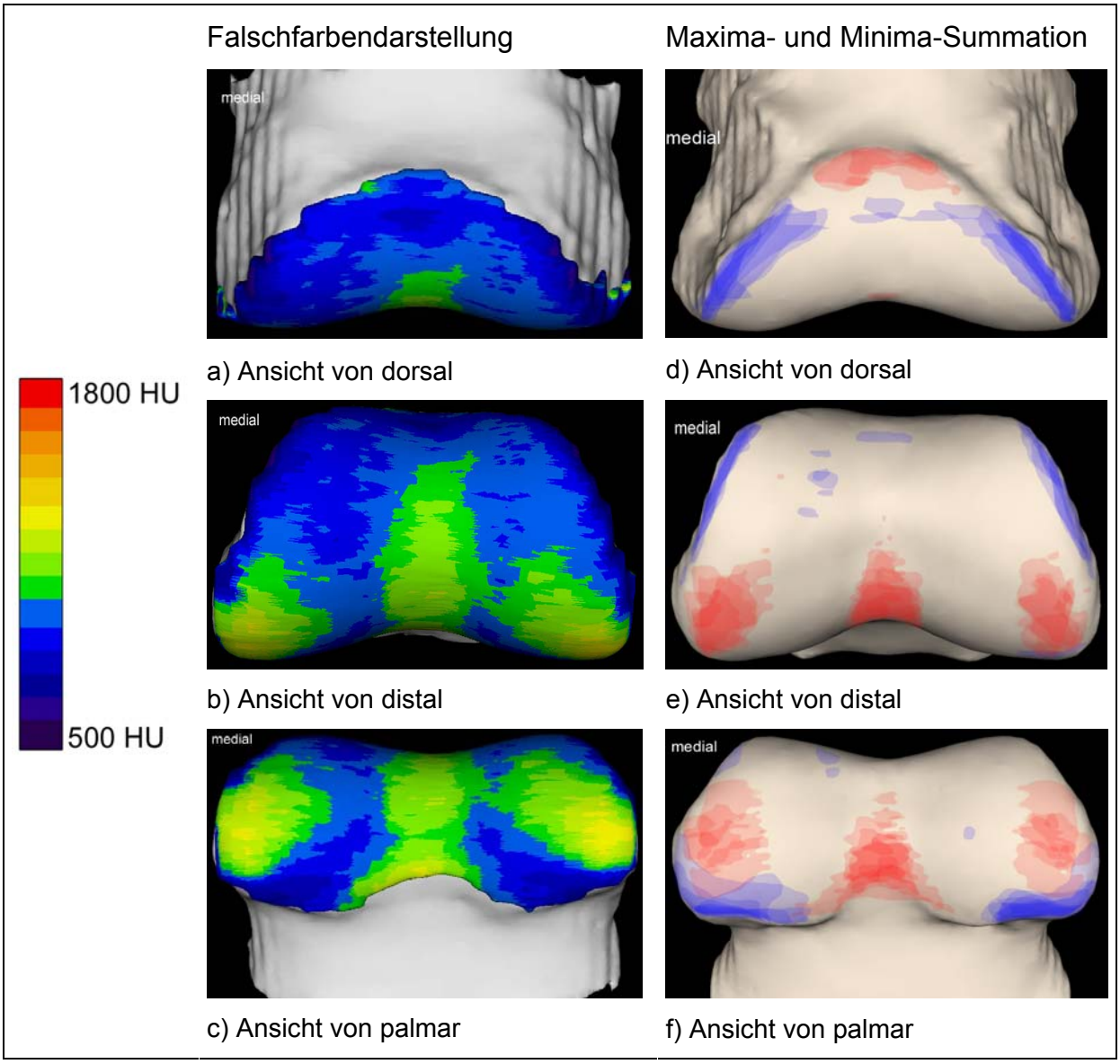


Abb. 26: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte am linken Kronbein

a-c) 9 Monate alter Haflinger Hengst (Pferd 21a VL)

d-f) Summationsbild der Altersgruppe 1 (Pferd 10 VL, 9 VR, 34 VR, 12a VL, 12b VR, 21a VL, 21b VR)

Im Alter von 3 Monaten zeigen sich Dichtemaxima am dorsalen Gelenkrand, palmar im Bereich der sagittalen Rinne und jeweils medial und lateral an der Gelenkfläche. Dies entspricht etwa der Region, in der das Kronbein mit Strahlbein und Hufbein artikuliert.

Im Alter von 6-9 Monaten ist das Dichtemaximum am dorsalen Gelenkrand weniger stark ausgeprägt. Mit 9 Monaten ist in dieser Region (bzw. etwas weiter entfernt vom dorsalen Gelenkrand) eher eine Zone mit geringer Knochendichte zu erkennen (Abb. 26/a).

Die Dichtemaxima palmar in der sagittalen Rinne (Abb. 26/c) und distopalmar medial und lateral (Abb. 26/b, c) an der Gelenkfläche (in der Region, in der das Kronbein mit Strahlbein und Hufbein artikuliert) nehmen eine größere Fläche ein und weisen zudem eine höhere Knochendichte auf (maximale Hounsfieldwerte liegen bei 1300 HU). Im Summationsbild treten die typischen Knochendichtemaxima und –minima deutlich hervor. Maxima finden sich demnach vor allem distal (Abb. 26/e) in der Medianen und distopalmar paramedian (Abb. 26/f). Die Minima liegen durchwegs nahe den Gelenkrändern (Abb. 26/d, f).

1.1.3.2. Altersgruppe 2: 10 Monate bis 3 Jahre

Bis zu einem Alter von 3 Jahren nimmt die Knochendichte deutlich zu. Die maximalen Hounsfieldwerte liegen bei ca. 1600 (Abb. 27), erreichen bei dreijährigen Tieren auch Werte bis 1700 HU. Die beiden Dichtemaxima medial und lateral (Abb. 27/b, c) an der Gelenkfläche (siehe Altersgruppe zuvor) sind unverändert von Größe und Lage, lediglich die Absoprtionswerte liegen hier höher. Das Dichtemaximum in der Medianen (Abb. 27/b), das sein Zentrum in der Altersgruppe 1 palmar hatte, ist in dieser Altergruppe etwas nach dorsal verschoben. Dadurch liegt es etwa in der Mitte der Gelenkfläche.

Das Summationsbild (Abb. 27/d, e, f) bestätigt die deutliche Übereinstimmung der Maxima und Minima zwischen den einzelnen Pferden. Daraus lässt sich ein weitgehend übereinstimmendes Belastungsmuster zwischen den Individuen ableiten.

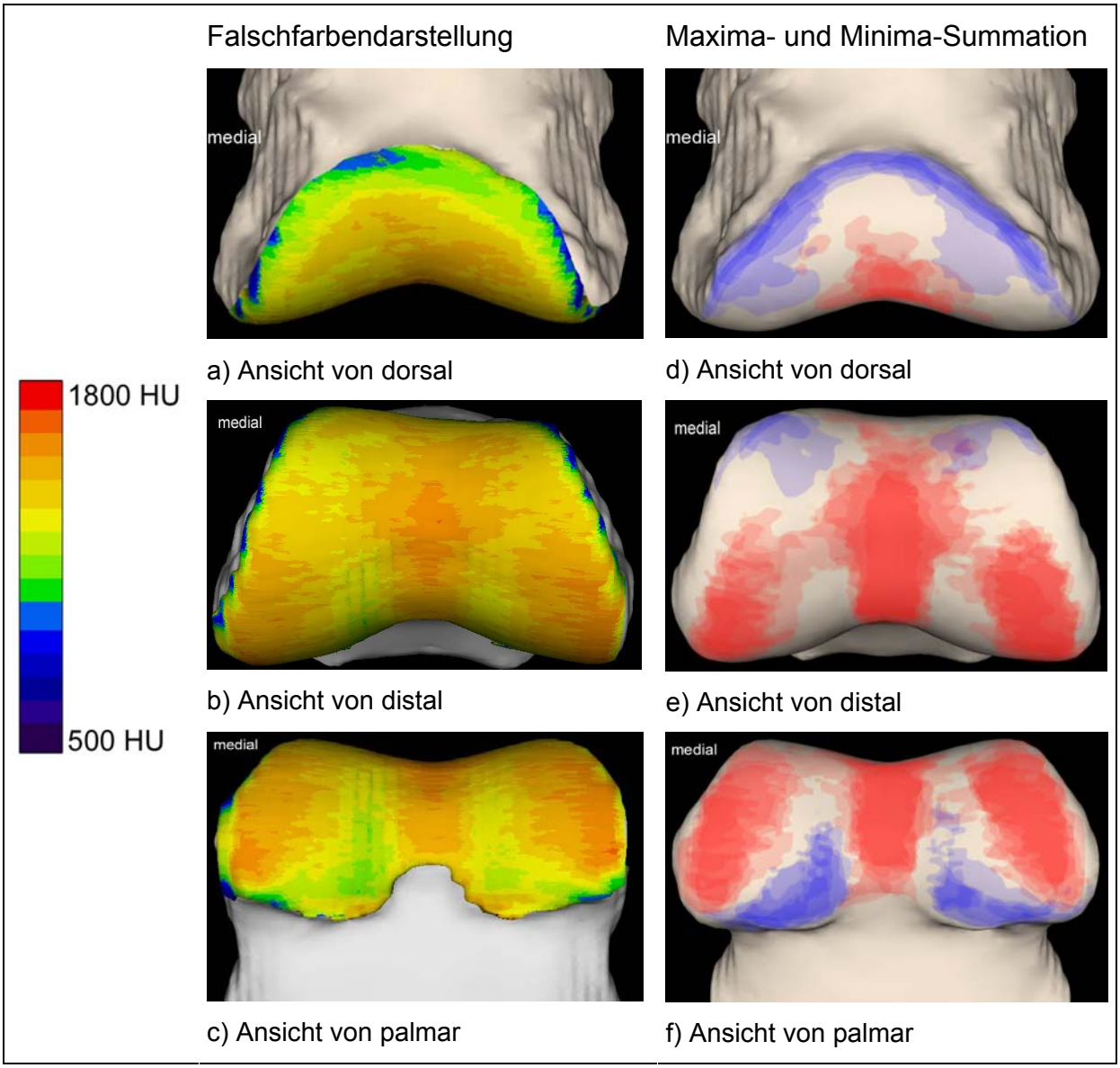


Abb. 27: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte am linken Kronbein

a-c) 2 Jahre alte Haflinger Stute (Pferd 28 VL)

d-f) Summationsbild der Altersgruppe 2 (Pferd 26a HL, 26b HR, 28 VL, 24 VR, 20a VL, 20b VR)

1.1.3.3. Altersgruppe 3: 4 bis 6 Jahre

Am Beispiel einer 4 jährigen Warmblut Stute (25a VL) zeigte sich die typische Knochendichteverteilung in der Altersgruppe 3. Dorsal an der Gelenkfläche ist die Mineralisierung relativ geringer als an den anderen Abschnitten (Abb. 28/a). In der distalen Ansicht stellt sich das zentrale Dichtenmaximum klar dar (Abb. 28/b). Auch palmar im lateralen und medialen Bereich ist die Gelenkfläche gut mineralisiert (Abb. 28/c).

Mit zunehmendem Alter werden die Gelenkflächen insgesamt stärker mineralisiert, so dass die Stellen hoher Knochendichte sich weiter ausdehnen. Dadurch wird das klare Muster, das jüngere Tiere zeigen, etwas verwischt.

In den Summationsbildern (Abb. 28/d, e, f) erkennt man dasselbe Verteilungsmuster wie in der vorherigen Altersgruppe. Ein Dichtemaximum etwa in der Gelenkflächenmitte und zwei Dichtemaxima, medial und lateral an der Gelenkfläche.

Bei einer 6 Jahre alten Warmblut Stute (19a VL) zeigt sich an der medialen Gelenkfläche, parallel zur Medianen ein länglich verlaufendes Dichteminimum und ein kleines rundliches Dichteminimum lateral (im dorsalen Drittel der Gelenkfläche). Präparat 19b VR zeigt ebenfalls lateral im dorsalen Drittel der Gelenkfläche (deckungsgleich mit dem an Pferd 19a VL) ein rundliches Dichteminimum.

Die falschfarbenen Abbildungen zeigen hier zwei Versionen: Die erste weist einen HU-Bereich von ca. 1200-1700 HU auf. Außerhalb der Dichtemaxima zeigen sich vorwiegend Hounsfieldwerte von ca. 1300-1400 HU. Damit ist die Knochendichte weniger „kontrastreich“ als in der zweiten Version. Diese zeigt Hounsfieldwerte von 1100-1800 HU, zugleich ist der Anteil von Werten um 1100 HU viel größer als bei der ersten Version. Die Dichtemaxima sind hier auf eine kleinere Fläche konzentriert. Außerhalb der Dichtemaxima liegen die Hounsfieldwerte bei 1100-1300 HU.

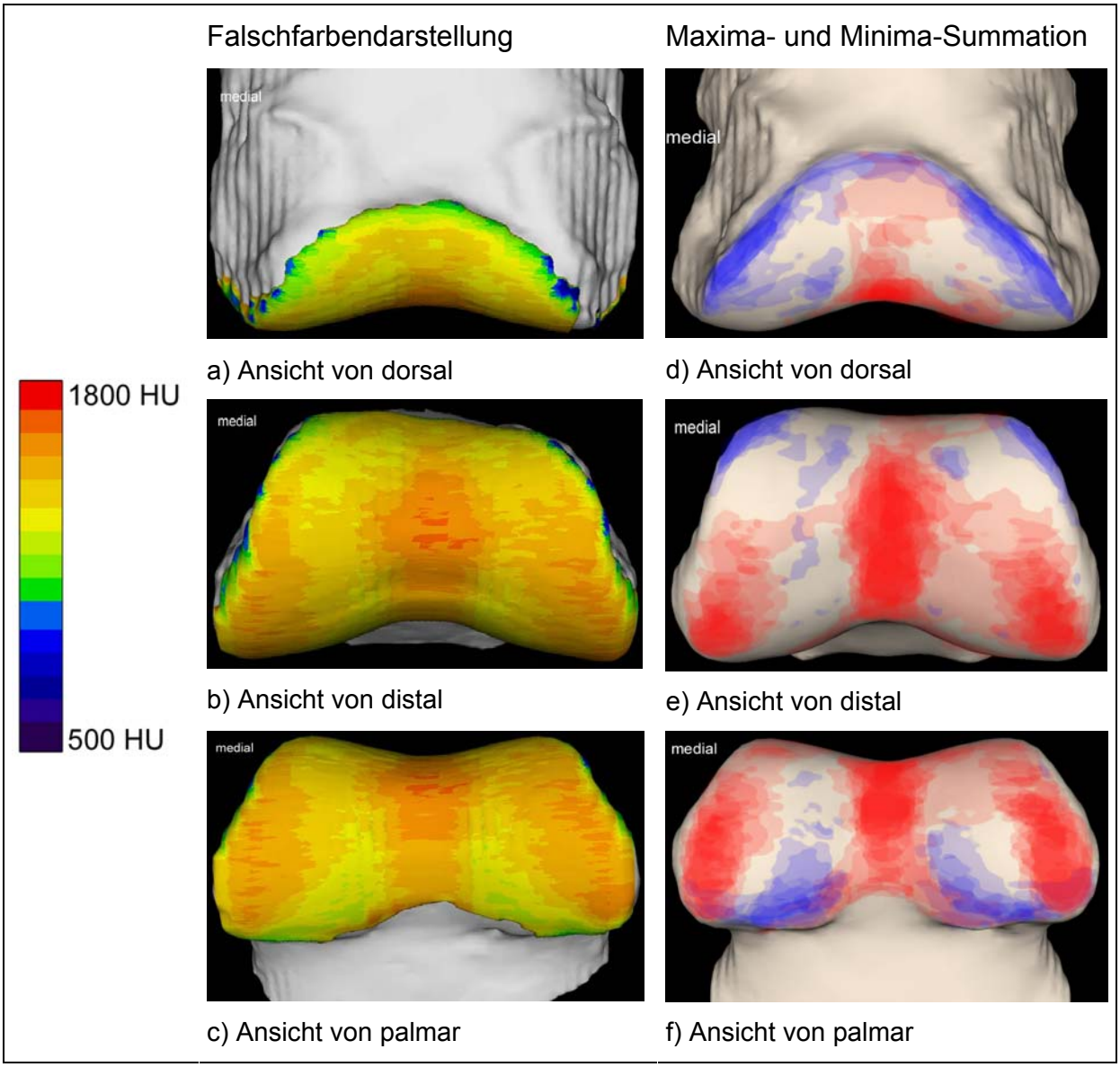


Abb. 28: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte am linken Kronbein

a-c) 4 Jahre alte Warmblut Stute (Pferd 25a VL)

d-f) Summationsbild der Altersgruppe 3 (Pferd 25a VL, 25b VR, 27 VL, 33a VL, 33b VR, 23 VL, 4 VR, 5 HR, 19a VL, 19b VR, 13a VL, 13b VR)

1.1.3.4. Altersgruppe 4: 7 bis 12 Jahre

Das Dichtemaximum in der Gliedmaßenachse erstreckt sich wie in der vorherigen Altersgruppe bis an den dorsalen Gelenkrand (Abb. 29/a). Bei einigen Pferden ließ sich eine geringe Asymmetrie des Knochendichtemaximums zur lateralen Seite hin feststellen. Nach palmar (Abb. 29/b) nimmt es in der Regel an Intensität zu und erreicht den palmaren proximalen Gelenkrand (Abb. 29/c).
Die Dichtemaxima medial und lateral (Abb. 29/b, c) an der Gelenkfläche liegen wie bei den meisten Pferden palmar an der Stelle, an dem Strahlbein und Hufbein artikulieren.
Die Falschfarbenbilder der subchondralen Knochendichte (Abb. 29/a, b, c) weisen Hounsfieldwerte von ca. 1100 HU im Bereich der Minima und bis zu 1800 HU an den Stellen mit der höchsten Knochendichte auf. Bei einigen Tieren ist die Knochendichte insgesamt höher als bei anderen (1300-1800 HU im Gegensatz zu 1100-1800 HU). Die Maximalwerte bleiben jedoch in beiden Gruppen gleich.

Im Summationsbild (Abb. 29/d, e, f) stellen sich die Bereiche höchster Mineralisierung relativ klar dar. Sie liegen einerseits in der Gliedmaßenachse (Abb. 29/d, e, f) und reichen vom palmaren Abschnitt der Gelenkfläche (Abb. 29/f) nach dorsal und proximal (Abb. 29/d). Dort wird in der Summation die Intensität des roten Bereichs geringer.
Die beiden abaxialen Maxima laterodistal und mediodistal sind vergleichsweise einheitlich (Abb. 29/e, f). Bei älteren Tieren mit einer insgesamt höher mineralisierten Gelenkfläche sind auch die Maxima ausgedehnter. Daher ist besonders in der distalen Ansicht das Erscheinungsbild etwas weniger klar gezeichnet (Abb. 29/e).

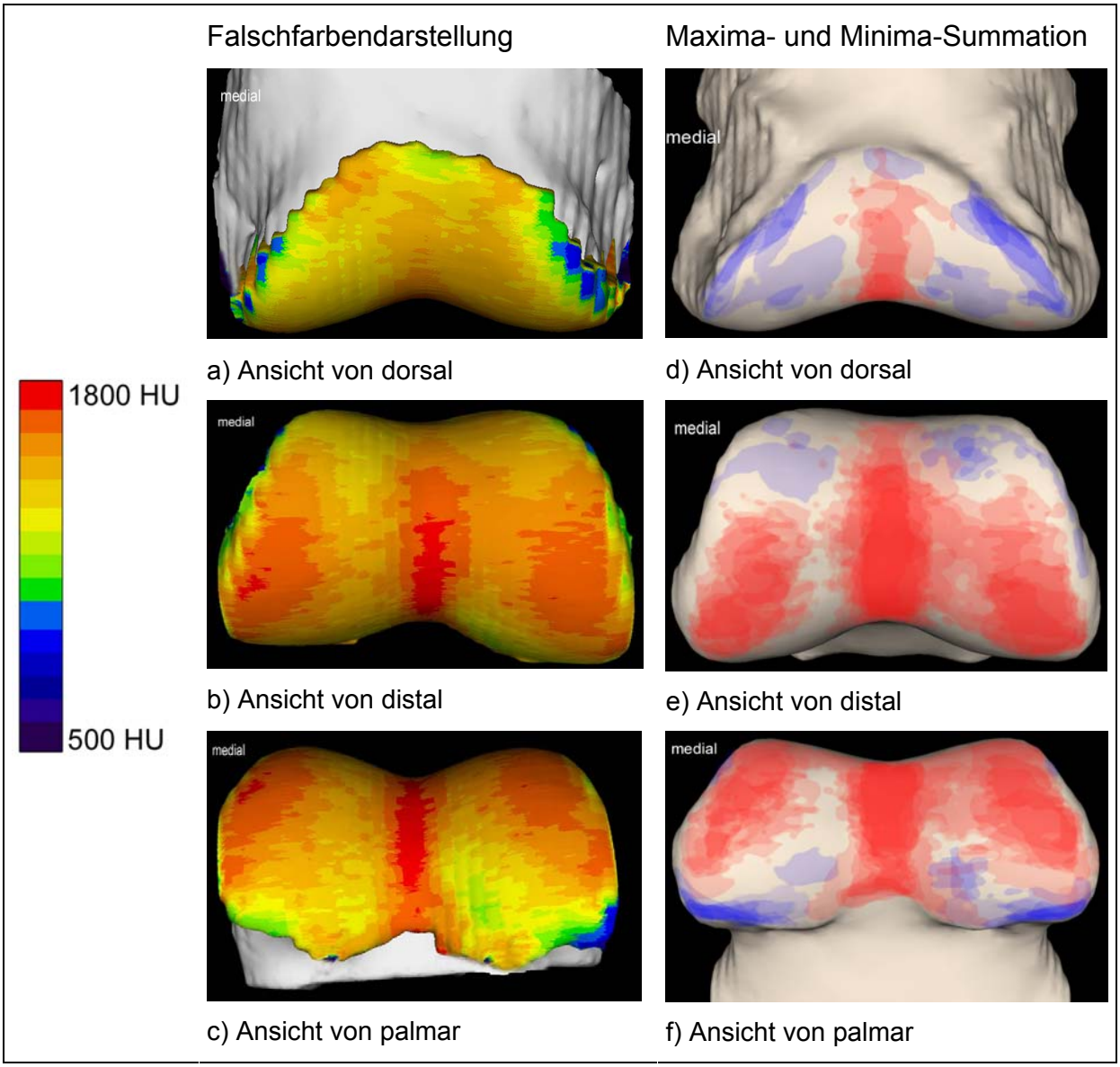


Abb. 29: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte am linken Kronbein

a-c) 7 Jahre alter Warmblut Wallach (Pferd 6 VL)

d-f) Summationsbild der Altersgruppe 4 (Pferd 6 VL, 8 VR, 2 VR, 22a VL, 22b VR, 15 VR, 31 VR, 1 VL)

1.1.3.5. Altersgruppe 5: 13 bis 20 Jahre

An dieser Altersgruppe fällt auf, dass die Knochendichte hinsichtlich der HU-Bereiche mehr Schwankungen zeigt als in den übrigen Altersgruppen. Insgesamt zwei Haupttypen können unterschieden werden: Dies gilt nicht nur für die Hounsfieldwerte an sich, sondern auch für deren Verteilung (siehe unten Summationsbild, Abb. 30/d, e, f).

Der erste Typus zeigt eine relativ hohe Knochendichte mit maximalen Hounsfieldwerten von 1700 HU (vereinzelt auch bis 1800 HU). Die hauptsächlich vorkommenden Hounsfieldwerte der Bereiche, die außerhalb der Dichtemaxima liegen, liegen zwischen 1300 und 1500 HU. Die zweite Version zeigt einen etwas weiteren HU-Bereich mit Werten von 1100 bis maximal 1700 HU. Die Hounsfieldwerte außerhalb der Maxima liegen überwiegend bei 1100-1400 HU.

Das grundsätzliche Verhalten der Maxima-minima-Verteilung stimmt mit dem in der zuvor besprochenen Altersgruppe überein.

Das Summationsbild in dieser Altersgruppe zeigt ebenfalls ein Dichtemaximum in der Medianen, das im wesentlichen von palmar bis dorsal reicht.

Die beiden latero- und mediodistalen Maxima dehnen sich individuell unterschiedlich nach axial aus und verschmelzen mit dem medianen Maximum. Insgesamt zeigt ist das Summationsbild gekennzeichnet von zahlreichen Überschneidungen von Maxima- und Minimafeldern. Dies ist ein Hinweis auf die größeren individuellen Unterschiede in der Verteilung der Mineralisierung auf der Gelenkfläche.

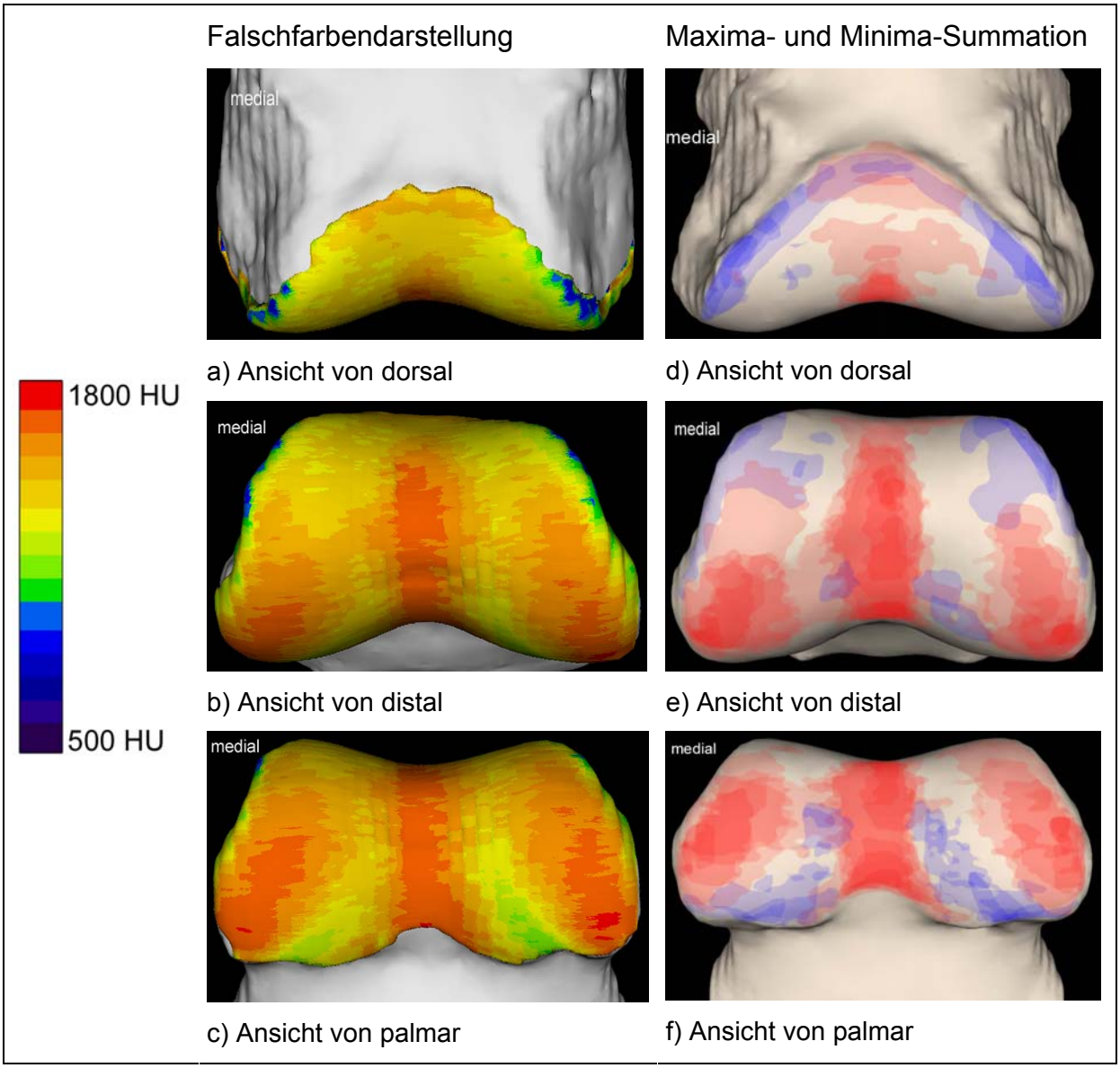


Abb. 30: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte am rechten Kronbein

a-c) 13 Jahre alte Warmblut Stute (Pferd 16 VR, horizontal gespiegelt)

d-f) Summationsbild der Altersgruppe 5 (Pferd 7 VL, 3 VL, 16 VR, 14 VR, 32 VL, 29 VR, 11 VR)

1.1.3.6. Altersgruppe 6: älter als 20 Jahre

Die Dichtemaxima sind an den „typischen“ Lokalisationen zu finden. Dabei sind die Dichtemaxima in der Medianen und palmar medial und lateral an der Gelenkfläche auf eine relativ kleine Fläche fokussiert (Abb. 31/a, b, c), die Bilder erscheinen „kontrastreicher“. Diese grundsätzliche Feststellung gilt auch für die Summationsbilder (Abb. 31/d, e, f).

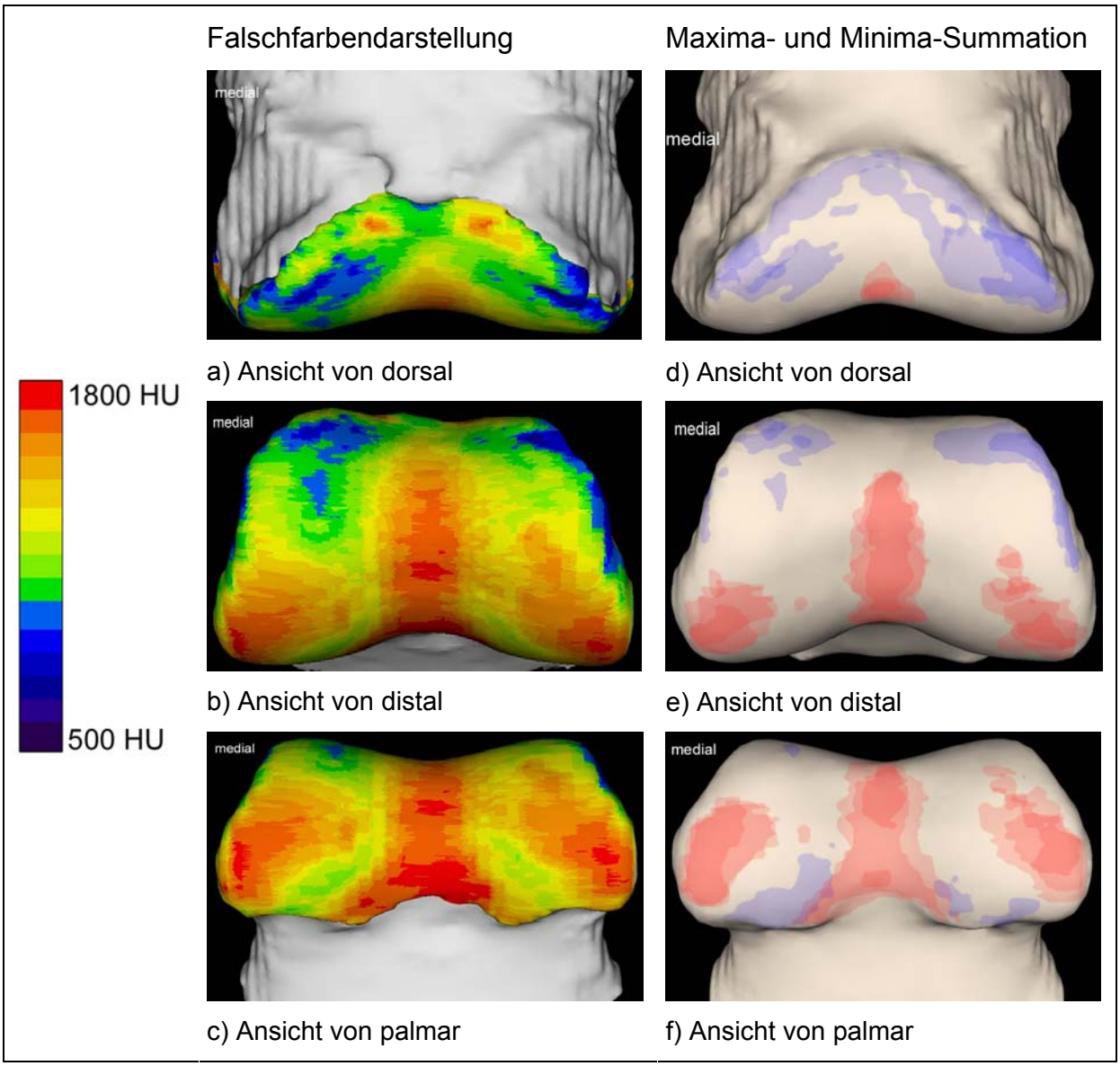


Abb. 31: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte am linken Kronbein

a-c) über 20 Jahre alter Warmblut Wallach (Pferd 30 VL)

d-f) Summationsbild der Altersgruppe 6 (Pferd 30 VL, 18 VR, 17 VL)

1.2. Krongelenk

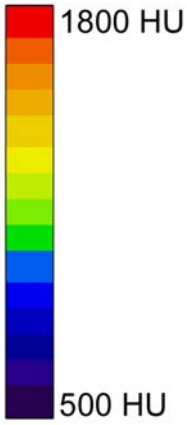
1.2.1. Proximale Gelenkfläche des Kronbeins

1.2.1.1. Altersgruppe 1: bis 9 Monate

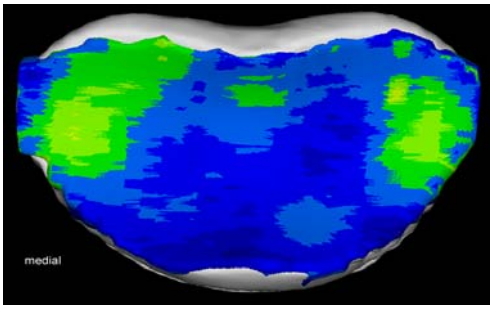
Bis zu einem Alter von 6 Monaten überwiegen die Blautöne in der falschfarbenen Abbildung als Zeichen für eine niedrige Knochendichte (Abb. 32/a). Die maximalen Hounsfieldwerte liegen bei ca. 1100 HU (Alter: 3 Monate) bzw. bei ca. 1200-1300 HU (Alter: 6 Monaten). Bei 9 Monaten alten Pferden liegen die maximalen Hounsfieldwerte mit ca. 1300-1400 HU deutlich höher (Abb. 32/b).

Im Alter von 3 Monaten sind Dichtemaxima in der Medianen und an der medialen und lateralen Gelenkfläche zu erkennen. Im Alter von 6 Monaten tritt das mediane Dichtemaximum im Vergleich zu den beiden am medialen und lateralen Rand der Gelenkfläche etwas in den Hintergrund (Abb. 32/a). Mit fortschreitendem Alter nimmt die Knochendichte auf der gesamten Gelenkfläche erheblich zu. Dabei ist ein Dichtemaximum in der Medianen und jeweils eines medial und lateral an der Gelenkfläche zu erkennen (Abb. 32/b).

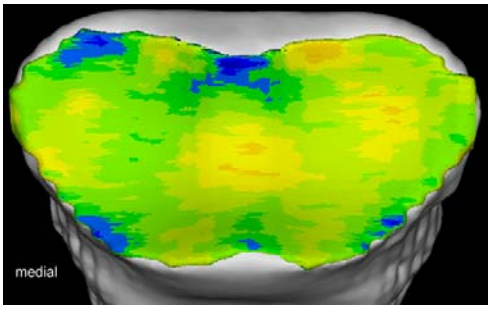
Im Summationsbild (Abb. 32/c) wird die Konzentration der Dichtemaxima in der palmaren Hälfte der Gelenkfläche lateral und medial deutlich.



Falschfarbendarstellung

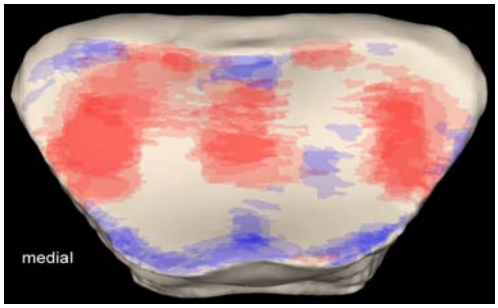


a) 6 Monate, Haflinger Hengst (12a VL)



b) 9 Monate, Haflinger Hengst (21a VL)

Maxima- und Minima-Summation



c) Summationsbild der Knochendichte der Altersgruppe 1 (Pferd 10 VL, 9 VR, 34 VR, 12a VL, 12b VR, 21a VL, 21b VR)

Abb. 32: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins in der Altersgruppe 1 (Ansicht von proximal)

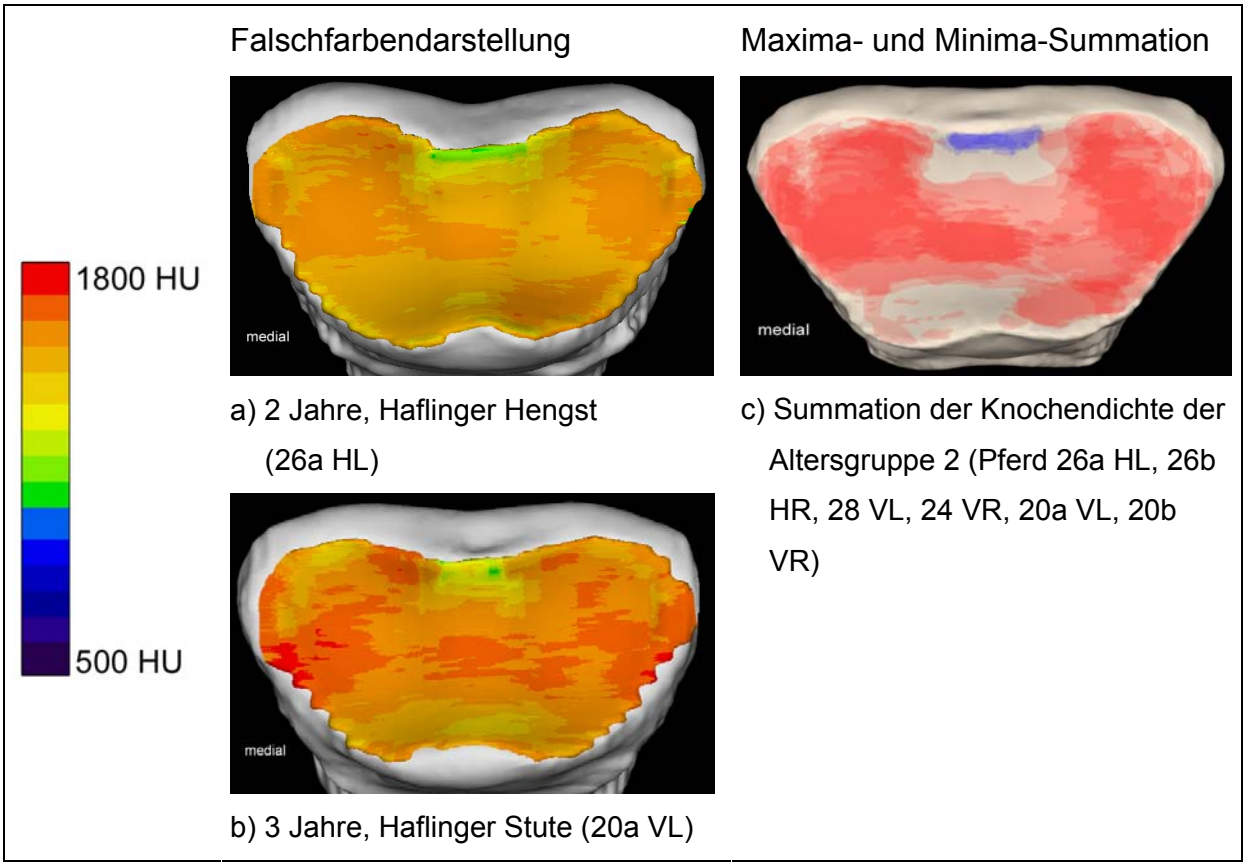
1.2.1.2. Altersgruppe 2: 10 Monate bis 3 Jahre

In dieser Altersgruppe ist ein deutlicher Anstieg der subchondralen Knochendichte zu erkennen im Vergleich zur Altersgruppe 1 (Abb. 33/a, b).

Tiere im Alter bis zu 2 Jahren (Abb. 33/a) weisen Werte bis max. 1600 HU auf. Dabei ist die Gelenkfläche insgesamt vergleichsweise hoch mineralisiert. Eine darüber hinaus erhöhte Knochendichte ist medial und lateral an der Gelenkfläche in der palmaren Hälfte zu finden.

Die Mineralisierung nimmt mit dem Alter weiter zu. Bei 3 Jahre alten Pferden (Abb. 33/b) liegen die maximalen Werte bei etwa 1700 HU. Auch in diesem Alter ist die Lage der Maxima vor allem lateral und medial im palmaren Abschnitt der Gelenkfläche.

Das Summationsbild (Abb. 33/c) zeigt neben den oben erwähnten Stellen hoher Knochendichte eine bandartige Verbindung zwischen der medialen und lateralen Seite.



a) 2 Jahre, Haflinger Hengst (26a HL)

b) 3 Jahre, Haflinger Stute (20a VL)

c) Summation der Knochendichte der Altersgruppe 2 (Pferd 26a HL, 26b HR, 28 VL, 24 VR, 20a VL, 20b VR)

Abb. 33: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins in der Altersgruppe 2 (Ansicht von proximal).

1.2.1.3. Altersgruppe 3: 4 bis 6 Jahre

In dieser Altersgruppe lassen sich 3 Varianten hinsichtlich des Verteilungsmusters der subchondralen Knochendichte und ihrer HU-Bereiche unterscheiden.

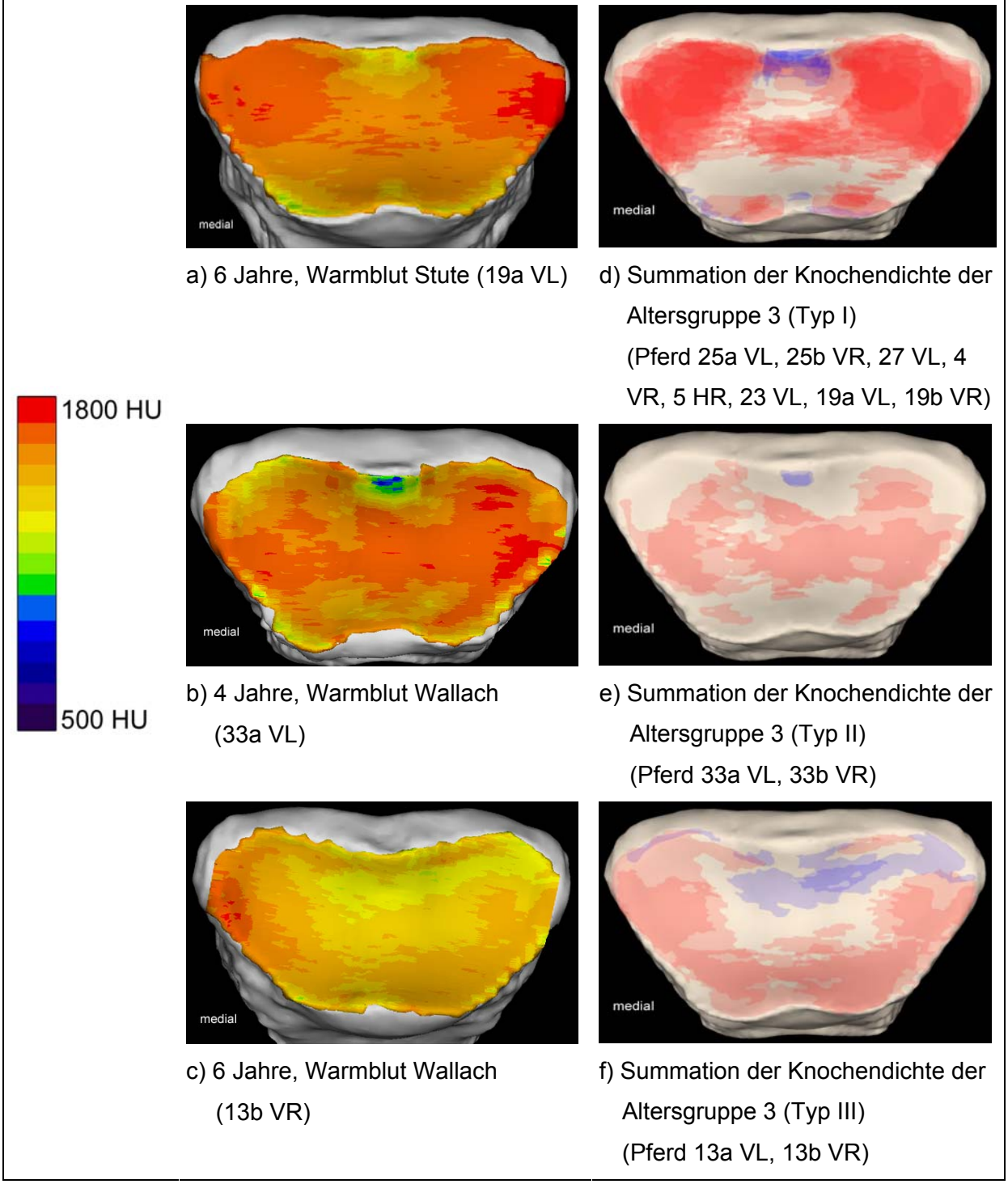
Die „palmare“ Variante (bei 4 bis 6 Jahre alten Pferden) kommt am häufigsten vor und zeigt ein Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte wie in den vorherigen Altersgruppen (Abb. 32 und Abb. 33). Die Dichtemaxima (Abb. 34/a) liegen in den medio-palmaren und latero-palmaren Gelenkwinkeln, zentral auf der Gelenkfläche. Am dorsalen Gelenkrand sind nur ganz kleine Flächen mit einer hohen Knochendichte (jeweils beidseits der Medianen). Das Summationsbild (Abb. 34/d) zeigt, dass die Verteilung und Ausdehnung der Maxima innerhalb dieser Gruppe relativ einheitlich ist.

Bei 4 und 5 Jahre alten Pferden (25a VL, 25b VR, 27 VL, 4 VR und 5 HR) weisen die Dichtemaxima Hounsfieldwerte bis 1800 HU auf (Abb. 34/a). Neben diesen Maxima existieren Hounsfieldwerte von ca. 1400-1500 HU. Mit fortschreitendem Alter (23 VL, 19a VL und 19b VR) nimmt die Knochendichte in allen Bereichen um etwa 100 HU zu (siehe Falschfarbendarstellung 19a VL, 6 Jahre).

Die zweite, „intermediäre“ Variante (Abb. 34/b, e) war bei einem 4 Jahre alten Warmblutwallach an beiden Krongelenken der Schultergliedmaßen festzustellen (33a VL, 33b VR). Es zeigt maximale Hounsfieldwerte bis ca. 1800 HU (Abb. 34/b). An Gelenkbereichen neben diesen Maxima herrschen vorwiegend Werte von ca. 1500-1600 HU. Der Schwerpunkt der Knochendichte liegt im mittleren Gelenkbereich. Die Maxima, die in der ersten Variante relativ nahe am palmaren Gelenkrand lagen, sind hier auf den mittleren Bereich fokussiert und fließen zum Teil mit dem Dichtemaximum in der Medianen zusammen (Abb. 34/e).

In der dritten, „dorsalen“ Variante (Abb. 34/c, f), die bei einem 6 Jahre alten Warmblutwallach (13a VL, 13b VR) gefunden wurde, sind die Dichtemaxima bis an den dorsalen Gelenkrand verlagert. Sie erstrecken sich hier vom medio-palmaren Gelenkrand nach dorsal bis zum lateralen Gelenkrand (Abb. 34/c).

Die Dichteminima sind bei dieser Variante ebenso wie die Dichtemaxima nach dorsal verlagert und reichen fast bis in Gelenkmitte (Abb. 34/f).



a) 6 Jahre, Warmblut Stute (19a VL)

d) Summation der Knochendichte der Altersgruppe 3 (Typ I) (Pferd 25a VL, 25b VR, 27 VL, 4 VR, 5 HR, 23 VL, 19a VL, 19b VR)

b) 4 Jahre, Warmblut Wallach (33a VL)

e) Summation der Knochendichte der Altersgruppe 3 (Typ II) (Pferd 33a VL, 33b VR)

c) 6 Jahre, Warmblut Wallach (13b VR)

f) Summation der Knochendichte der Altersgruppe 3 (Typ III) (Pferd 13a VL, 13b VR)

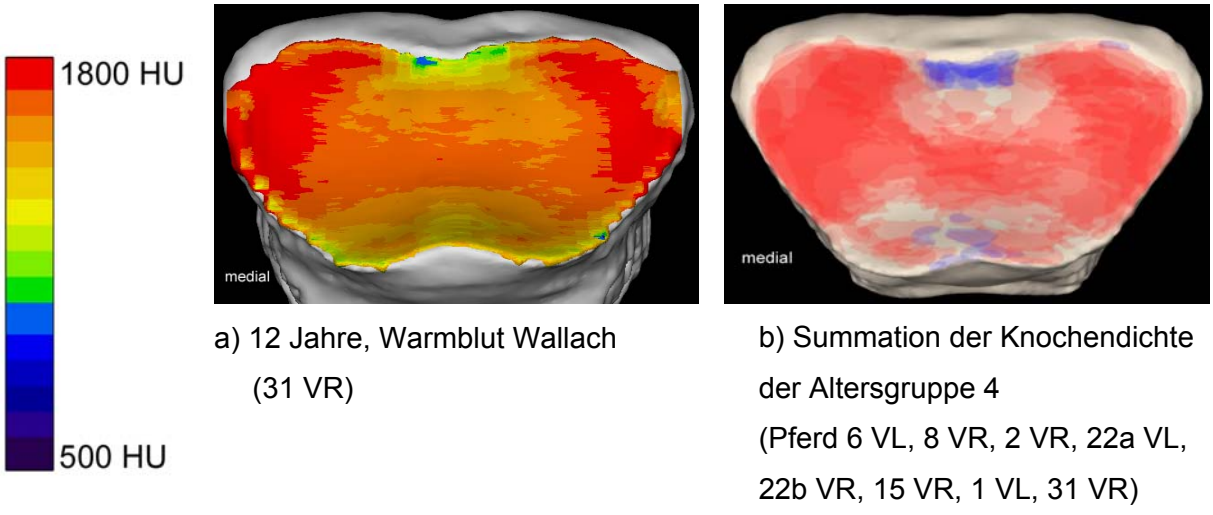
Abb. 34: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins in der Altersgruppe 3 (Ansicht von proximal)

1.2.1.4. Altersgruppe 4: 7 bis 12 Jahre

In dieser Altersgruppe zeigt sich ein einheitliches Bild. Das Verteilungsmuster erinnert an die erste („palmare“) Variante in der Altersgruppe 3 (Abb. 34/a, d). Auch hier (Abb. 35/a) erstrecken sich die Dichtemaxima von den medio-palmaren bzw. latero-palmaren Gelenkwinkeln bis etwa in Mitte der Gelenkfläche und fließen dann in der Medianen zusammen. Kleine Maxima finden sich ebenfalls am dorsalen Gelenkrand (jeweils beidseits der Medianen).

Die Dichtemaxima haben Dichtewerte von maximal ca. 1800 HU. Ansonsten überwiegen an der übrigen Gelenkfläche Werte bis max. 1500-1600 HU (Abb. 35/a).

Die Felder für die Knochendichtemaxima und –minima überdecken sich in der Summation weitgehend (Abb. 35/b). Daher kann eine einheitliche Belastung des Gelenks in dieser Gruppe zugrunde gelegt werden.



a) 12 Jahre, Warmblut Wallach (31 VR)

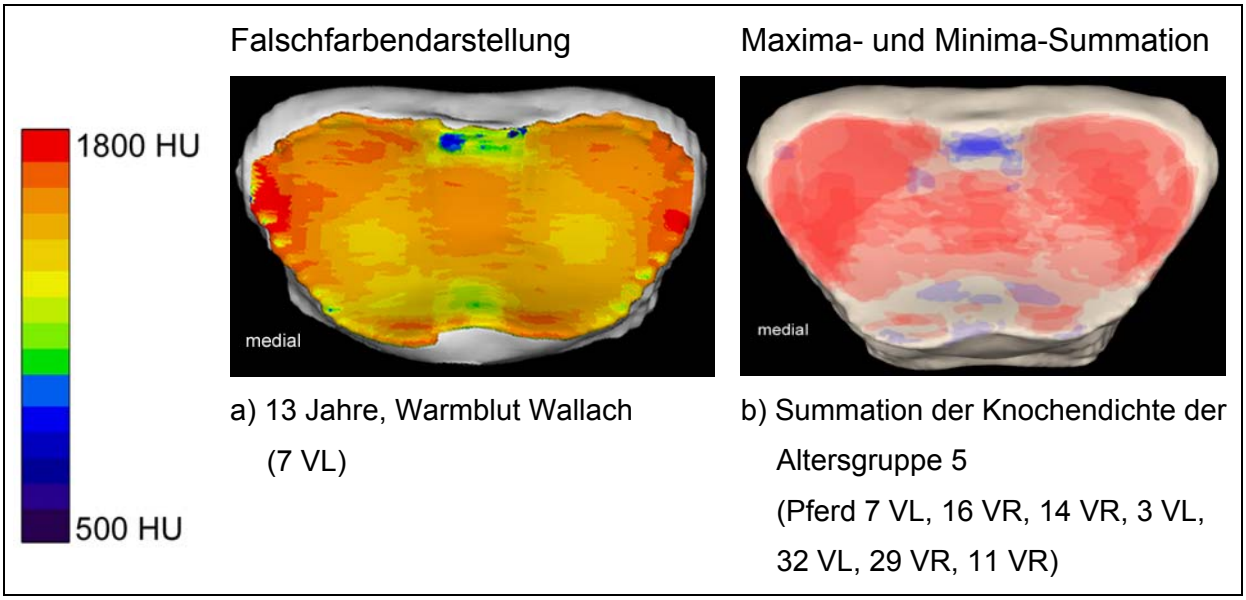
b) Summation der Knochendichte der Altersgruppe 4 (Pferd 6 VL, 8 VR, 2 VR, 22a VL, 22b VR, 15 VR, 1 VL, 31 VR)

Abb. 35: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins in der Altersgruppe 4 (Ansicht von proximal).

1.2.1.5. Altersgruppe 5: 13 bis 20 Jahre

Auch in dieser Altersgruppe zeigt die Verteilung der subchondralen Knochendichte ein einheitliches Muster. Die Dichtemaxima erstrecken sich von den medio-palmaren bzw. latero-palmaren Gelenkwinkeln bis etwa in die Gelenkmitte (Abb. 36). Allerdings fließen sie nicht – wie in der vorherigen Altersgruppe – mit dem Dichtemaximum in der Medianen zusammen. Kleine Dichtemaxima finden sich auch in dieser Altersgruppe am dorsalen Gelenkrand.

Die maximalen Hounsfieldwerte reichen bis 1700 HU, ganz vereinzelt auch bis 1800 HU. Die Dichtewerte neben den Maxima liegen bei maximal 1400 - 1500 HU.



a) 13 Jahre, Warmblut Wallach (7 VL)

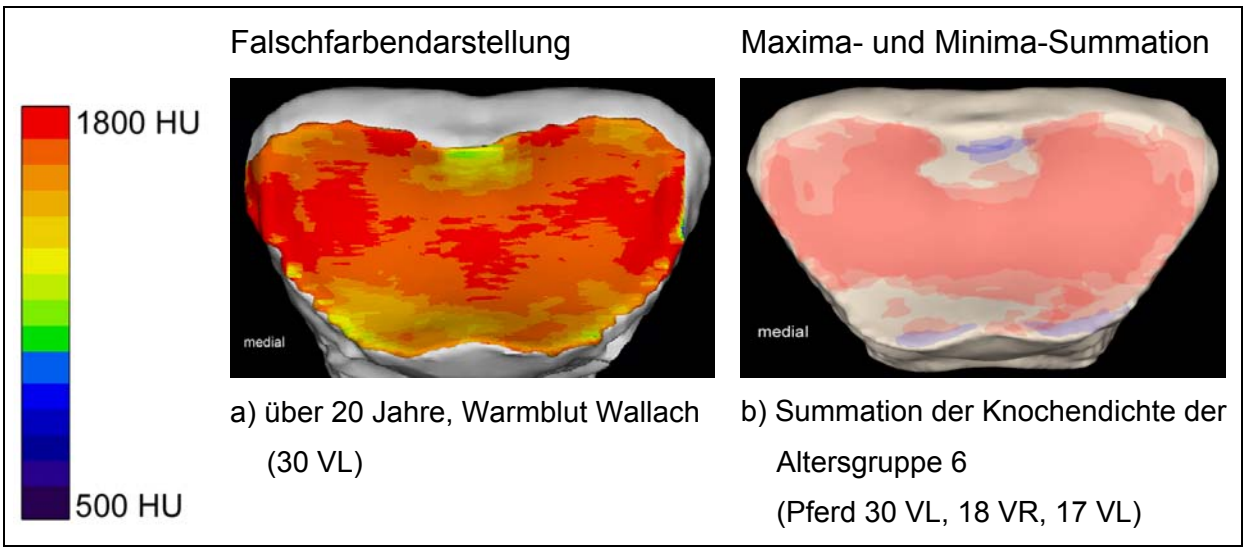
b) Summation der Knochendichte der Altersgruppe 5 (Pferd 7 VL, 16 VR, 14 VR, 3 VL, 32 VL, 29 VR, 11 VR)

Abb. 36: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins in der Altersgruppe 5 (Ansicht von proximal).

1.2.1.6. Altersgruppe 6: älter als 20 Jahre

Die Dichtemaxima liegen in dieser Altersgruppe bei maximal 1800 HU. Sie reichen von den palmaren Gelenkbereichen bis nahe an den dorsalen Gelenkrand und fließen in der Medianen zusammen (Abb. 37/a). Ausläufer dieses flächenhaften Dichtemaximas erreichen lateral den dorsalen Gelenkrand.

Im Summationsbild (Abb. 37/b) zeigt sich, dass auch die anderen Pferde dieser Gruppe eine hohe Knochendichte über praktisch die gesamte Gelenkfläche aufweisen.



a) über 20 Jahre, Warmblut Wallach (30 VL)

b) Summation der Knochendichte der Altersgruppe 6 (Pferd 30 VL, 18 VR, 17 VL)

Abb. 37: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins in der Altersgruppe 6 (Ansicht von proximal).

1.2.2. Distale Gelenkfläche des Fesselbeins

1.2.2.1. Altersgruppe 1: bis 9 Monate

Im Alter von 3 Monaten zeigen sich an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins Hounsfieldwerte von maximal 1100-1200 HU. Die Dichtemaxima liegen medial und lateral an der Gelenkfläche. Lateral erstreckt sich dieser Bereich über eine etwas größere Fläche als medial. Ein weiteres kleines Maximum befindet sich palmar in der Medianen. Ansonsten ist die Knochendichte relativ gleichmäßig über die gesamte Gelenkfläche verteilt.

Bei 6 Monate alten Pferden (Abb. 38/a, b) liegen die maximalen Hounsfieldwerte nur bei ca. 1100 HU. Im Unterschied zu 3 Monate alten Pferden zeichnen sich hier die Bereiche erhöhter Knochendichte klarer ab. Die Dichtemaxima reichen weiter nach palmar als bei der vorhergehenden Untergruppe. Das Dichtemaximum in der Medianen, das bei 3 Monate alten Pferden auf eine kleine Stelle palmar beschränkt war, erstreckt sich hier über die gesamte Mediane. Auch hier zeigt sich an der lateralen Gelenkfläche eine höhere Knochendichte als an der medialen.

Bei 9 Monate alten Pferden (Abb. 38/c, d) zeigt sich – wie bei allen anderen Gelenkflächen – ein deutlicher Anstieg der subchondralen Knochendichte. Die maximalen Hounsfieldwerte liegen bei 1200-1300 HU. Die Blautöne sind in der falschfarbenen Abbildung zugunsten von Grüntönen (1100-1200 HU) zurückgedrängt. Die Dichtemaxima haben sich zur palmaren Gelenkregion hin verlagert. Das Dichtemaximum in der Medianen hat an Ausdehnung zugenommen und reicht jetzt bis auf die mediale Gelenkfläche.

Im Summationsbild (Abb. 38/e, f) spiegelt sich klar die Dreiteilung der Knochendichte wieder. Lateral und medial an der Gelenkfläche zeichnen sich die größeren Bereiche hoher Knochendichte ab. Als drittes Maximum stellt sich in der Überlagerung der mediane Abschnitt der Gelenkfläche dar.

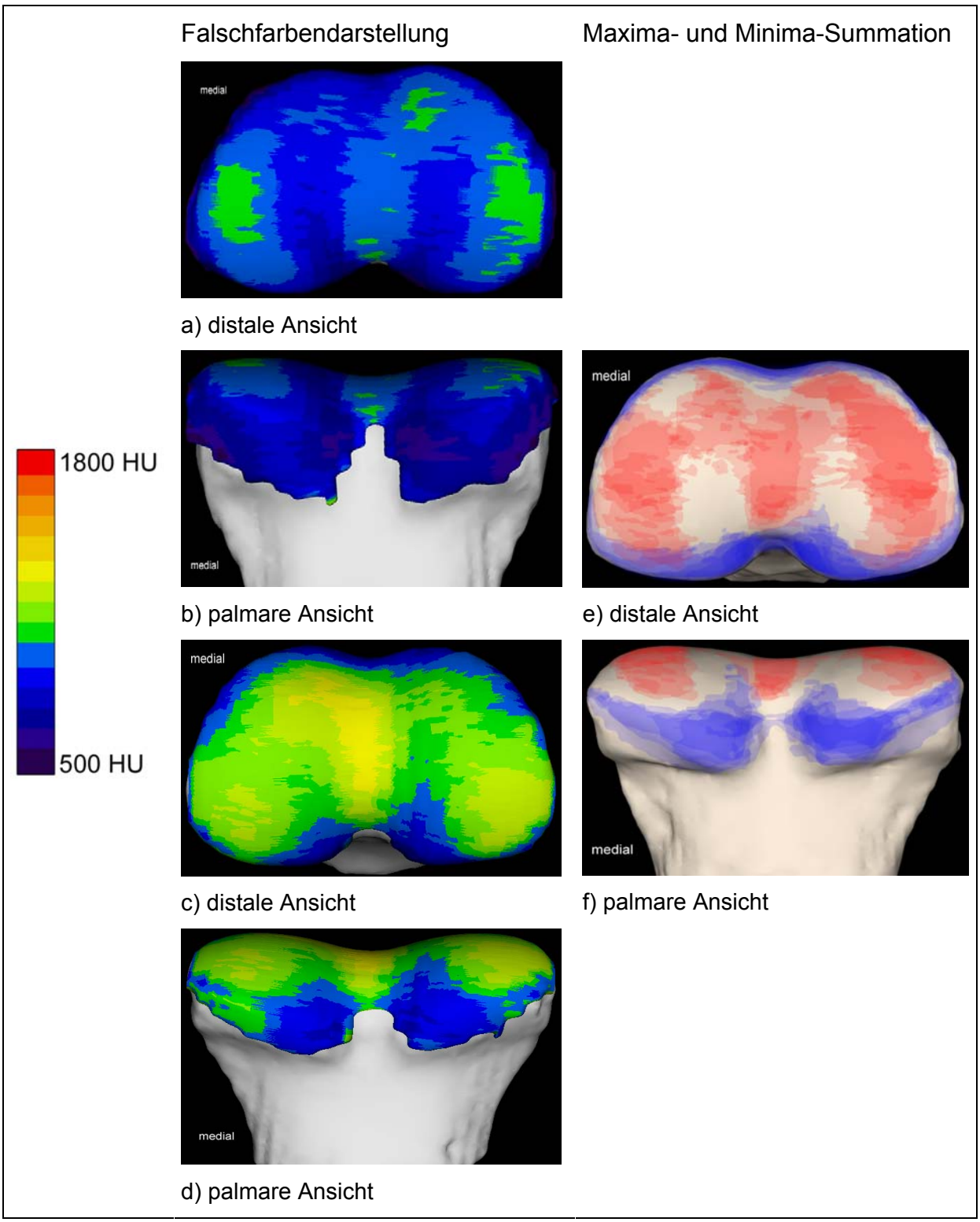


Abb. 38: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins in der Altersgruppe 1 (a-d).

a, b) 6 Monate alter Haflinger Hengst (Pferd 12b VR, horizontal gespiegelt)

c, d) 9 Monate alter Haflinger Hengst (Pferd 21a VL)

e, f) Summationsbild der Altersgruppe 1 (Pferd 10 VL, 9 VR, 34 VR, 12a VL, 12b VR, 21a VL, 21b VR).

1.2.2.2. Altersgruppe 2: 10 Monate bis 3 Jahre

In dieser Altersgruppe zeigt sich allgemein ein erheblicher Anstieg der subchondralen Knochendichte (Abb. 39/a, b). Die maximalen Hounsfieldwerte reichen bis 1700 HU, an einzelnen Punkten sogar bis 1800 HU.

Auch hier zeigen sich Dichtemaxima in der Medianen und an den medialen und lateralen Gelenkflächen. Die beiden höchsten Dichtewerte verteilen sich großflächig über die gesamte Fläche. Dies zeigt sich auch in der ausgedehnten bogenförmigen Gestalt der summierten Knochendichtemaxima und –Minima (Abb. 39/c, d). Auffällig ist hier die Ausziehung in der Medianen nach palmar.

Bei 3 Jahre alten Pferden ist im Falschfarbenbild eine weitere Steigerung der Knochendichte zu erkennen. Die Dichtemaxima konzentrieren sich etwas mehr auf die Mediane und den mittleren Bereich der Gelenkflächen. Hounsfieldwerte von 1800 HU zeigen sich hier relativ großflächig in den Kerngebieten der Dichtemaxima.

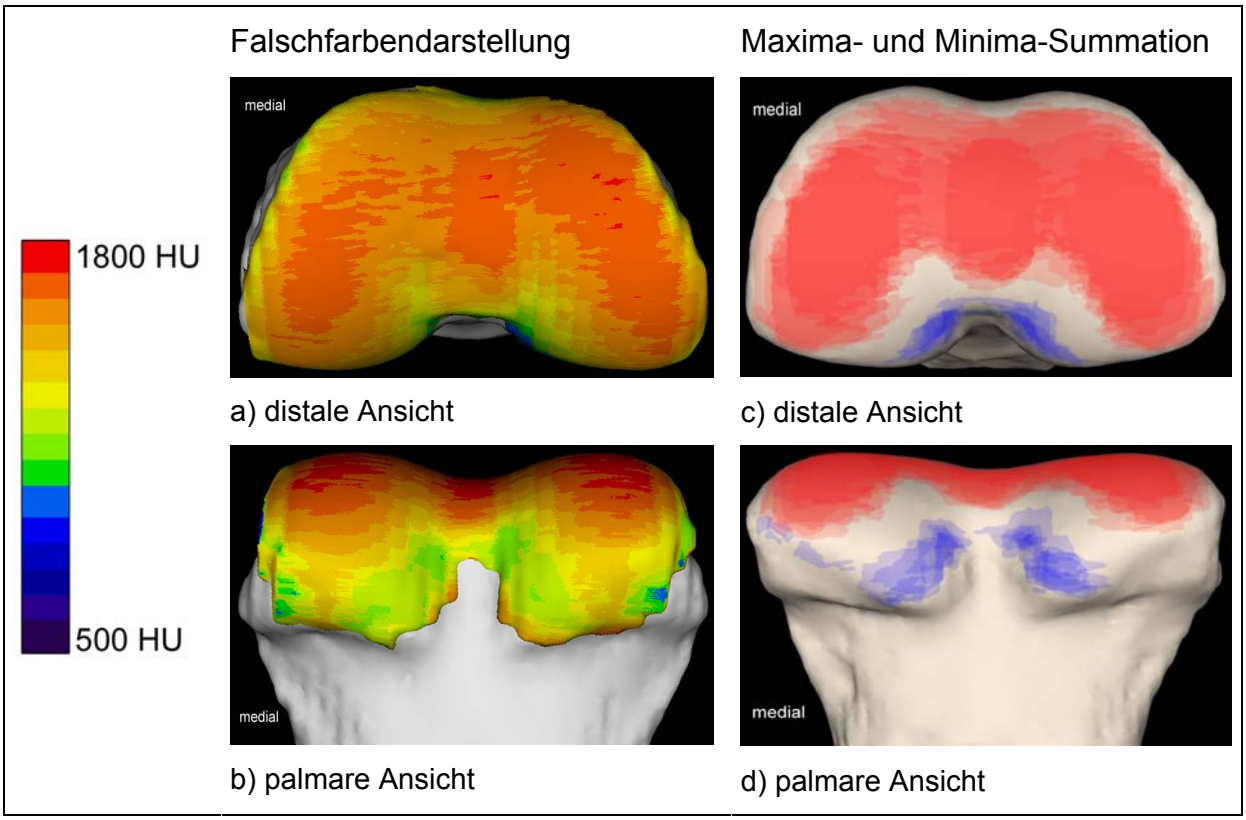


Abb. 39: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins in der Altersgruppe 2.

a-b) 2 Jahre alter Haflinger Hengst (Pferd 26a HL)

c-d) Summationsbild der Altersgruppe 2 (Pferd 26a HL, 26b HR, 28 VL, 24 VR, 20a VL, 20b VR)

1.2.2.3. Altersgruppe 3: 4 bis 6 Jahre

Die Knochendichteverteilung in dieser Altersgruppe zeigt bei jüngeren Tieren eine relativ deutliche Dreiteilung der Dichtemaxima: jeweils lateral und medial an der Gelenkfläche vor allem im palmaren Abschnitt sind Bereiche mit hoher Knochendichte zu finden, die in der Medianen über ein drittes, längsovales Maximum mehr oder weniger verbunden sind (Abb. 40/a, b). Die Hounsfieldwerte erreichen stellenweise 1800 HU. Auch in dieser Altergruppe ist die Gelenkfläche insgesamt vergleichsweise hoch mineralisiert.

Bei älteren Tieren in dieser Altersgruppe existieren teilweise ausgedehnte Bereiche mit sehr hohen Dichtewerten um 1800 HU. Um eine bessere Beurteilung zu ermöglichen, wurden diese Gelenkflächen in einem Hounsfieldbereich von 1000-2500 HU dargestellt. Hierbei wurde deutlich, dass die Werte jedoch 1800 HU nur geringfügig überschreiten. Sie erreichen maximal ca. 1860 HU (Abb. 41). Die Dichtemaxima sind relativ homogen.

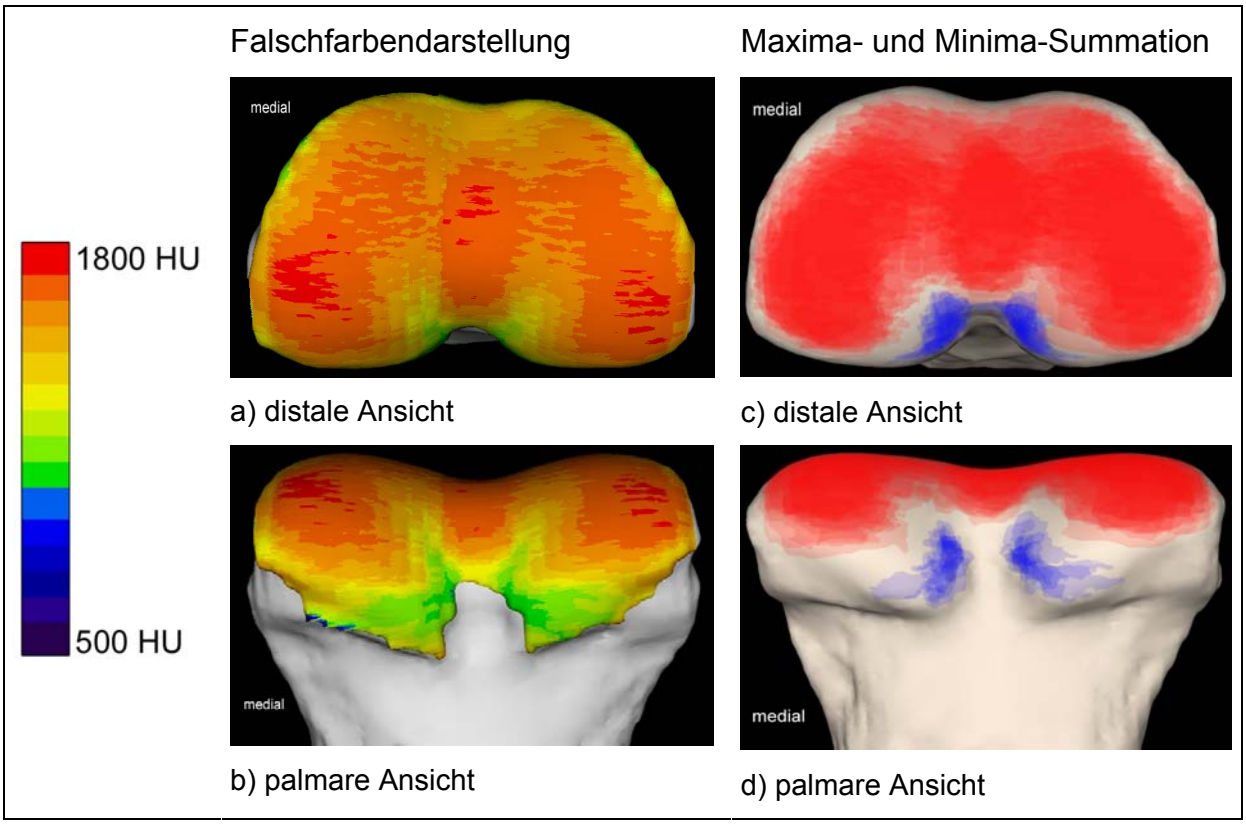


Abb. 40: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins in der Altersgruppe 3

a-b) 4 Jahre alte Warmblut Stute (Pferd 27 VL)

c-d) Summationsbild der Altersgruppe 3 (Pferd 25a VL, 25b VR, 27 VL, 33a VL, 33b VR, 23 VL, 4 VR, 5 HR, 19a VL, 19b VR, 13a VL, 13b VR)

Im Summationsbild zeigt sich eine ähnliche Verteilung wie in der Altersgruppe 2: ein bogenförmiger Bereich der höchsten Knochendichte erstreckt sich von medial nach lateral mit einer kleinen medianen Ausziehung nach palmar. Allerdings ist in der Altersgruppe 3 die Gelenkfläche mehr ausgefüllt (Abb. 40/c, d).

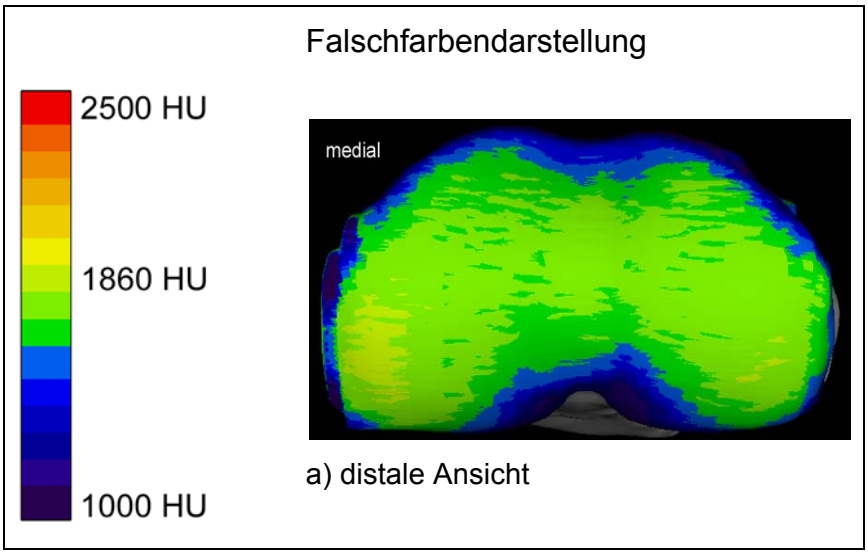


Abb. 41: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins eines 5 Jahre alten Warmblut Wallachs (23 VL) in der Altersgruppe 3, dargestellt in einem Hounsfieldbereich von 1000-2500 HU.

1.2.2.4. Altersgruppe 4: 7 bis 12 Jahre

Diese Altersgruppe zeigt wieder ein weitgehend einheitliches Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Abb. 42/c, d). Die maximalen Hounsfieldwerte reichen bis 1800 HU (Abb. 42/a). Die Dichtemaxima sind flächenhaft und etwas stärker nach dorsal und palmar ausgedehnt an den in Altergruppe 3 beschriebenen Stellen der Gelenkfläche. Auffällig ist der Bereich niedriger Knochendichte median am palmaren proximalen Rand der Gelenkfläche (Abb. 42/b, d).

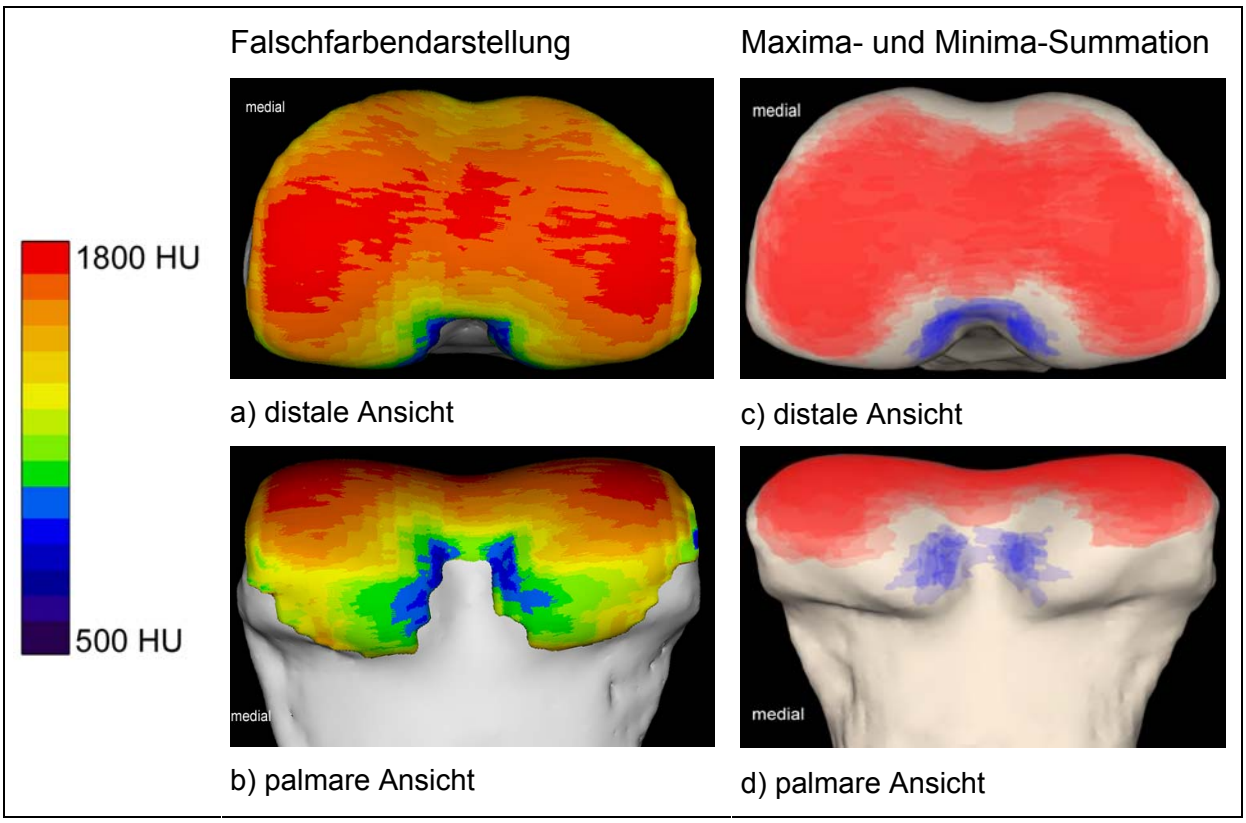


Abb. 42: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins in der Altersgruppe 4

a-b) 7 Jahre alter Warmblut Wallach (Pferd 8 VR, horizontal gespiegelt)

c-d) Summationsbilder der Altersgruppe 4 (Pferd 6 VL, 8 VR, 2 VR, 22a VL, 22b VR, 15 VR, 31 VR, 1 VL)

1.2.2.5. Altersgruppe 5: 13 bis 20 Jahre

In dieser Altersgruppe können zwei Varianten unterschieden werden. Die erste Variante zeigt eine sehr intensive Knochendichte, die über die gesamte Gelenkfläche hinweg verteilt ist (Abb. 43/a, c). Hier überwiegen Werte von 1800 HU. Lediglich im palmaren Abschnitt in der Medianen ist ein Dichteminimum zu finden (Abb. 43/b, d). Um die Dichtemaxima besser beurteilen zu können, wurden diese Gelenkflächen in einem Hounsfieldbereich von 1000-2500 HU dargestellt. Hier zeigten sich maximale Werte von 1860 HU, bei einer 13 Jahre alten Warmblut Stute (16 VR) sogar von 1970 HU (Abb. 44/a, b).

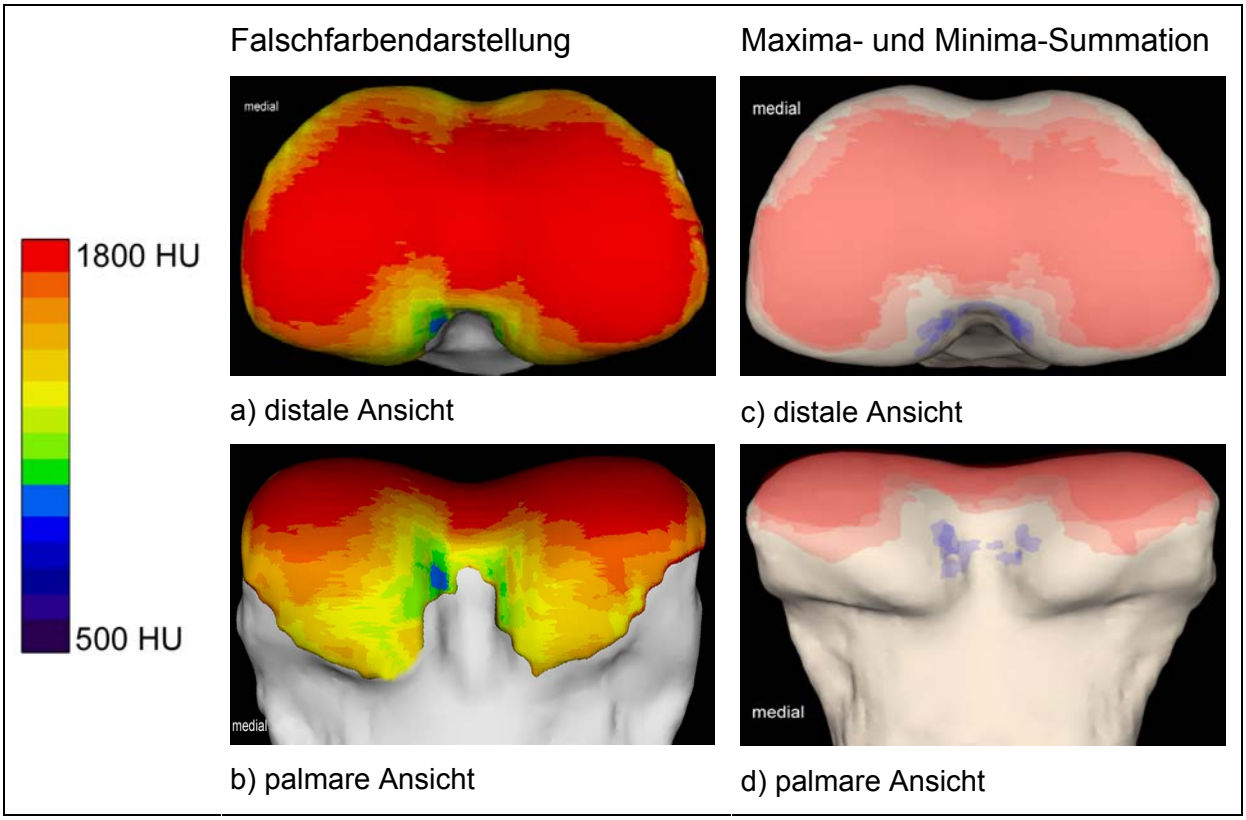


Abb. 43: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins in der Altersgruppe 5 (Variante I)

a-b) 14 Jahre alter Warmblut Wallach (Pferd 14 VR, horizontal gespiegelt)

c-d) Summationsbilder der Altersgruppe 5 (Variante I) (Pferd 7 VL, 16 VR, 14 VR)

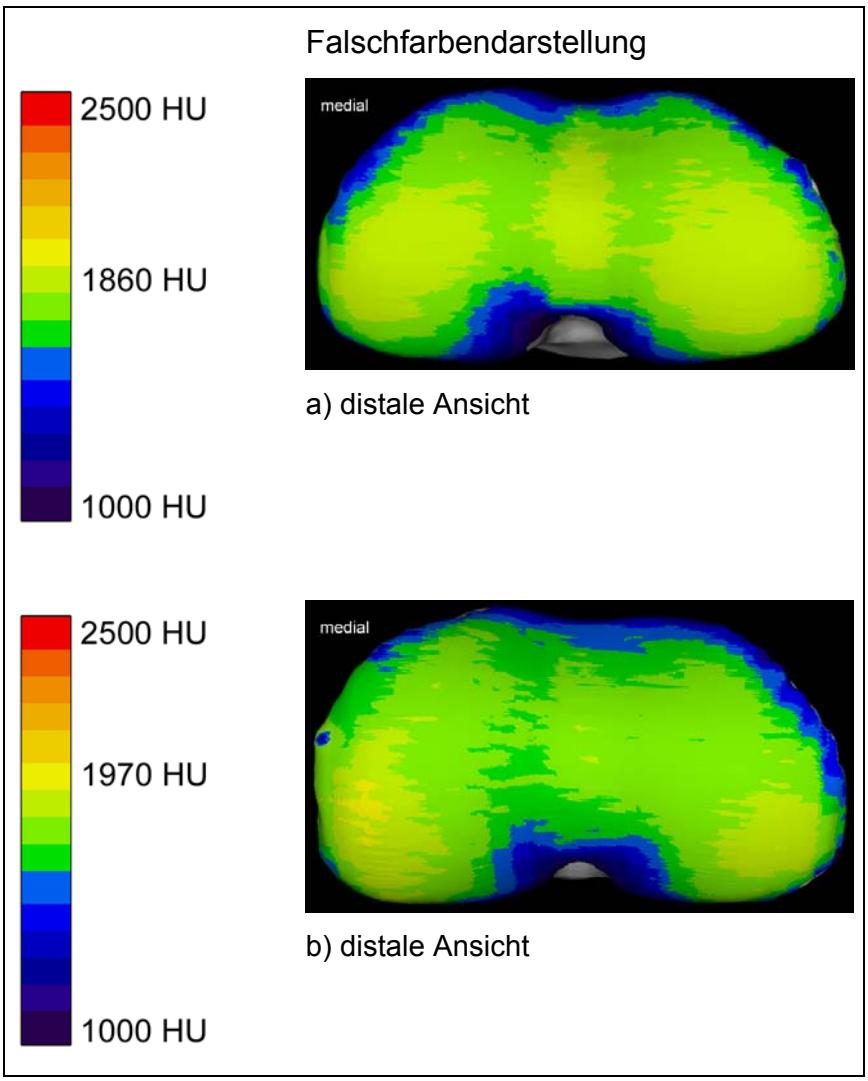


Abb. 44: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins in der Altersgruppe 5, jeweils dargestellt in einem Hounsfieldbereich von 1000-2500 HU.

a) 14 Jahre alter Warmblut Wallach (14 VR, horizontal gespiegelt)

b) 13 Jahre alte Warmblut Stute (16 VR, horizontal gespiegelt)

Bei der zweiten Variante kommen die maximalen Werte von 1800 HU nur in den palmaren Regionen und zentral in der Medianen vor (Abb. 45/a, b). Individuell verschieden kann in dieser Untergruppe eine relativ geringe Knochendichte vorkommen (29 VR, 15 Jahre). Die maximalen Hounsfieldwerte reichen zwar bis 1700 HU. Die Knochendichte außerhalb dieser Maxima beträgt jedoch lediglich 1300-1600 HU, stellenweise (latero-dorsal) sogar nur Werte von ca. 1200 HU.

Im Summationsbild (Abb. 45/c, d) sind Dichtemaxima in der Medianen und medial und lateral an der Gelenkfläche lokalisiert. Allerdings nehmen diese Dichtemaxima eine deutlich kleinere Fläche ein als in vorhergehenden Altersgruppen.

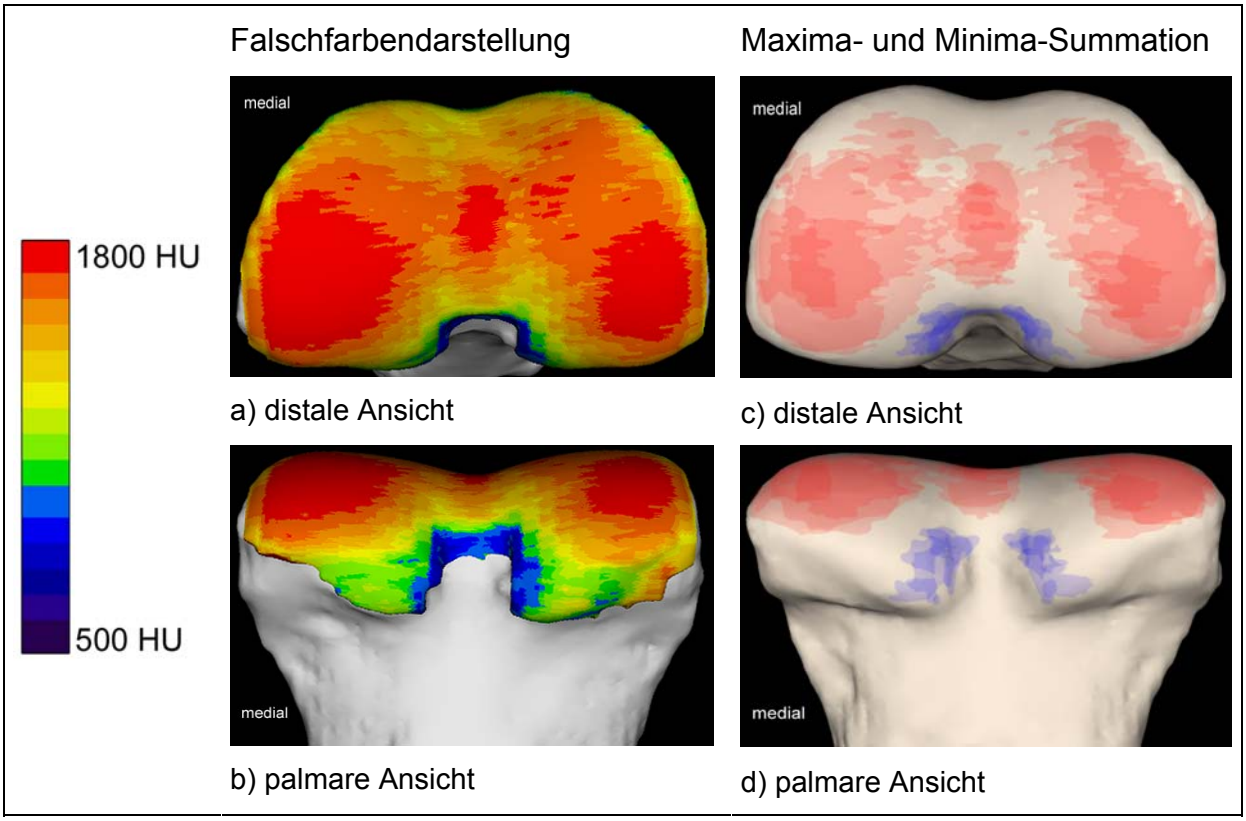


Abb. 45: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins in der Altersgruppe 5 (Variante II).

a-b) 14 Jahre alte Warmblut Stute (Pferd 32 VL)

c-d) Summationsbilder der Altersgruppe 5 (Variante II) (Pferd (32 VL, 3 VL, 29 VR, 11 VR)

1.2.2.6. Altersgruppe 6: älter als 20 Jahre

Diese Altersgruppe zeigt wieder ein einheitliches Knochendichtemuster. Die maximalen Werte reichen bis 1800 HU und verteilen sich großflächig über die gesamte Gelenkfläche.

Das Summationsbild zeigt eine weitgehende Überlagerung der Knochendichtemaxima. Daraus lässt sich ableiten, dass die Belastungssituation wie bei anderen Altersgruppen auch vergleichsweise einheitlich ist und dadurch diese geschlossene Form des Musters hervorbringt.

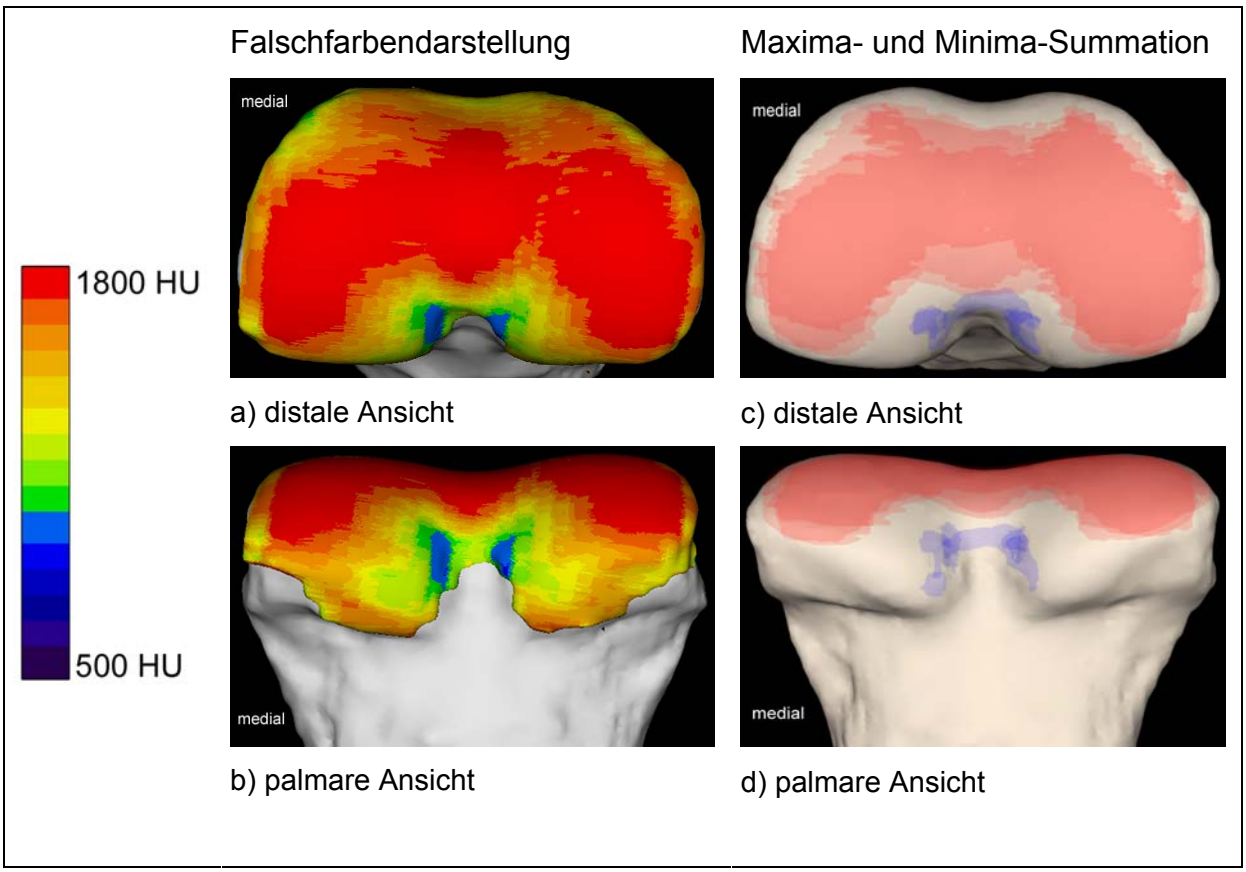


Abb. 46: Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins in der Altersgruppe 6

a-b) über 20 Jahre alter Warmblut Wallach (Pferd 30 VL)

c-d) Summationsbilder der Altersgruppe 6 (Pferd 30 VL, 18 VR, 17 VL)

2. Reproduzierbarkeit der Knochendichteuntersuchung

Tab. 7: Übereinstimmung des Verteilungsmusters der subchondralen Knochendichte (im Vergleich der 5 CT-Datensätze)

	Vergleich der einzelnen Datensätze miteinander (Anzahl der Gitterpunkte)											
	D1-D2	**D1-D3**	**D1-D4**	**D1-D5**	**D2-D3**	**D2-D4**	**D2-D5**	**D3-D4**	**D3-D5**	**D4-D5**	**Summe:**	**Prozent:**
Abweichung 0	49	48	47	50	52	47	43	52	48	49	485	71
Abweichung 1	18	19	19	14	15	19	22	16	17	15	174	26
Abweichung 2	1	1	2	4	1	2	3	0	3	2	19	3
Abweichung 3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	2	0,29

Abweichung 0-3	Abweichung des Verteilungsmusters um die entsprechende Anzahl HU-Stufen (z.B.: Abweich1: die subchondrale Knochendichte unterscheidet sich um 1 HU)
D	Datensatz

Die distale Gelenkfläche des Kronbeins einer 3 Jahre alten Haflinger Stute (20a VL) wurde insgesamt fünfmal gescannt. Jeder dieser CT-Datensätze wurde wie alle anderen weiterbearbeitet. Jeweils von der distalen Ansicht dieser Gelenkfläche wurde eine falschfarbene Abbildung der subchondralen Knochendichte berechnet. Über diese Abbildungen wurde jeweils ein Raster mit 10x7 Punkten über die Gelenkfläche gelegt. An jedem dieser Gitterpunkte wurde der HU-Bereich abgelesen (siehe Abb. 47).

Die beiden äußeren Schnittpunkte in der ersten Reihe wurden nicht mit berücksichtigt, da sie bei allen 5 Datensätzen außerhalb des Rasters lagen. Bei allen anderen 68 Schnittpunkten wurde der Farbwert notiert und mit den entsprechenden Werten der anderen 4 Gelenkflächen verglichen. Somit wurden insgesamt 680 Gitterpunkte miteinander verglichen.

Bei 485 Gitterpunkten = 71% wurde an allen fünf Datensätzen ein identischer Wert für die subchondrale Knochendichte gefunden.

An 174 Gitterpunkten = 26% der fünf Abbildungen wich dieser Wert um eine Falschfarbenstufe ab.

Abweichungen um mehr als eine Farbstufe kamen nur in geringem Maße vor. So wich das Verteilungsmuster an 19 Gitterpunkten (= 3%) um 2 HU-Bereiche und an 2 der insgesamt 680 Gitterpunkten (= 0,29%) um 3 HU-Bereiche ab.
Die Abweichungen um 2 bis 3 Falschfarbstufen traten vor allem nahe dem Gelenkrand auf, in einem Bereich der nicht maßgeblich für die Beurteilung der subchondralen Knochendichte ist.

Das Verteilungsmuster weicht somit an 659 Gitterpunkten = 97% um maximal eine Falschfarbenstufe ab. Damit zeigt die angewandte Methode der Knochendichtebestimmung eine sehr gute Reproduzierbarkeit.

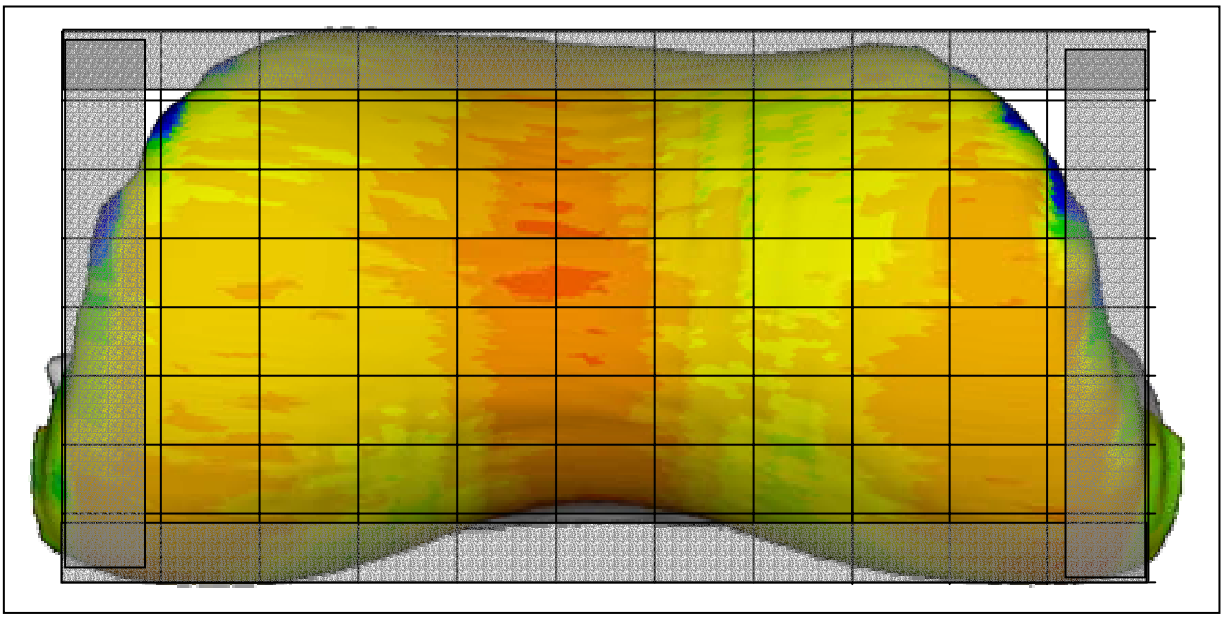


Abb. 47: Distale Gelenkfläche des Kronbeins (distale Ansicht) mit Raster (10 x 7 Punkte).

3. Flächenmessung der Gelenkflächen

3.1. Hufgelenk

Das Größenverhältnis der distalen Gelenkfläche des Kronbeins zur Gelenkfläche des Hufbeins beträgt an der Vordergliedmaße 1,48 und an der Hintergliedmaße 1,49. Damit ist die distale Gelenkfläche des Kronbeins an der Vordergliedmaße um 48%, und an der Hintergliedmaße um 49 % größer als die Gelenkfläche des Hufbeins.
Beim Vergleich des Strahlbeins mit der distalen Gelenkfläche des Kronbeins zeigt sich ein Größenverhältnis von 0,27 an der Vordergliedmaße und 0,29 an der Hintergliedmaße. Somit ist die distale Gelenkfläche des Kronbeins an der Vordergliedmaße um 73% und an der Hintergliedmaße um 71% größer als die Facies articularis phalangis mediae des Strahlbeins.

3.2. Krongelenk

An der Vordergliedmaße beträgt das Größenverhältnis von der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins zur proximalen Gelenkfläche des Kronbeins 1,18, an der Hinterliedmaße beträgt es 1,11.
Damit ist die distale Gelenkfläche des Fesselbeins an der Vordergliedmaße um 18% größer als die proximale Gelenkfläche des Kronbeins. An der Hintergliedmaße ist die distale Gelenkfläche des Fesselbeins um 11 % größer.

3.3. Vergleich der konvexen Gelenkflächen miteinander

Das Größenverhältnis der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins zur distalen Gelenkfläche des Kronbeins beträgt an der Vordergliedmaße 0,80, an der Hintergliedmaße 0,82. Damit ist sowohl an der Vordergliedmaße als auch an der Hintergliedmaße die distale Gelenkfläche des Fesselbeins um rund 20% kleiner als die der distalen Gelenkfläche des Kronbeins.

4. Spaltlinien

4.1. Knorpelspaltlinien

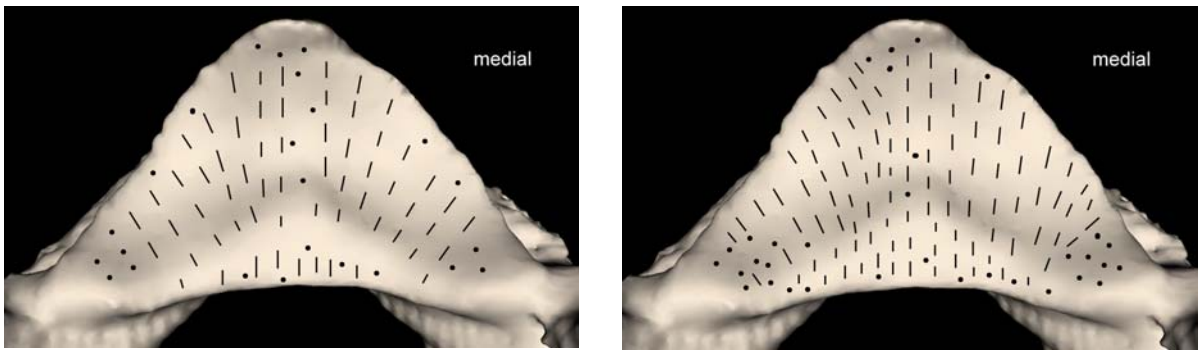
4.1.1. Hufgelenk

4.1.1.1. Hufbein

Die Kollagenfasern der oberflächlichen Knorpelschicht sind im Bereich der Medianen sagittal ausgerichtet. Zur medialen bzw. lateralen Gelenkfläche verlaufen die Spaltlinien je nach Präparat zunächst mehr oder weniger parallel zur Medianen, weichen nach abaxial aber immer stärker fächerförmig divergierend zum Gelenkrand hin auseinander.

Der Verlauf der Spaltlinien ist an der Artikulationsfläche zum Strahlbein streng sagittal ausgerichtet, lediglich unterbrochen von vereinzelten Stellen ohne Vorzugsrichtung der Kollagenfasern. In den palmaren auslaufenden Gelenkwinkeln kann überwiegend keine Vorzugsrichtung dargestellt werden.

Stellen ohne eine klare Ausrichtung der Spaltlinien weisen auf weitgehend oder ausschließlich druckbelastete Bereiche hin.



a) b)

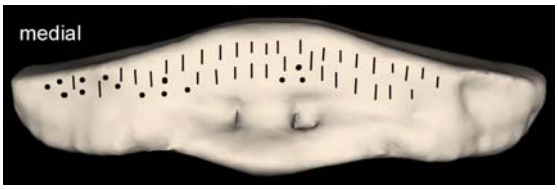
Abb. 48: Knorpelspaltlinien an der Gelenkfläche des Hufbeins.

a) 3 Jahre alte Haflinger Stute (Pferd 20a VL);

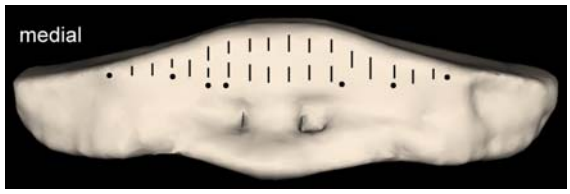
b) 5 Jahre alter Warmblut Wallach (Pferd 23 VL).

4.1.1.2. Strahlbein

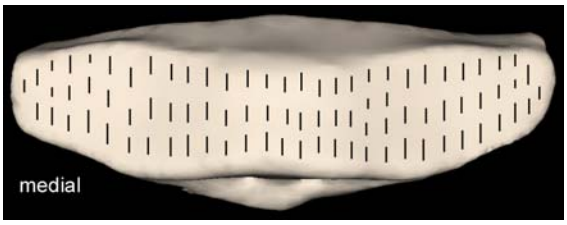
Die Gelenkfläche des Strahlbeines zum Hufbein zeigt eine streng sagittale Ausrichtung der Spaltlinien. Nur an vereinzelten Stellen auf der Gelenkfläche erscheinen die Einstiche punktförmig (siehe Abb. 49/a, c).



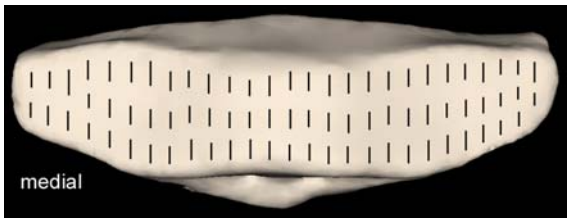
a) Gelenkfläche zum Hufbein



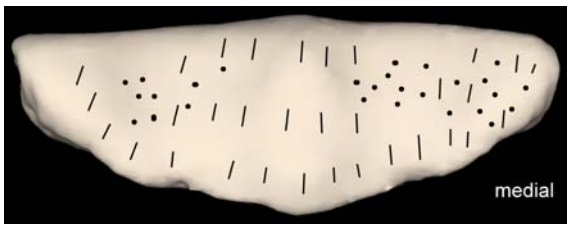
d) Gelenkfläche zum Hufbein



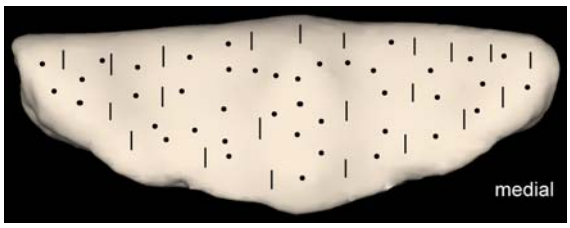
b) Facies articularis



e) Facies articularis



c) Facies flexoria



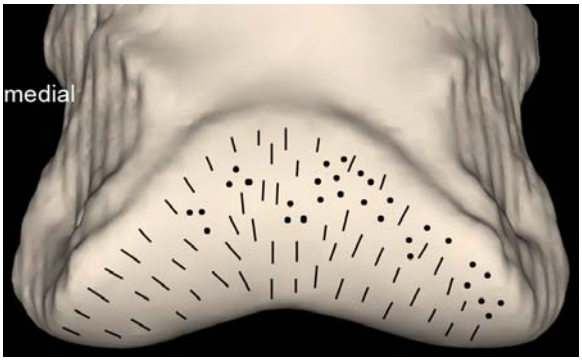
f) Facies flexoria

Abb. 49: Knorpelspaltlinien an den Gelenkflächen des linken Strahlbeins
a-c) 3 Jahre alte Haflinger Stute (Pferd 20a VL);
d-f) 5 Jahre alter Warmblut Wallach (Pferd 23 VL).

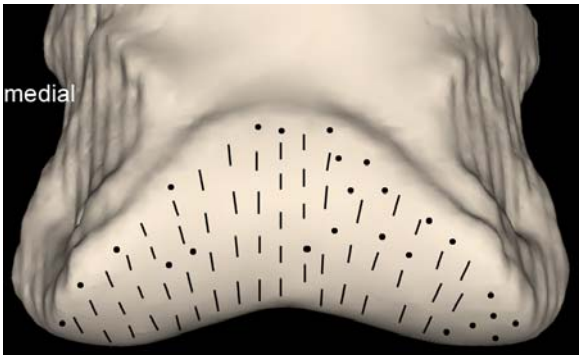
An der Facies articularis setzt sich die streng sagittale Ausrichtung der Kollagenfasern ausnahmslos an allen Pferden fort (Abb. 49/b, d).
An der Facies flexoria (Abb. 49/c, f) ist die Orientierung der Kollagenfasern überwiegend in der sagittalen Ebene. Dazwischen befinden sich Stellen, an denen die Einstiche nur punktförmig erscheinen.

4.1.1.3. Distale Gelenkfläche des Kronbeins

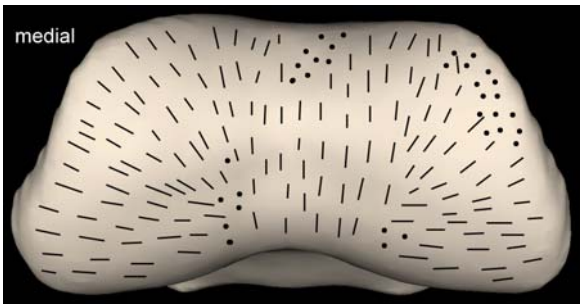
Dorsal an der Gelenkwalze des Kronbeins (Abb. 50) sind die Knorpelspaltlinien weitgehend in der Sagittalen angeordnet. Nach lateral und medial weichen diese jedoch aus dieser Verlaufsrichtung ab nach abaxial. Kleinere Stellen mit nur punktförmigen Einstichstellen finden sich vor allem nahe des dorsalen Gelenkrandes (Abb. 50/a).



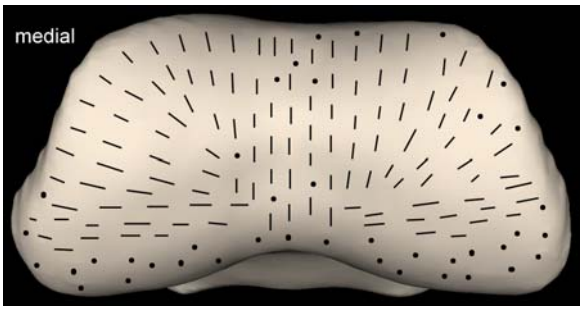
a) Ansicht von dorsal



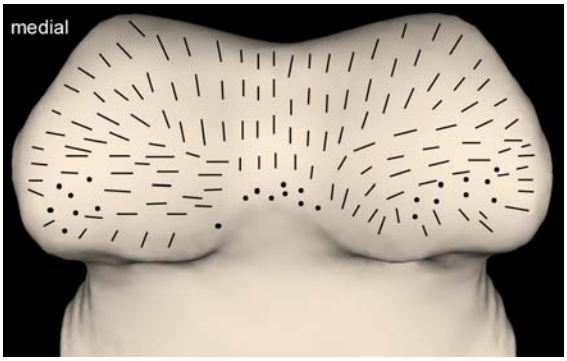
d) Ansicht von dorsal



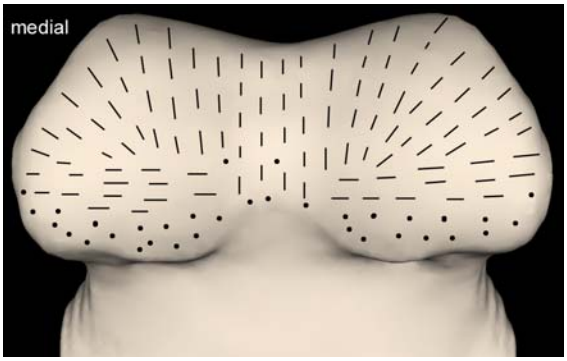
b) Ansicht von distal



e) Ansicht von distal



c) Ansicht von palmar



f) Ansicht von palmar

Abb. 50: Knorpelspaltlinien an der Gelenkwalze des linken Kronbeins

a-c) 3 Jahre alte Haflinger Stute (Pferd 20a VL);

d-f) 5 Jahre alter Warmblut Wallach (Pferd 23 VL).

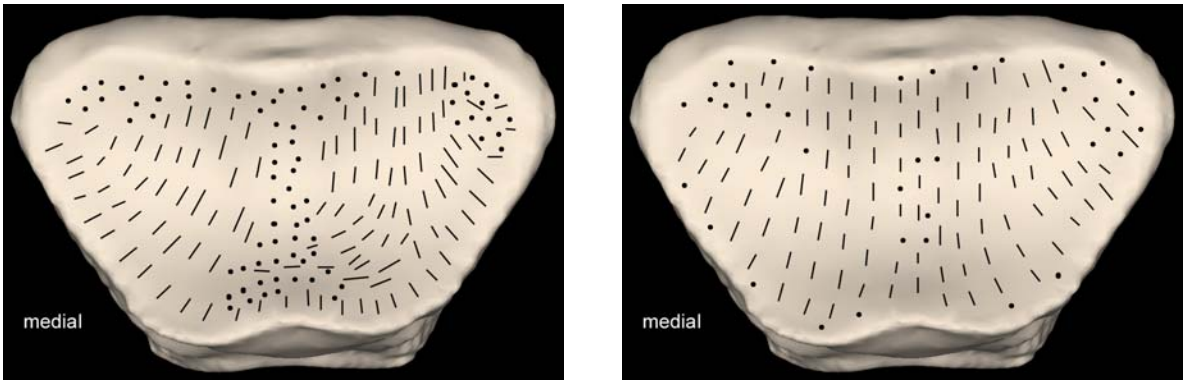
Distal verlaufen die Spaltlinien in der medianen Rinne weitgehend sagittal (Abb. 50/b, d). Je weiter die Kollagenfasern von der Medianen entfernt verlaufen, desto mehr divergieren sie zum jeweiligen Gelenkrand hin. Dies geht so weit, dass sie palmar mehr oder weniger quer auf der Gelenkfläche verlaufen.
Ganz vereinzelt stellen sich kleine Areale an der Gelenkfläche dar, an denen keine Vorzugsrichtung der Kollagenfasern zu erkennen ist. Diese Bereiche finden sich dorsal in der medianen Rinne und vorwiegend am lateralen Gelenkrand.

Wie bereits für die distale Ansicht beschrieben, verlaufen auch am palmaren Abschnitt der Gelenkfläche (Abb. 50/c, f) die Spaltlinien zentral auf der Gelenkfläche paramedian. Weiter abaxial zeichnet sich ein schräge Vorzugsrichtung der Kollagenfasern ab, die am proximalen Rand des palmaren Gelenkbereichs in eine transversale Ausrichtung wechselt. Unmittelbar am Gelenkflächenrand sind vereinzelt Stellen ohne klare Orientierung zu erkennen.

4.1.2. Krongelenk

4.1.2.1 Proximale Gelenkfläche des Kronbeins

An dieser Gelenkfläche zeigen sich grundsätzlich sagittale Spaltlinien (Abb. 51/b), die mit zunehmender Entfernung von der Medianen nach dorsal divergierend auseinander weichen. Daneben sind vereinzelt Stellen feststellbar, die runde Einstichlöcher hinterlassen. Diese sind vor allem nahe dem palmaren Gelenkrand, vereinzelt auch dorsal und in der Mitte der Gelenkfläche.
Bei einer Variante (Abb. 51/a) dieses Spaltlinienmusters sind größere Bereiche palmar und median ohne klare Ausrichtung. Die mediale Hälfte der Gelenkfläche verhält sich so wie oben beschrieben, während die laterale eine Zweiteilung erkennen lässt: in der medialen Hälfte schwenken die Spaltlinien bei palmaro-dorsalem Verlauf aus der Sagittalen in die Transversale ein. Die Kollagenfasern in der lateralen Hälfte schwenken dagegen schräg nach dorsolateral.



a) b)

Abb. 51: Knorpelspaltlinien an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins.

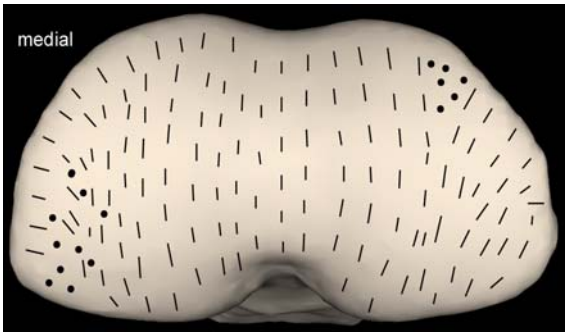
a) 3 Jahre alte Haflinger Stute (Pferd 20a VL);

b) 5 Jahre alter Warmblut Wallach (Pferd 23 VL).

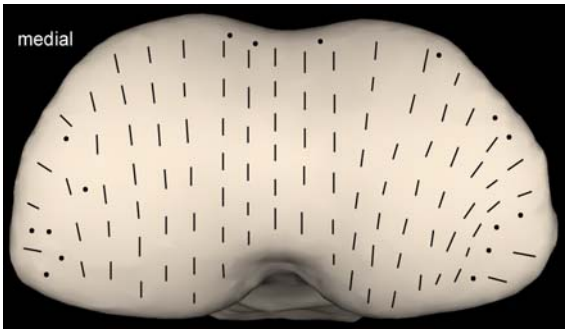
4.1.2.2. Distale Gelenkfläche des Fesselbeins

In der Mehrzahl der Fälle ist der Verlauf der Kollagenfasern im Bereich der Medianen sagittal (Abb. 52/b). Je weiter die Kollagenfasern von der Medianen entfernt liegen, desto mehr verlaufen sie bogenförmig von palmar zum medialen bzw. lateralen Gelenkrand. Lediglich am dorsalen, medialen und lateralen Gelenkrand finden sich vereinzelt Stellen, an denen keine Vorzugsrichtung der Kollagenfasern sichtbar ist. Am medio- und latero-palmaren Gelenkwinkel verlaufen die Spaltlinien strahlenförmig zum Gelenkrand. Am Übergangsbereich zwischen den unterschiedlichen Verlaufsrichtungen stellen sich kleine Bereiche dar, an denen keine Vorzugsrichtung der Kollagenfasern erkennen lassen.

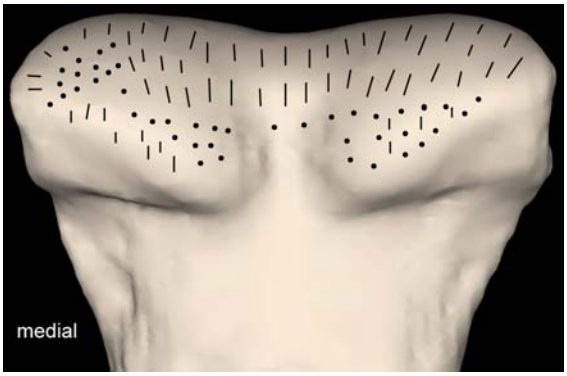
Bei einer 3 Jahre alten Haflinger Stute (20a VL) verlaufen die Kollagenfasern in der Medianen sagittal (Abb. 52/a). Die weiter von der Medianen entfernten Kollagenfasern zeigen bis etwa in Mitte der Gelenkhälften einen Verlauf, der palmar und dorsal etwas in Richtung der Medianen eingebogen ist. Teils divergieren die Kollagenfasern, die noch weiter von der Medianen entfernt liegen, zum medialen bzw. lateralen Gelenkrand hin. Medio-palmar und latero-dorsal finden sich hier kleine Ansammlungen von Punkten, an denen keine Vorzugsrichtung der Kollagenfasern zu erkennen ist.



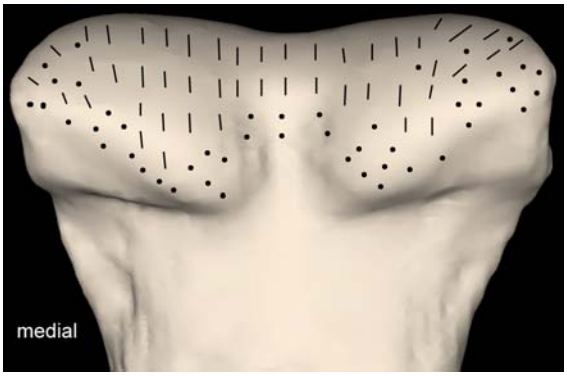
a) Ansicht von distal



c) Ansicht von distal



b) Ansicht von palmar



d) Ansicht von palmar

Abb. 52: Knorpelspaltlinien an der Gelenkwalze des linken Fesselbeins
a-b) 3 Jahre alte Haflinger Stute (Pferd 20a VL);
c-d) 5 Jahre alter Warmblut Wallach (Pferd 23 VL).

Bei drei von fünf Präparaten ist die sagittale Ausrichtung der Kollagenfasern deutlich ausgeprägt. Lediglich die Kollagenfasern, die näher am Gelenkrand liegen, divergieren zu diesem hin. An diesen Gelenkflächen finden sich an dieser Stelle Punkte, an denen keine Vorzugsrichtung der Kollagenfasern auszumachen ist.
In der palmaren Ansicht stellen sich bei allen Präparaten palmar und medial mehr oder weniger große Bereiche dar, an denen keine Vorzugsrichtung der Kollagenfasern zu erkennen ist.
Das Präparat einer 3 Jahre alten Haflinger Stute (20a VL) zeigt in ihrer medialen und lateralen Gelenkhälfte leicht bogenförmig zur Medianen hin verlaufende Spaltlinien. Von der Medianen weiter entfernt liegende Spaltlinien divergieren zum Gelenkrand.

4.2. Knochenspaltlinien

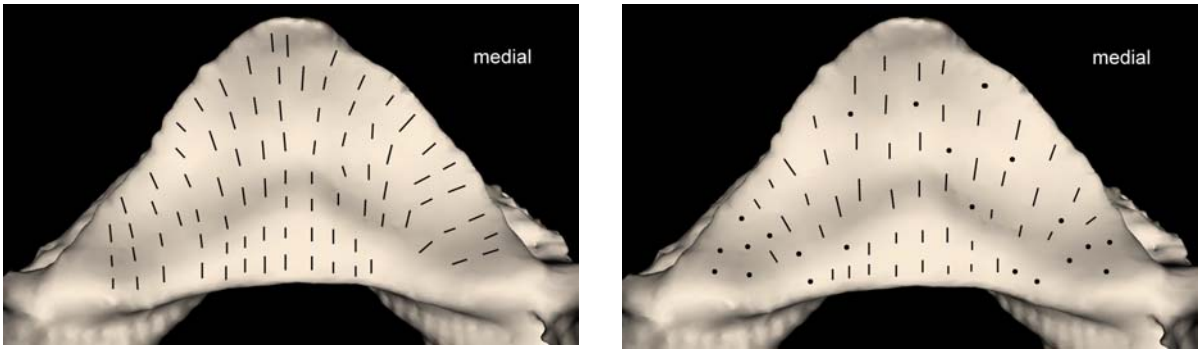
4.2.1. Hufgelenk

4.2.1.1. Hufbein-Gelenkfläche

Auch an der Gelenkfläche des Hufbeins (Abb. 53) sind die Kollagenfasern im Bereich der Medianen vorwiegend sagittal ausgerichtet. An der medialen bzw. lateralen Gelenkfläche verlaufen die Spaltlinien je nach Präparat mehr oder weniger fächerförmig divergierend zum Gelenkrand hin.

Der Verlauf der Spaltlinien ist an der Artikulationsfläche zum Strahlbein streng sagittal ausgerichtet, lediglich an vereinzelten Stellen konnte keine Vorzugsrichtung der Kollagenfasern dargestellt werden (runde Einstiche, Abb. 53/b).

Die unmittelbar den Hufbeinästen benachbarten Gelenkflächen lassen oft keine Vorzugsrichtung der Kollagenfasern erkennen. Bei diesen Präparaten kamen vereinzelt auch an der übrigen Gelenkfläche Stellen ohne erkennbare Richtung der Kollagenfasern zur Darstellung (Abb. 53/b; Punkte).



a) b)

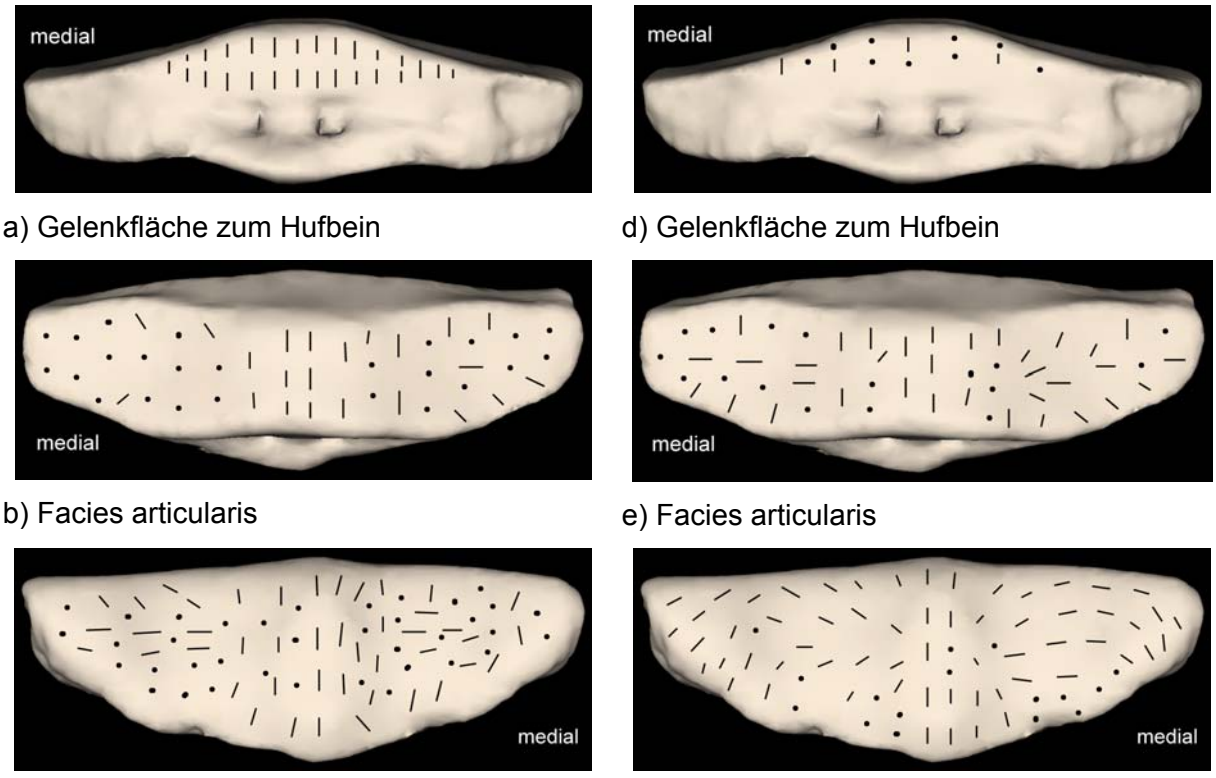
Abb. 53: Knochenspaltlinien an der Gelenkfläche des Hufbeins.

a) 3 Jahre alte Haflinger Stute (Pferd 20a VL);

b) 4 Jahre alte Warmblut Stute (Pferd 25a VL).

4.2.1.2. Strahlbein

Die subchondralen Knochenspaltlinien zeigen an der Gelenkfläche zum Hufbein (Abb. 54/a, d) ein ähnliches Bild wie am Gelenkknorpel. Auch hier verlaufen die Spaltlinien weitgehend sagittal. Es zeigen sich aber auch vereinzelt Punkte an der Gelenkfläche, an denen keine Vorzugsrichtung der Kollagenfasern festgestellt werden konnte.



a) Gelenkfläche zum Hufbein

d) Gelenkfläche zum Hufbein

b) Facies articularis

e) Facies articularis

c) Facies flexoria

f) Facies flexoria

Abb. 54: Knochenspaltlinien an den Gelenkflächen des linken Strahlbeins
a-c) 3 Jahre alte Haflinger Stute (Pferd 20a VL);
d-f) 5 Jahre alter Warmblut Wallach (Pferd 23 VL).

An der Gelenkfläche zum Kronbein (Abb. 54/b, e) weicht die Verlaufsrichtung der Kollagenfasern im Knochen deutlich von denen im Gelenkknorpel ab. In der Medianen verlaufen die Kollagenfasern sagittal (wie auch am Gelenkknorpel), jedoch zum medialen bzw. lateralen Gelenkrand hin weichen sie von dieser Verlaufsrichtung ab und zeigen in der Mitte der Gelenkfläche einen (mehr oder weniger deutlich) transversalen Verlauf. Zum dorsalen bzw. palmaren Gelenkrand hin verlaufen die Spaltlinien teils schräg bzw. teils sagittal.

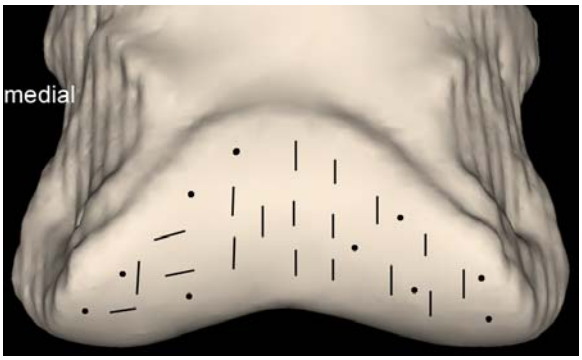
An der Facies flexoria (Abb. 54/c, f), der Gleitfläche für die tiefe Beugesehne, besteht eine mehr oder weniger deutliche Übereinstimmung im sagittalen Verlauf der Spaltlinien. Davon ausgehend sind die Kollagenfasern im zentralen Teil der medialen und lateralen Gleitfläche weitgehend transversal orientiert. Erst ganz abaxial schwenken die Spaltlinien auf den distalen Rand des Facies flexoria zu. Besonders deutlich wird dies bei dem Präparat eines 5 Jahre alten Warmblut Wallachs (23 VL) mit seinem bogenförmigen Spaltlinienverlauf (Abb. 54/e).
Darüber hinaus sind zwischen die Spaltlinien immer wieder Stellen unklarer Ausrichtung eingefügt (Abb. 54c/ f; Punkte).

4.2.1.3. Distale Gelenkfläche des Kronbeins

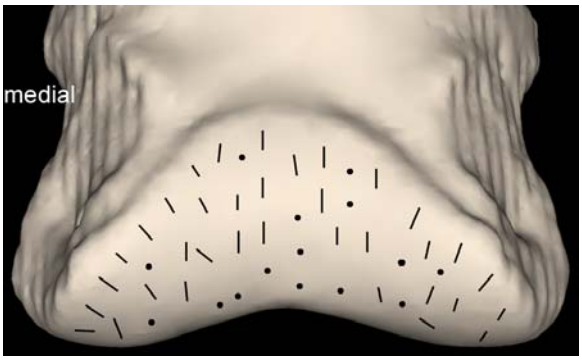
An der Gelenkwalze des Kronbeins sind die Spaltlinien im dorsalen Abschnitt (Abb. 55/a, d) weitgehend sagittal ausgerichtet, abgesehen von einzelnen Einstichen, die schräg bzw. quer auf der Gelenkfläche verlaufen. Teilweise schwenken diese am Gelenkrand in eine radiäre Anordnung (Abb. 55/d). Allerdings lassen sich immer wieder Stellen erkennen, die keine Vorzugsrichtung der Kollagenfasern aufweisen (punktförmige Einstiche).

In der Distalansicht (Abb. 55/b, e) ist ein relativ großer Anteil an Stellen vorhanden, an denen keine Vorzugsrichtung der Kollagenfasern zu erkennen ist. Im zentralen Abschnitt der Gelenkfläche setzen sich die sagittalen Spaltlinien – allerdings nicht sehr ausgeprägt – vom dorsalen Abschnitt der Gelenkfläche fort. Zu den Rändern der Artikulationsfläche sind in der Regel radiär orientierte Spalten erkennbar.

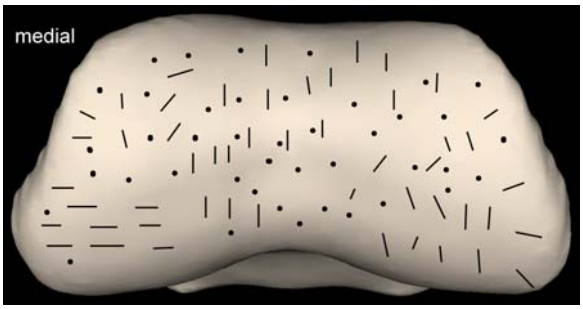
Am palmaren Abschnitt der Gelenkfläche (Abb. 55/c, f) sind im Vergleich mit dem Gelenkknorpel nur ansatzweise sagittale Spaltlinien in der Medianen vorhanden. Darüber hinaus finden sich palmar einige transversale Spalten. Insgesamt überwiegen jedoch die Stellen, an denen keine Vorzugsrichtung der Kollagenfasern zu erkennen ist.



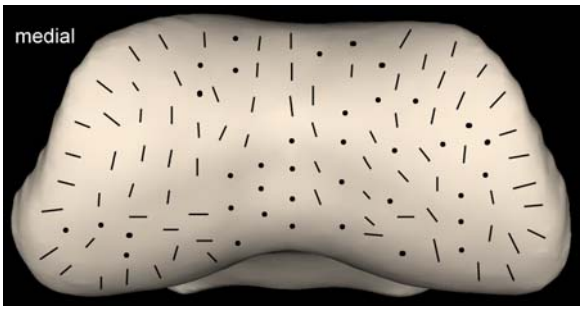
a) Ansicht von dorsal



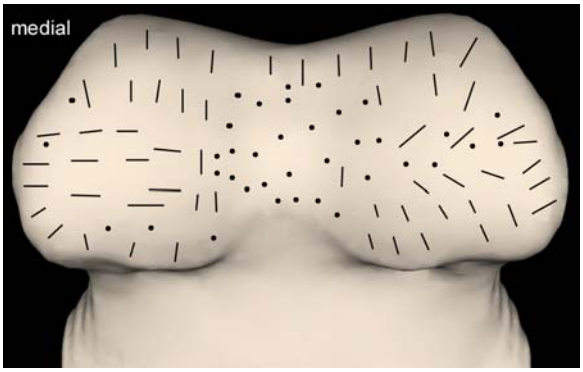
d) Ansicht von dorsal



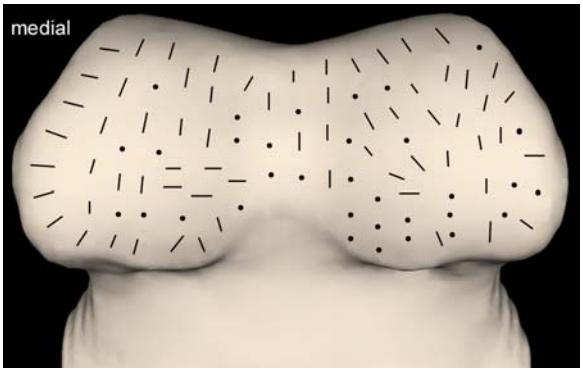
b) Ansicht von distal



e) Ansicht von distal



c) Ansicht von palmar



f) Ansicht von palmar

Abb. 55: Knochenspaltlinien an der Gelenkwalze des linken Kronbeins

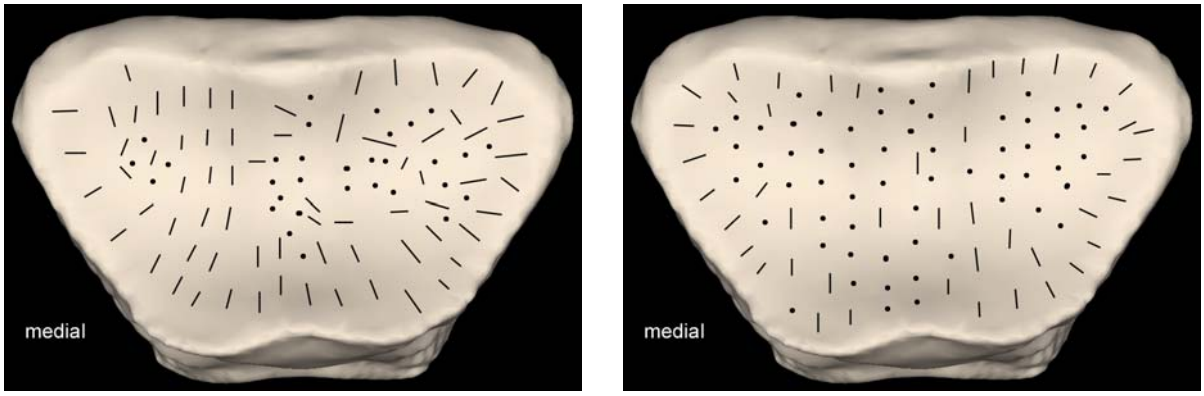
a-c) 3 Jahre alte Haflinger Stute (Pferd 20a VL);

d-f) 5 Jahre alter Warmblut Wallach (Pferd 23 VL).

4.2.2. Krongelenk

4.2.2.1. Proximale Gelenkfläche des Kronbeins

Das sagittale Grundmuster der subchondralen Spaltlinien an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins (Abb. 56) weicht im dorsalen Abschnitt der Gelenkfläche divergierend auseinander. Besonders an den palmar gelegenen Gruben und in der Medianen sind jedoch Bereiche ohne klare Vorzugsrichtung eingestreut. Dies ist als Hinweis auf eine langfristige Druckbelastung zu werten.
An den Rändern sind einzelne Spalten mit radiärer Ausrichtung erkennbar.



a) b)

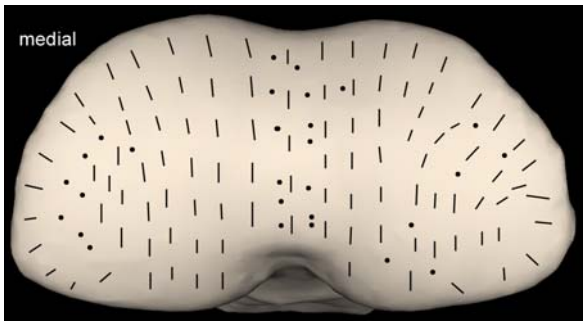
Abb. 56: Knochenspaltlinien an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins.
a) 3 Jahre alte Haflinger Stute (Pferd 20a VL);
b) 5 Jahre alter Warmblut Wallach (Pferd 23 VL).

4.2.2.2. Distale Gelenkfläche des Fesselbeins

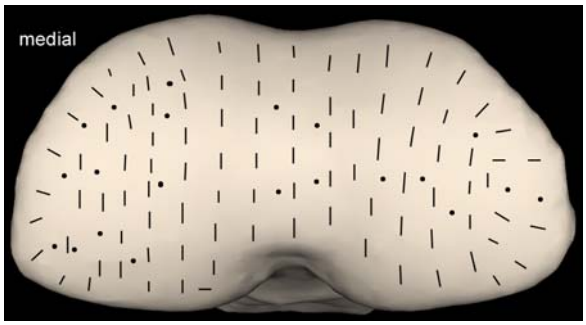
Distal an der Gelenkwalze des Fesselbeins (Abb. 57/a, c) ist die überwiegende Anordnung der Spaltlinien sagittal. Mit zunehmendem Abstand von der Medianen weichen die Linien dorsal divergent auseinander. Diese Tendenz führt zu einer radiären Anordnung der Spalten nahe dem Gelenkrand. In der Nähe des lateralen und medialen Bandhöckers entsteht dadurch ein bogenförmiger Verlauf mit teilweise transversaler Ausrichtung. Dieser Befund ist lateral stärker ausgeprägt als medial.
Vereinzelt sind punktförmige Einstiche in der Medianen und an den beiden Gelenkwalzenhöckern zu erkennen, die das Fehlen einer klaren Vorzugsrichtung andeuten.

In der Palmaransicht (Abb. 57/b, d) setzt sich das sagittale Grundmuster fort, auch die radiäre Anordnung in der Nähe des Gelenkrandes bleibt weitgehend erhalten. Besonders palmar und in der Medianen sind jedoch Stellen mit unklarer Ausrichtung der Kollagenfasern (punktförmige Einstiche).

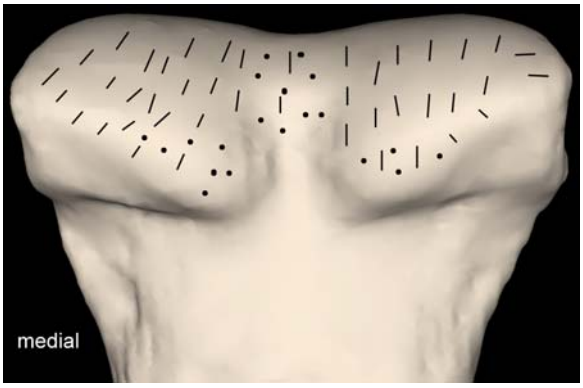
Der Verlauf an diesen Präparaten ist am ehesten mit dem am Gelenkknorpel zu vergleichen.



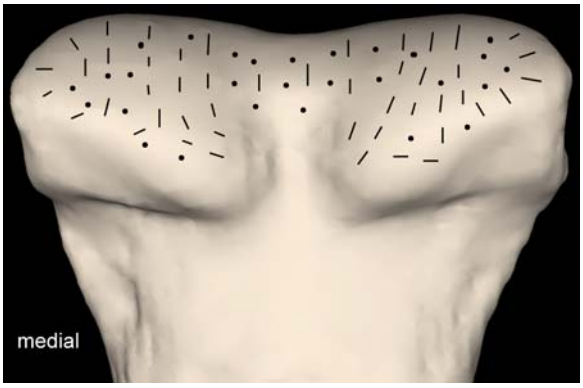
a) Ansicht von distal



c) Ansicht von distal



b) Ansicht von palmar



d) Ansicht von palmar

Abb. 57: Knorpelspaltlinien an der Gelenkwalze des linken Fesselbeins

a-b) 3 Jahre alte Haflinger Stute (Pferd 20a VL);

c-d) 5 Jahre alter Warmblut Wallach (Pferd 23 VL).

5. Knorpelläsionen

Alle verwendeten 43 Präparate wurden auf das Vorliegen von Knorpelschäden untersucht. Von diesen Präparaten stammen 40 von der Vordergliedmaße und 3 von der Hintergliedmaße. Im Rahmen dieser Untersuchung wurden lediglich die Knorpelschäden der Gelenke an den Schultergliedmaßen berücksichtigt und in Summationsbildern dargestellt.
An dunkleren Stellen war der Gelenkknorpel z.T. rauer.

5.1. Hufgelenk

5.1.1. Hufbein-Gelenkfläche

In Abb. 58 sind alle Knorpelläsionen aller Altersgruppen eingezeichnet. Bei keinem Präparat der Hintergliedmaße sind Knorpelläsionen sichtbar.

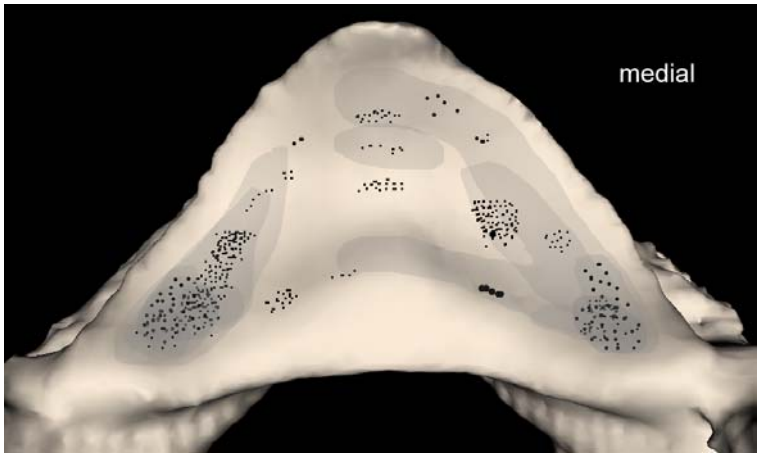
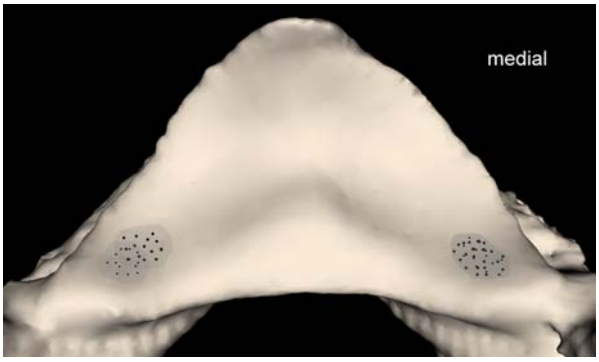


Abb. 58: Schematische Darstellung der Knorpelläsionen an der Gelenkfläche des Hufbeins als Summationsbild aller Altersgruppen.

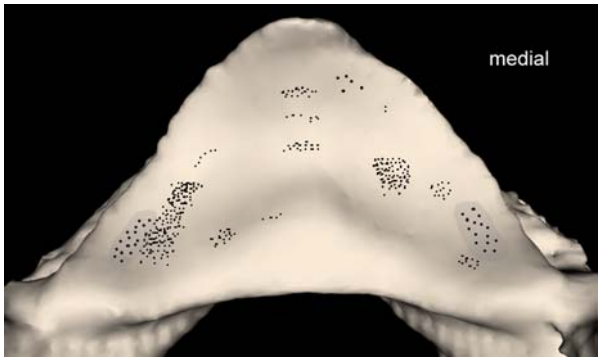
Bei allen Altersgruppen sind die medialen und lateralen sich verjüngenden palmaren Gelenkwinkel betroffen. Die mehr nach dorsal gelegenen Gelenkbereiche und die Regionen nahe der Artikulationfläche zum Strahlbein sind erst mit zunehmendem Alter stärker betroffen. Relativ wenig Knorpelläsionen kommen im mittleren Gelenkanteil vor.
Im folgenden werden die Knorpelschäden geordnet nach Altersgruppen im Einzelnen dargestellt.

In der Altergruppe 1 (bis 9 Monate) und 2 (10 Monate bis 3 Jahre) sind keine Knorpelschäden makroskopisch sichtbar.

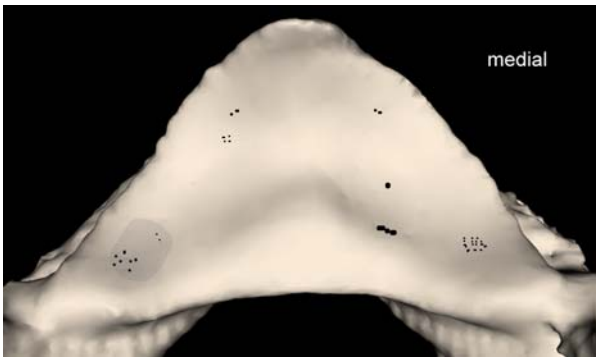
In Altersgruppe 3 (4 bis 6 Jahre, Abb. 59/a) zeigt die Hufbein-Gelenkfläche bei 2 von 15 Präparaten Knorpelläsionen: Beide Präparate stammen von einem 4 Jahre alten Warmblutwallach. Der Gelenkknorpel ist beidseits im Bereich der auslaufenden Gelenkwinkel rau und etwas dunkler. Im medialen Gelenkwinkel ist die Lage der Knorpelläsion an beiden Präparaten deckungsgleich.



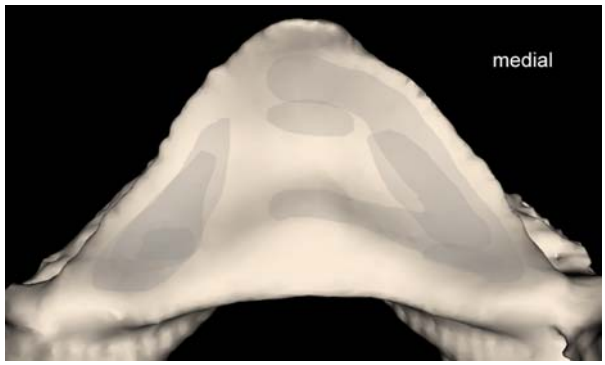
a) Altersgruppe 3 (4-6 Jahre)



c) Altersgruppe 5 (13-20 Jahre)



b) Altersgruppe 4 (7-12 Jahre)



d) Altersgruppe 6 (über 20 Jahre)

Abb. 59: Schematische Darstellung der Knorpelläsionen an der Gelenkfläche des linken Hufbeins.

In Altersgruppe 4 (7-12 Jahre, Abb. 59/b) zeigt die Hufbeingelenkfläche bei 6 von insgesamt 8 Präparaten Veränderungen: Die Knorpelläsionen liegen überwiegend im auslaufenden medialen und lateralen Gelenkwinkel, teils mit Verfärbungen und Aufrauungen. Bei dem Präparat eines 12 Jahre alten Warmblut Wallachs (1 VL) findet sich eine solitäre Knorpelläsion etwa in der Mitte der Gelenkfläche im medialen Bereich und weitere runde Läsionen nahe der Artikulationsfläche zum Strahlbein. Darüber hinaus finden sich bei einem 8 Jahre alten Anglo-Araber Wallachs (2 VR) meh-

rere kleine Knorpelläsionen an verschiedenen Stellen der Gelenkfläche (seitlich zum Ramus palmaris beidseits, dorsal auf der Gelenkfläche).

In der Altersgruppe 5 (13 bis 20 Jahre, Abb. 59/c) zeigt die Hufbein-Gelenkfläche im Bereich der medialen und lateralen Gelenkwinkel mehrere Knorpelläsionen (Rauigkeiten, dunkle Verfärbungen, fokale Knorpelläsionen). Diese weisen einen höheren Grad als in den beiden vorhergehenden Altersgruppen auf. Bei dieser Altersgruppe dehnt sich der am meisten betroffene Gelenkbezirk weiter nach dorsal aus, so dass Knorpelläsionen gehäuft auch im mittleren Bereich vorkommen. Ausnahmsweise finden sich bei einer 14 Jahre alten Warmblut Stute (Pferd 3 VL) mehrere rundliche Läsionen nahe der Artikulationsfläche zum Strahlbein.

Die Gelenke der Altersgruppe 6 (über 20 Jahre, Abb. 59/d) sind an mehreren Stellen dunkler verfärbt als in jüngeren Vergleichsgruppen. Betroffen davon sind die Bereiche am Gelenkwinkel (medial und lateral) und dorsal.

5.1.2. Strahlbein

Lediglich bei einem Pferd der Altersgruppe 6 sind Knorpelläsionen sichtbar. Bei keinem Präparat der Hintergliedmaße treten Knorpelschäden auf.

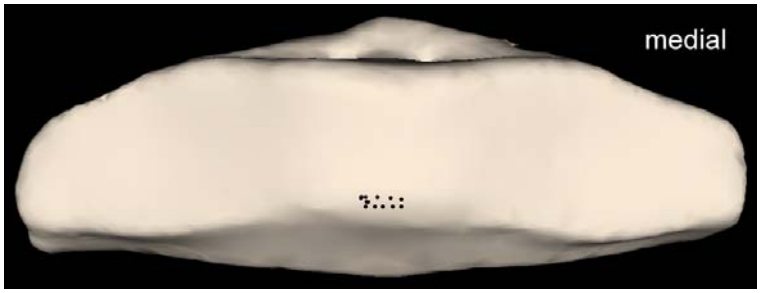


Abb. 60: Schematische Darstellung der Knorpelläsionen an der Gelenkfläche des linken Strahlbeins (Pferd 18 VR, Altersgruppe 6, über 20 Jahre).

Diese Knorpelläsion liegt am palmaren Rand der Facies articularis phalangis mediae und besteht aus kleinen rundlichen Auftreibungen.

5.1.3. Distale Gelenkfläche des Kronbeins

In Abb. 61 sind die Knorpelläsionen aller Altersgruppen eingezeichnet. Die Knorpelschäden befinden sich entlang eines bogenförmigen Bereichs, der sich von den beiden palmaren Abschnitten der Gelenkfläche nach axial und dorsal erstreckt. Knorpeldefekte sind vor allem palmar zu finden, während dorsal vor allem Verfärbungen des Gelenkknorpels vorliegen.

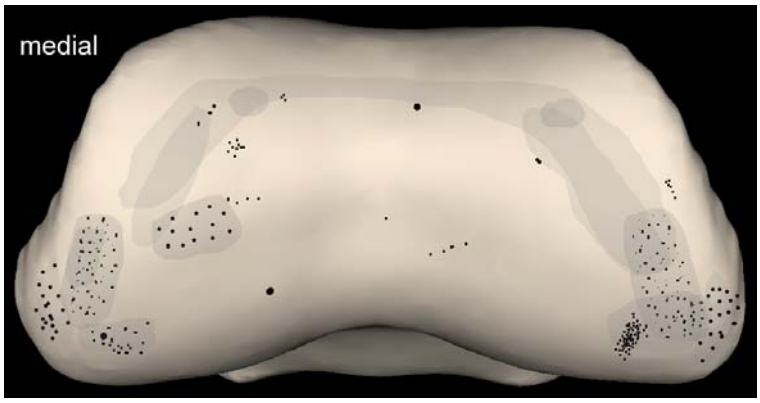


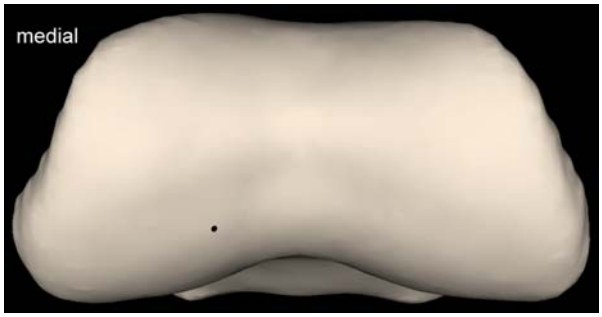
Abb. 61: Schematische Darstellung der Knorpelläsionen an der distalen Gelenkfläche des linken Kronbeins als Summationsbild aller Altersgruppen

In der Altersgruppe 1 (bis 9 Monate) war keine Knorpelschaden feststellbar, an den Gelenkpräparaten der nächstfolgenden Altersgruppen 2 (9 Monate bis 3 Jahre, Abb. 62/a) und 3 (3-6 Jahre, Abb. 62/b) waren nur vereinzelte fokale Knorpeldefekte zu finden.

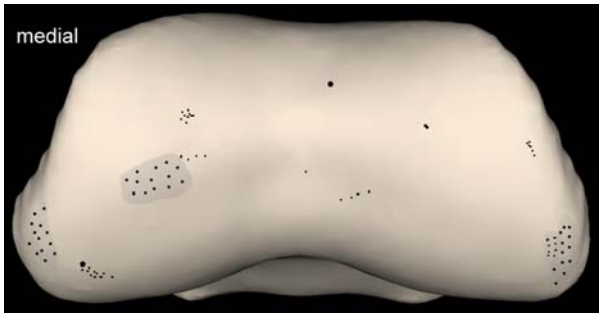
Mit zunehmendem Alter werden die Knorpelschäden häufiger und der Grad des Schadens in der Regel höher. Dabei konzentrieren sich die Knorpelläsionen in der Altersgruppe 4 (7-12 Jahre, Abb. 62/c) vorwiegend auf den palmaren medialen und lateralen Gelenkanteil. Zwei Präparate weisen Läsionen im medio-dorsalen Gelenkanteil auf.

In der Altersgruppe 5 (13-20 Jahre, Abb. 62/d) kommt es zu einer Ansammlung von Knorpelläsionen im palmaren medialen und lateralen Gelenkanteil. Die Schäden sind jedoch nicht stärker ausgeprägt als in Gruppe 4. Weitere Läsionen sind relativ verstreut über die Gelenkfläche.

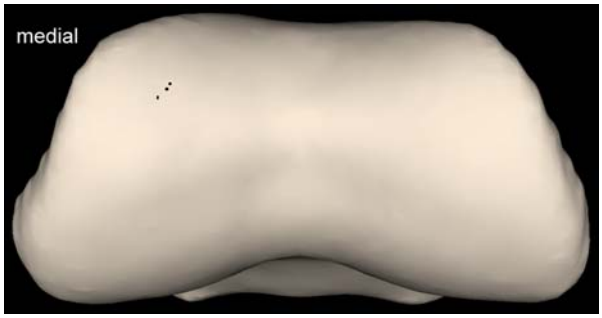
Die Gelenkpräparate der Altersgruppe 6 (über 20 Jahre, Abb. 62/e) zeigen vor allem palmar medial und lateral Knorpelschäden, die sich im Summationsbild bogenförmig nach dorsal erstrecken.



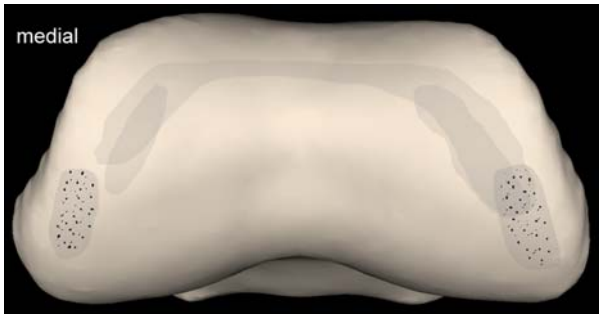
a) Altersgruppe 2 (10 Monate bis 3 Jahre)



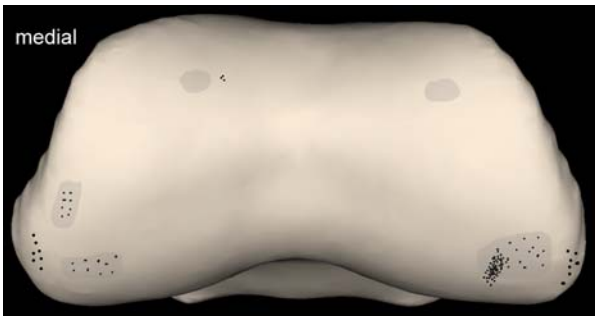
d) Altersgruppe 5 (13 bis 20 Jahre)



b) Altersgruppe 3 (4 bis 6 Jahre)



e) Altersgruppe 6 (über 20 Jahre)



c) Altersgruppe 4 (7 bis 12 Jahre)

Abb. 62: Schematische Darstellung der Knorpelläsionen an der distalen Gelenkfläche des linken Kronbeins.

5.2. Krongelenk

5.2.1. Proximale Gelenkfläche des Kronbeins

In Abb. 63 sind die Knorpelläsionen an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins der Vordergliedmaßen aller Altersgruppen eingezeichnet.

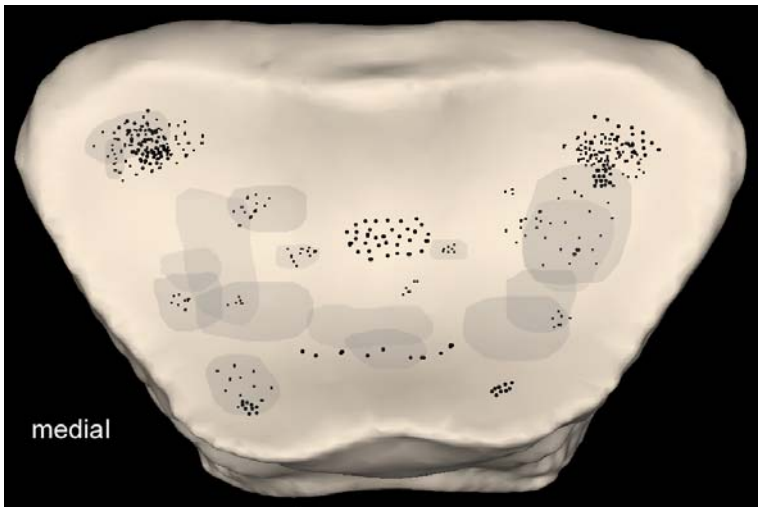
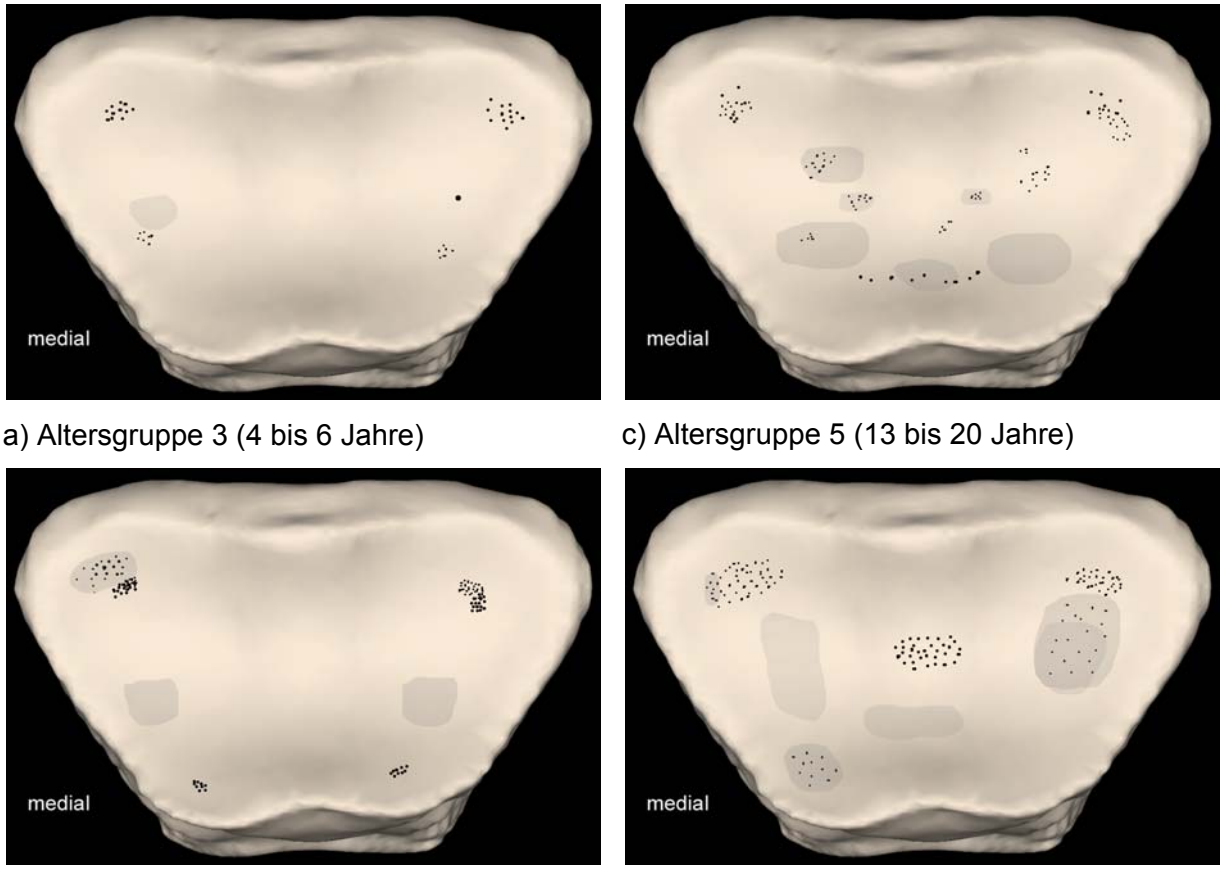


Abb. 63: Schematische Darstellung der Knorpelläsionen an der proximalen Gelenkfläche des linken Kronbeins als Summationsbild aller Altersgruppen.

An diesem Summationsbild (Abb. 63) wird eine Häufung von dunkler verfärbten Bereichen im mittleren Gelenkknorpelbereich deutlich. Eine weitere Ansammlung von Läsionen findet sich palmar im Bereich der konkaven Vertiefungen der Gelenkfläche.



a) Altersgruppe 3 (4 bis 6 Jahre)

c) Altersgruppe 5 (13 bis 20 Jahre)

b) Altersgruppe 4 (7 bis 12 Jahre)

d) Altersgruppe 6 (über 20 Jahre)

Abb. 64: Schematische Darstellung der Knorpelläsionen an der proximalen Gelenkfläche des linken Kronbeins.

Bei den Pferden der Altersgruppe 1 (bis 9 Monate) und 2 (10 Monate bis 3 Jahre) können keine makroskopisch sichtbaren Knorpelschäden festgestellt werden.

In der folgenden Altersgruppe 3 (4 bis 6 Jahre, Abb. 64/a) sind vor allem palmar in den beiden Gelenkvertiefungen Aufrauungen zu finden.

In der Altersgruppe 4 (7 bis 12 Jahre, Abb. 64/b) wird eine Häufung von Knorpelläsionen in der palmaren, mittleren und dorsalen Gelenkregion deutlicher. Neben Aufrauungen der Knorpeloberfläche sind Verfärbungen die häufigsten Befunde.

Die Präparate der Altersgruppe 5 (13 bis 20 Jahre, Abb. 64/c) zeigen Knorpelschäden im palmaren und im mittleren Bereich der Gelenkfläche sowie medio-dorsal und medio-palmar. Die Art der Läsionen umfasst kleinere und größere fokale Knorpelschäden und Verfärbungen.

An den Präparaten aus der Altersgruppe 6 (über 20 Jahre, Abb. 64/d) lassen sich Knorpelläsionen palmar im Bereich der beiden Gelenkvertiefungen und im mittleren

bis medio-dorsalen Bereich feststellen. Die Befunde umfassen Verfärbungen und Aufrauungen vor allem palmar und zentral auf der Gelenkfläche.

5.2.2. Distale Gelenkfläche des Fesselbeins

In Abb. 65 sind alle Knorpelläsionen an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins der Vordergliedmaßen eingezeichnet.

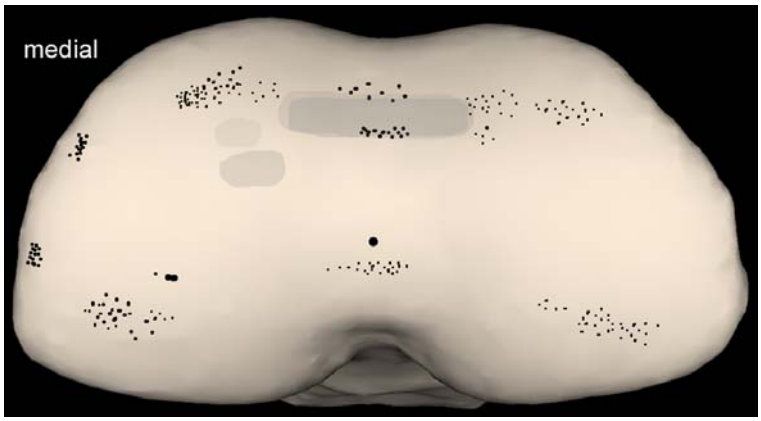
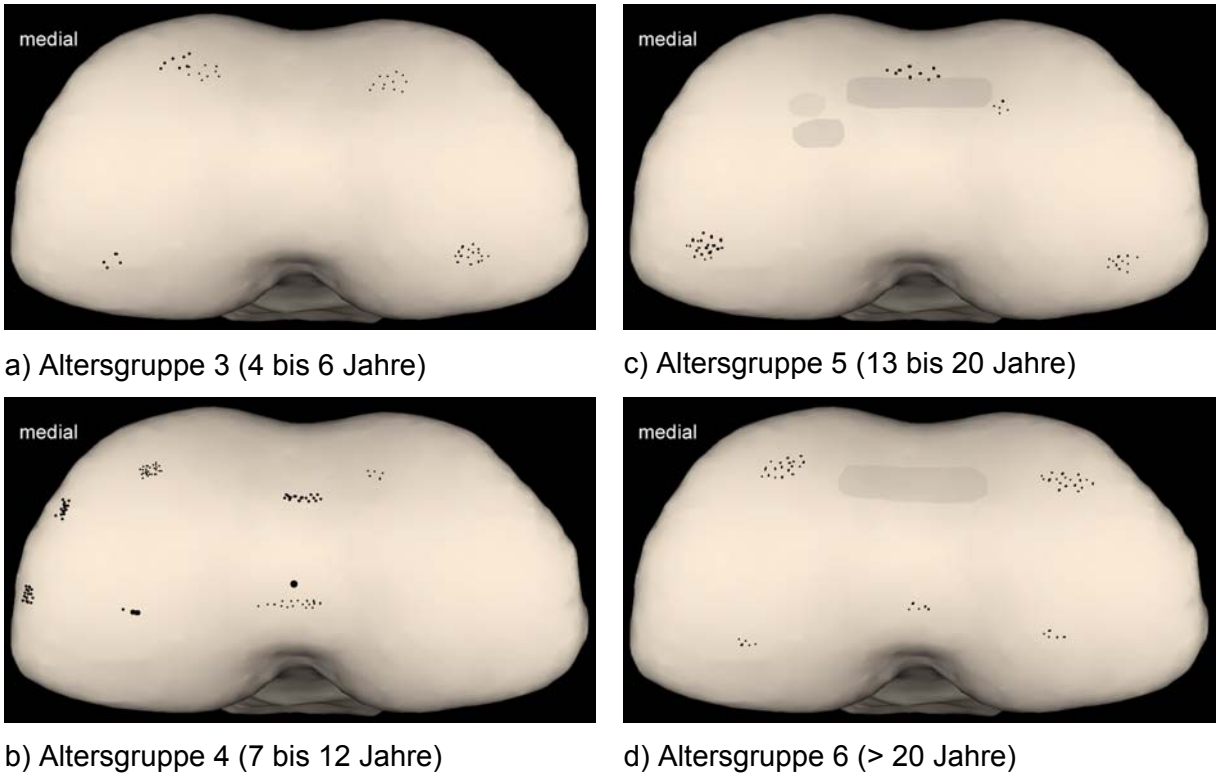


Abb. 65: Schematische Darstellung der Knorpelläsionen an der distalen Gelenkfläche des linken Fesselbeins als Summationsbild aller Altersgruppen.

Auf diesem Summationsbild sieht man eine Anhäufung von Knorpelläsionen medio-dorsal, medio-palmar und in der sagittalen Rinne. Die Läsionen in der sagittalen Rinne sind transveral angeordnet.

In den Altersgruppen 1 (bis 9 Monate) und 2 (10 Monate – 3 Jahre) konnten an der Schultergliedmaße keine Knorpelschäden festgestellt werden.
Die Knorpelläsionen in der Altersgruppe 3 (4 bis 6 Jahre, Abb. 66/a) sind vor allem im palmaren Bereich medial und lateral an der Gelenkfläche deutlich. Darüber hinaus finden sich auch im dorsalen Abschnitt fokale Alterationen der Knorpeloberfläche.
Die Läsionen scheinen in der Altersgruppe 4 (7 bis12 Jahre, Abb. 66/b) über mehrere Stellen der Gelenkfläche verstreut zu liegen. Aber auch hier zeigen sich Läsionen im medio-dorsalen Bereich, entweder direkt im Anschluss an die sagittale Rinne oder mehr zur Mitte der Gelenkhälfte hin. In der sagittalen Rinne zeigen sich teils trans-

versal verlaufend, palmar und dorsal kleinere Anhäufungen von Läsionen. Weitere kleine Knorpelschäden befinden sich dorsal und palmar am medialen Gelenkrand.



a) Altersgruppe 3 (4 bis 6 Jahre)

c) Altersgruppe 5 (13 bis 20 Jahre)

b) Altersgruppe 4 (7 bis 12 Jahre)

d) Altersgruppe 6 (> 20 Jahre)

Abb. 66: Schematische Darstellung der Knorpelläsionen an der distalen Gelenkfläche des linken Fesselbeins.

Die Knorpelschäden in der Altersgruppe 5 (13 bis 20 Jahre, Abb. 66/c) liegen vor allem palmar auf dem medialen und palmaren Gelenkwalzenabschnitt. Darüber hinaus sind Veränderungen in der Medianen dorsal der Mitte zu finden. Neben Aufrauungen sind dort dunkle Verfärbungen zu finden.

Das Verteilungsmuster der Knorpelläsionen in der Altersgruppe 6 (über 20 Jahre, Abb. 66/d) sind denen der Altersgruppe 5 sehr ähnlich. Medial und lateral sind jeweils dorsal und ventral Knorpelschäden gehäuft anzutreffen.

V. Diskussion

1. Bedeutung von Artefakten bei der Beurteilung der subchondralen Knochendichte

Von allen beschriebenen Artefakten, ist der Partialvolumeneffekt der einzige, der überhaupt in Betracht kommt. Bei der Dichtemessung von Strukturen, die einen kleineren Durchmesser haben als die Schichtdicke, tritt grundsätzlich ein Teilvolumeneffekt auf. Daher schlug Müller-Gerbl vor, grundsätzlich eine Schichtdicke zu wählen, die weniger als die Hälfte der betreffenden Struktur beträgt (Müller-Gerbl, 1991a; Müller-Gerbl et al., 1990a). Die CT-Schnittserien im Rahmen der vorliegenden Dissertation wurden mit 2 mm Schichtdicke und 2 mm Tischvorschub angefertigt. Daher ist die Bedingung angesichts der Größe der untersuchten Gelenkflächen und der Ausdehnung der Knochendichtemaxima weitestgehend erfüllt. Aus diesem Grund spielt der Partialvolumeneffekt bei den Untersuchungen zur Knochendichte am Kron- und Hufgelenk nur eine untergeordnete Rolle.

2. Subchondrale Knochendichte

In der Altersgruppe 1 (bis 9 Monate alte Pferde) zeigt sich eine noch relativ geringe subchondrale Knochendichte. Bis zu einem Alter von 2 Jahren erfolgt ein sehr deutlicher Anstieg der Knochendichte. Bei 3-jährigen Pferden erkennt man einen weiteren Anstieg der subchondralen Knochendichte. Auch in der Altersgruppe 3 (4-6 Jahre alte Pferde) kann man eine weitere Zunahme der subchondralen Knochendichte beobachten. Danach bleiben Dichtewerte mehr oder weniger konstant, jedoch zeigen die Präparate einiger älterer Pferde nochmals einen Anstieg der subchondralen Knochendichte. Auch lässt sich bei älteren Tieren, vor allem am Krongelenk, die Tendenz erkennen, dass die Maxima sich über eine größere Fläche erstrecken.

Auch Schäfer (2001) konnte bei seinen Untersuchungen am Fesselgelenk des Pferdes eine Dichtezunahme der subchondralen Knochenlamelle mit zunehmendem Alter erkennen. Bis zu einem Alter von 2 Jahren stellte er eine deutliche Zunahme der

Knochendichte fest. Am Übergang vom 2- zum 3-jährigen Pferd zeigte sich ein massiver Anstieg der subchondralen Mineralisierung. Ab der Altersgruppe der 7-12 Jahre alten Pferde zeigte sich eine eher schwache Zunahme der subchondralen Knochendichte. Und ab der Altersgruppe der 12-13 Jahre alten Pferde konnte kein deutlicher Anstieg mehr beobachtet werden. Hier zeigte sich die Tendenz einer zunehmenden Ausbildung weiter homogener hochdichter Bereiche.

Dies deckt sich mit den Ergebnissen von Oikawa et al. (1989), die eine allmähliche Zunahme der subchondralen Knochendichte am Metacarpus (Mc III) bis zu einem Alter von 19 Monaten feststellten.

Auch bei Untersuchungen am Karpalgelenk des Pferdes zeigten sich vergleichbare Ergebnisse. Die CT-OAM zeigte hier eine dem Altersverlauf folgende allgemeine Erhöhung der subchondralen Knochendichte mit besonders hohen Werten bei sehr alten Pferden. Die Verteilung der Knochendichte variiert hier jedoch altersabhängig und auch individuell (Schuller, 2001).

Bei Untersuchungen der subchondralen Knochendichte am Schultergelenk des Pferdes fand sich mit zunehmendem Alter ebenfalls eine zunehmende Knochendichte (Böhmisch, 1998).

2.1. Hufgelenk

An beiden Gelenkflächen zeigen sich in der palmaren Region Dichtemaxima.
Bei dem Dichtemaximum in der Medianen der distalen Gelenkfläche des Kronbeins, zeigt sich kein korrelierendes Dichtemaximum an der Gelenkfläche des Hufbeins.

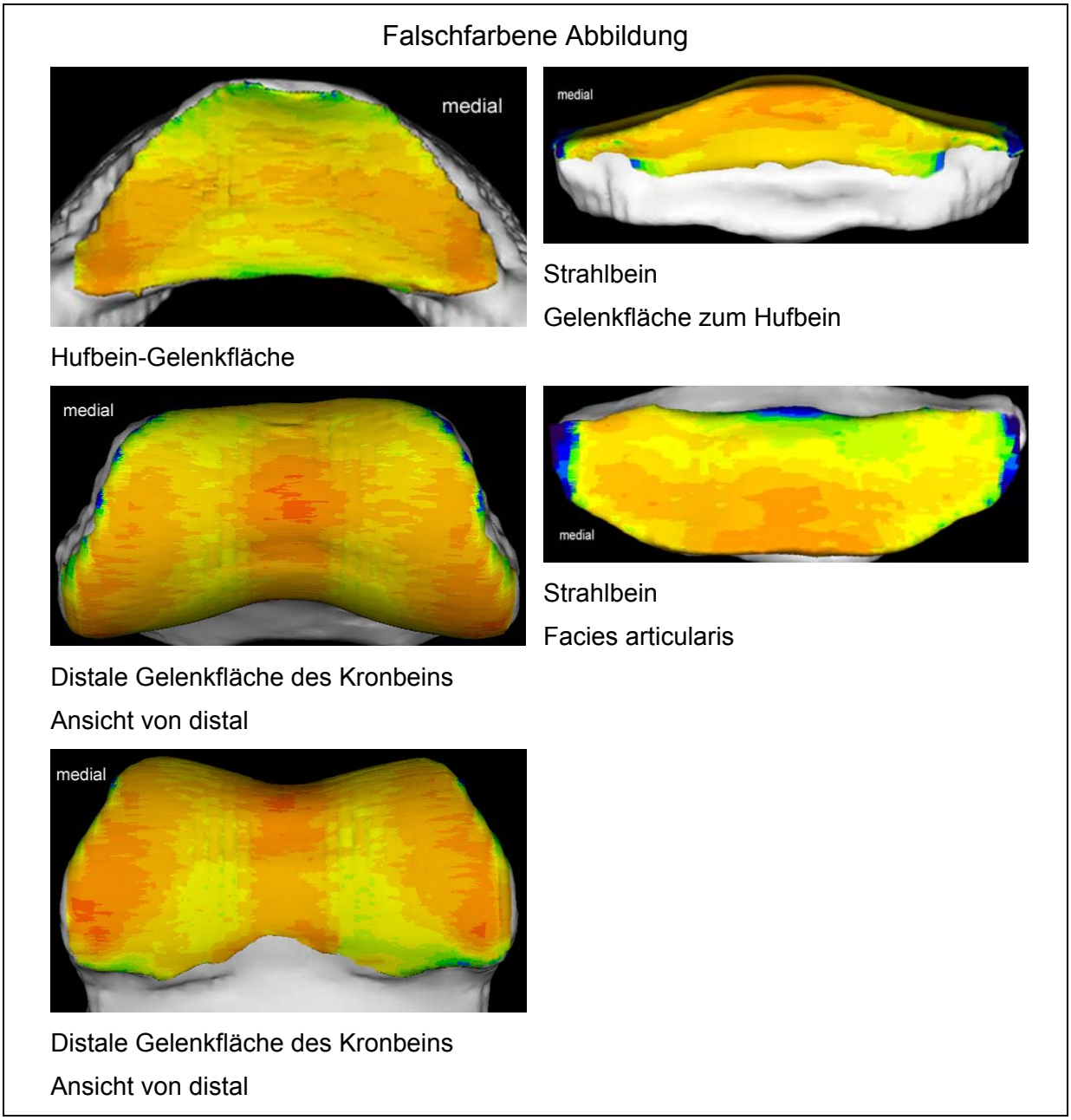


Abb. 67: Subchondrale Knochendichte an der Hufbein-Gelenkfläche und an der distalen Gelenkfläche des Kronbeins bei einer 4 Jahre alten Warmblut Stute (Pferd 25b VR)

Die Dichtemaxima im subchondralen Knochen in der palmaren Region des Hufgelenks sind das Ergebnis einer charakteristischen Langzeitbelastung. Diese ist einer-

seits bedingt durch die Gewichtskraft und andererseits den Zug der tiefen Beugesehne. Am stehenden Pferd wirkt die Gewichtskraft in der Zehenachse, d. h. es werden vor allem die Hufbeinäste und die im Stand korrespondierenden Anteile der Kronbeinwalze belastet. Dies äußert sich in Knochendichtemaxima im palmaren und abaxialen Teil der Gelenkfläche.

Der Zug der tiefen Beugesehne wird am Strahlbein durch die Umlenkung in eine Druckbelastung des Strahlbeins umgewandelt. Dieses wird dadurch gegen die distale Gelenkfläche des Kronbeins gepresst. Während der Stützbeinphase der Bewegung wird das Hufgelenk zunehmend stärker überstreckt und im gleichen Maße steigt die Dehnungsspannung in der tiefen Beugesehne. Dadurch wächst gegen Ende der Standbeinphase die Druckbelastung zwischen Strahlbein und Kronbeinwalze an (Wilson et al., 2001). Die höchsten Drücke sind kurz vor dem Abheben des Hufes vom Boden zu erwarten (Abb. 68). Dies gilt insbesondere für harte Untergründe, auf denen der Tragrand nicht einsinken kann.

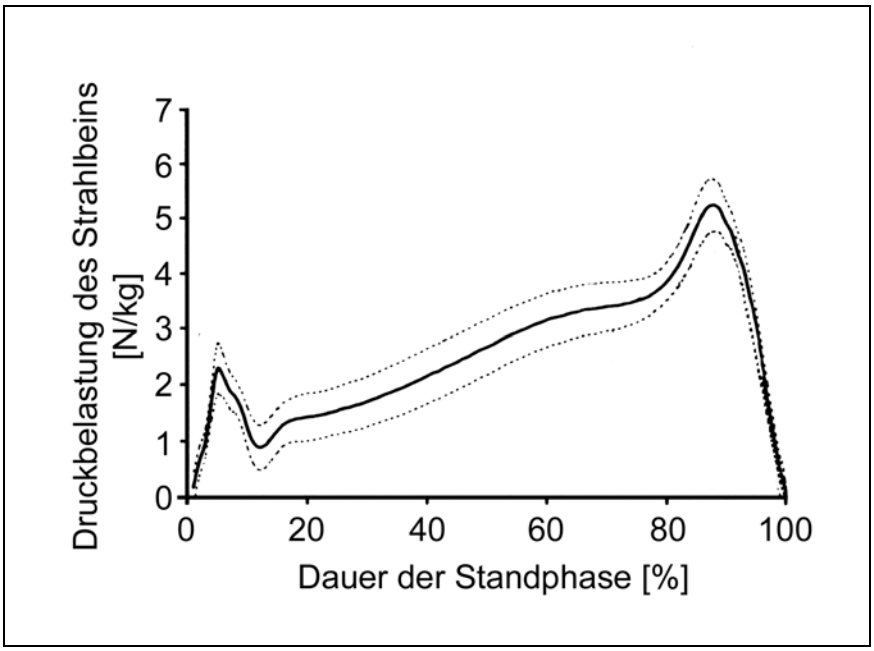


Abb. 68: Druckbelastung des Strahlbeins im zeitlichen Verlauf der Standbeinphase (modifiziert nach Wilson et al., 2001).

Die beiden oben erwähnten Belastungen durch die Gewichtskraft und den Zug der tiefen Beugesehne gelten nicht ausschließlich. Auch im Stand unterliegt die tiefe Beugesehne einer gewissen Spannung und trägt damit zur Belastung des Hufgelenks bei. In der Fortbewegung ist zusätzlich zum oben beschriebenen Effekt auch die Gewichtskraft wirksam.

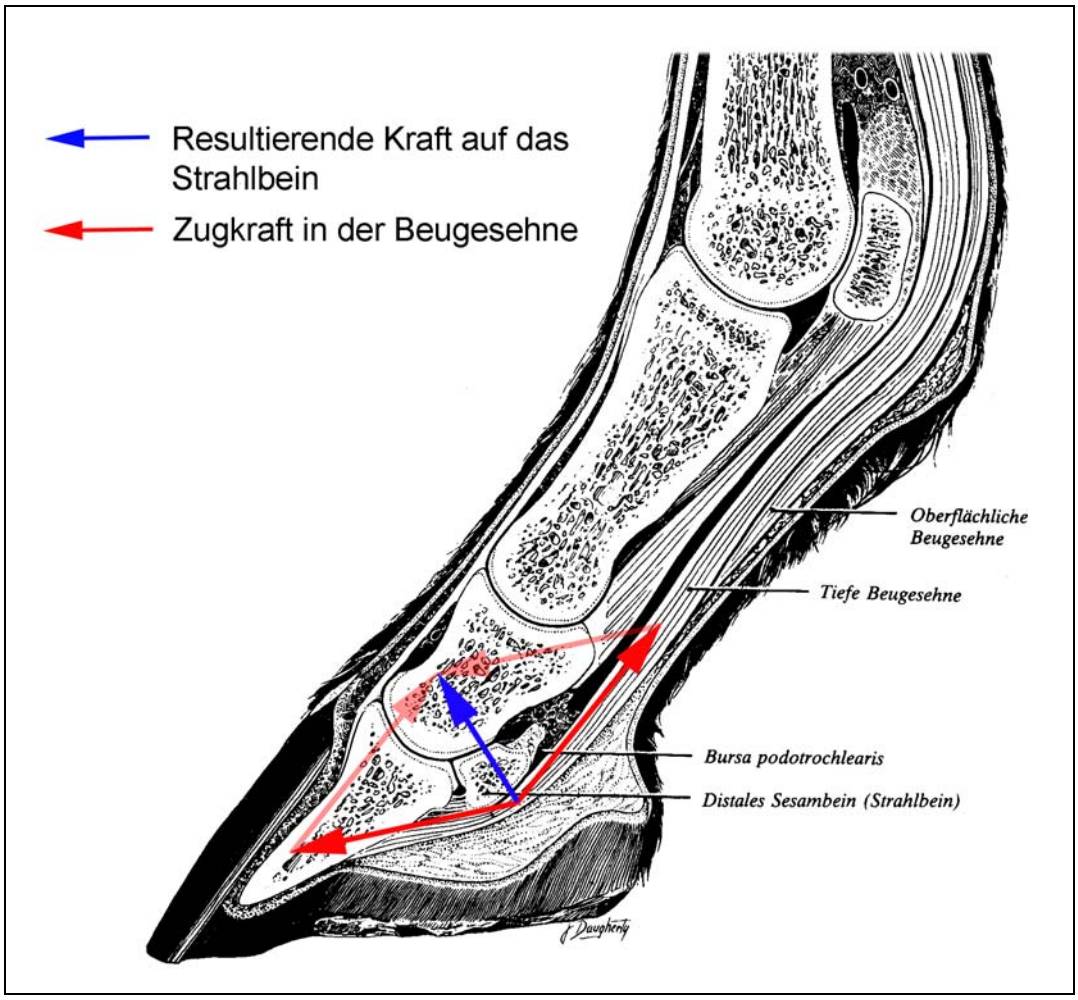


Abb. 69: Paramedianer Schnitt durch Fessel und Zehe (aus Stashak, 1989).

Die eingezeichneten roten Pfeile verdeutlichen die Kraftvektoren, der blaue Pfeil die resultierende Belastung, d.h. die Richtung, in der das Strahlbein gegen die Gelenkfläche am Hufbein und am Kronbein gepresst wird.

Die oben getroffenen Aussagen beruhen auf der Interpretation des Knochendichtemusters. Für eine abschließende Klärung der Kontaktbereiche und ihrer Änderung in der Bewegung sind weitere Untersuchungen nötig.

Eine weitere Theorie für das Zustandekommen des Dichtemaximums palmar:

Als Hauptträger des Stammes bildet die Vordergliedmaße eine dreifach gewinkelte Säule. In der sogenannten „Normalstellung“ (Stand) wird der Angriffspunkt der Last am Schulterblatt, der gleichzeitig dessen Drehfeld entspricht, vom Huf vertikal unterstellt, d.h. das Schwerlot vom Angriffspunkt der Last fällt durch die Drehachse des Ellbogengelenkes und den proximalen Teil des Antebrachialskelettes in die Mitte der Fußungsfläche. An der Hintergliedmaße fällt ebenfalls das Schwerlot vom Angriffspunkt der Last (Hüftgelenk) in die Mitte der Fußungsfläche (Nickel et al, 1992).

Die folgende Abbildung verdeutlicht, dass die Belastung der Gelenkfläche an den distalen Zehengelenken exzentrisch erfolgt. Es ist denkbar, dass hierdurch der palmare Anteil der Gelenkfläche vermehrt belastet wird. Dies wiederum hat einen Einfluss auf die subchondrale Knochendichte.

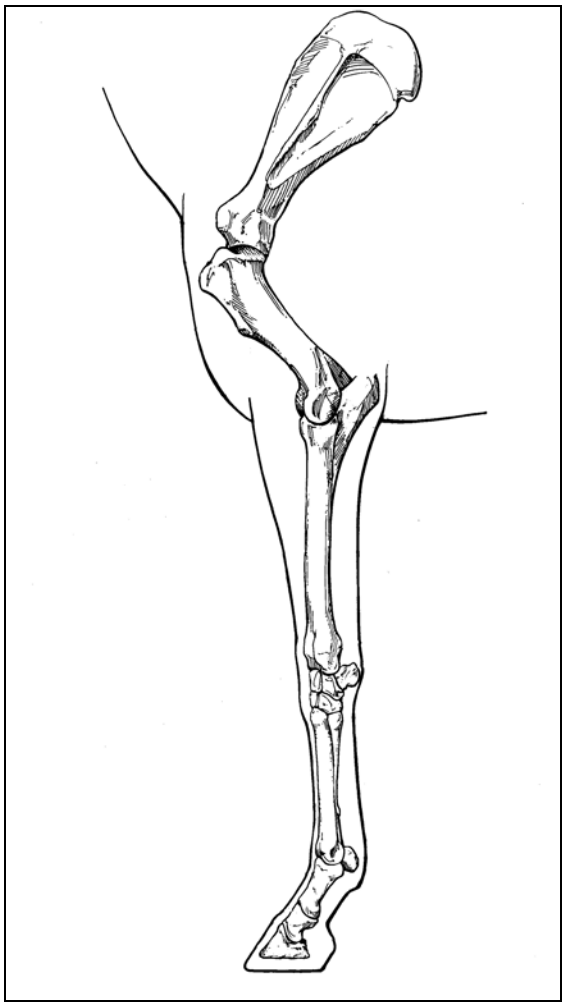


Abb. 70: Schematische Darstellung der Knochen des Fußskelettes (laterale Ansicht; aus Stashak, 1989).

Clayton et al. (1998, 2000) fanden heraus, dass in der „Fußungsphase“ im Schritt und im Trab bei allen Gelenken der Vordergliedmaße (mit Ausnahme des Schultergelenkes) das Drehmoment überwiegend im palmaren Bereich lag. Auch dies kann eine vermehrte Belastung der palmaren Region der Gelenkflächen, und damit eine erhöhte subchondrale Knochendichte bewirken.

Bei dem Dichtemaximum in der Medianen der distalen Gelenkfläche des Kronbeins zeigt sich –- wie bereits anhand der Dichtemaxima beschrieben – keine Korrelation zu der Gelenkfläche des Hufbeins.
Eine Erklärung für dieses Maximum ist, dass bei der Überstreckung des Hufgelenks kurz vor dem Ende der Standbeinphase die Gelenkwalze des Kronbeins aus der Standposition „herausgedreht“ ist. Dadurch kommt ihr distaler Anteil in Kontakt mit dem Strahlbein. Gleichzeitig steigt die Spannung in der tiefen Beugesehne auf Maximalwerte, das Strahlbein wird in den Winkel zwischen Hufbein und Kronbeinwalze mit steigender Kraft hineingedrückt (siehe Abb. 69, resultierende Kraft) bis der Fuß am Ende der Unterstützungsphase vom Boden abgehoben wird und die Belastung schlagartig nachlässt.

2.1.1. Strahlbein: Facies flexoria

Bevorzugte Stellen für Dichtemaxima zeigen sich entweder am distalen Rand oder medial und lateral vom Sagittalkamm am proximalen Rand.
Ein Grund dafür kann sein, dass hier die Strahlbeinbänder ansetzen: Am proximalen Strahlbeinrand setzen die Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinbänder (Ligg. sesamoidea collateralia mediale et laterale) an, am distalen Rand das Hufbein- Strahlbeinband (Lig. sesamoideum distale impar) (Nickel et al., 1992; Wissdorf et al., 2002; Breit, 1995).
Wie bereits zuvor beschrieben, belastet die tiefe Beugesehne das Strahlbein auf Druck. Dieses wird dadurch gegen die distale Gelenkfläche des Kronbeins gepresst. Jeweils an den Stellen, an denen die Zugrichtung der tiefen Beugesehne umgelenkt wird, wirkt am Strahlbein der stärkste Druck ein. Auch dies kann eine erhöhte subchondrale Knochendichte am proximalen und distalen Rand bewirken.
Auffällig ist, dass die subchondrale Knochendichte bei Pferden der Altersgruppe 1 Knochendichtemaxima ausschließlich am proximalen Rand zeigt. Eine mögliche Ursache kann sein, dass Fohlen eine Steilstellung aufweisen, womit die Stelle, an der die tiefe Beugesehne ihre Richtung ändert, weiter proximal liegt.

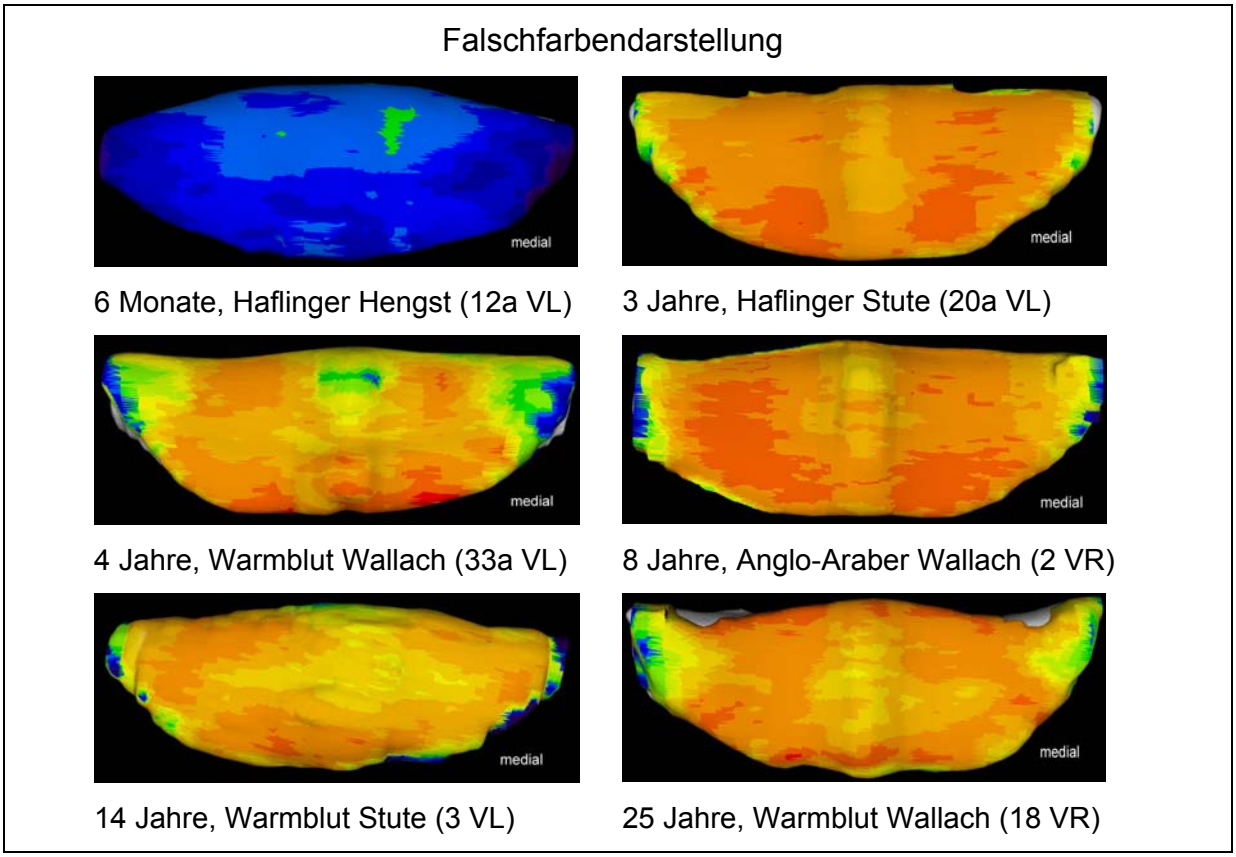


Abb. 71: Subchondrale Knochendichte an der Facies flexoria des Strahlbeins

2.2. Krongelenk

Auch an diesem Gelenk befinden sich Dichtemaxima palmar. Jedoch ist das Zentrum des Maximums etwas vom palmaren Gelenkrand weg verlagert. Dies ist besonders deutlich an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins.

An der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins zeigt sich ebenfalls ein Dichtemaximum entlang der Medianen. Die proximale Gelenkfläche des Kronbeins zeigt hier zwar ein Dichtemaximum, jedoch ist es quer zur Gelenkfläche angeordnet und ist nicht so ausgeprägt.

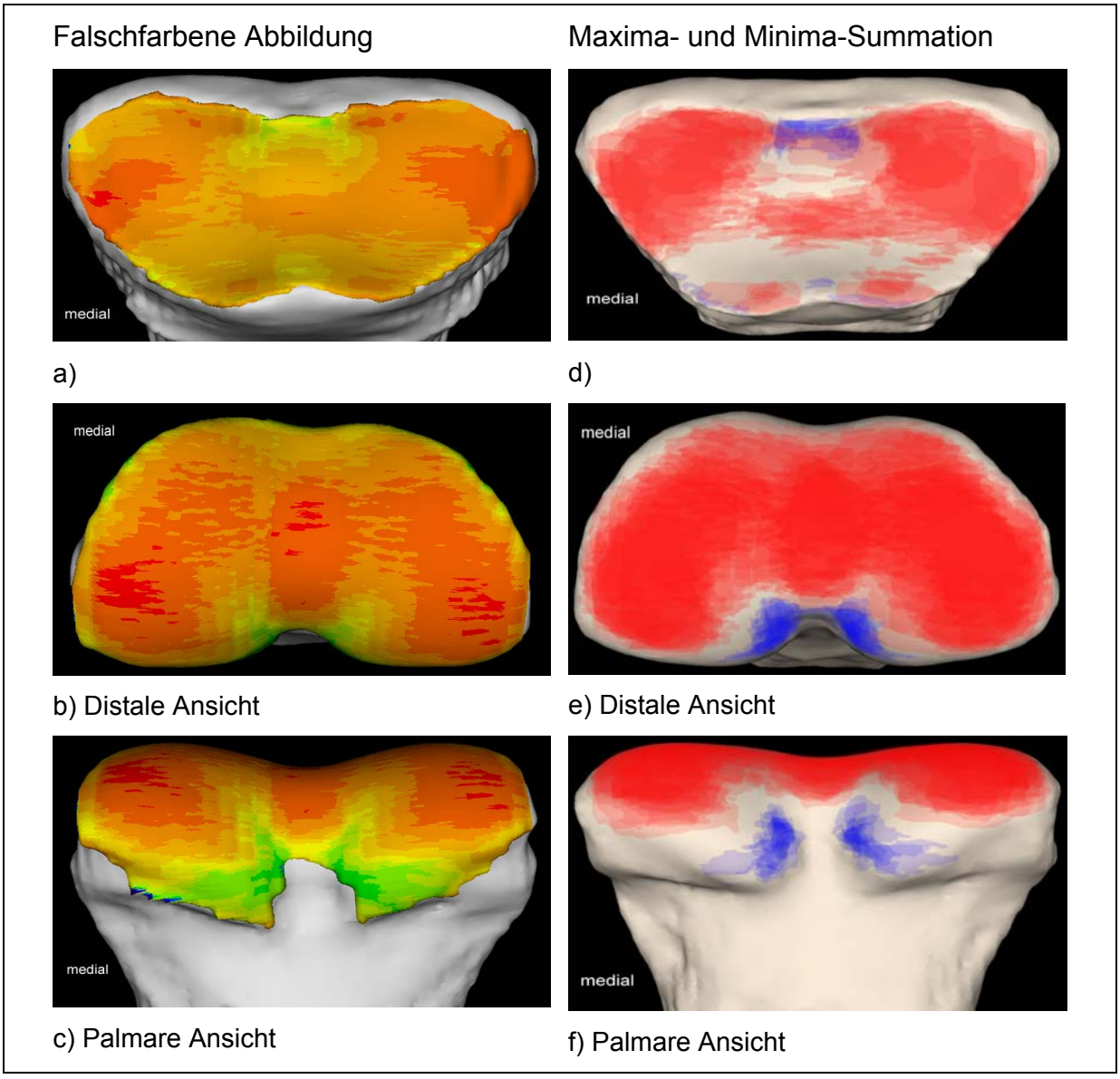


Abb. 72: Subchondrale Knochendichte an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins und an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins

a) 4 Jahre alte Warmblut Stute (Pferd 27 VL), proximale Gelenkfläche des Kronbeins

b-c) 4 Jahre alte Warmblut Stute (Pferd 27 VL), distale Gelenkfläche des Fesselbeins

d) Summationsbild der Altersgruppe 3 (nähere Angaben zu den einzelnen Präparaten siehe Abb. 34) an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins

e-f) Summationsbild der Altersgruppe 3 (nähere Angaben zu den einzelnen Präparaten siehe Abb. 40) an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins

Dies kann als eine Bestätigung der These von Simkin et al. (1980, 1991) und Dewire und Simkin (1996) angesehen werden, die feststellten, dass die subchondrale Knochenplatte des konkaven Gelenkpartners wesentlich dicker ist als die des entsprechenden konvexen Gelenkanteils. (Sie stellten z.B. bei Untersuchungen am Schultergelenk des Hundes fest, dass die subchondrale Knochenplatte im Bereich der Cavitas glenoidalis um das fünf- bis sechsfache stärker ausgebildet ist als im Bereich des Caput humeri.)
Das ausgeprägte Dichtemaximum befindet sich nämlich in der konkaven Medianen an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins. Die proximale Gelenkfläche des Kronbeins verhält sich nicht ganz so einheitlich. Zwar ist der Bereich in der Medianen – vor allem im palmaren und dorsalen Bereich – konvex, jedoch im mittleren Bereich flacht diese Konvexität etwas ab, und ist nur noch minimal ausgebildet. An dieser Stelle befindet sich auch das Dichtemaximum.

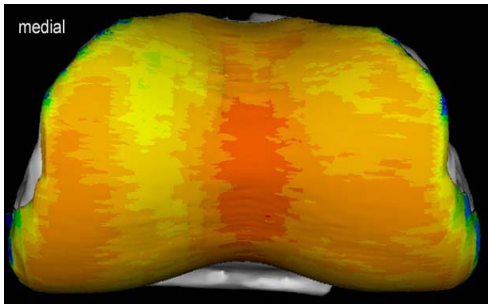
Ein Faktor für das Zustandekommen der Dichtemaxima palmar ist, wie bereits beim Hufgelenk beschrieben, dass in der „Fußungsphase“ im Schritt und im Trab bei allen Gelenken der Vordergliedmaße (mit Ausnahme des Schultergelenks) das Drehmoment überwiegend im palmaren Bereich liegt (Clayton et al., 1998, 2000). Dadurch treten hier vermehrt Druck- und Schubkräfte auf, die durch eine erhöhte subchondrale Knochendichte kompensiert werden.

Es ist möglich, dass auch am Krongelenk eine gewisse Umlenkung der Beugesehne stattfindet. In ihrem Verlauf drückt die tiefe Beugesehne an das Scutum medium. Der Zug der Beugesehne wird an der Tuberositas flexoria des Kronbeins durch die Umlenkung in eine Druckbelastung umgewandelt, was zu einer Anpassung der subchondralen Knochendichte in diesem Bereich führt. Allerdings dürfte diese Druckbelastung bei weitem nicht die Werte am Hufgelenk erreichen.

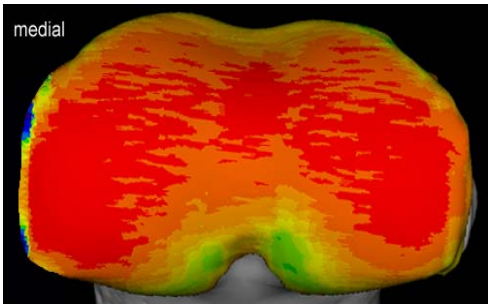
2.2.1. Bedeutung der Größe der Gelenkflächen

Bei direktem Vergleich der subchondralen Knochendichte der distalen Gelenkfläche des Kronbeins und der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins, fällt eine erheblich höhere Knochendichte am Fesselbein auf.

Bei genauer Betrachtung der beiden Gelenkflächen fällt auf, dass die Gelenkwalze des Fesselbeins um ca. 20% kleiner ist, verglichen mit der Gelenkwalze des Kronbeins. Dadurch verteilt sich die gleiche Belastung entlang der Zehenachse auf eine kleinere Fläche, die relative Last ist daher höher. Dies wiederum resultiert in einer höheren subchondralen Knochendichte.



Distale Gelenkfläche des Kronbeins (distale Ansicht)



Distale Gelenkfläche des Fesselbeins (distale Ansicht)

Abb. 73: Gegenüberstellung der subchondralen Knochendichte an der distalen Gelenkfläche des Kronbeins mit der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins am Beispiel eines 5 Jahre alten Warmblut Wallachs (Pferd 23 VL).

Die kleineren Gelenkflächen bedingen ebenfalls eine geringere Beweglichkeit im Krongelenk. In der sagittalen Ebene ist im Vergleich zum Hufgelenk nur ein geringerer Bewegungsausschlag (Winkel) möglich. Somit wird pro Zeiteinheit langsamer durchgewechselt als am Hufgelenk. Dadurch verbleibt die einwirkende Kraft auf der Fesselbeinwalze länger auf einer Fläche, als es an der Krongelenkwalze der Fall ist. Und auch dies führt zu einer höheren subchondralen Knochendichte.

2.2.2. Bedeutung der anatomischen Lage

Auch ist es möglich, dass die anatomische Lage des Krongelenkes einen weiteren Einfluss auf die subchondrale Knochendichte hat.

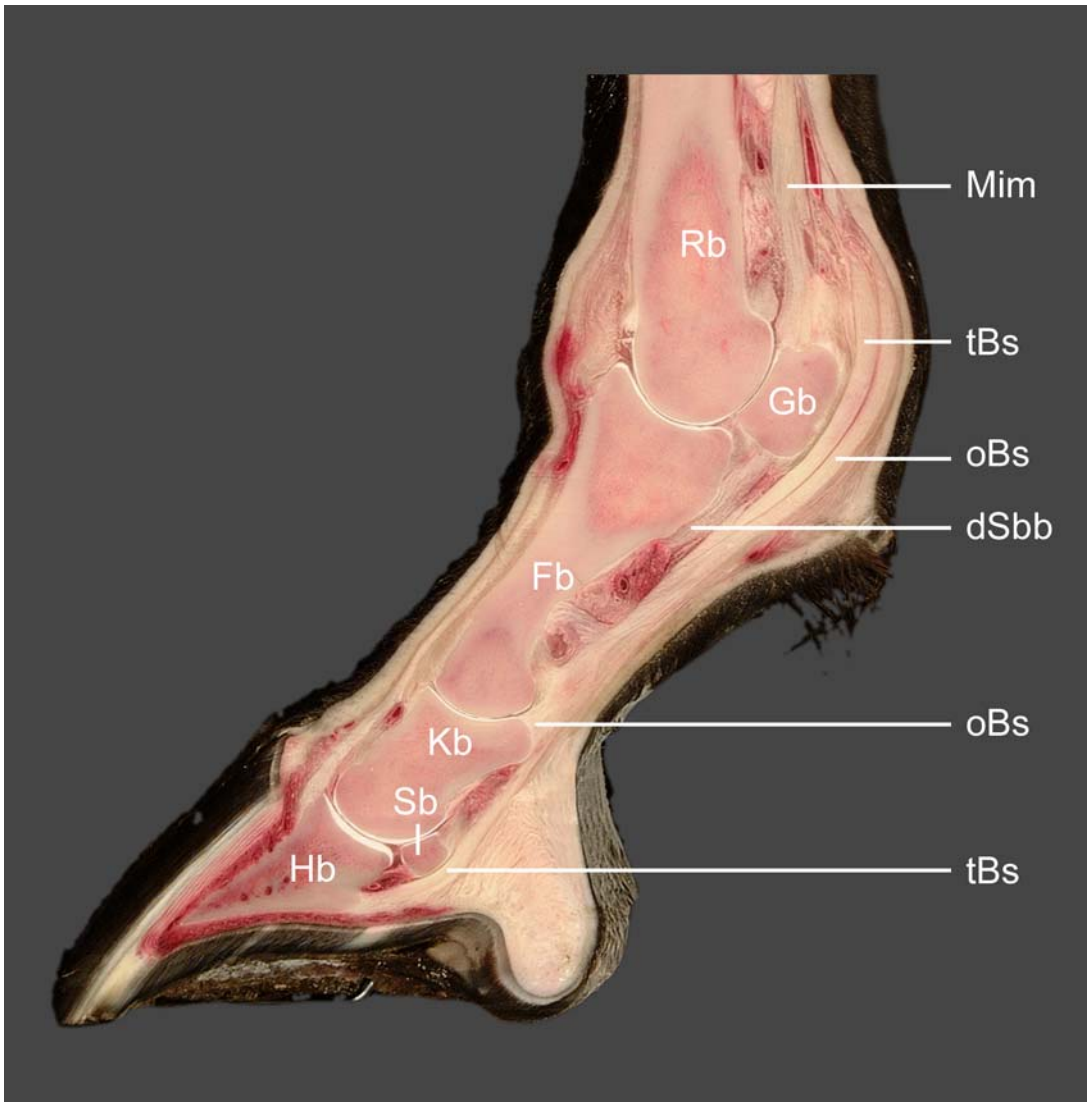


Abb. 74: Paramedianer Schnitt durch Fessel und Zehe eines Pferdes

Mim	Musculus interosseus medius	Gb	Gleichbein
tBs	tiefe Beugesehne	Fb	Fesselbein
oBs	oberflächliche Beugesehne	Kb	Kronbein
dSbb	distale Sesambeinbänder	Sb	Strahlbein
Rb	Röhrbein	Hb	Hufbein

Der Fesseltragapparat und das distale Sesambein bilden eine Verspannung, ähnlich einer Hängematte. In diese „Hängematte“ ist das Fesselbein wie ein „Abstandshalter“ zwischen Fessel- und Krongelenk eingebaut. Besonders hervorzuheben ist hierbei das Ligamentum sesamoideum rectum, dessen oberflächlicher Anteil bis an die Kronbeinlehne reicht (Wissdorf et al., 2002). Dadurch existiert eine funktionelle Verbindung vom Karpalgelenk bzw. proximal am Mittelfußknochen bis zum Kronbein.
Bei Einwirken der axialen Last in der Zehenachse kommt es, in Zusammenspiel mit dem Fesseltragapparat, zur axialen Druckbelastung. Da das Fesselbein quasi wie ein Abstandshalter in diese Verspannung eingebaut ist, erfährt es eine zusätzliche Druckbelastung, die sich in einer erhöhten subchondralen Knochendichte an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins darstellt.
Daneben spielt der oberflächliche Zehenbeuger in diesem Zusammenhang ebenfalls eine wichtige Rolle. Der oberflächliche Zehenbeuger wird während des Auffußens und der mittleren Standphase relativ stark angespannt. Daher ist anzunehmen, dass er einen synergistischen Einfluss hat, da er an der Kronbeinlehne ansetzt, und so einen zusätzlichen Anpressdruck des Krongelenkes bewirkt.

3. Spaltlinien

3.1. Verlauf der Spaltlinien an Knochen und Knorpel

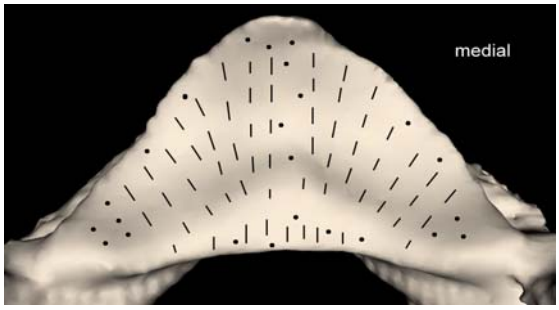
Die Verlaufsrichtung der Spaltlinien ist am Gelenkknorpel und am Knochen mehr oder weniger identisch. Lediglich die Anordnung der Kollagenfasern an der Facies articularis phalangis mediae und an der Facies flexoria des Strahlbeins zeigen an Knochen und Knorpel einen unterschiedlichen Verlauf.
Jedoch kann am Gelenkknorpel häufiger eine Vorzugsrichtung der Kollagenfasern dargestellt werden. Am Knochen hinterließ der Einstich mit der runden Nadel relativ häufig lediglich einen Einstich und es konnten keine Spaltlinien angefärbt werden.

Vogt et al. (1999) stellten dar, dass die während der Druckübertragung im Gelenkknorpel auftretenden Dehnungen aufgrund der höheren Verformbarkeit des Gewebes wesentlich größer ausfallen als die Deformation des subchondralen Knochens.

Dies erklärt, dass die Spaltlinien am Gelenkknorpel viel deutlicher ausgeprägt sind. Dagegen lässt sich am Knochen manchmal eine bestimmte Richtung nur tendenziell erkennen.

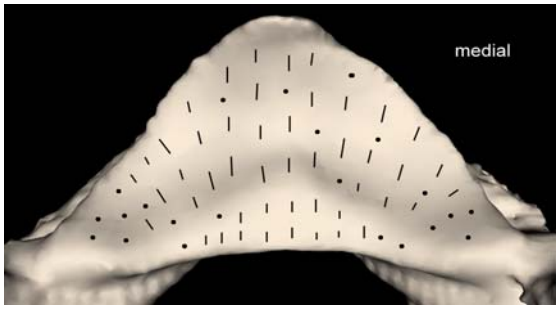
Am Hufgelenk ist nahezu kein Unterschied zwischen dem Spaltlinienverlauf am Knorpel und dem am Knochen.

Spaltlinien am Knorpel

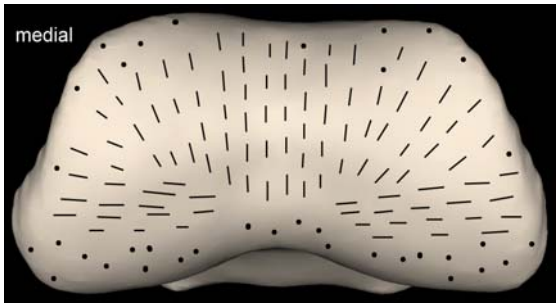


a) Pferd 25a VL

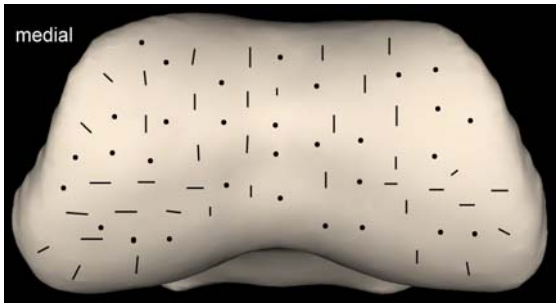
Spaltlinien am Knochen



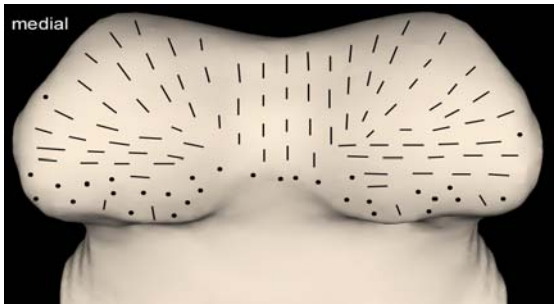
b) Pferd 25a VL



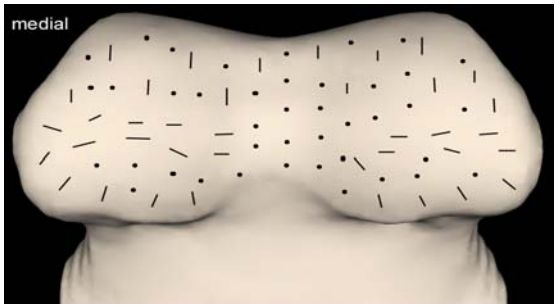
c) Pferd 25b VR



d) Pferd 25a VL



e) Pferd 25b VR



f) Pferd 25a VL

Abb. 75: Vergleich der Spaltlinien am Knochen mit denen am Gelenkknorpel des Hufgelenks anhand einer 4 Jahre alten Warmblut Stute (Pferd 25a VL, 25b VR).

a-b) Gelenkfläche des Hufbeins.

c-d) Distale Gelenkfläche des Kronbeins, Ansicht von distal.

e-f) Distale Gelenkfläche des Kronbeins, Ansicht von palmar.

Einen deutlichen Unterschied kann man an der distalen Gelenkfläche des Kronbeins feststellen. Die Verlaufsrichtung der Kollagenfasern an sich zeigt ein ähnliches Muster. Jedoch konnte relativ häufig keine Vorzugsrichtung der Kollagenfasern dargestellt werden. Bei Betrachtung mittels Lupe wirkten die Spaltlinien am Gelenkknorpel wie kleine Kompassnadeln, die ganz exakt den Verlauf einer Linie zeigten. Dagegen konnten Spaltlinien am Knochen seltener angefärbt werden und sie wirkten nicht so „zielgerichtet".

Ein ähnliches Bild zeigt sich an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins. Auch hier konnte an relativ vielen Punkten keine Vorzugsrichtung der Kollagenfasern dargestellt werden.
Ein Grund für diese Unterschiede im Spaltlinienverlauf am Knorpel und am Knochen ist – wie bereits erwähnt – die höhere Verformbarkeit des Gelenkknorpels im Vergleich zum subchondralen Knochen. Somit fallen die Dehnungsspannungen am Gelenkknorpel wesentlich größer aus als die Deformation des subchondralen Knochens (Vogt et al., 1999). Der Verlauf der Knochen-Spaltlinien an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins lässt jedoch noch auf einen weiteren Faktor schließen: Die radiäre Ausrichtung der Spaltlinien könnte darauf zurückzuführen sein, dass der überstehende Rand der Gelenkfläche und der subchondralen Platte bei exzentrischer Belastung seitlich weggebogen wird und hierbei oberflächlich radiäre Dehnungsspannungen im Knochengewebe wirken. Dies deckt sich auch mit den Ergebnissen von Schön et al. (1998), die ebenfalls radiäre Spaltlinienmuster an konkaven Gelenkflächen beobachteten.
Im Bereich der Mitte der Gelenkfläche tritt jedoch weitgehend eine reine Druckbelastung auf. An dieser Stelle konnte deshalb keine Vorzugsrichtung der Kollagenfasern dargestellt werden.

Die distale Gelenkfläche des Fesselbeins wiederum zeigt kaum einen Unterschied zwischen dem Spaltlinienverlauf am Knorpel und dem am Knochen.
Anhand des Spaltlinienverlaufs an der Hufbein-Gelenkfläche ist die Theorie von Kempson (1968), Roth (1980) und Akizuki et al. (1986), dass die Zugfestigkeit des Knorpels entlang der Spaltlinien deutlich höher ist als senkrecht hierzu, sehr gut nachvollziehbar. Vogt et al. (1999) fanden heraus, dass die Kollagenfibrillen der Tan-

gentialfaserschicht des Knorpels in Richtung der größten Dehnung während der Druckbelastung im Gelenk angeordnet sind.

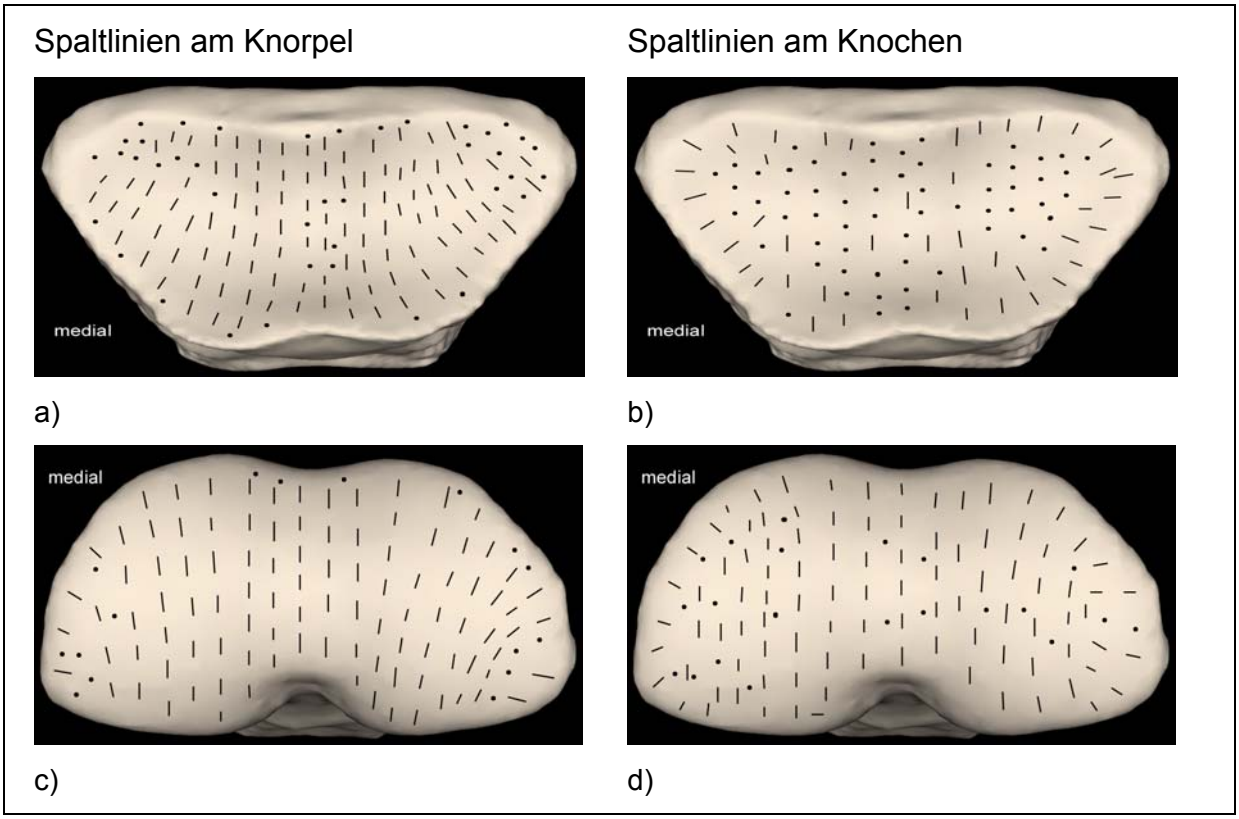


Abb. 76: Vergleich der Spaltlinien am Knochen mit denen am Gelenkknorpel des Krongelenks anhand eines 5 Jahre alten Warmblut Wallachs (Pferd 23 VL).

a-b) proximale Gelenkfläche des Kronbeins.

c-d) distale Gelenkfläche des Fesselbeins, Ansicht von distal.

Während der „Auffussungsphase“ ist durch das Abrollen des Hufes ein Druck gegen den Proc. extensorius denkbar. Somit wäre zu erklären, dass durch Anpassungsvorgänge (Anordnung der Kollagenfasern) einer Dehnung in diese Richtung entgegengewirkt wird.

Einer ähnlichen Belastung scheinen – gemäß dem Spaltlinienverlauf – ebenfalls die proximale Gelenkfläche des Kronbeins und die distale Gelenkfläche des Fesselbeins ausgesetzt zu sein.

Bei der Interpretation der Spaltlinien sollte jedoch auch die Gesamtkonstruktion des Gelenkes berücksichtigt werden (Vogt et al., 1999). Analysen der Druckübertragung in physiologisch inkongruenten Gelenken legen nahe, dass eine Biegebeanspruchung der konkaven Gelenkkörper zu wesentlichen Zugspannungen im subchondralen Knochen führen können. Man sollte auch bedenken, dass die Gelenkflä-

chen physiologisch inkongruent sind (Schön et al., 1998) und deswegen Dehnungsspannungen unter Last auftreten. Dann wäre zu Beginn der Belastung nur an bestimmten Stellen im Gelenk Kontakt vorhanden, der sich dann mit zunehmender Last vergrößert. Dadurch müssen sich aber die Gelenkflächen einander anpassen, was letztlich zu Dehnung führt.

Vogt et al. (1999) beschrieben, dass mittels der Spaltlinienmethode die Vorzugsrichtung der Kollagenfasern im subchondralen Knochen dargestellt werden können. Bei ihren Untersuchungen am menschlichen Hüft- und Schultergelenk stellten sie weiterhin fest, dass sich Spaltlinien als ein Zeichen von Zugspannungen nur in den konkaven Gelenkanteilen darstellen ließen. An Caput femoris und Caput humeri dagegen wurde keine Vorzugsrichtung der subchondralen Spaltlinien beobachtet. Schön et al. (1998) fanden hingegen am Radiuskopf und am Tibiakondylus überwiegend transversal verlaufende Spaltlinien im subchondralen Knochen sowie im Knorpel. Sie führten dies darauf zurück, dass eine exzentrische Belastung zu einer Druckbelastung der peripheren Gelenkanteile und damit zu einer Biegebeanspruchung der subchondralen Knochenplatte führt.

Bei den eigenen Untersuchungen hingegen konnten sowohl an den konkaven als auch an den konvexen Gelenkanteilen Spaltlinien dargestellt werden. Der Grund dafür liegt vermutlich darin, dass Caput femoris und Caput humeri eine mehr oder weniger kugelige Form aufweisen, die vermutlich keiner nennenswerten Zugspannung ausgesetzt ist. Dagegen haben die untersuchten konvexen Gelenkflächen beim Pferd eine Walzenform. Es ist möglich, dass exzentrische Belastungen, die die Zehenachse außermittig treffen, zu Querdehnungen an den Walzen führen könnten, umso mehr, als es sich hierbei um keine exakten zylinderförmigen Walzen handelt. Diese Erklärung würde mit den Ergebnissen von Schön et al. (1998) konform gehen.

3.2. Spaltlinienverlauf am Strahlbein

Wie bereits erwähnt, zeigen die Spaltlinien an der Facies articularis phalangis mediae und an der Facies flexoria des Strahlbeins am Knochen und am Knorpel einen unterschiedlichen Verlauf.

Während der Druckübertragung im Gelenkknorpel können die auftretenden Dehnungen aufgrund der höheren Verformbarkeit des Gewebes wesentlich größer ausfallen als die Deformation des subchondralen Knochens. Dies bedingt auch, dass die De-

formation des Gelenkknorpels von anderen mechanischen Randbedingungen bestimmt wird, als die des subchondralen Knochens und dass daher nicht unbedingt mit einer detaillierten individuellen Übereinstimmung der Spaltlinienmuster zu rechnen ist (Vogt et al., 1999).

3.2.1. Facies articularis phalangis mediae

Im Bereich der Medianen verlaufen die Spaltlinien im subchondralen Knochen sagittal, was auf eine Dehnungsspannung in diese Richtung hindeutet. Neben der Medianen verlaufen einige Spaltlinien quer zur Gelenkfläche. Dies wäre dadurch zu begründen, dass durch den Druck der distalen Gelenkfläche des Kronbeins und der tiefen Beugesehne Dehnungskräfte einwirken, die das Strahlbein nach medial bzw. lateral dehnen. Die schräg gerichteten Fasern könnten ebenfalls durch den Druck der tiefen Beugesehne bedingt sein, die das Strahlbein hier gegen das Hufbein presst. Denkbar ist, dass auch hier exzentrische Kräfte für die Biegung des Strahlbeins unter Last beteiligt sind.

3.2.2. Facies flexoria

Am Knorpel stellt sich ein überwiegend sagittaler Verlauf der Kollagenfasern dar, was darauf hindeutet, dass der Knorpel durch den Zug der tiefen Beugesehne hier hauptsächlich gedehnt wird.

Am Knochen jedoch zeigt sich ein vollkommen anderes Muster. Entlang des Sagittalkammes verlaufen die Spaltlinien zunächst sagittal. Zum medialen bzw. lateralen Strahlbeinrand hin zeigt sich ein quergerichteter Spaltlinienverlauf. Es ist denkbar, dass diese Verlaufsrichtung durch den Zug der tiefen Beugesehne bedingt ist, die das Strahlbein gegen die distale Gelenkfläche des Kronbeins presst. Hierbei könnte es zu einer Querdehnung des Strahlbeines kommen, die sich in diesem quer gerichteten Spaltlinienmuster ausdrückt.

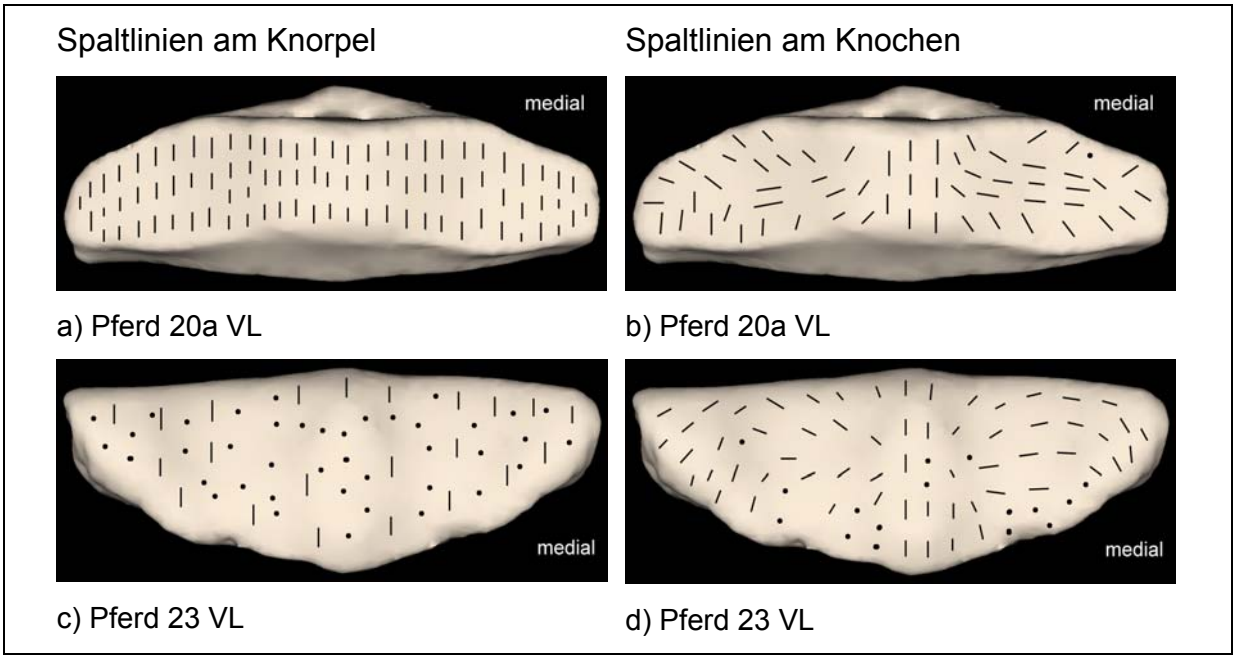


Abb. 77: Unterschiedlicher Verlauf der Spaltlinien am Knochen und am Knorpel des Strahlbeins bei einer 3 Jahre alten Haflinger Stute (Pferd 20a VL) und einem 5 Jahre alten Warmblut Wallach (Pferd 23 VL).

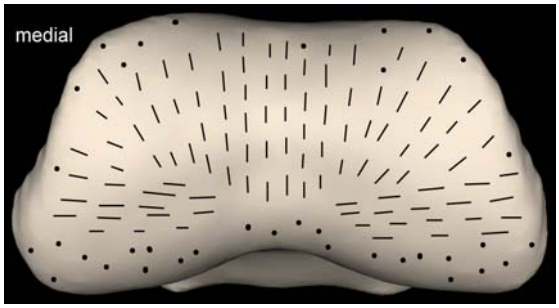
a-b) Facies articularis phalangis mediae.

c-d) Facies flexoria.

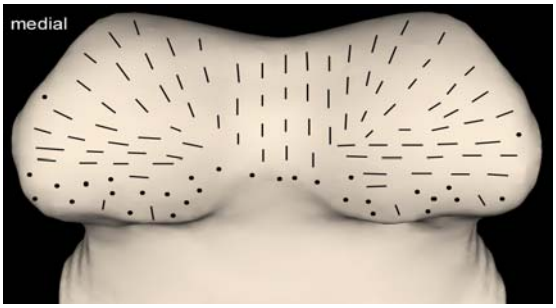
3.3. Distale Gelenkfläche des Kronbeins

Hier zeigt sich im Bereich der Medianen ein sagittaler Verlauf der Spaltlinien, was auf eine Dehnungsspannung in diese Richtung hindeutet. Im palmaren Bereich verlaufen die Kollagenfasern quer zur Gelenkfläche. Es ist möglich, dass dies durch den Zug der tiefen Beugesehne bewirkt wird, die das Strahlbein gegen die distale Gelenkfläche des Kronbeins presst. Dadurch kann es zu einer Querdehnung der distalen Gelenkfläche des Kronbeins nach medial bzw. lateral kommen. Am Knorpel kommen auch Kollagenfasern zur Darstellung, die einen nach medial bzw. lateral schräg divergierenden Verlauf zeigen. Hier könnte es sich um eine Übergangsform handeln, die sowohl von der Querdehnung als auch einer sagittal gerichteten Dehnungsspannung beeinflusst wird.

Spaltlinien am Knorpel



Ansicht von distal



Ansicht von palmar

Abb. 78: Kollagenfaserverlauf am Gelenkknorpel an der distalen Gelenkfläche des Kronbeins bei einer 4 Jahre alten Warmblut Stute (Pferd 25b VR)

Die Ergebnisse legen nahe, dass Dehnungsspannungen auftreten und dass die Kollagenfaserarchitektur an diese Art der mechanischen Beanspruchung funktionell angepasst ist (Schön et al., 1998). Diese Übereinstimmung zwischen mechanischen Kräften und dem Verlauf von Kollagenfibrillen haben auch Seipel (1948) und Ruangwit (1967) festgestellt.

Vogt et al. (1999) folgerten aus ihren Untersuchungen, dass sich die Vorzugsrichtung der subchondralen Spaltlinien im Hüft- und Schultergelenk mit der Theorie in Einklang bringen lässt, dass die Spaltlinien die Hauptorientierung der Kollagenfibrillen im subchondralen Knochen anzeigen, dass sich die Kollagenfibrillen in Richtung der Vorzugsrichtung der Zugspannungen ausrichten und dass dies als Ausdruck einer funktionellen Anpassung des Knochens auf mikrostruktureller Ebene zu werten ist.

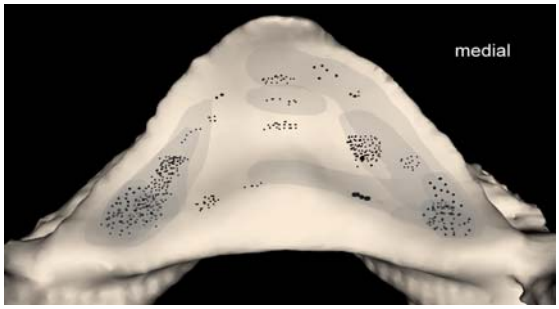
4. Knorpelläsionen

An mehreren Gelenkflächen zeigen sich Knorpelläsionen an Stellen mit hoher subchondraler Knochendichte, aber auch an Stellen mit relativ geringer Knochendichte.
Bei Untersuchungen an der menschlichen Patella haben Eckstein et al. festgestellt, dass Knorpelläsionen sowohl an Knochen mit hoher, als auch mit relativ geringer subchondraler Knochendichte vorkommen. Die Läsionen an der lateralen Seite der Patella erklärten sie mit permanenten mechanischen Belastungen, da hier eine sehr hohe Knochendichte gefunden wurde. Dagegen führte man die Läsionen an der medialen Seite auf kurz einwirkende hohe Belastungen zurück, da hier die subchondrale Knochendichte relativ gering war (Eckstein et al., 1994).
Eckstein et al. (1993) fanden auch Hinweise darauf, dass z. B. bei degenerativen Knorpelerkrankungen, wo man ja von beeinträchtigten mechanischen Eigenschaften des Knorpels ausgehen kann, besonders hohe subchondrale Knochendichten zu finden sind.
Passend hierzu fanden Radin (1972) und Radin und Rose (1986) heraus, dass es bei einer Arthrose begleitend zu einer Sklerosierung der subchondralen Knochenschicht kommt. Diese Sklerose wird als eine sekundäre Veränderung bei der Osteoarthrose angesehen. Es kann aber auch eine primäre Veränderung im Bereich des subchondralen Knochens stattfinden, in dem Sinne, dass eine primär erhöhte Steifigkeit des subchondralen Knochens sekundär zu degenerativen Knorpelveränderungen führen kann.

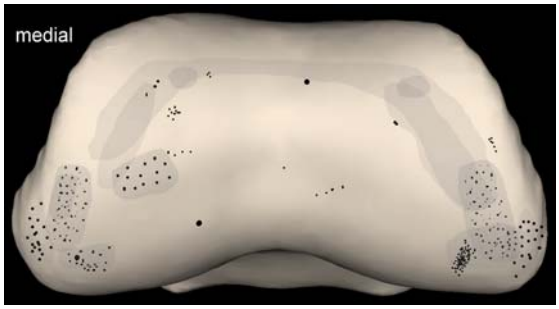
4.1. Hufgelenk

Anhand der Gegenüberstellung von Hufbein-Gelenkfläche und Gelenkfläche des distalen Kronbeins ist ersichtlich, dass die Lage der Knorpelläsionen an beiden Gelenkflächen einen dorsal gerichteten bogenförmigen Verlauf aufweist.

Summationsbild aller Altersgruppen



Hufbein-Gelenkfläche



Distale Gelenkfläche des Kronbeins
Distale Ansicht

Abb. 79: Verteilung der Knorpelläsionen an der Hufbein-Gelenkfläche und an der distalen Gelenkfläche des Kronbeins (Summationsbilder).
Dunkle Verfärbungen des Gelenkknorpels: graue Schattierung (15-20% Deckkraft)
Rauigkeiten am Gelenkknorpel: kleine punktförmige schwarze Stellen
Andere Knorpelläsionen: mehr oder weniger große schwarze Punkte (je nach Größe der Läsion)

4.1.1. Hufbein-Gelenkfläche

Wenn Knorpelläsionen in einer Altersgruppe an der Hufbeingelenkfläche auftraten, so waren sie immer auch lateral und medial in den palmaren Gelenkwinkeln vorhanden.

Die folgende Tafel zeigt, dass zwischen der Lokalisation von Knorpelläsionen und dem Vorkommen von Knochendichtemaxima eine Korrelation besteht. Auch in der Gegenüberstellung von Knorpelläsionen und Verteilung der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) ist dies deutlich zu erkennen. Die Läsionen an Gelenkregionen, die auch sehr hohe subchondrale Knochendichten aufweisen, entstehen durch permanente mechanische Belastungen.

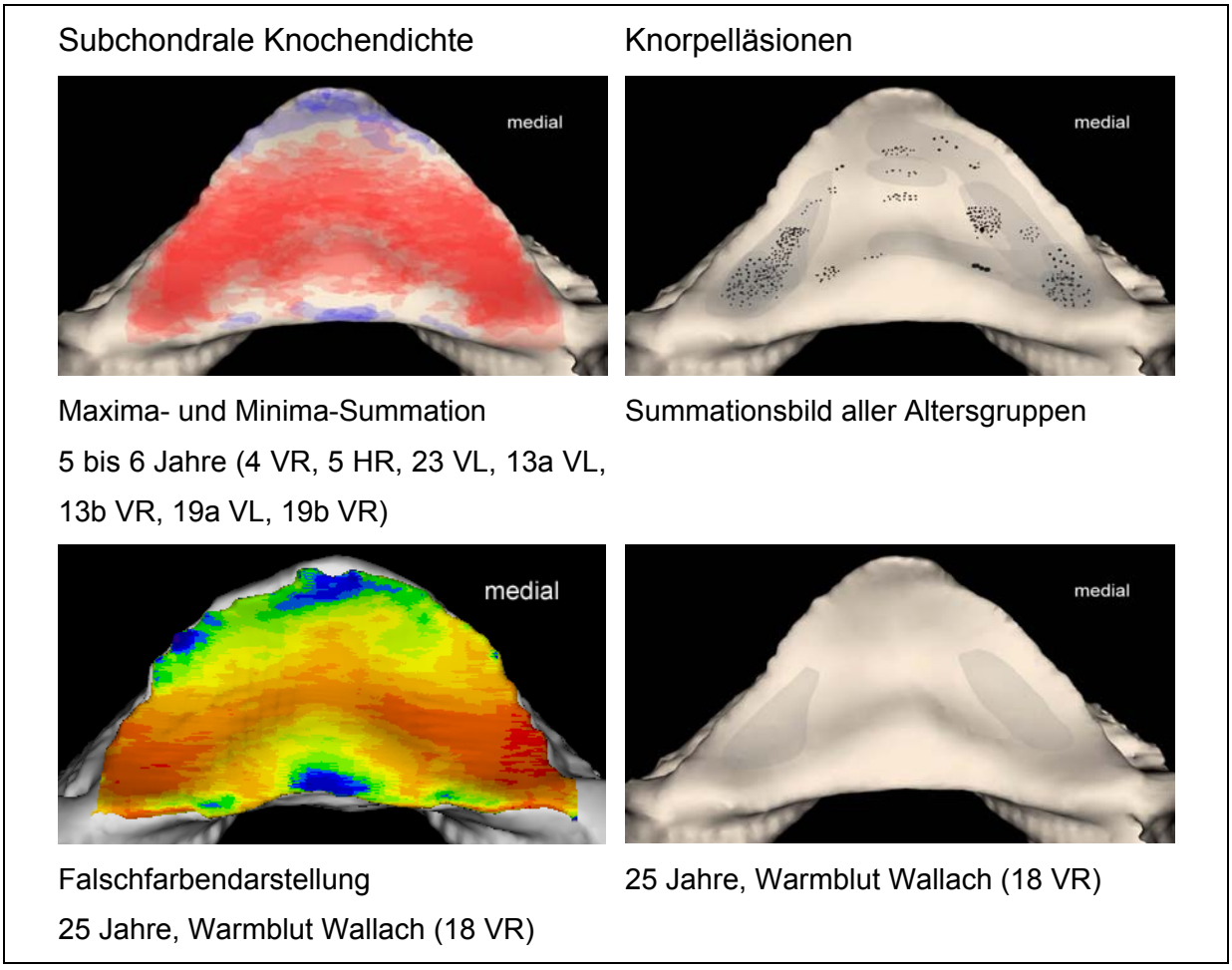


Abb. 80: Lokalisation von Knorpelläsionen an Regionen mit hoher subchondraler Knochendichte am Hufbein
(Zur Bedeutung der Knorpelläsionen siehe Legende in Abb. 79.)

4.1.2. Distale Gelenkfläche des Kronbeins

Ab Altersgruppe 4 kamen nennenswerte Knorpelläsionen an der distalen Gelenkfläche des Kronbeins vor. Passend zur Situation am Hufbein traten (ab dieser Altersgruppe) Knorpelläsionen auch immer im palmaren Bereich der Gelenkfläche auf.

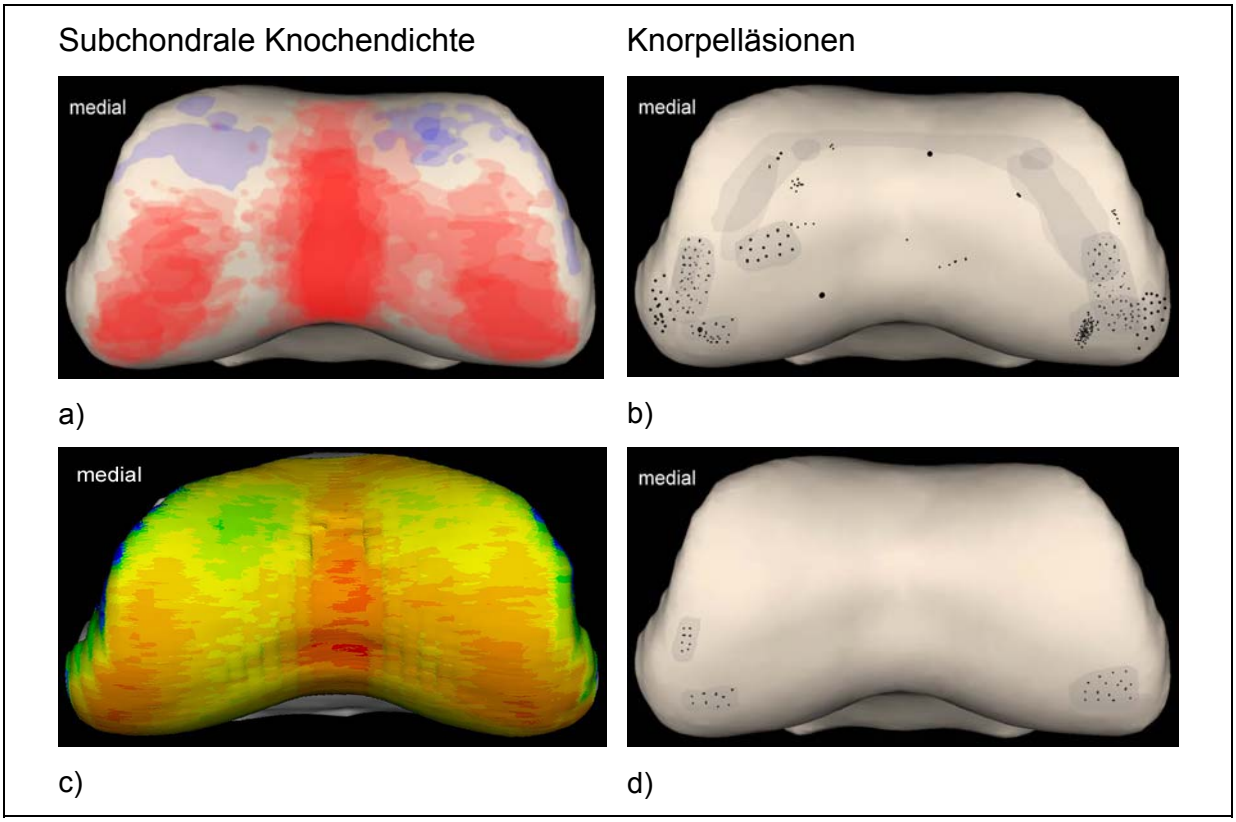


Abb. 81: Vergleich der Lokalisation von Knorpelläsionen mit Bereichen hoher subchondraler Knochendichte an der distalen Gelenkfläche am Kronbein (Distale Ansicht)
(Zur Bedeutung der Knorpelläsionen siehe Legende in Abb. 79.)

a) Maxima- und Minima-Summation der Altersgruppe 4 (Pferd 6 VL, 8 VR, 2 VR, 22a VL, 22b VR, 15 VR, 31 VR, 1 VL)
b) Summationsbild der Knorpelläsionen aller Altersgruppen
c) 12 Jahre alter Warmblut Wallach (Pferd 31 VR), Falschfarbendarstellung
d) Knorpelläsionen bei einem 12 Jahre alten Warmblut Wallach (Pferd 31 VR)

Die folgende Tafel zeigt eine Gegenüberstellung einer Knorpelläsion im mittleren Gelenkknorpel-Bereich (mediale Gelenkfläche) mit der falschfarbenen Abbildung der subchondralen Knochendichte bei demselben Pferd (14 Jahre, Warmblut Stute, 32 VL). An der Stelle der Knorpelläsion zeigt sich keine erhöhte, sondern im Gegenteil eine eher geringe Knochendichte. Dasselbe Phänomen zeigt sich bei einer 30 Jahre alten Pinto Stute (17 VL). Auch hier korreliert die Knorpelläsion mit einer relativ geringen subchondralen Knochendichte.
Wie zuvor beschrieben, haben Eckstein et al. festgestellt, dass Knorpelläsionen auch an Gelenkregionen mit relativ geringer subchondraler Knochendichte vorkommen.

Diese Läsionen wurden auf kurz einwirkende Spitzenbelastungen zurückgeführt, da hier die subchondrale Knochendichte relativ gering war (Eckstein et al., 1994).

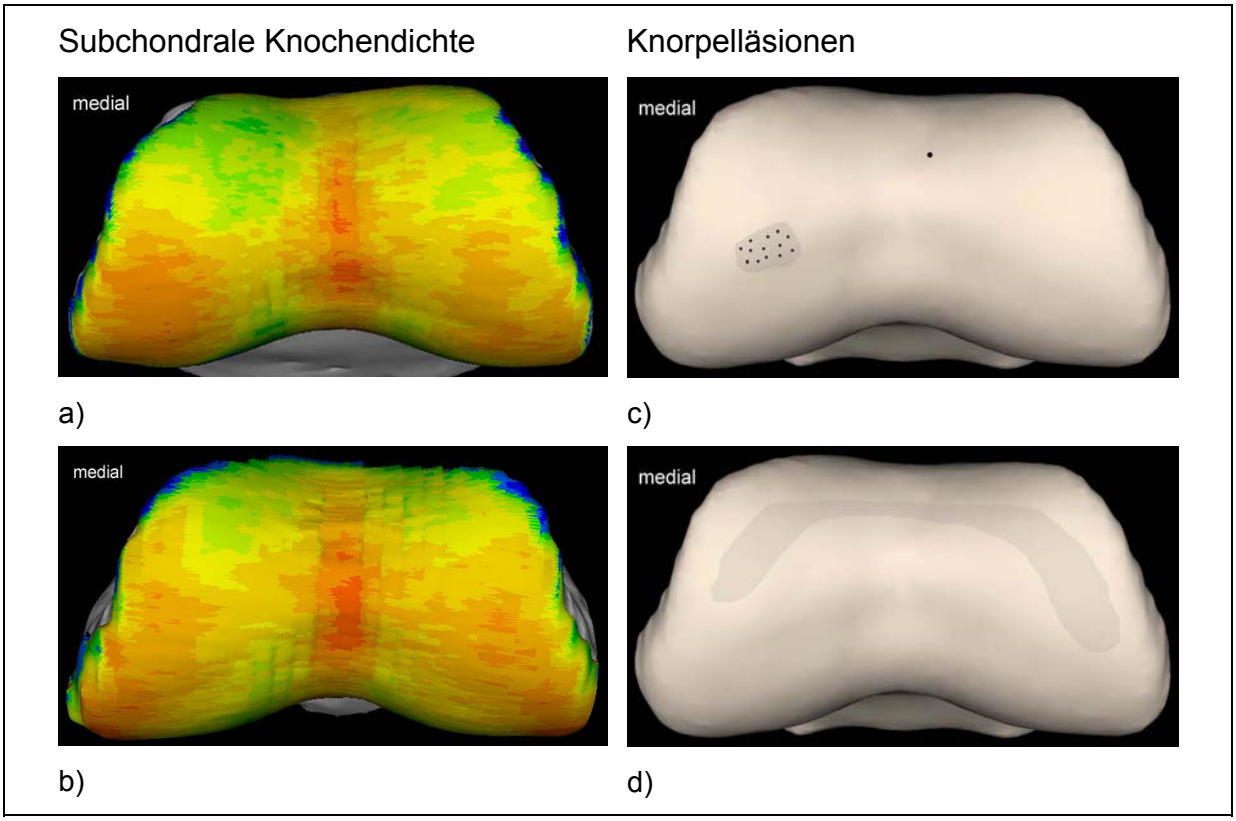


Abb. 82: Lokalisation von Knorpelläsionen an Regionen mit relativ niedriger subchondraler Knochendichte an der distalen Gelenkfläche am Kronbein (Distale Ansicht)
(Zur Bedeutung der Knorpelläsionen siehe Legende in Abb. 79.)

a, c) Gegenüberstellung der subchondralen Knochendichte (a) mit der Lage der Knorpel läsionen (c) bei einer 14 Jahre alten Warmblut Stute (Pferd 32 VL)

b, d) Gegenüberstellung der subchondralen Knochendichte (b) mit der Lage der Knorpel läsionen (d) bei einer 30 Jahre alten Pinto Stute (17 VL)

4.2. Krongelenk

Auch an diesem Gelenk zeigt sich ein gewisses spiegelbildliches Verteilungsmuster der Knorpelläsionen. Vermehrt Knorpelläsionen befinden sich an beiden Gelenkflächen palmar und im dorsalen Drittel der Gelenkfläche.

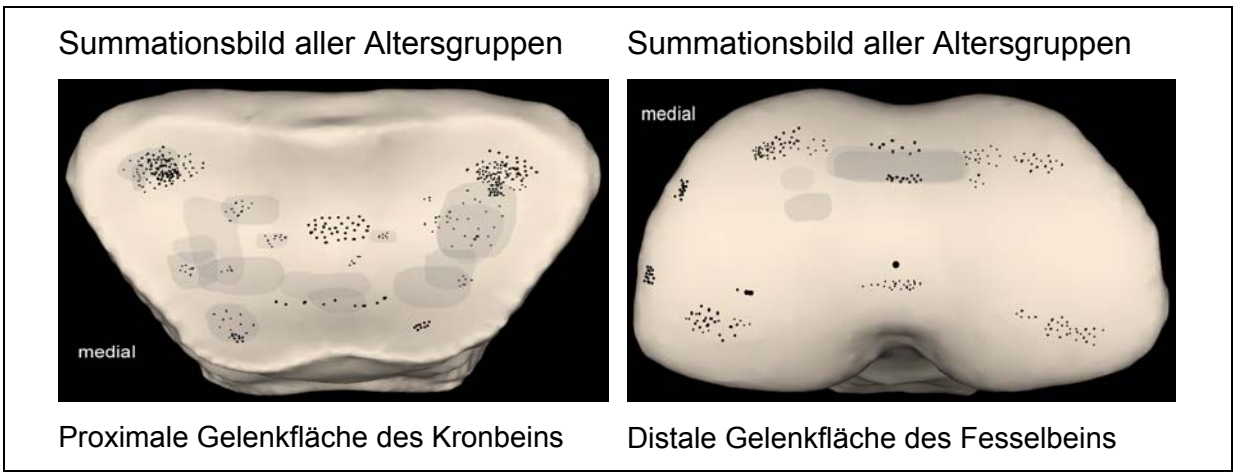


Abb. 83: Verteilung der Knorpelläsionen an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins und an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins
(Zur Bedeutung der Knorpelläsionen siehe Legende in Abb. 79.)

4.2.1. Proximale Gelenkfläche des Kronbeins

Ab der Altersgruppe 3 traten nennenswerte Knorpelläsionen an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins auf. Immer waren die palmaren medialen und lateralen Gelenkwinkel betroffen. Mit zunehmendem Alter stieg das Vorkommen von Knorpelläsionen an den mittleren und dorsalen Gelenkpartien an.

Am Beispiel eines über 20 Jahre alten Warmblut Wallachs (Pferd 30 VL) wird auch an dieser Gelenkfläche deutlich, dass Knorpelläsionen an Stellen erhöhter oder verminderter Knochendichte vorkommen. Die Dichtemaxima an der medialen und lateralen Gelenkfläche korrelieren exakt mit entsprechenden Knorpelläsionen, und an der Region verminderter Knochendichte nahe dem dorsalen Gelenkrand befindet sich eine weitere Knorpelläsion.

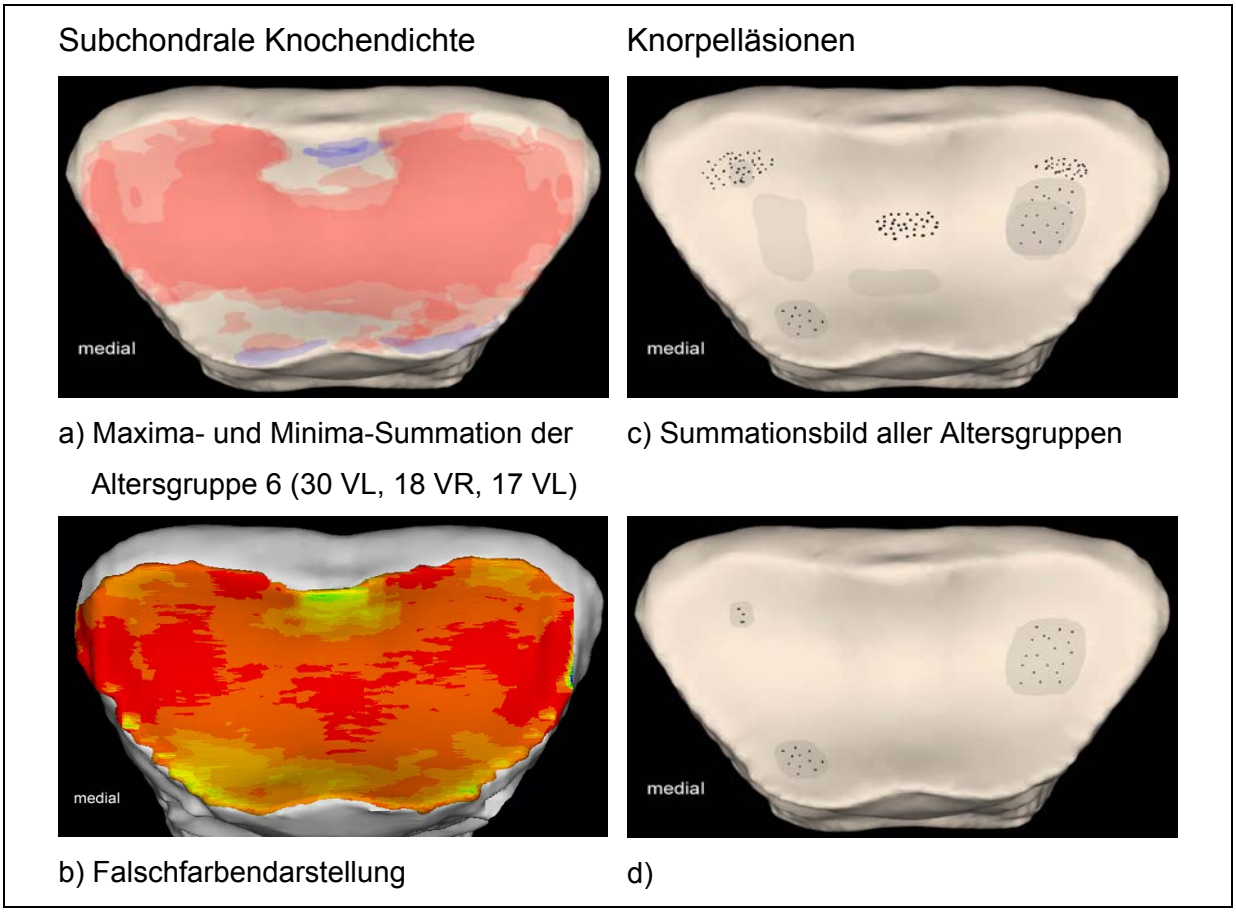


Abb. 84: Lokalisation von Knorpelläsionen an der proximalen Gelenkfläche des Kronbeins (Zur Bedeutung der Knorpelläsionen siehe Legende in Abb. 79.)

a, c) Gegenüberstellung der subchondralen Knochendichte (a) mit der Lage von Knorpel läsionen (c) anhand von Summationsbildern

b, d) Gegenüberstellung der subchondralen Knochendichte (b) mit der Lage von Knorpel läsionen (d) bei einem über 20 Jahre alten Warmblut Wallach (Pferd 30 VL)

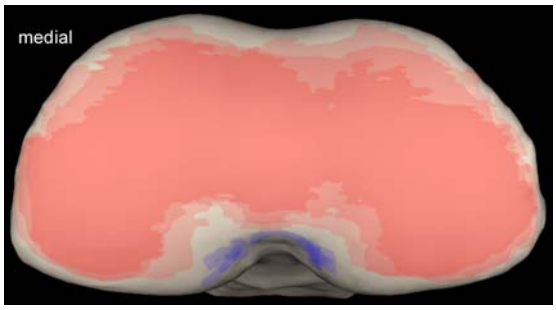
4.2.2. Distale Gelenkfläche des Fesselbeins

Auch an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins kamen erwähnenswerte Knorpelläsionen erst ab Altersgruppe 3 vor. An dieser Gelenkfläche waren immer die dorsalen und meistens auch die palmaren Regionen betroffen.

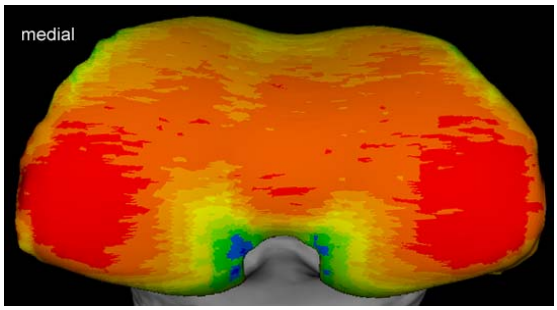
Bei Gegenüberstellung der falschfarbenen Abbildung der subchondralen Knochendichte eines 6 Jahre alten Pferdes (19a VL) zeigt sich eine Knorpelläsion in einem Bezirk hoher Knochendichte und eine Läsion in einer Gelenkregion mit verminderter Knochendichte. Ein weiteres Beispiel für eine Knorpelläsion in einer Gelenkregion mit

niedriger Knochendichte zeigt sich bei einem 15 Jahre alten Vollblut Wallach (Pferd 29 VR).

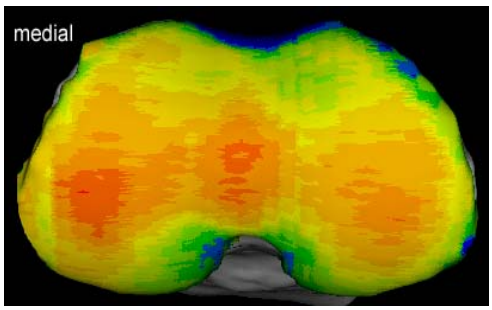
Subchondrale Knochendichte



a) Maxima- und Minima-Summation der Altersgruppe 5 (7 VL, 16 VR, 14 VR)

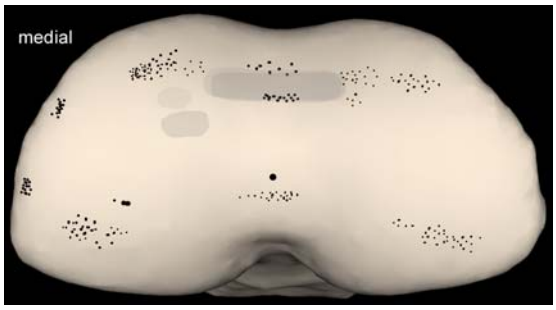


b) Falschfarbendarstellung



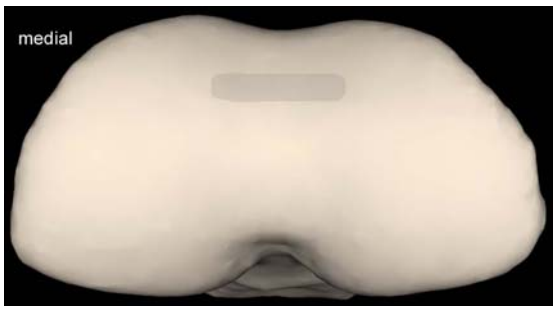
c) Falschfarbendarstellung

Knorpelläsionen



d) Summationsbild aller Altersgruppen

e)



f)

Abb. 85: Lokalisation von Knorpelläsionen an der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins (distale Ansicht)

(Zur Bedeutung der Knorpelläsionen siehe Legende in Abb. 79.)

a, d) Gegenüberstellung der subchondralen Knochendichte (a) mit der Lage von Knorpel läsionen (d) anhand von Summationsbildern

b, e) Gegenüberstellung der subchondralen Knochendichte (b) mit der Lage von Knorpel läsionen (d) bei einer 6 Jahre alten Warmblut Stute (19a VL)

c, f) Gegenüberstellung der subchondralen Knochendichte (c) mit der Lage von Knorpel läsionen (f) bei einem 15 Jahre alten Vollblut Wallach (29 VR)

VI. Zusammenfassung

Huf- und Krongelenk haben insbesondere beim sportlich genutzten Pferd eine besondere Bedeutung, da degenerative Erkrankungen oder Frakturen zum Nutzungsausfall führen können.

Das Ziel dieser Studie bestand darin, einige biomechanische Eigenschaften des Huf- und Krongelenkes näher zu untersuchen.

Die Zehengelenke von 43 Präparaten (jeweils Huf- und Krongelenk) von 30 Pferden verschiedener Rassen und Größen, beiderlei Geschlechts (Alter von 3 Monaten bis zu 30 Jahren) wurden mittels der dreidimensionalen computertomographischen Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) untersucht, um die subchondrale Knochendichte am Huf- und Krongelenk darzustellen. Die untersuchten Präparate wurden in sechs Altersgruppen eingeteilt. Im Anschluss an die Eröffnung der Gelenke wurden diese auf Knorpelschäden hin untersucht und die Läsionen in einer Schemazeichnung dokumentiert. Darüber hinaus wurden die Befunde der einzelnen Gelenkflächen in einem Summationsbild zusammengefasst.

Die Größe der einzelnen Gelenkflächen wurde ermittelt, um zu prüfen, ob ein Zusammenhang zwischen der Knochendichte und der Größe der Gelenkfläche besteht.

Die Knorpelspaltlinien wurden an fünf Präparaten untersucht. Dazu wurde mit einer, vorher in Tusche getauchten, drehrunden Nadel, in gleichmäßigen Abständen von ca. 2 mm in das Knorpelgewebe eingestochen. Der Einstich wurde senkrecht zur Oberfläche vorgenommen. Die Befunddokumentation erfolgte jeweils mittels Skizzenzeichnung (unter Verwendung einer Lupe). Nach Mazeration und Entkalkung der Präparate konnten die Knochenspaltlinien an je vier Gelenken in entsprechender Weise bestimmt werden.

In der Altersgruppe 1 (bis 9 Monate alte Pferde) zeigte sich eine relativ geringe subchondrale Knochendichte. In den folgenden Altersgruppen zeigt die CT-OAM eine allgemeine Erhöhung der subchondralen Knochendichte.

Am Hufgelenk wie auch am Krongelenk sind die Dichtemaxima vorwiegend in der palmaren Region lokalisiert. Dies ist am Hufgelenk bedingt durch die Gewichtskraft und den Zug der tiefen Beugesehne, der am Strahlbein durch die Umlenkung in eine Druckbelastung des Strahlbeins umgewandelt wird. Dieses wird dadurch gegen die distale Gelenkfläche des Kronbeins gepresst. Am Krongelenk beeinflusst neben der Gewichtskraft der Fesseltragapparat die subchondrale Knochendichte.

An der distalen Gelenkfläche des Fesselbeins ist die subchondrale Knochendichte deutlich höher als an der distalen Gelenkfläche des Kronbeins. Ein Grund hierfür ist, dass die Gelenkwalze des Fesselbeins um rund 20% kleiner ist als die Gelenkwalze des Kronbeins. Dadurch verteilt sich die gleiche Belastung entlang der Zehenachse auf eine kleinere Fläche, die relative Last ist daher höher. Dies wiederum resultiert in einer höheren subchondralen Knochendichte.

Die Knorpel- und Knochenspaltlinien verlaufen an den einzelnen Gelenkflächen weitgehend gleichsinnig. Am Krongelenk sind die Spaltlinien überwiegend in der Sagittalen orientiert. Dies gilt grundsätzlich auch für das Hufgelenk. An der distalen Gelenkfläche des Kronbeins stellen sich allerdings im palmaren Bereich Spaltlinien dar, die quer zur Gelenkwalze verlaufen. Dies lässt auf eine Querdehnung der Gelenkwalze in diesem Bereich schließen. Die Ergebnisse legen nahe, dass Dehnungsspannungen an Knorpel und Knochen auftreten und dass deren Kollagenfaserarchitektur an diese Art der mechanischen Beanspruchung funktionell angepasst ist.

An mehreren Gelenkflächen zeigen sich Knorpelläsionen an Stellen mit hoher subchondraler Knochendichte, aber auch an Stellen mit relativ geringer Knochendichte. Die Läsionen an Gelenkregionen, die auch sehr hohe subchondrale Knochendichten aufweisen, entstehen durch permanente hohe mechanische Belastungen. Diejenigen Läsionen, die in Bereichen relativ geringer Knochendichte zu finden sind, werden auf kurz einwirkende Spitzenbelastungen zurückgeführt.

Die Untersuchungen der subchondralen Knochendichte konnten das Verständnis der Biomechanik der Zehengelenke grundlegend vertiefen. Durch die Spaltlinienuntersuchung konnten langfristig wirkende Dehnungsspannungen visualisiert werden. Dies kann als Hinweis auf eine physiologische Inkongruenz gewertet werden.

Zur Beurteilung der Gelenkflächen im Hinblick auf eine physiologische Inkongruenz ist es allerdings notwendig, die Kontaktflächen und Kontaktdrücke in vitro zu untersuchen.

VII. Summary

Functional anatomical investigations on the interphalangeal joints of the forelimb in the horse.

The coffin joint and the proximal interphalangeal joint are of particular importance in sporting horses, as degenerative diseases or fractures lead to a loss in performance.
It was the objective of this study to investigate several biomechanical properties of the coffin and pastern joints.
Forty three specimens of 30 male and female horses of different breeds and sizes were examined. Their age ranged between 3 months and 30 years. Using computertomographic osteoabsorptiometry (CT-OAM), the distribution of the subchondral bone density was determined topographically in three-dimensional reconstructions of the distal and proximal interphalangeal joints.
The specimens were divided into 6 age groups. Following exarticulation the joints were evaluated for chondral lesions. These were documented by using a template of the respective articular surface and were summed up graphically in order to demonstrate the most common locations for chondral damage.
The size of the articular surfaces was determined in order to investigate a relationship between the subchondral bone density and the size of the joints.
Five specimens (coffin joint and pastern joint) were examined with regard to split lines in the articular cartilage. The articular cartilage was pierced at regular intervals (2 mm) at 90° angles with needles that had previously been dipped into ink.
The subchondral plate of four specimens (distal and proximal interphalangeal joint), after maceration and demineralisation, was investigated with regard to subchondral split lines in the same way as described above.
The CT-OAM shows a relatively low subchondral bone density in the first age group (horses up to 9 months). In the following age groups the bone density generally increased, varying with the age of the horse.
The maximum bone density is found in the palmar areas of the coffin joint and the pastern joint. As far as the coffin joint is concerned, this is due to weight bearing and the tension of the deep digital flexor tendon, which causes a compressive loading of

the navicular bone. The latter is pressed against the distal articular area of the middle phalanx.

In the proximal interphalangeal joint, the suspensory apparatus, in addition to weight bearing, has an enhancing effect on the subchondral bone density.

The subchondral bone density is significantly higher on the distal articular surface of the proximal phalanx than on the distal articular surface of the middle phalanx. One of the reasons being that the trochlea of the metacarpophalangeal bone is about 20% smaller than the trochlea of the proximal interphalangeal bone. This means that the same weight has to be carried by a smaller area; thus increasing the relative load of the articular surface and resulting in a higher subchondral bone density.

The orientation of the cartilaginous and subchondral split lines is quite similar. In the proximal interphalangeal joint the split line pattern has a clear sagittal preference. In principle this applies to the coffin joint, too. In the distal articular surface of the middle phalanx, however, split lines are oriented in a transverse direction at the palmar aspect of the trochlea. This indicates transverse strain of the trochlea in this area. The orientation of the cartilaginous and subchondral split lines is interpreted as an expression of functional adaptation to tensile stress.

Cartilage lesions are seen in areas with a high subchondral bone density as well as in areas with a relatively low subchondral bone density. The lesions in areas with a high subchondral bone density are caused by permanent high mechanical loading. In contrast lesions in areas with a relatively low subchondral bone density are attributed to peak loads of a short duration.

The investigations on the subchondral bone density could significantly deepen the understanding of the biomechanical properties of the interphalangeal joints. Long-term strain could be visualised by the study of the split lines. This gives evidence of a physiological incongruence of the interphalangeal joints.

It is, however, necessary to investigate the contact surfaces and contact pressures in vitro in order to evaluate the articular surfaces with regard to physiological incongruence.

VIII. Literaturverzeichnis

Akizuki, S.; Mow, V.C.; Muller, F.; Pita, J.C.; Howell, D.S. und Manicourt, D.H. (1986): Tensile properties of human knee joint cartilage: I. Influence of ionic conditions, weight bearing and fibrillation on the tensile modulus. J Orthop Res, 4, 379-392.

Assheuer, J. und Sager, M. (1997): MRI and CT atlas of the dog. Blackwell Science. Berlin, Wien, Oxford.

Ateshian, G.A.; Lai, W.M.; Zhu, W.B. und Mow, V.C. (1994): An asymptotic solution for the contact of two biphasic cartilage layers. J Biomech 27: 1347-1360.

Ateshian, G.A. und Wang, H. (1995): A theoretical solution for the frictionless rolling contact of cylindrical biphasic articular cartilage layers. J Biomech 28, 1341-1355.

Bargmann, W. (1977): Histologie und Mikroskopische Anatomie des Menschen. Stuttgart, Thieme.

Benninghoff, A. (1925): Spaltlinien am Knochen, eine Methode zur Ermittlung der Architektur platter Knochen. Studien zur Architektur der Knochen I. Teil. Verh Anat Ges, 34, 189-206.

Benninghoff, A. (1931): Über Leitsysteme der Knochenkompakta. Gegenbaurs Morphol Jahrb, 65, 11-44 (zitiert nach Vogt et al., 1999).

Böhmisch, R. (1998): Anatomische Untersuchungen zur funktionellen Morphologie des Schultergelenkes (Articulatio humeri) des Pferdes. Diss. med. vet., München.

Bouvier, M. und Hylander, W.L. (1981): The relationship between split-line orientation and in vivo bone strain in Galago (G. crassicaudatus) and Macaque (M. mulatta and M. fascicularis) mandibles. Am J Phys Anthropol, 56, 147-156.

Breit, S. (1995): Zur Anatomie von Hufgelenk und Bursa podotrochlearis beim Pferd im Hinblick auf ihre klinische Relevanz. Pferdeheilkunde, 11, 2, 125-138.

Bruhnke, J. (1929): Ein Beitrag zur Struktur der Knochenkompakta bei Quadrupeden. Morph Jahrb, 61, 555-588.

Buckwalter, J.A. und Mankin, H.J. (1997): Articular cartilage. Part I. Tissue design and chondrocyte-matrix interactions. J Bone Joint Surg 179 A: 600-611.

Bullough, P. und Goodfellow, J. (1968): The significance of the fine structure of articular cartilage. J Bone Joint Surg (Br), 50, 852-857.

Buschmann, M.D.; Hunziker, E.B.; Kim, Y.J. und Grodzinsky, A.J. (1996): Altered aggrecan synthesis correlates with cell and nucleus structure in statically compressed cartilage. J Cell Sci, 109, 499-508.

Clarke, I.C. (1971): Articular cartilage: A review and electron microscope study. J Bone Joint Surg (Br), 53, 732-750.

Clayton, H.M.; Lanovaz, H.C.; 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.

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, 295-299.

Costa, J.R.; Madeira, M.C.; Watanabe, I.S. und Oliveira, J.A. (1982): Changes in structure of the facial bones after experimental fracture and displacement of the zygomatic bone in the tufted capuchine (Cebus apella) by means of radiography, the slit-line technique, and scanning electron microscopy. Okajimas Folia Anat Jpn, 59, 321-336.

Cowin, S.C. und Hegedus, D.H. (1976): Bone remodeling I: A theory of adaptive elasticity. J Elasticity, 6, 313-326.

Cowin, S.C. (1986): Wolff´s law of trabecular architecture at remodeling equilibrium. J Biomech Eng, 108, 83-88.

Daffner, R.H. (1980): Visual illusions in computed tomography: phenomena related to mach effect. Am J Roentgenol, 134, 261-264.

Dewire, P. und Simkin, P.A. (1996): Subchondrale plate thickness reflects tensile stress in the primate acetabulum. J Orthop Res, 14, 838-841.

Dietz, O. und Huskamp, B. (1999): Hufkrankheiten. In Handbuch Pferdepraxis. Enke, 911-944.

Eckstein, F.; Steinlechner, M.; Müller-Gerbl, M. und Putz, R. (1993): Mechanische Beanspruchung und subchondrale Mineralisierung des menschlichen Ellbogengelenks. Unfallchirurg, 96, 399-404.

Eckstein, F.; Müller-Gerbl, M. und Putz, R. (1994): The distribution of cartilage degeneration of the human patella in relation to individual subchondral mineralization. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 132, 5, 405-411.

Eckstein, F.; Merz, B.; Schön, M.; Jacobs, C.R. und Putz, R. (1999): Tension and bending, but not compression alone determine the functional adaptation of subchondral bone in incongruous joints. Anat Embryol, 199 (1), 85-97.

Eckstein, F.; Reiser, M.; Englmeier, K.H. und Putz, R. (2001): In vivo morphometry and functional analysis of human articular cartilage with quantitative magnetic resonance imaging – from image to data, from data to theory. Anat Embryol, 203, 147-173.

Eggli, P.S.; Hunziger, E.B. und Schenk, R.K. (1988): Quantitation of structural features characterizing weight- and less-weight-bearing regions in articular cartilage: A steriological analysis of medial femoral condyles in young adult rabbits. Anat Rec, 222, 217-227.

Evans, F.G. und Goff, C.W. (1957): A comparative study of the primate femur by means of the stresscoat and the split-line techniques. Am J Phys Anthropol, 15, 59-72.

Evans, F.G. und King, A.I. (1961): Regional differences in some physical properties of human spongy bone. Am J Anat, 120, 79-88.

Felix, R. und Ramm, B. (1982): Aufbau und Wirkungsweise eines Computertomographen (CT). Das Röntgenbild pp. 228-252.

Firoozbakhsh, K. und Cowin, S.C. (1981): An analytical model of Pauwel´s functional adaptation mechanism in bone. J Biomech Eng, 103, 246-252.

Hathcock, J.T. und Stickle, R.L. (1993): Principles and concepts of computed tomographie. Vet Clin North Am. Small Anim Pract, 23, 399-415.

Henckel, K. (1931): Vergleichend-anatomische Untersuchungen über die Struktur der Knochenkompakta nach der Spaltlinienmethode. Morph Jahrb, 66, 22-45.

Holmdahl, D.E. und Ingelmark, B.E. (1948): Der Bau des Gelenkknorpels unter verschiedenen funktionellen Verhältnissen. Experimentelle Untersuchungen an wachsenden Kaninchen. Act Anat, 6, 309-375.

Hübener, K.H. (1985): Theoretische Grundlagen der Computertomographie. In Computertomographie des Körperstammes, Hübener, K.H. (ed) pp. 1-45. Thieme; Stuttgart.

Hylander, W.L. (1977): Bone strain in the mandibular symphysis of Macaca fascicularis. J Dent Res, 56, 344.

Hylander, W.L. (1979a): Mandibular function in Galago crassicaudatus and Macaca fascicularis: an in vivo approach to stress analysis of the mandible. J Morphol, 159, 253-296.

Hylander, W.L. (1979b): An experimental analysis of temporo-mandibular joint reaction force in Macaques. Am J Phys Anthropol, 51, 433-456.

Jacobs, C. und Eckstein, F. (1997): Computer simulation of subchondral bone adaptation to mechanical loading in an incongruous joint. Anat Rec, 249, 317-326.

Jay, G.D.; Britt, D.E. und Cha, C.J. (2000): Lubricin is a product of megakaryocyte stimulating factor gene expression by human synovial fibroblasts. J Rheumatol, 27, 594-600.

Jeffery, A.K.;Blunn, G.W.; Archer, C.W. und Bentley, G. (1991): Three-dimensional collagen architecture in bovine articular cartilage. J Bone Joint Surg (Br), 73, 795-801.

Kalender, W.A.; Permann, W.H.; Vetter, J.R. und Klotz, E. (1986): Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies. Med Phys, 13, 334-339.

Katayama, K. (1877): Über Stichwunden in gerichtlich-medizinischer Bedeutung. Eulenbergs Vierteljahrsschrift für gerichtl. Medizin und öffentl. Sanitätswesen, 46, 1-23.

Kempson, G.E.; Freeman, M.A.R. und Swanson, S.A.V. (1968): Tensile properties of articular cartilage. Nature, 220, 1127-1128.

Kim, Y.J.; Bonassar, L.J. und Grodzinsky, A.J. (1995): The role of cartilage streaming potential, fluid flow and pressure in the stimulation of chondrocyte biosysnthesis during dynamic compression. J Biomech, 28, 1055-1066.

König, H. E. (2003). Neue anatomische Kenntnisse an der Zehe des Pferdes. Vortrag anlässlich der Sitzung der Münchener Tierärztlichen Gesellschaft, 04.06.2003, München.

Korenstein, R.; Somjen, D.; Fischler, H. und Bindermann, I. (1984): Capacitative pulsed electric stimulation of bone cells, Biochem Biophys Act, 803, 4, 302-307.

Kreskel, E. (1988): Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik. Siemens AG.

Kummer, B. (1962): Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens. Anat Anz, 111, 261-293.

Kummer, B. (1968): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. I. Allgemeine Problematik. Z Anat Entw-Gesch, 127, 277-285.

Lane, J.M. und Weiss, C. (1975): Review of articular cartilage collagen research. Arthritis Rheum, 18, 553-562.

Liebich, H.-G. und H. E. König (2002): Anatomie der Haussäugetiere, Bd. I, 2. Aufl., Schattauer, Stuttgart, New York.

Little, C. B.; Ghosh, P. und Rose, R. (1997): The effect of strenuous versus moderate exercise on the metabolism of proteoglycans in articular cartilage from different weight-bearing regions of the equine third carpal bone. Osteoarthritis Cartilage, 5, 3, 161-172.

Madeira, M.C.; Matheus, M.T.G.; Oliveira, J.A. und Watanabe, I.S. (1977): Split line patterns of the mandible following masseterectomy in adult and growing monkeys. Am J Phys Anthrop, 47, 41-46.

Maierl, J.; Schäfer, C.; Böttcher, P. und Liebich, H.-G. (2001): Die subchondrale Knochendichte am Fesselgelenk des Pferdes. Teil 1: Computertomographische. Pferdeheilkunde, 17, 339-345.

Mansour, J. M. und Mow, V. C. (1976): The permeability of articular cartilage under compressive strain and at high pressures. J Bone Joint Surg [Am], 58, 4, 509-16.

Maroudas, A. (1970): Distribution and diffusion of solutes in articular cartilage. Biophys J, 10, 365-379.

McDevitt, C.A. und Miller, R.R. (1989): Biochemistry, cell biology and immunology of osteoarthritis. Cur Opin Rheum, 1, 303-314.

Meachim, G.; Denham, D.; Emery, I.H. und Wilkinson, P.H. (1974): Collagen alignments and artificial splits at the surface of human articular cartilage. J Anat, 118, 101-118.

Merz, B.; Eckstein, F.; Hillbrand, S. und Putz, R. (1997): Mechanical implications for humeroulnar incongruity - finite element analysis and experiment. J Biomech, 30, 713-721.

Möllers, N.; Lehmann, K. und Koebke, J. (1986): Die Verteilung des subchondralen Knochenmaterials an der distalen Gelenkfläche des Radius. Anat Anz, 161, 151.

Molzberger, H. (1973): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. IV. Analyse der funktionellen Struktur der Tangentialfaserschicht des Hüftpfannenknorpels. Z Anat Entw-Gesch, 139, 283-340.

Mow, V.C. und Ratcliffe, A. (1997): Structure and function of articular cartilage and meniscus. In: Mow, V.C., Hayes, W.C. (eds). Basic orthopaedic biomechanics, Chapter 4, 2nd edn. Lippincott Raven, New York, pp 113-178.

Mühlbauer, R.; Lukasz, S.; Faber, S.; Stammberger, T. und Eckstein, F. (2000): Comparison of knee joint cartilage thickness in triathletes and physically inactive volunteers – 3D analysis with magnetic imaging. Am J Sports Med, 28, 541-546.

Müller-Gerbl, M.; Schulte, E. und Putz, R. (1987): The thickness of the calcified layer of articular cartilage: a function of the load supported. J Anat, 154, 103-111.

Müller-Gerbl, M.; Putz, R.; Hodapp, N.; Schulte, E. und Wimmer, B. (1989): Computed tomography-osteoabsorptiometry for assessing the densitiy distribution of subchondral bone as a measure of long-term mechanical adaptation in individual joints. Skeletal Radiol, 18, 507-512.

Müller-Gerbl, M.; Putz, R. und Schulte, E. (1990a): Die Verteilungsmuster des Knorpels und der subchondralen Knochendichte als morphologische Parameter der individuellen Gelenkbeanspruchung. Fortschritte in der Arthroskopie, Enke Verlag, 6, 8-13.

Müller-Gerbl, M.; Putz, R.; Hodapp, N.; Schulte, E. und Wimmer, B. (1990b): Computed tomography-osteoabsorptiometry: a method of assessing the mechanical condition of the major joints in a living subject. Clinical Biomech, 5, 193-198.

Müller-Gerbl, M. (1991a): CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) und ihr Einsatz zur Analyse der Langzeitbeanspruchung der großen Gelenke in vivo. Habilitationsschrift an der Ludwig-Maximilian-Universität, München, 1991.

Müller-Gerbl, M.; Hodapp, N.; Reinbold, W.D. und Putz, R. (1991b): Can CT-Osteoabsorptiometry be used to display the distribution of subchondral mineralisation ? Calcif Tissue Int (supple), 48, 68.

Müller-Gerbl, M. (1998): The subchondral bone plate. Advances in Anatomy, Embryology and Cell-Biology, 141, 1-133. Springer, Berlin.

Nickel, R.; Schummer, A. und Seiferle, E. (1992): Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Bd. I , Paul Parey-Verlag.

Nixon und A. J. (1993): Die Oberfläche des Gelenkknorpels. Struktur und Funktion. Pferdeheilkunde, 9, 95-100.

Oberländer, W. (1973): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenkes. V. Die Verteilung der Knochendichte im Acetabulum. Z. Anat Entwickl-Gesch., 140, 367-384.

O' Connor, P.; Bland, C. und Gardner, D.L. (1980): Fine structure of artificial splits in femoral condylar cartilage of the rat: scanning electron microscopic study. J Path, 132, 169-179.

Oikawa, M.; Yoshihara, T. und Kaneko, M. (1989): Age-related changes in articular cartilage thickness of the third metacarpal bone in the thoroughbred. Jap J Vet Sci., 51, 839-842.

Ortmann, R. (1975): Use of polarized light for quantitative determination of the adjustment of the tangential fibres in articular cartilage. Anat Embryol, 148, 109-120.

Palmer, J. L.; Bertone, A. L. und Litsky, A. S. (1994): Contact area and pressure distribution changes of the equine third carpal bone during loading. Equine Vet J, 26, 3, 197-202.

Pauwels, F. (1949): Über die mechanische Bedeutung der gröberen Kortikalisstruktur beim normalen und pathologisch verbogenen Röhrenknochen. Anat Nachr, 1, 53-67.

Pauwels, F. (1959): Die Struktur der Tangentialfaserschicht des Gelenkknorpels der Schulterpfanne als Beispiel für ein verkörpertes Spannungsfeld. Z f A, 121, 188-240.

Pauwels, F. (1960): Eine neue Theorie über den Einfluss mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe. 10. Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. Z Anat Entwickl-Gesch, 121, 478-515.

Pauwels, F. (1963): Die Druckverteilung im Ellbogengelenk, nebst grundsätzlichen Bemerkungen über den Gelenkdruck. Z Anat Entw-Gesch, 123, 643-667.

Pauwels, F. (1965): Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer, Berlin, Heidelberg, New York.

Pauwels, F. (1980): Biomechanics of the locomotor apparatus. Springer, Berlin, Heidelberg, New York.

Poole, C.A., Flint, M.H. und Beaumont, B.W. (1988): Chondrons extracted from canine tibial cartilage: preliminary report on their isolation and structure. J Prthop Res, 6, 408-419.

Radin, E.L. und Rose, R.M. (1986): Role of subchondral bone in the initiation and progression of cartilago damage. Clin Orthop, 213, 34-40.

Radin, E.L. und Paul, I.L. (1970): Does cartilage compliance reduce skeletalimpact loads? The relative force-attenuating properties of articular cartilage, synovial fluid, periarticular soft-tissues and bone. Arthritis Rheum, 13, 139-144.

Radin, E.L. (1972): Role of mechanical factors in the pathogenesis of primary osteoarthrosis. Lancet, 1, 519-522.

Roth, V. und van Mow, C. (1980): The intrinsic tensile behaviour of the martix of bovine articular cartilage and its variation with age, J Bone Joint Surg, 62, 1102-1117.

Roux, W. (1896): Der Kampf der Teile im Organismus. Engelmann, Leipzig.

Ruangwit, U. (1967): The split-line phenomen and the microscopic structure of bone. Am J Phys Anthrop, 26, 319-330.

Sah, R.L.; Kim, Y.J.; Doong, J.Y.; Grodzinsky, A.J.; Plaas, A.H. und Sandy, J.D. (1989): Biosynthetic response of cartilage explants to dynamic compression. J Orthop Res, 7, 619-636.

Schäfer, C. (2001): Biomechanische Untersuchungen am Fesselgelenk (Articulatio metacarpophalangea) des Pferdes. Diss. med. vet., München.

Schön. M.; Eckstein, F.; Vogt, S.; Huber, W. und Putz, R. (1998): Subchondrale Spaltlinien des menschlichen Ellbogen- und Kniegelenks – Ausdruck der Biegung und Zugbeanspruchung des subchondralen Knochens ? Osteologie, 7, 77-87.

Schuller, K. (2001): Biomechanische Eigenschaften des Karpalgelenks des Pferdes mit besonderer Berücksichtigung technischer Probleme bei der computertomographischen Datenerhebung und -verarbeitung. Diss. med. vet., München.

Seipel, C. (1948): Trajectories of the jaws. Acta Odontol Scand, 8, 81-91.

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, 1308-1311.

Simkin, P.A.; Heston, T.F.; Downey, D.J.; Benedict, R.S. und Choi, H.S. (1991): Subchondral architecture in bones of the canine shoulder. J Anat, 175, 213-227.

Stashak, T.S. (1989a): 1. Kapitel: Funktionelle Anatomie des Bewegungsapparates. In: Adam's Lahmheit bei Pferden. Schaper, Alfeld-Hannover, 1-70.

Stashak, T.S. (1989b): 8. Kapitel: Lahmheit. In: Adam's Lahmheit bei Pferden. Schaper, Alfeld-Hannover, 486-785.

Tappen, N. (1964): An examination of alternative explanations of split-line orientation in compact bone. Am J Phys Anthropol, 22, 423-441.

Tillmann, B. (1978): A contribution to the functional morphology of articular surfaces. Norm Pathol Anat Thieme, Stuttgart, 34, 1-50.

Torre, F. (1997): Osteochondral chip fractures of the palmar/ plantar aspect of the middle phalanx in the horse: 5 cases (1991-1994). Pferdeheilkunde, 13, 6, 673-678.

Unsöld, R. (1985): Computertomographie. In Makroskopische und Mikroskopische Anatomie des Menschen, Benninghoff, A. (ed) pp. 579-582. Urban und Schwarzenberg: München, Berlin, Baltimore.

Urban, J.P. (1994): The chondrocyte: a cell under pressure. Br J Rheumatol, 33, 901-908.

Vogt, S.; Eckstein, F.; Schön, M. und Putz, R. (1999): Vorzugsrichtung der Kollagenfibrillen im subchondralen Knochen des Hüft- und Schultergelenkes. Ann of Anat, 181, 181-189.

Wegener, O.H. (1992): Bildanalyse. Ganzkörpercomputertomographie. Berlin, Blackwell.

Whedon, D. (1984): Disuse osteoporosis: physiologic aspects. Calcif Tissue Int, 36, 146-150.

Wiesen, E.J. und Miraldi, F. (1994): Imaging principles in computed tomography. In Computed tomography and magnetic resonance imaging of the whole body. St. Louis, Mosby Verlag, 3-36.

Wilson, A.M.; McGuigan, M.P.; Fouracre, L. und MacMahon, L. (2001): 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.

Wintzer, H.J. (1997): Krankheiten der Gliedmaßen. Krankheiten des Pferdes. Berlin, Parey, 321-366.

Wissdorf, H.; Gerhards, H.; Huskampf, B. und Deegen, E. (2002): Praxisorientierte Anatomie des Pferdes. Alfeld - Hannover, M. und H. Schaper.

Wong, M.; Wuethrich, P.; Buschmann, M.D.; Eggli, P. und Hunziker, E. (1997): Chondrocyte biosynthesis correlates with local tissue strain in statically compressed adult articular cartilage. J Orthop Res, 15, 189-196.

Wu, J.Z.; Herzog, W. und Ronsky, J. (1996): Modeling axi-symmetrical joint contact with biphasic cartilage layers – an asymptotic solution. J Biomech, 29: 1263-1281.

Ypey, D.L.; Weidema, A.F.; Ravesloot, J.H. und Nijweide, P.J. (1991): A role for mechanosensitive ion channels in osteoblasts and osteoclasts. Calcif Tissue Int (supl), 48, 02.

Danksagung

Herrn Prof. Dr. Dr. h.c. H.-G. Liebich danke ich herzlich für die Überlassung des interessanten Themas dieser Arbeit, der Bereitstellung der technischen Einrichtungen und der Labors, sowie für die stets freundliche Unterstützung bei der Fertigstellung.

Mein herzlicher Dank gilt auch Herrn PD Dr. J. Maierl für die wissenschaftliche Betreuung, seine wertvollen fachlichen Anregungen bei der Durchführung dieser Arbeit und für seine Geduld.

Bei Frau Prof. Dr. U. Matis bedanke ich mich für die Bereitstellung des Computertomographen der Chirurgischen Tierklinik der LMU München. Mein Dank gilt auch Frau S. Hecht für die Betreuung an diesem Gerät.

Herzlich danke ich den Mitarbeitern des Instituts für Tieranatomie I für ihre ständige Hilfsbereitschaft, dabei ganz besonders Herrn Dr. Peter Böttcher, Herrn Dr. Tim Lassak, Herrn PD Dr. Sven Reese und Frau S. Mitterer, die mir im Laufe meiner Doktorarbeit mit Rat und Tat zur Seite gestanden haben.

Lebenslauf

Berufstätigkeit:

seit 10/2003	SSS International Clinical Research Landsbergerstr. 23/25, 82110 Germering Senior Clinical Research Associate und Projekt Manager in Clinical Operation
11/2001 bis 09/2003	Harrison Clinical Research Albrechtstrasse 43, 80636 München Projekt Manager in der Clinical Unit (Phase I-III) Clinical Research Associate in Clinical Operation
04/2000 bis 10/2001	HPR - Human Pharmacodynamic Research Schaffler und Seibel GmbH, Peschelanger 3, 81735 München Planung, Organisation, Projekt Management, Durchführung und Auswertung von klinischen Studien der Phase I, Scientific Documentation, internes Monitoring.
06/1989 bis 10/1993	Tätigkeit als MTRA: Nuklearmedizin: Messaufnahmen incl. Auswertungen; SPECT incl. 3D-Rekonstruktionen, Qualitätsüberwachung, Labor; Computertomographie; Knochendichtemessungen; Röntgen; Röntgeninstitute
11/1983 bis 09/1986	Tätigkeit als MTRA: Röntgenabteilung: konventionelle Tomographie, Angiographie, Myelographie, Röntgen; Klinikum Großhadern, München

Studium / Ausbildung:

11/1993	bis	Studium der Tiermedizin
10/1999		LMU München
09/1986	bis	Münchenkolleg
06/1989		Abitur (2. Bildungsweg)
11/1981	bis	Berufsfachschule für MTRA in Würzburg
10/1983		(Examen)
09/1974	bis	Gymnasium Albertinum
07/1981		Coburg

Privat:

Geb.:	07. März 1964
In:	Coburg
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Familienstand:	ledig
Fremdsprachen:	Englisch, Latein