

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. Hans-Georg Liebich

# **Biomechanische Untersuchungen am Fesselgelenk (Articulatio metacarpophalangea) des Pferdes**

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

vorgelegt von

Jens Christian Schäfer  
aus Berlin

München 2001

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

Dekan: Univ.-Prof. Dr. M. Stangassinger

Referent: Univ.-Prof. Dr. Dr. h.c. H.-G. Liebich

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. H. Gerhards

Tag der Promotion: 09. Februar 2001

<b>I. EINLEITUNG</b>	<b>1</b>
<b>II. LITERATURZUSAMMENFASSUNG</b>	<b>3</b>
<b>1. Anatomische Grundlagen</b>	<b>3</b>
1.1. Knochen	3
1.1.1. Allgemeiner funktioneller Bau	3
1.1.2. Subchondraler Knochen	6
1.2. Gelenkknorpel	8
1.2.1. Allgemeine Struktur	8
1.2.2. Ernährung	11
1.2.3. Wachstum	12
1.2.4. Veränderungen im Alter	13
1.2.5. Mechanische Eigenschaften	13
1.2.6. Hyaliner Knorpel, Cartilago hyalina	14
1.2.7. Dicke des Gelenkknorpels	15
1.3. Beziehung der Knorpeldicke zur subchondralen Knochendichte und deren Reaktion auf Belastung	17
<b>2. Anatomie des Fesselgelenkes (Art. metacarpophalangea) des Pferdes</b>	<b>21</b>
2.1. Charakterisierung des Fesselgelenkes	21
2.2. Knochen des Fesselgelenkes	22
2.2.1. Hauptmittelfußknochen, Os metacarpale III / metatarsale III	22
2.2.2. Fesselbein, Os compedale	24
2.2.3. Gleichbeine, Ossa sesamoidea proximalia	25
2.3. Bandapparat des Fesselgelenkes	26
2.3.1. Seitenbänder	27
2.3.2. Proximale Sesambeinbänder	27
2.3.3. Mittlere Sesambeinbänder	28
2.3.4. Distale Sesambeinbänder	29
2.3.5. Trageapparat des Fesselgelenkes	30
2.4. Gelenkknorpel des Fesselgelenkes	31
2.5. Gelenkkapsel des Fesselgelenkes	32
2.6. Das Fesselgelenk und seine beteiligten Strukturen im Gesamtbild der	

Gliedmaßenkonstruktion	34
<b>3. Knochendichtemessung</b>	<b>36</b>
3.1. Methoden zur Dichtemessung am Knochens	36
3.2. Grundlagen der Computertomographie	38
3.3. Artefakte	39
3.4. Methode der Computertomographischen Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)	40
3.5. Bedeutung der Computertomographischen Osteoabsorptiometrie	43
<b>4. Spaltlinienmethode</b>	<b>44</b>
<b>III. MATERIAL UND METHODEN</b>	<b>47</b>
<b>1. Material</b>	<b>47</b>
<b>2. Methoden</b>	<b>50</b>
2.1. Lagerung der Präparate	50
2.2. Vorbereitung	50
2.3. Datenerhebung	50
2.4. Datenverarbeitung	52
2.4.1. Subchondrale Knochendichte	54
2.4.2. Knorpeldicke	56
2.4.2.1. Kalibrierung der Software	57
2.5. Datenauswertung	58
2.5.1. Subchondrale Knochendichte	58
2.5.2. Knorpeldicke	60
2.6. Qualitative und quantitative Analyse der technischen Präzision aus primären Schnittbildern	61
2.7. Erhebung von Sekundärschnitten	62
2.8. Spaltlinienmethode	63
<b>IV. ERGEBNISSE</b>	<b>65</b>
<b>1. Qualitative und quantitative Analyse der technischen Präzision aus   primären Schnittbildern</b>	<b>65</b>

<b>2. Qualitativer Vergleich der CT-OAM aus Primär- und Sekundärschnitten</b>	<b>65</b>
<b>3. Subchondrale Knochendichte</b>	<b>68</b>
3.1. Hauptmittelfußknochen, Os metacarpale III (Trochlea metacarpi)	68
3.1.1. Gruppe 1 (0-3 Monate)	68
3.1.2. Gruppe 2 (4 Monate – 2 Jahre)	70
3.1.3. Gruppe 3 (3-6 Jahre)	72
3.1.4. Gruppe 4 (7-12 Jahre)	74
3.1.5. Gruppe 5 (13-20 Jahre)	76
3.1.6. Gruppe 6 (über 20 Jahre)	78
3.2. Fesselbein, Os compedale (Fovea articularis)	80
3.2.1. Gruppe 1 (0-3 Monate)	80
3.2.2. Gruppe 2 (4 Monate-2 Jahre)	82
3.2.3. Gruppe 3 (3-6 Jahre)	84
3.2.4. Gruppe 4 (7-12 Jahre)	86
3.2.5. Gruppe 5 (13-20 Jahre)	88
3.2.6. Gruppe 6 (über 20 Jahre)	90
3.3. Gleichbeine, Ossa sesamoidea proximalia (Facies articularis)	92
3.3.1. Gruppe 1 (0-3 Monate)	92
3.3.2. Gruppe 2 (4 Monate-2 Jahre)	94
3.3.3. Gruppe 3 (3-6 Jahre)	96
3.3.4. Gruppe 4 (7-12 Jahre)	98
3.3.5. Gruppe 5 (12-20 Jahre)	100
3.3.6. Gruppe 6 (über 20 Jahre)	102
<b>4. Knorpeldicke</b>	<b>104</b>
4.1. Hauptmittelfußknochen, Os metacarpale III (Trochlea metacarpi)	104
4.1.1. Gruppe 1 (0-3 Monate)	104
4.1.2. Gruppe 2 (4 Monate-2 Jahre)	106
4.1.3. Gruppe 3 (3-6 Jahre)	108
4.1.4. Gruppe 4 (7-12 Jahre)	110
4.1.5. Gruppe 5 (12-20 Jahre)	112
4.1.6. Gruppe 6 (über 20 Jahre)	114

4.2. Fesselbein, Os compedale (Fovea articularis)	116
4.2.1. Gruppe 1 (0-3 Monate)	116
4.2.2. Gruppe 2 (4 Monate-2 Jahre)	118
4.2.3. Gruppe 3 (3-6 Jahre)	120
4.2.4. Gruppe 4 (7-12 Jahre)	122
4.2.5. Gruppe 5 (13-20 Jahre)	124
4.2.6. Gruppe 6 (über 20 Jahre)	126
4.3. Gleichbeine, Ossa sesamoidea proximalia (Facies articularis)	128
4.3.1. Gruppe 1 (0-3 Monate)	128
4.3.2. Gruppe 2 (4 Monate-2 Jahre)	130
4.3.3. Gruppe 3 (3-6 Jahre)	132
4.3.4. Gruppe 4 (7-12 Jahre)	134
4.3.5. Gruppe 5 (12-20 Jahre)	136
4.3.6. Gruppe 6 (über 20 Jahre)	138
<b>5. Zusammenfassende Darstellung der Ergebnisse der CT-OAM und CT-CCM</b>	<b>140</b>
5.1. Grundsätzliche Verteilung der subchondralen Knochendichte und Knorpeldicke am Fesselgelenk	140
5.1.1. Subchondrale Knochendichte	140
5.1.2. Knorpeldicke	141
5.2. Vergleichende Betrachtung in Abhängigkeit vom Alter	142
5.2.1. Subchondrale Knochendichte	142
5.2.2. Knorpeldicke	143
<b>6. Walzenprofil der Trochlea des Hauptmittelfußknochens</b>	<b>146</b>
<b>7. Spaltlinien</b>	<b>148</b>
<b>V. DISKUSSION</b>	<b>149</b>
<b>VI. ZUSAMMENFASSUNG</b>	<b>165</b>
<b>VII. SUMMARY</b>	<b>167</b>
<b>VIII. LITERATURVERZEICHNIS</b>	<b>169</b>
<b>ANHANG</b>	<b>186</b>
<b>DANKSAGUNG</b>	<b>192</b>

## I. EINLEITUNG

Das Zehengrundgelenk des Pferdes (*Articulatio metacarpophalangea*), das auch als Fesselgelenk bezeichnet wird, nimmt eine besondere Stellung im anatomischen Zusammenhang der Gliedmaße ein, da es sich als einziges Gelenk bei stützender Gliedmaße in Hyperextensionsstellung befindet und somit besonderen Belastungen ausgesetzt ist. Der Fesselkopf zeigt dabei oft Bodenberührung (Abb. 1). Insbesondere stellt das Abfangen des Körpergewichtes nach dem Sprung für das Fesselgelenk eine enorme Beanspruchung dar.

Die Vielzahl physikalischer Kräfte, die auf das Gelenk wirken, führen abhängig von Alter und Nutzung (Spring-, Dressur-, Rennpferd oder Traber) zu umfangreichen Anpassungsvorgängen im anatomischen Aufbau der beteiligten Strukturen im Bereich der Knochen, Knorpel, Bänder, Sehnen und synovialen Einrichtungen.

Um so erstaunlicher ist es, daß über die biomechanischen Eigenschaften des Fesselgelenkes noch wenig bekannt ist. Mit Hilfe moderner computertomographischer Verfahren sollen die an den großen Gelenken des Menschen gewonnenen Erkenntnisse auch auf die Tiermedizin übertragen werden.

Die von MÜLLER-GERBL (1991) entwickelte Methode der Computertomographischen Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) stellt ein nicht-invasives Verfahren zur Bestimmung der Dichte der subchondralen Knochenplatte in jedem Punkt der Gelenkfläche dar. Zur Bestimmung der Knorpeldicke im Gelenk wird sich in dieser Arbeit der nach dem „nearest neighbour algorithm“ - Prinzip arbeitenden Chondrocrassometrie (CT-CCM) bedient. Das Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte repräsentiert dabei die Beanspruchungssituation über einen längeren Zeitraum, die Knorpeldicke wird hingegen eher durch eine intensivere temporäre Belastung bestimmt (PAUWELS, 1965; MILZ et al., 1995). Mit der Spaltlinienmethode soll ergänzend die Vorzugsrichtung der Kollagenfibrillen im subchondralen Knochen als Ausdruck der bestehenden Spannungsverhältnisse visualisiert werden.

Basierend auf dem „Gesetz zur funktionellen Anpassung des Knochens“ von WOLFF (1892) über die Wechselwirkungen zwischen mechanischer Belastung und morphologischer Umstrukturierung von Stützgewebe sollen qualitative und quantitative Analysen der in dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse eine verbesserte Vorstellung

über die biomechanische Eigenschaften des Fesselgelenkes des Pferdes liefern. Im Speziellen wird hier versucht, durch die am Fesselgelenk des Pferdes erstmals angewandten Untersuchungsverfahren neue Erkenntnisse über die physiologische Beanspruchungssituation und Kongruenzverhältnisse in Abhängigkeit vom Alter zu gewinnen.



**Abb. 1:** Starke Hyperextension des Fesselgelenkes (siehe „“) bei stützender Gliedmaße in der Bewegung (aus WISSDORF et al., 1998)



## II. LITERATURZUSAMMENFASSUNG

### 1. Anatomische Grundlagen

#### 1.1. Knochen

##### 1.1.1. Allgemeiner funktioneller Bau

Sowohl die Osteone als auch die Makroarchitektur des Knochens orientieren sich an den auf sie einwirkenden Druck- und Zugkräften, die im physikalischen Sinn als Hauptspannungslinien oder Druck- und Zugtrajektoren beschrieben werden (BARGMANN, 1977; HEES, 1990). An diesen orientieren sich die Spongiosabälkchen, die an einem Längsschnitt durch einen Knochen sichtbar werden (LEONHARDT, 1974). PAUWELS, 1965 prägte in dem Zusammenhang den Begriff der „knöchern verkörperten Spannungsfelder“.

Durch das Einwirken dieser Kräfte paßt sich der Knochen durch An-, Ab- und Umbauvorgänge im Sinne eines „bone remodeling“ (MÜLLER-GERBL, 1991) im Laufe des Wachstums, aber auch im ausgewachsenen Zustand zeitlebens den entsprechenden Bedürfnissen derart an, daß jeweils die maximale Stabilität bei minimaler Knochenmasse erreicht wird (LEONHARDT, 1974; HEES, 1990; NICKEL et al., 1992; KÖNIG und LIEBICH, 1999). Nach CARTER (1984) reagiert dabei unreifer Knochen wesentlich stärker auf mechanische Einflüsse als erwachsener Knochen. LEONHARDT (1974) beschreibt, daß die Umbaurate in der Spongiosa etwa dreimal so hoch ist wie in der Kortikalis. Im Wachstum überwiegt grundsätzlich der Anbau, im Alter durch zunehmende Minderbeanspruchung des Skelettsystems allmählich der Abbau.

Schon WOLFF (1892) schrieb in seiner klassischen Publikation vom „Gesetz zur funktionellen Anpassung des Knochens“ über die Wechselwirkungen zwischen mechanischer Belastung und morphologischer Umstrukturierung von Stützgewebe.

Beim Knochen handelt es sich demnach um eine optimierte Struktur, indem Bereiche höherer Belastung eine höhere Knochendichte beziehungsweise eine dickere Kortikalis aufweisen, als Zonen geringerer Beanspruchung. Dabei wird stets das Bauprinzip

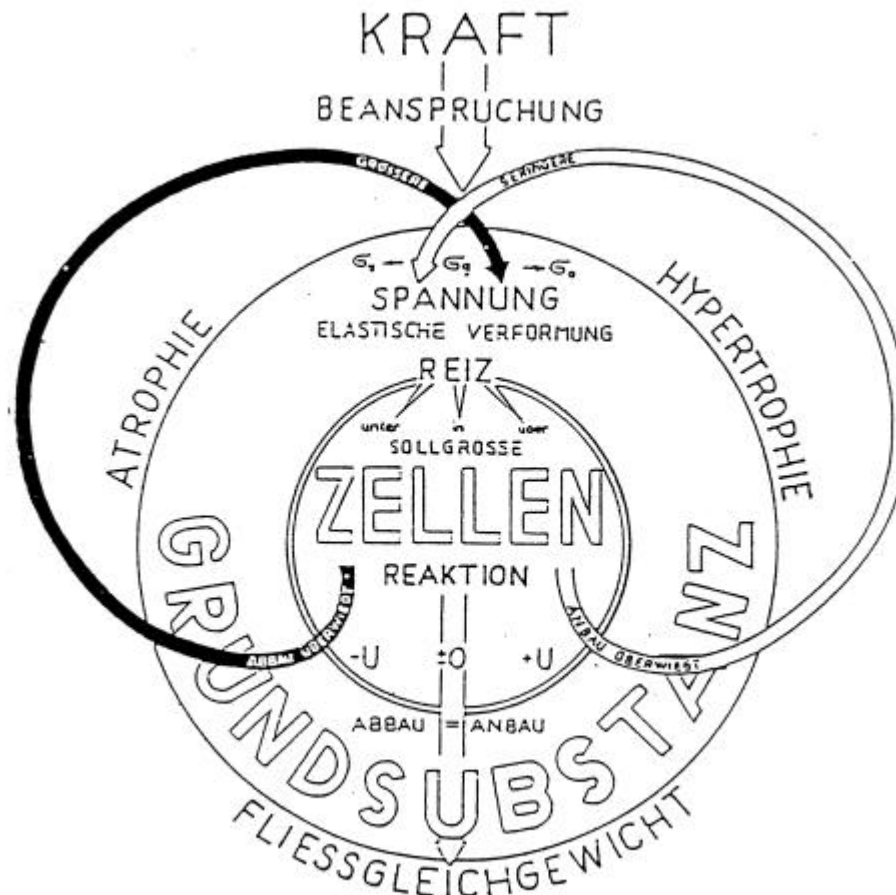
verfolgt, mit möglichst wenig Material die nötige Festigkeit zu erlangen (PAUWELS, 1965; KUMMER, 1972; COWIN und HEGEDUS, 1976).

KUMMER (1962, 1972, 1978) bezeichnet dies als kybernetischen Regelvorgang, bei dem der Knochenumbau durch die lokale Spannungsgröße bestimmt wird, wobei die Materialmenge stets im gleichen Verhältnis zur lokalen Spannungsgröße gehalten wird. KNIEF (1967a) überprüfte die Übereinstimmung von lokaler Spannungsgröße und dort herrschender Spongiosadichte und die daraus resultierende „gleiche Festigkeit“ der Knochen am koxalen Femur quantitativ.

MÜLLER-GERBL (1991) setzt diese Eigenschaft des Knochengewebes voraus. Daraus ergibt sich, daß bei einer bestimmten Spannungsgröße der An- und Abbau von Knochengewebe gleich groß ist und sich der Knochen in einem Fließgleichgewicht befindet. Bei höherer Spannung kommt es daher innerhalb gewisser physiologischer Grenzen zur Hypertrophie, bei niedrigerer Spannung zur Atrophie von Knochengewebe (Abb. 2). Jedoch nicht nur der Knochen, sondern auch Knorpel, Sehnen und Bänder passen sich in ihrer anatomischen Struktur den entsprechenden Belastungen funktionell an.

Der Vorteil gegenüber Baumaterialien der Technik besteht darin, daß biologisches Gewebe gleich welcher Art aktiv auf entsprechende Belastungen reagieren kann. Erstere können sich unter der Einwirkung von Kräften lediglich passiv verformen, dabei einen mehr oder weniger großen Widerstand leisten oder schließlich zu Bruch gehen (PAUWELS, 1960). Nach LEONHARDT (1974) zeichnet den Knochen einerseits seine physikalische Härte, andererseits seine biologische Plastizität aus.

Die Gesamtbeanspruchung eines Gelenkes wird einerseits durch seine Geometrie (Größe und Form der Gelenkfläche), andererseits durch die Größe und Richtung der resultierenden Kräfte bestimmt, welche wiederum vom Zusammenspiel der beteiligten Knochen, Muskeln und Bänder abhängen. Dabei beruht die Hauptbelastung nicht in erster Linie auf dem zu tragenden Körpergewicht, sondern vielmehr auf der Muskelkontraktion, die das Gelenk spannt (RADIN et al., 1973). Die Verteilung der Druckspannung im Gelenkknorpel und subchondralen Knochen hängt maßgeblich von der Lage des Durchstoßpunktes der resultierenden Kraft durch die Gelenkfläche ab. Diese wiederum ist abhängig vom momentanen Gelenkwinkel. Als biologische Reaktion auf die langfristigen Belastungen entwickelt sich eine bestimmte charakteristische Verteilung der subchondralen Knochendichte (PAUWELS, 1965).



**Abb. 2:** Das Knochengewebe als ein über einen Rückkopplungsmechanismus sich selbst regulierendes kybernetisches System (aus KUMMER, 1972).

Die einwirkenden Kräfte resultieren aus dem Zug der an den Knochen entspringenden Muskeln und inserierenden Sehnen und Bänder, der Last der Körpermasse, den aus der Bewegung des Pferdes sich entwickelnden und von außen traumatisch auf die beteiligten Strukturen einwirkenden Kräften. Die Belastungen sind demnach einerseits statischer, andererseits dynamischer Natur (NICKEL et al., 1992).

Am Beispiel des Hüftgelenkes konnte TILLMANN (1978) nachweisen, daß im Bereich der Gelenkkörper ein bestimmter Spannungsbereich existiert, in dem die beteiligten Gewebestrukturen je nach vermehrter oder geringerer Belastung mit Auf- oder Abbau reagieren können. Überschreitet die lokale Deformation des Gewebes einen bestimmten Grenzwert, so werden die betroffenen Strukturen zerstört, liegt dagegen die Deformation über längere Zeit unterhalb einer bestimmten Untergrenze, z.B. durch Immobilisation, so kommt es zu einer Degeneration des Gewebes in Form von Atrophie. TILLMANN bezeichnet den Zeitfaktor der absoluten Spannungsgröße als „relative Verweildauer der Resultierenden“.

Daher spiegelt das Momentbild der Knochenmorphologie die Beanspruchung des Gewebes über einen längeren Zeitraum wider (THOMPSON, 1942; COWIN, 1986).

CARTER et al. (1989) beschreiben die „Belastungsvorgeschichte eines Gelenkes“ mit dem Begriff der „loading history“, der ins Deutsche nicht treffend zu übersetzen ist. Er beinhaltet die zeitliche Summation einwirkender Kräfte verschiedener Größe, Häufigkeit und Einwirkungsgeschwindigkeit.

Je größer die Anzahl der unterschiedlichen Kraftvektoren auf den Knochen einwirkt, desto komplizierter gestaltet sich auch die Spongiosaarchitektur. Der Verlauf der Spongiosazüge setzt sich in der Kompakta in den Osteonen fort. Durch die Gerüststruktur der Spongiosa und der röhrenförmigen Konstruktion der Kompakta im Bereich der Diaphyse wird durch ein Minimum an Material eine maximale Stabilität erzielt und zudem noch Raum für ein weiteres Organ, das Knochenmark, geschaffen (NICKEL et al., 1992).

### **1.1.2. Subchondraler Knochen**

Der Begriff „subchondraler Knochen“ wird in der Literatur unterschiedlich definiert.

Nach WHITEHOUSE und DYSON (1974), DUNCAN et al. (1987) und MILZ (1993) besteht die unter dem Knorpel gelegene subchondrale Knochenplatte einerseits aus der kalzifizierten Zone des Gelenkknorpels und zum anderen aus einer lamellären Knochenschicht. Die darübergerlegene basophile Übergangszone zum nicht kalzifizierten Gelenkknorpel wird als „tidemark“, „mineralization front“, „basophilic line“ oder „calcified line“ bezeichnet, eine weitere zwischen den beiden Schichten der subchondralen Knochenzone als „cement line“, da einzelne Fasern der im Gelenkknorpel netzförmig angeordneten Kollagenfasern bis hier hinziehen können und sich dort verankern.

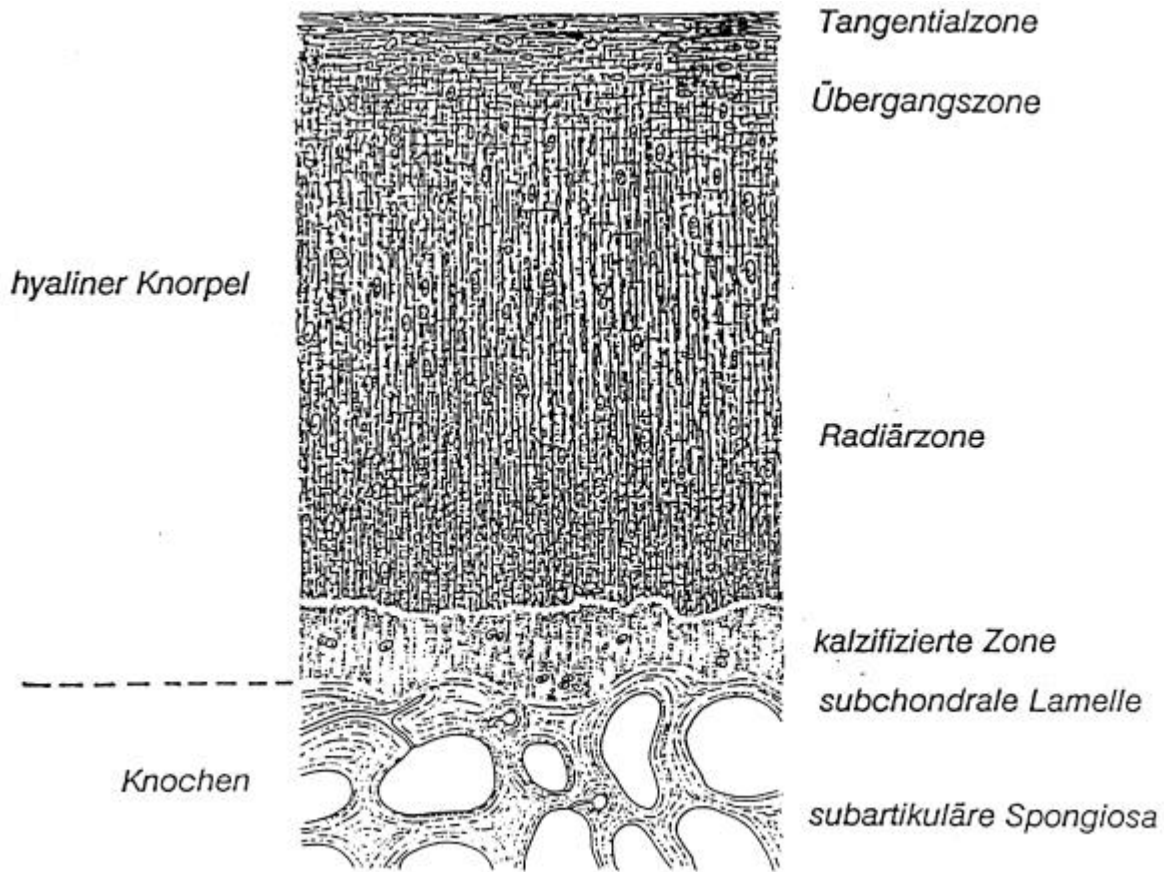
MÜLLER-GERBL (1991) bezeichnet mit der subchondralen Knochenzone nur die erste, direkt unter der kalzifizierten Zone des Gelenkknorpels liegende knöcherne Lamelle, die ungefähr eine Stärke von 2-4 mm aufweist. Die darunter gelegenen Anteile der Spongiosa werden als „subartikulär“ bezeichnet (Abb. 3).

Innerhalb des Gelenkes variiert der subchondrale Knochen in seiner Stärke. Regionale Unterschiede der Dichtemuster mit stärkerer Mineralisierung im Bereich stärker

belasteter Regionen konnten beobachtet werden. Auch eine Übereinstimmung in den Verteilungsmustern subchondraler Dichte, Mineralisierung und Gefäßdichte, sowie in mechanischen Parametern (Härte, Stärke, Steifigkeit) wurde festgestellt (MÜLLER-GERBL, 1998). Nach MILZ et al. (1995) wird die Dicke des subchondralen Knochens durch eine geringere Belastung über eine längere Zeit bestimmt, im Gegensatz zur Knorpeldicke, die eher die Folge einer höheren Beanspruchung über kurze Zeit ist.

Die subchondrale Knochenplatte ist ein dynamischer Bestandteil des Gelenkes und unterstützt den darüber gelegenen Knorpel in seiner Funktion (DUNCAN et al., 1987). So schützt er den Knorpel als Stoßfänger vor starken axialen Stößen (RADIN und PAUL, 1970; SIMON et al., 1972). RADIN stellte darüber hinaus in Untersuchungen einen Zusammenhang zwischen der Härte des subchondralen Knochens und der Knorpelzerstörung bei degenerativen Gelenkerkrankungen (DJD-degenerativ joint disease) fest (RADIN et al., 1973). Diese Beobachtungen stützen die Funktion eines Stoßdämpfers. Im Initialstadium arthrotischer Zustände nimmt auch die Dicke der subchondralen Knochenlamelle zu. Diese Gegebenheit kann einen Beitrag zur Frühdiagnostik von präarthrotischen Zuständen leisten (DE BRI et al., 1995). Im Schrifttum treten jedoch noch Unstimmigkeiten bezüglich der Umbauvorgänge im subchondralen Knochen als Auslöser oder Folge einer Knorpeldegeneration auf (RADIN, 1972; BLAND, 1983; RADIN und ROSE, 1986; IMHOF et al., 1997).

Neben mechanischen Aufgaben übernimmt die subchondrale Knochenlamelle auch metabolische Funktionen. Sie beteiligt sich an der Nährstoffversorgung des Knorpels zumindest in den tiefen Schichten. Bei einer auf 6 mm begrenzten Versorgung durch Konvektion kommt dieser Funktion eine nicht unerhebliche Bedeutung zu (NIXON, 1993; MÜLLER-GERBL, 1998).



**Abb. 3:** Querschnittsdiagramm der Knochenoberfläche zur Darstellung der Lage der subchondralen Knochenlamelle (MÜLLER-GERBL, 1991)

## 1.2. Gelenkknorpel

### 1.2.1. Allgemeine Struktur

Beim Knorpel handelt es sich um ein Stützgewebe fester Konsistenz, das durch eine hohe Druckelastizität ausgezeichnet ist, aber dennoch zu einem gewissen Grade reversibel verformbar und gut schneidbar ist.

Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen zeigten, daß die Oberfläche des Knorpels nicht glatt ist, sondern Wellen und regelmäßige Einsenkungen aufweist (GARDNER und MC GILLIVRAY, 1971). Auch WALKER et al. (1968), GARDNER (1972) und CLARK und RUDD (1991) kamen zu diesem Ergebnis. Nach Untersuchungen von BLOEBAUM und RADLEY (1995) am menschlichen Tarsalgelenk mit Hilfe einer speziellen dreidimensionalen Oberflächenanalyse sind 93% der Gelenkknorpeloberfläche völlig glatt und frei von Unregelmäßigkeiten. Sie führen die wider-

sprüchlichen Ergebnisse obiger Autoren auf eine fehlerhafte Critical-Point-Trocknung zurück, bei der es zu Artefakten auf der Gelenkknorpeloberfläche kommt. Untersuchungen von BARNETT et al. (1963) und GHADIALLY (1981) zeigten ebenfalls eine glatte Knorpeloberfläche.

Histologisch wird der Gelenkknorpel in vier Schichten eingeteilt:

1. die oberflächlich gelegene Tangentialzone mit spindelförmig abgeflachten Chondrozyten, die in Gruppen bevorzugt vorliegen und tangential verlaufenden Kollagenfasern,
2. die Übergangszone, in der die Kollagenfasern unterschiedlich ausgerichtet sind,
3. die Radiärzone mit in Längssäulen angeordneten Knorpelzellen, die von radiär verlaufenden Fasern umgeben werden und
4. die Verkalkungszone, die aus mineralisiertem Knorpel und unterschiedlich degenerierten Chondrozyten besteht.

Eine sogenannte Kittlinie grenzt dabei den elastischen Knorpelanteil von der unelastischen vierten Zone wellenförmig ab (MC ILWRAITH, 1989; PALMER und BERTONE, 1994; LIEBICH, 1999).

Das Knorpelgewebe besteht demnach einerseits aus Knorpelzellen, den Chondrozyten, und andererseits aus der Interzellulärsubstanz, dessen Festigkeit durch das Zusammenspiel von geformter und ungeformter Grundsubstanz gegeben ist. Erstere stellt das Kollagen dar, von dem bisher dreizehn verschiedene Typen im Gelenkknorpel isoliert werden konnten. Das Kollagen vom Typ II ist dabei zu 85-90% vorherrschend. Die arkadenförmig angeordneten Kollagenfasern interagieren mit den Glykosaminoglykanen beziehungsweise sauren Mukopolysacchariden als bedeutsamer Bestandteil der ungeformten Grundsubstanz (MAYNE und IRWIN, 1986; MAYNE, 1989; VACHON et al., 1990; LIEBICH, 1999). Diese feste homogene Matrix besteht vor allem aus Chondromukoprotein, einem Polymer aus Protein und den Glykosaminoglykanen Chondroitin-6-Sulfat, das im adulten Knorpel zusammen mit Keratansulfat die größte Bedeutung hat und Chondroitin-4-Sulfat, welches den Hauptbestandteil im jugendlichen Knorpel darstellt, im ausgewachsenen Zustand jedoch nur noch zu einem geringen Teil vorhanden ist (MANKIN und LIPPIELLO, 1971; HEES, 1990). Das Aggrecan, dessen Name auf der Fähigkeit Hyaluronsäure zu binden, beruht, stellt den Hauptbestandteil

---

unter den Proteoglykanen dar (ROSENBERG und BUCKWALTER, 1986; HARDINGHAM und BAYLISS, 1990).

Die Proteoglykane liegen in Aggregaten mit hohem Molekulargewicht vor, welche durch nicht kovalente Bindungen zwischen ihren Untereinheiten, Hyaluronsäure und Bindungsprotein, entstehen. Die negativen Ladungen der Proteoglykane stoßen einander ab und lagern eine Hydrathülle an. Durch diese Eigenschaften machen sie den Gelenkknorpel permeabel, halten den osmotischen Druck aufrecht und verleihen ihm seine Druckfestigkeit. Die Kollagenfasern sind hingegen für die Zugfestigkeit verantwortlich (KEMPSON, 1970; MAROUDAS, 1976; GREENWALD et al., 1978; MC ILWRAITH, 1982). Dabei nimmt der Kollagengehalt in den tieferen Schichten zunehmend ab, der Proteoglykananteil zu (MAROUDAS et al., 1973).

Die in der basalen verkalkten Knorpelschicht verankerten Kollagenfasern vom Typ II richten sich der Belastung (Zug- oder Druckbelastung) entsprechend an den Spannungslinien aus und gewährleisten so die Zugfestigkeit des Gelenkknorpels. Sie verlaufen bogenförmig zur Knorpeloberfläche, um dann in einen tangentialen Verlauf überzugehen. Dabei nehmen sie im fließenden Übergang Kontakt mit Fasern der Knorpelhaut auf (LIEBICH, 1999). Durch die arkadenförmige Anordnung der Kollagenfasern ist eine begrenzte Dehnbarkeit bei Zugbelastung gegeben. Auch die Anordnung nach dem Scherengitterprinzip macht den Faserverband als ganzes dehnbar. Dabei kreuzen die Faserbündel sich unter Umgehung der Chondrozyten beziehungsweise Chondrone. Sie wirken als druckelastische Körper zwischen den Fasersystemen (HEES, 1990, 1992).

Im ausgewachsenen Gelenkknorpel wird die Zugfestigkeit vor allem durch die oberflächlichen Schichten mit paralleler Faserausrichtung sichergestellt. Tiefere Schichten sind dagegen nur im juvenilen, unreifen Knorpel von hoher Zugfestigkeit. Dies macht nach oberflächlichen Defekten die Fasern in den basalen Schichten gegenüber Zerreißungen anfällig (ROTH und MOW, 1980).

Die Chondrozyten liegen somit in kleinen Höhlungen der von ihnen gebildeten Interzellulärsubstanz, den sogenannten Lakunen (HEES, 1992). Mehrere Knorpelzellen in einer Knorpelhöhle weisen als isogene Zellgruppen auf mitotisch interstitielles Wachstum hin. Eine Zone mit höherem Gehalt an Chondromukoproteinen in der Grundsubstanz umgibt als Knorpelkapsel die Knorpelzelle beziehungsweise das Chondron in einer Breite von 1-3 µm. Zwischen der Zelloberfläche und der Laku-



nenwand besteht ein Spaltraum, in dem laut LIEBICH (1999) die Zellprodukte in den Extrazellularraum über die Mikrovilli abgegeben werden. Dieser erscheint durch die Fixation des histologischen Präparates künstlich erweitert. Auch nach HEES (1990) ist dieser Spaltraum als reines Schrumpfungsartefakt zu betrachten. Normal liegt die Kapsel der Knorpelzelle dicht an.

Zur Stabilisierung der Knorpelzellen sind weiterhin Fibronectin, Anchorin CII und Chondronectin als Nicht-Kollagen-Proteine in die Interzellulärsubstanz eingelagert (HEINEGARD und PIMENTAL, 1992).

Die Chondrozyten besitzen meistens einen Kern (manchmal zwei). Das Zytoplasma enthält zahlreiche freie Ribosomen und Akanthosomen neben Bündeln aus Mikrofilamenten, Glykogenpartikel und Fetttröpfchen, die oft größer als der Kern sein können. An der Zelloberfläche finden sich zahlreiche Mikrovilli und Microridges, die als faltenartige Ausläufer in die perizelluläre Matrix eindringen (HEES, 1990). Der hohe Anteil an erweiterten Schläuchen am rauhen endoplasmatischen Retikulum und vergrößerte Golgifelder sprechen für eine verstärkte Protein- und Kohlenhydratsynthese zur Bildung der extrazellulären Grundsubstanz. Dabei wird gebildetes Prokollagen ausgeschleust und zu einem mit Proteoglykanen vernetzten feinmaschigen Fibrillengeflecht aus Kollagen aufgebaut. Zum Teil werden auch elastische Fasern gebildet. Je nach Faserqualität wird zwischen hyalinen, elastischen und kollagenfaserigen Knorpel unterschieden (LIEBICH, 1999).

### **1.2.2. Ernährung**

Die ausdifferenzierten, hypertrophierten Knorpelzellen haben einen anaeroben Stoffwechsel. Zahlreiche paraplastische Einschlüsse in Form von Glykogen und Lipidtröpfchen dienen als Energielieferanten (LIEBICH, 1999).

Das Knorpelgewebe ist frei von Nerven und Gefäßen. Nur die tiefen Schichten des juvenilen und unreifen Knochens enthalten Gefäßknospen aus der knöchernen Epiphyse (OGOTHA et al., 1978). In dickeren Knorpelzonen liegt dabei eine weitaus stärkere Vaskularisation vor als in dünneren Arealen (FIRTH und POULOS, 1993). Beim Adulten trennt die Knochenendplatte den Knorpel von den subchondralen Gefäßspalten ab (MC ILWRAITH, 1989). Die Ernährung erfolgt so einerseits bradytroph durch Diffusion aus

dem umliegenden lockeren Bindegewebe, selten über die Synovialflüssigkeit aus den Gelenkspalträumen oder über die Markgefäße eines unterlagerten Knochens. Dabei erleichtern die Proteoglykane durch ihre hohe Wasserbindungskapazität den intrachondralen Transport von Stoffwechselprodukten (KÖNIG und LIEBICH, 1999; LIEBICH, 1999).

Eine weitere Form der Ernährung erfolgt über Konvektion. Dabei wird durch die Bewegung ein erhöhter Druck im Gelenk aufgebaut, der einen Großteil des im Knorpel an die Proteoglykane gebundene Wasser herausdrückt. Nach der Belastung saugt sich der Knorpel wieder voll. Auf diese Weise kann der Knorpel nach dem Prinzip einer Pumpe Nährstoffe ein- und Abfallstoffe ausschleusen. Allerdings ist die Tiefe der Versorgung auf ungefähr 6 mm begrenzt (NIXON, 1993).

### **1.2.3. Wachstum**

Beim Knorpelwachstum stehen sich das anlagernde Wachstum in der Peripherie und das interstitielle Wachstum durch Teilung der im Inneren des Knorpelgewebes liegenden Zellen gegenüber (HEES, 1992). Das häufigere appositionelle Knorpelwachstum erfolgt durch Vermehrung und Differenzierung der perichondralen Chondroblasten des Perichondriums. Der Knorpel wächst von außen.

Das interstitielle Knorpelwachstum vollzieht sich in der noch nicht gefestigten Matrix durch Teilung schon ausdifferenzierter Chondrozyten unter Bildung neuer Grundsubstanz. Der Knorpel wächst hier von innen.

Das Wachstum des Knorpels kann durch Stoffe wie Vitamin A angeregt werden. Vitamin C fördert durch seinen antioxidativen Effekt die Synthese und den Erhalt von Kollagenfasern und der Knorpelmatrix. Die sekretorische Aktivität wird durch Wachstumshormone, Thyroxin und Geschlechtshormone gesteigert, wogegen ACTH und Kortisol die Reifung des Knorpels verzögern (LIEBICH, 1999).

#### **1.2.4. Veränderungen im Alter**

Die Interterritorials substanz erscheint bei gewöhnlichem Licht homogen und völlig strukturlos, da die in die glykosaminoglykanreiche Matrix eingelagerten kollagenen Fasern vom Typ II durch die Chondroitinschwefelsäure „maskiert“ werden. Fasern und Grundsubstanz können somit aufgrund der gleichen Lichtbrechung nicht unterschieden werden. Nur bei polarisiertem Licht werden die kollagenen Fasern aufgrund ihrer doppelbrechenden Eigenschaft sichtbar. Im Elektronenmikroskop kann man die charakteristische Querstreifung darstellen. Auf biochemischen Weg können sie durch Trypsin oder Hyaluronidase von der Grundsubstanz befreit und isoliert werden (HEES, 1992; LIEBICH, 1999).

Mit zunehmendem Alter wird der bläulich-durchsichtig erscheinende hyaline Knorpel immer gelblicher. Die Abnahme des Wassergehaltes und der Verlust an Chondroitinsulfat wirkt sich ungünstig auf die Stoffwechsellage des hyalinen Knorpels aus (LEONHARDT, 1974; REESE et al., 2000). Der Gehalt an ungeformter Grundsubstanz und der Gewebsturgor nehmen ab, der Faseranteil hingegen zu, wodurch sich die Durchlässigkeit vermindert. Das bedeutet, daß reifes Knorpelgewebe nicht im funktionell ausreichenden Maße regenerierbar ist (HEES, 1992; NIXON, 1993). Zellen gehen zugrunde; in zentralen Bezirken kommt es teilweise zur Demaskierung von Fasern, das als „Asbestfaserung“ bezeichnet wird. Auch Höhlenbildungen treten auf (LEONHARDT, 1974). Entstehende Schäden werden durch Bindegewebe ersetzt (HEES, 1992). Oft werden entstehende fleckige Kalkeinlagerungen mit einer Knochenzubildung verwechselt (LEONHARDT, 1974).

Die Schädigung des Knorpels bei degenerativen Gelenkerkrankungen entsteht einerseits infolge von Proteoglykanabbau durch lysosomale Enzyme der Leuko-, Synovio- oder Chondrozyten und andererseits durch direkt einwirkende Traumata (CLYNE, 1987).

#### **1.2.5. Mechanische Eigenschaften**

Die besondere Struktur der Knorpelgrundsubstanz bedingt die mannigfaltigen vorwiegend mechanischen Eigenschaften des Knorpelgewebes. Diese werden durch das

unterschiedliche Verhältnis der einzelnen Glykosaminoglykane untereinander und den Grad ihrer Verknüpfung mit den Kollagenfasern bestimmt. Die Fähigkeit der Proteoglykane, Wasser zu binden, erhöht zusätzlich die Elastizität und die Verformbarkeit des Knorpelgewebes (LIEBICH, 1999; LIEBICH und KÖNIG, 1999).

Die Gleitfähigkeit im Gelenk wird durch zwei unabhängige Systeme ermöglicht. Zum einen durch das Weichteilsystem mit der gegenüber anderen Geweben verschieblichen Synovialmembran, deren Gleitfähigkeit durch eine Grenzflächenschmierung bewirkt wird. Als Gleitlager wirken dabei Hyaluronsäuremoleküle an der Oberfläche der Synovialmembran.

Zum anderen durch das Knorpel-auf-Knorpel-System, das die Gleitfähigkeit durch hyaluronunabhängige Grenzflächen- und hydrostatische Schmierung ermöglicht. Die auf einen Glykoprotein-Gleitfaktor beruhende Grenzflächenspannung ist nur bei geringer Belastung wirksam, da sich das Gleitmittel bei höherer Belastung vom Knorpel trennt. Hier setzt die hydrostatische Schmierung oder Druck-Sog-Schmierung ein. Dabei wird die Knorpeloberfläche von einem aus Synovia und einer interstitiellen Flüssigkeit des Gelenkknorpels bestehenden Flüssigkeitsfilm überzogen. Dieser Gleitfilm entsteht durch Druck- und Sogwirkung und wird durch die wellige Oberfläche und die Elastizität des Knorpels verbessert, die einen hydrodynamisch-elastischen Effekt bewirkt (RADIN et al., 1971; RADIN und PAUL, 1972).

Der Aufgabe als Stoßdämpfer kommt dem Gelenkknorpel nur wenig Bedeutung zu. Untersuchungen zur Kraftaufnahme haben gezeigt, daß der Knochen und das peri-artikuläre Weichteilgewebe diese Funktion übernehmen (RADIN und PAUL, 1970).

### **1.2.6. Hyaliner Knorpel, Cartilago hyalina**

Der Gelenkknorpel besteht im allgemeinen aus hyalinem Knorpel. Nur im Randbereich an den Verbindungsstellen zwischen Gelenkknorpel, Synovialmembran und Periost findet sich Faserknorpel (MC ILWRAITH, 1989).

Der hyaline Knorpel ist das am häufigsten im Körper vorkommende Knorpelgewebe und bildet neben den Gelenkknorpeln auch die Grundlagen des embryonalen Stützgewebes, den Rippenknorpel, den Nasenknorpel, den Schwertfortsatz des Brustbeines, den Schildknorpel, den größten Teil des Stellknorpels des Kehlkopfes und die

Knorpelspangen der extrapulmonalen Luftwege. Desweiteren ist er auch in den Epiphysenfugen zu finden (LEONHARDT, 1974; HEES, 1990, 1992; LIEBICH, 1999).

Der noch juvenile hyaline Knorpel erscheint bläulich glasartig durchscheinend und wird deshalb nach dem aus dem Griechischen stammenden Wort 'hyalos' (=glasartig) benannt.

Im Gegensatz zum Faserknorpel besitzt er eine hohe Druckfestigkeit von ungefähr 1,5 kg/mm<sup>2</sup> Querschnitt, weist jedoch eine geringe Zugfestigkeit auf (LEONHARDT, 1974).

### **1.2.7. Dicke des Gelenknorpels**

Die Knorpeldicke hängt vom Alter, der Ernährung des Knorpels und von der Belastung ab. Makroskopisch erscheinen dickere Bereiche milchig, dünnere Stellen hingegen leicht bläulich und durchscheinend (GARDNER und MC GILLIVRAY, 1971).

NIXON beschreibt, daß bei Pferden von der Geburt an zunächst bis zum Alter von 12 Monaten die Dicke des Knorpels rapide und bis zum Alter von 24 Monaten noch weiter abnimmt, jedoch sehr viel langsamer (NIXON, 1993). Auch BOHRINGER et al. konnten bei Untersuchungen am menschlichen Tibiakopf eine Abnahme der Knorpeldicke mit zunehmenden Alter feststellen (BOHRINGER et al., 1995). FIRTH und HARTMANN (1983) postulieren, daß bei jungen Tieren die dickere Knorpelschicht eine Schutzfunktion für den noch nicht ausgereiften juvenilen Knochen darstellt, indem er die einwirkenden Kräfte durch erhöhte Flexibilität besser relativieren kann als dünner Knorpel.

Eine auf den Knorpel bestehende erhöhte Belastung stellt einen spezifischen Reiz zur Knorpelproliferation dar (HOLMDAHL, 1953; PAUWELS, 1960).

An konvexen Gelenkflächen ist der Knorpel zentral am stärksten ausgebildet, bei konkaven hingegen peripher (NICKEL et al., 1992). Nach Untersuchungen von (OIKAWA et al., 1989) ist zum Beispiel an der metakarpalen Trochlea des Pferdes der Knorpel an der palmaren Region dünner und die subchondrale Knochendichte größer als in der Mitte des Gelenkes und an der dorsalen Seite.

Nach PAUWELS (1965) und MILZ et al. (1995) wird die Knorpeldicke durch eine stärkere eher kurzzeitige Belastung bestimmt. Die Stärke und Dichte der subchondralen

---

Knochenlamelle spiegelt hingegen die normale Beanspruchungssituation über längere Zeit wider.

INGELMARK und EKHOLM (1948), EKHOLM und INGELMARK (1952) und WALKER (1973) konnten in diesem Zusammenhang feststellen, daß der Gelenkknorpel unter spezifischer Belastung innerhalb eines kurzen Zeitraums meßbar quillt.

Die Knorpeldicke unterliegt in der Bewegung auch dynamischen Prozessen. Da das Knorpelgewebe durch einen hohen Anteil an Proteoglykanaggregaten viel Wasser enthält, wird bei erhöhtem Druck auf den Knorpel viel Wasser aus ihm herausgepreßt. Dadurch nimmt die Dicke des Knorpels ab. Da ein gesunder Knorpel das Wasser nach der Belastung wieder aufnimmt, arbeitet der Knorpel wie eine Pumpe für Nähr- und Abfallstoffe. Die Tiefe der Versorgung ist aber begrenzt auf ca. 6 mm.

Auch Veränderungen der enchondralen Ossifikation in der Tiefe des Gelenk-Epiphysen-Knorpel-Komplexes führen zu einem übertriebenen Knorpelwachstum. Er kann somit in der Tiefe nicht mehr durch Diffusion versorgt werden und ist somit anfälliger für mechanische Verletzungen (NIXON, 1993).

Im Anfangsstadium osteoarthrotischer Veränderungen (Grad 1) stellten BOHRINGER et al. (1995) eine deutliche Zunahme der Dicke des Gelenkknorpels am menschlichen Tibia-Kopf fest, ohne daß signifikante Änderungen der Dickenverteilung innerhalb der Gelenkfläche zu verzeichnen waren. An diesen Stellen ist der Knorpel nicht nur besonders dick, sondern auch weicher als an anderen Stellen. Zudem fand man dort häufig eine Fibrillation des Knorpels (MEACHIM, 1971; DAY et al., 1975). Durch eine mangelhafte Versorgung des Knorpels in der Tiefe kommt es hier zu Nekrosen. Der darüberliegende gesunde Knorpel verliert seine Basis und kann einbrechen (REESE et al., 2000).

Ein Zusammenhang zwischen der Knorpeldicke und dem Körpergewicht oder dem Geschlecht konnte nicht festgestellt werden.

### **1.3. Beziehung der Knorpeldicke zur subchondralen Knochendichte und deren Reaktion auf Belastung**

In einer Studie über alle großen Gelenke des Menschen, bei der gleichmäßig über das Gelenk sowohl die Gesamtknorpeldicke als auch die Dicke der kalzifizierten Zone ausgemessen wurden, konnten MÜLLER-GERBL et al. (1987b; 1987a) nachweisen, daß die Dicke der Verkalkungszone nahezu dasselbe Verteilungsmuster aufweist wie die Dicke des Gesamtknorpels.

Da nach OBERLÄNDER und KURRAT die Dickenverteilung des Gesamtknorpels von der Verteilung der Belastung abhängig ist, indem an Stellen höherer Beanspruchung der hyaline Gelenknorpel stärker ausgebildet ist, scheint auch die Dickenverteilung der kalzifizierten Zone trotz prozentualer individueller Konstanz von mechanischen Faktoren abhängig zu sein (MÜLLER-GERBL et al., 1987a, 1987b; OBERLÄNDER, 1977; KURRAT und OBERLÄNDER, 1978).

PAUWELS (1965), OBERLÄNDER (1978) und KUMMER (1968) konnten anhand des Hüftgelenkes nachweisen, daß die flächenhafte Verteilung der vorrangig vorherrschenden Druckbeanspruchung mit einer entsprechenden quantitativen Verteilung der subchondralen Knochendichte einhergeht. Die Gesamtverteilung der Belastung im Gelenk ergibt sich dabei als Summe der einzelnen Beanspruchungssituationen in jeder einzelnen Gelenkstellung (OBERLÄNDER, 1973). So führen erhöhte Belastungen zu einer Dichtezunahme des Knochens (PAUWELS, 1954; CHAMAY und TSCHANTZ, 1972; JONES et al., 1977) beziehungsweise der subchondralen Knochenzone (BODEM et al., 1984; MÜLLER-GERBL et al., 1989; MÜLLER-GERBL, 1991). Des Weiteren kommt es bei Minderbeanspruchungen zu einer Abnahme der Mineralisierung (ISSEKUTZ et al., 1966; DONALDSON et al., 1970; WHEADON, 1984; KANNUS et al., 1996). Bei vollständiger Immobilisation, z.B. durch Gips, setzt die Entmineralisierung besonders der Spongiosa bereits nach einer Woche ein (LEONHARDT, 1974). KANNUS et al. (1996) fanden heraus, daß nach Remobilisation nur eine über das normale Maß hinaus intensive Bewegung und somit Belastung nötig ist, um den Mineralstoffwechsel im Knochen zu aktivieren und den ursprünglichen Mineralisationsgrad wieder herzustellen. Dies zeigt wiederum, daß Anpassungsvorgänge im Knochen in starkem Maße von der Beanspruchungssituation abhängen.

Darüber hinaus konnte sogar eine Korrelation mit der Dicke des Gelenkknorpels festgestellt werden (OBERLÄNDER, 1973; OBERLÄNDER, 1977; ECKSTEIN et al., 1992). Nach Untersuchungen an der menschlichen Patella konnten MILZ et al. allerdings nur eine Korrelation von 0,38-0,82 (im Mittel 0,6) zwischen der Dicke der subchondralen Knochenlamelle und des Knorpels feststellen. MILZ et al. (1995) und auch PAUWELS (1965) führen dies auf die Tatsache zurück, daß die Stärke der subchondralen Knochenplatte beziehungsweise deren Dichte die normale Beanspruchungssituation über lange Zeit widerspiegelt und die Knorpeldicke eher durch eine intensivere temporäre Belastung bestimmt wird. PUTZ und MÜLLER-GERBL (1988) drücken sich bezüglich der Dichte in einer Anpassung an die statische Belastung aus, während die Knorpeldicke mehr dynamischen Faktoren folgt.

Somit besteht ein einheitliches Verteilungsmuster zwischen der Dickenverteilung des Gesamtknorpels, der kalzifizierten Zone und der Dicke- und Dichteverteilung des subchondralen Knochens, das wiederum in Korrelation zur Verteilung der Belastung steht. So kann zur Interpretation der individuellen mechanischen Situation jeder Parameter (subchondrale Knochendichte, -dicke und Knorpeldicke) für sich allein herangezogen werden (MÜLLER-GERBL et al., 1987b).

Des Weiteren ist auch die Dicke der unter der subchondralen Knochenplatte gelegenen Trabekel in Bereichen höherer Belastung stärker ausgebildet (DUNCAN et al., 1987).

Es kommt einerseits durch eine Änderung der Gesamtbelastung des Gelenkes (Zunahme der Körpermasse) zu einer Zunahme der subchondralen Knochendichte beziehungsweise einer Abnahme der Knorpeldicke. Andererseits tritt dies auch bei Verschiebung der resultierenden Kraft durch Fehlbelastungen ein, die zu einer geänderten mechanischen Situation führt (PAUWELS, 1973).

Auch ANETZBERGER et al. (1994) konnten entsprechende Veränderungen der subchondralen Dichteverteilung im Kniegelenk von Merino-Schafen nach Rekonstruktion des kranialen Kreuzbandes feststellen.

Die Folge ist eine ungleiche Verteilung der Druckspannung innerhalb der Gelenkfläche. In Bereichen mit Spitzenspannungswerten kommt es auf Dauer zu Schädigungen des Knorpels und des Knochens, der jedoch mit einer Zunahme der Mineralisierung reagiert und so arthrotische Veränderungen die Folge sein können (MÜLLER-GERBL, 1991). Auch RADIN (1972) sieht in der Zunahme der subchondralen Knochendichte den mechanischen Auslöser arthrotischer Veränderungen. So konnten NEVITT et al. (1995)



nach Untersuchungen an menschlichen Hüftgelenken feststellen, daß osteoarthrotische Veränderungen mit einer Zunahme der subchondralen Knochendichte korrelieren. Diese vom Körpergewicht unabhängige Verdichtung macht das Knochengewebe härter und bewirkt so eine stärkere Übertragung der Belastung auf den darüber liegenden Gelenkknorpel, der dadurch anfälliger wird. So kann eine Schädigung des Knorpels als typisches Zeichen arthrotischer Veränderungen beobachtet werden (DEQUECKER et al., 1995). Nach Studien diverser Autoren kommt es im Initialstadium zunächst durch die stärkere Beanspruchung zu einer Quellung des Knorpels (INGELMARK und EKHOLM, 1948; EKHOLM und INGELMARK, 1952; WALKER, 1973; BOHRINGER et al., 1995), wodurch er nicht nur dicker, sondern auch weicher wird (DAY et al., 1975). Dieser Kompensationsmechanismus erhöht die Elastizität des Knorpels und versucht so, zunächst durch eine bessere Spannungsverteilung, Spannungsspitzen abzubauen (PAUWELS, 1961). Gelingt dies nicht, kommt es zur Schädigung des Knorpels. Neuere Untersuchungen gehen allerdings davon aus, dass sich das Knorpelvolumen unter Last verringert und Flüssigkeit aus dem Knorpel ausgepresst wird (ECKSTEIN et al., 1999). ECKSTEIN et al. (1994a) konnte eine Beziehung zwischen der Knorpeldegeneration infolge Dauerbelastung und einer höheren subchondralen Knochendichte feststellen. Ist jedoch bei einem Knorpelschaden die subchondrale Mineralisierung vermindert, so liegt ätiologisch eine längerfristige Minderbeanspruchung vor. Auch GOODFELLOW und BULLOUGH (1967) konnten im Ellbogengelenk und im Kniegelenk (GOODFELLOW et al., 1971) eine Korrelation zwischen kaum belasteten Gelenkarealen und entsprechender Knorpeldegeneration feststellen.

Dies bedeutet, daß der Gelenkknorpel auf Störungen unabhängig von der mechanischen Ursache nur in eine Richtung in Form degenerativer Veränderungen reagieren kann (MÜLLER-GERBL, 1991). Die Veränderungen im Knorpel reichen dabei von einem verminderten Proteoglykangehalt bis zum Knorpelabrieb (Fibrillierung des Knorpels) (BULLOUGH und GOODFELLOW, 1968).

Aber auch im Alter kommt es durch Änderung der Kongruenz innerhalb des Gelenkes zu einer Veränderung der Kontaktflächen und somit auch der Beanspruchungssituation im Gelenk.

BULLOUGH et al. (1968) stellten in biomechanischen Untersuchungen fest, daß das Hüftgelenk von jungen Menschen im entlasteten Zustand eine Inkongruenz aufweist, indem Kontaktflächen nur im peripheren Bereich bestehen und zentrale Bereiche

unbelastet sind. Unter Belastung hingegen zeigte sich, daß aufgrund der viskoelastischen Deformation des Gelenkknorpels und des darunterliegenden Knochens sich kongruente Verhältnisse einstellen und es so zu einem Kontaktschluß auch im zentralen Pfannendachbereich des Hüftgelenkes kommt. Die auf das Gelenk einwirkende Kraft kann so gleichmäßig auf die nun größere Kontaktfläche verteilt werden, wodurch die relative Druckbelastung abnimmt (GREENWALD und O'CONNOR, 1971; GREENWALD und HAYNES, 1972; BULLOUGH und GOODFELLOW, 1973; MIYANAGA et al., 1984; GREENWALD, 1991; ECKSTEIN et al., 1994b). Eine entsprechende Dichteverteilung im subchondralen Knochen und ihre Veränderung mit zunehmendem Alter wurde von OBERLÄNDER (1973), MÜLLER-GERBL et al. (1993) und EISENHART-ROTHER et al. (1996) beschrieben. Es konnte jedoch keine eindeutige Korrelation zwischen der Verteilung der Kontaktflächen, der lokalen Beanspruchung und subchondralen Knochendichte herauskristallisiert werden. Die Ursache scheint in der Gesamtkonstruktion des Beckens und der entsprechenden komplexen Einflüsse auf das Hüftgelenk zu liegen (EISENHART-ROTHER et al., 1996).

Die oben beschriebene primäre Inkongruenz nimmt jedoch mit zunehmendem Alter ab, was dazu führt, daß die zuvor durch die Bewegung ständig wechselnden Druckverhältnisse in ihrer Pumpfunktion stark abnehmen, und so der zur Ernährung des Gelenkknorpels essentielle Flüssigkeitsaustausch zwischen Knorpel und Synovia im zentralen Pfannendach entsprechend eingeschränkt ist. Zudem ist diese früher unbelastete Knorpelzone der nun auf sie wirkenden Beanspruchung inzwischen nicht mehr angepaßt. Darüber hinaus nimmt unter Belastung die Kontaktfläche in ihrer Gesamtheit ab, wodurch wiederum die lokale Druckspannung steigt. Die Folge ist eine altersbedingte Degeneration der früher relativ unterforderten Knorpelzone im zentralen Pfannendachbereich (GREENWALD und HAYNES, 1972; BULLOUGH und GOODFELLOW, 1973; BULLOUGH, 1981).

Ob die primäre Inkongruenz auf strukturellen Gegebenheiten der beteiligten Knochen oder auf einer funktionellen Knorpelschwellung beruht, konnte bisher ebenso wenig geklärt werden wie die Frage, ob eine Abnahme der Inkongruenz im Alter durch Veränderungen an den Knochen oder in einer Abnahme der Leistungsfähigkeit des Knorpels bedingt ist.

Dementsprechende Beobachtungen konnten jedoch nicht nur im Hüftgelenk, sondern auch in anderen sogenannten „konkav-inkongruenten“ Gelenken wie dem

Schultergelenk (PAUWELS, 1959; PAUWELS, 1980; KOHN et al., 1985), dem Humeroulnargelenk (GOODFELLOW und BULLOUGH, 1967; TILLMANN, 1971; TILLMANN, 1978; ECKSTEIN et al., 1993a; ECKSTEIN et al., 1994c; ECKSTEIN et al., 1995a; ECKSTEIN et al., 1995b) und dem Talokruralgelenk (RIEDE et al., 1971; WYNARSKY und GREENWALD, 1983) gemacht werden, sowie in „konvex-inkongruenten“ Gelenken, bei denen die Gelenkpfanne flacher und/oder weiter ist als der korrespondierende Gelenkkopf. Hierzu zählen das Humeroradialgelenk (BÜNCK, 1990), das distale Radioulnargelenk (OLERUD et al., 1988) und manchmal sogar auch das Schultergelenk (KIRSCH et al., 1993).

Es scheint also, als würde es sich bei der physiologischen Gelenkinkongruenz um ein generelles biologisches Bauprinzip handeln, das optimale Bedingungen für die Spannungsverteilung und die nutritive Versorgung des Gelenkknorpels bietet (KUMMER, 1974; BULLOUGH, 1981; GREENWALD, 1991; MÜLLER-GERBL, 1991; ECKSTEIN et al., 1993b; ECKSTEIN et al., 1994b).

## **2. Anatomie des Fesselgelenkes (Art. metacarpophalangea) des Pferdes**

### **2.1. Charakterisierung des Fesselgelenkes**

Im Folgenden werden die Strukturen am Fesselgelenk der Vordergliedmaße besprochen. Sinngemäß gelten alle Angaben auch für des Fesselgelenk der Hintergliedmaße, wenn nicht eigens angegeben.

Beim Fesselgelenk des Pferdes handelt es sich um ein straff geführtes Scharniergelenk, *Ginglymus*, das als vollkommenes Wechselgelenk (*Articulatio condylaris*) arbeitet und nur in einer Ebene des Raumes Bewegungen in Form von Beugung und Streckung zulässt (KADLETZ, 1932). Nach ELLENBERGER und BAUM (1943), NICKEL et al. (1992) und ROONEY (1994) erlaubt das 1-achsige Gelenk nur in extremer Beugstellung schwache Seitwärtsbewegungen. SCHMALTZ (1928) schließt dies aufgrund der straffen Bandführung gänzlich aus.

Da mehr als zwei Knochen von einer gemeinsamen Gelenkkapsel umschlossen werden, handelt es sich hier um ein zusammengesetztes Gelenk (*Articulatio composita*) (LIEBICH und KÖNIG, 1999).

Die Gelenkerhöhung wird von der einen Sagittalkamm tragenden Trochlea des Röhrbeines gebildet, die Gelenkvertiefung von der Fovea articularis des Fesselbeines zusammen mit der Facies articularis der beiden Gleichbeine (NICKEL et al., 1992).

Im Zusammenhang mit der Gliedmaßenkonstruktion des Pferdes nimmt das Fesselgelenk eine besondere Stellung ein, da bei stützender Gliedmaße der palmar gelegene Beugewinkel mit 220-225° größer ist als der dorsale Streckwinkel, der nur 140-135° beträgt. Das Gelenk befindet sich somit in einer physiologischen Hyperextensionsstellung, bei der der Gelenkscheitel an der Beugeseite und die Gelenkkehle an der Streckseite ausgebildet ist (WISSDORF et al., 1998).

## **2.2. Knochen des Fesselgelenkes**

### **2.2.1. Hauptmittelfußknochen, Os metacarpale III / metatarsale III**

Beim Pferd handelt es sich um einen Unpaarzeher. Die Vordermittelfußknochen bestehen hier nur aus dem zentral gelegenen zehentragenden Hauptmittelfußknochen, Os metacarpale tertium (McIII), und den beiden flankierenden medial und lateral gelegenen Nebenmittelfußknochen, Ossa metacarpalia secundum (McII) und quartum (McIV), die auch als Griffelbeine bezeichnet werden (KÖNIG und LIEBICH, 1999).

Der Hauptmittelfußknochen wird wegen seiner rohrartigen Struktur auch als Röhrbein oder Tubus bezeichnet (DYCE et al., 1997). Er ist im distalen Teil der alleinige Träger der Körperlast; proximal sind auch die Nebenmittelfußknochen beteiligt.

Die Diaphyse zeigt an der Vordergliedmaße einen querovalen, an der Hintergliedmaße eher einen rundlichen Querschnitt. Bei der Betrachtung fällt auf, daß die Kompakta an der Vordergliedmaße aufgrund der entsprechenden funktionellen Beanspruchung der Gliedmaße dorsal und medial verstärkt ausgebildet ist (NICKEL et al., 1992).

SCHMALTZ (1928) sowie ELLENBERGER und BAUM (1943) beschreiben eine unterschiedliche Architektur der Kompakta und Spongiosa bezüglich Rasse und Verwendungszweck. Beim Laufpferd liegt die Resultierende der Beanspruchung in der

Sagittalebene. Um einer transversalen Schafffraktur oder Knochenknickung optimal entgegenzuwirken, weist der Röhrebeinschaft hier einen runden Querschnitt auf. Die dorsale und palmare Wand haben so einen möglichst großen Abstand von der Achse und sorgen somit für die notwendige Stabilität.

Bei Kaltblütern liegt bedingt durch den Einsatz als Zugtiere die Hauptbelastung in der Frontalebene. Der Knochenachse nach wird der Knochen so ausgerichtet, daß die mediale und laterale Kompakta weiter entfernt liegen als die dorsale und palmare Wand. Der Querschnittsring erhält so eine elliptische Form.

An dem Schaft steht der leicht gewölbten Facies dorsalis eine fast ebene Facies palmaris bzw. Facies plantaris gegenüber.

An der Extremitas distalis wird die Gelenkwalze, Trochlea metacarpi, von einem Sagittalkamm in eine etwas größere mediale und etwas kleinere laterale Fläche unterteilt. Beiderseits kennzeichnen weiterhin tiefe Bandgruben und ausgezogene rauhe Bandhöcker das Caput (SCHMALTZ, 1928; KADLETZ, 1932; NICKEL et al., 1992).

Die Gelenkfläche erstreckt sich über einen Winkel von 220° an der Trochlea, ein Hinweis auf den großen Bewegungsumfang beim Beugen und Strecken des Gelenkes (DYCE et al., 1997).

Aufgrund der hohen Stabilität des Röhrebeines kommt es selten zu Schafffrakturen. Am häufigsten werden Kondylusfrakturen beschrieben (FERRARO, 1978; RICK et al., 1983).

### 2.2.2. Fesselbein, Os compedale

Dieser auch als Phalanx proximalis bezeichnete Knochen ist an seiner proximalen Basis breiter als am distal gelegenen Caput. An der Palmarfläche des dorsopalmar komprimierten Mittelstückes bilden die beiden v-förmig angelegten Fesselbeinleisten das Fesselbeindreieck, Trigonum phalangis proximalis (SCHMALTZ, 1928; NICKEL et al., 1992; DYCE et al., 1997).

Die Gelenkfläche zum Hauptmittelfußknochen bildet die Fovea articularis, die durch eine Sagittalrinne in eine etwas kleinere laterale und geringgradig größere mediale Fläche unterteilt wird (WISSDORF et al., 1998).

Distal artikuliert die sattelförmige Trochlea mit der Fovea articularis des darunter gelegenen Kronbeins. An den Seitenrändern sind auch hier Bandhöcker zu finden, die proximal mehr palmar gelegen sind und von WISSDORF et al. (1998) als Eminentia palmaris lateralis und medialis bezeichnet werden. Am Caput kommen diese eher dorsal zusammen mit den Bandgruben zu liegen. Im Bereich des Mittelstückes sind weiterhin Rauigkeiten zum Ansatz von Bändern deutlich angelegt (NICKEL et al., 1992).

Dorsal und palmar gelegene Foramina nutricia sind bei 45% der Pferde bilateral symmetrisch angelegt (LOSONSKY und KNELLER, 1988).

Aufgrund der anatomischen Gestaltung der proximalen Gelenkfläche können extreme Scher- und Drehkräfte den Knochen bei Belastung der Gliedmaße auseinandertreiben. Das Fesselbein ist deshalb von den Zehenknochen am stärksten bruchgefährdet. Nach statistischen Erhebungen ist bei Sportpferden zu 80-90% die Vordergliedmaße betroffen. Nach WINTZER (1997) überwiegt mit Abstand die Sagittalfrakturen, deren Bruchspalt von der Fovea articularis aus zunächst in der Mitte des Knochens nach distal zieht und dann in Richtung auf einen oder beide Bandhöcker zuläuft. WISSDORF et al. (1998), LITZKE und DIETZ (1999) sehen als Ursache für diesen Frakturtyp den feststehenden Sagittalkamm des Hauptmittelfußknochens an, der bei Drehungen des Fesselbeines, zum Beispiel in unebenen Gelände oder durch scharfe Wendungen des Pferdes, als „Meißel“ wirkt und so den Knochen längs aufspaltet. Auch BÖHM und WAIBL (1977) beschreiben die Entstehung dieser Fraktur in der Extensionsphase des Gelenkes bei axialer Kompression und einem plötzlichen Drehmoment.

Des Weiteren werden Chip-Frakturen am dorsalen Rand der proximalen Gelenkfläche des Fesselbeines beobachtet. Dies kann einerseits auf einer Osteochondrosis dissecans beruhen (SONNICHSEN et al., 1982; FESSL und GIRTNER, 1985). Andererseits kann es die Folge einer durch Überbelastung bedingten extremen Hyperextension sein, bei der die dorsalen Gelenkränder der metakarpalen Trochlea und der Fovea articularis des Fesselbeines aufeinandertreffen. Es kommt dabei zur Quetschung des Gelenkknorpels und zwar besonders dann, wenn er durch längerfristige Überbelastung am Dorsalrand des Fesselbeines Randwülste gebildet hat (ADAMS, 1966; YOVICH et al., 1985; SCHUBE et al., 1991; STOEKLI und UELTSCHI, 1992; WISSDORF et al., 1998).

### **2.2.3. Gleichbeine, Ossa sesamoidea proximalia**

Die beiden Sesambeine des Fesselgelenkes sind bilateral symmetrisch ausgebildet. Das laterale Gleichbein liegt dabei stets 0,7-1,5 mm höher als das mediale (SCHMALTZ, 1928). Sie weisen die Form einer dreiseitigen Pyramide mit proximaler Spitze auf. Nach KADLETZ (1932) handelt es sich an der Vordergliedmaße um höhere Pyramiden als an der Beckengliedmaße. Die dorsal gelegene konkave Facies articularis ergänzt die Gelenkpfanne des Fesselgelenkes palmar beziehungsweise plantar und nimmt so Verbindung mit der Trochlea des Röhrbeines auf (STEDE et al., 1977; NICKEL et al., 1992).

Obwohl die Sesambeine dicht an den Fesselbeinen liegen, artikulieren sie miteinander nicht (DYCE et al., 1997).

Die abaxial gelegenen Flächen dienen dem Ansatz des Musculus interosseus medius und werden daher auch als Facies musculi interossei bezeichnet. Die Palmarflächen stellen als Facies flexoriae zusammen die Grundlage einer Gleitrinne für die Beugesehnen dar, die durch das sie palmar überspannende Ligamentum palmare gebildet wird (LIEBICH und KÖNIG, 1999).

SCHMALTZ (1928) schreibt den Gleichbeinen neben der Ergänzung der Fesselgelenkspfanne und der Gleitrinnenbasis auch die Funktion eines Krafthebels für die Beugesehnen zu.

Aufgrund der Einbindung der Gleichbeine in den Fesseltrageapparat (siehe unter 2.3.5.) wird die gesamte Palmarfläche des Fesselgelenkes erheblichen Druck- und Zugbelastungen ausgesetzt, die bei Reit- und Springpferden höchste Werte erreichen (BERGE, 1933; WINTZER, 1997). Es kommt daher besonders an den Gleichbeinen der Vordergliedmaße zu Veränderungen in Form von Unregelmäßigkeiten an den Gleichbeinrandkonturen, Osteophytenauflagerungen, Verknöcherungen der Bandansätze oder osteoporotischen Herden (EDWARDS, 1986; STANEK und EDINGER, 1990).

Mit zunehmender Hyperextension kann es durch übermäßigen Zug der proximalen und distalen Gleichbeinbänder zu einer Überbeanspruchung der Sesambeine führen. Proximal und distal gelegene Frakturen mit meist horizontalem Verlauf sind die Folge (STASHAK, 1989; WISSDORF et al., 1998).

Dabei wirkt nach STEDE et al. (1977), WINTZER (1997) und WISSDORF et al. (1998) ein am Röhrbein nicht in die Nomina Anatomica Veterinaria 1994 aufgenommener Transversalkamm, der die Gelenkerhöhung der Trochlea palmar gegen den Schaft abgrenzt, als Hebel während einer übermäßigen Hyperextension in der Belastungsphase. Besonders bei verkanteter Fußung kann sich eine Querfraktur eines oder beider Sesambeine einstellen.

Bei Galopprenn- und Springpferden sind besonders die Gleichbeine der Vordergliedmaßen betroffen, während bei Trabern und Zugpferden vorwiegend die Sesambeine an der Hintergliedmaße frakturieren. Traber erkranken am häufigsten im Alter von 2-3 Jahren (WINTZER, 1997; LITZKE und DIETZ, 1999).

### **2.3. Bandapparat des Fesselgelenkes**

Die bandhaften Einrichtungen des Fesselgelenkes sind sehr zahlreich und werden in Seitenbänder, proximale, mittlere und distale Sesambeinbänder unterteilt.

Der Fesseltrageapparat sei aufgrund seiner besonderen Bedeutung zur Fixierung des Fesselgelenkes in seiner Hyperextensionsstellung gesondert dargestellt.



### 2.3.1. Seitenbänder

Die Seitenbänder des Fesselgelenkes, Ligamenta collateralia mediale und laterale, sind mit ihrem nach ELLENBERGER und BAUM (1943) nicht deutlich abzugrenzenden schwächeren oberflächlichen Anteil zwischen der Bandgrube des Os metacarpale III und dem Bandhöcker des Fesselbeines ausgespannt und mit ihrem tiefer gelegenen und kürzeren Anteil zwischen der Bandgrube des Os metacarpale III und der Eminentia palmaris des Fesselbeines (WISSDORF et al., 1998). NICKEL et al. (1992) unterteilen nicht in einen oberflächlichen und tiefen Anteil und beschreiben sie als einheitliche Bänder. Nach Untersuchungen von STIGLHUBER (1995) stellen sich diese schon aufgrund ihres unterschiedlichen Faserverlaufes eindeutig als zwei getrennte Anteile dar. Dabei verhindert der oberflächliche Anteil mit proximo-distal gerichtetem Faserverlauf Seitwärtsbewegungen, während der tiefe Anteil durch seine Kapselverbindung das Fesselgelenk eher in Beugstellung stabilisiert.

### 2.3.2. Proximale Sesambeinbänder

Der Musculus interosseus medius bildet aufgrund seiner stark sehnigen Struktur mit seinem Mittelfußabschnitt das mächtigste Band im Bereich des Fesselgelenkes. Nach SCHMALTZ (1928) kann er als reine Sehne keine Beugung durchführen.

Er entspringt einerseits aus den palmar gelegenen Bändern des Karpalgelenkes an den distalen Karpalknochen, andererseits an der Basis des Hauptmittelfußknochens und zieht als platter Strang zwischen den beiden Griffelbeinen am Röhrbein entlang nach distal. Im unteren Drittel des Hauptmittelfußknochens spaltet er sich schließlich in einen medialen und lateralen Schenkel, die an den abaxialen Flächen der beiden Gleichbeine inserieren (NICKEL et al., 1992).

Nach Untersuchungen von STIGLHUBER (1995) gibt der Musculus interosseus medius an seiner Aufzweigungsstelle etwas proximal der Griffelbeinknöpfechen schwache Sehnenbündel an die Fesselgelenkkapsel ab, die zum einen der Kapselverstärkung dienen und zum anderen eine gleichmäßigere Verteilung der Belastung ermöglichen.

STIGLHUBER beschreibt weiterhin zwei rein sehnige Musculi interossei lateralis und medialis, die woffadenstark in der Rinne zwischen Musculus interosseus medius und

dem entsprechenden Röhrlbein nach distal ziehen. Im distalen Drittel der Griffelbeine wenden sie über diese nach dorsal und kommen zwischen ihnen und dem Röhrlbein zu liegen. Die Endsehnen strahlen jeweils fächerförmig in den palmaren proximalen Recessus der Fesselgelenkkapsel ein. Nach NICKEL et al. (1992) münden diese jederseits in das Sporn-Griffelbeinband.

Das Ligamentum metacarpointersesamoideum enthält einen hohen Anteil elastischer Fasern. Es entspringt mit zwei kleinen Ästen palmar am distalen Ende des Röhrlbeines und zieht dann als einheitlicher Strang an den plattenartigen Abschnitt des Ligamentum palmare, der die Gleichbeine proximal überragt (NICKEL et al., 1992).

### **2.3.3. Mittlere Sesambeinbänder**

Das faserknorpelreiche Ligamentum palmare liegt zwischen und palmar auf den proximalen Sesambeinen und stellt so eine stabile Verbindung zwischen den Gleichbeinen her. Das Band weist einen transversal gerichteten Faserverlauf auf (STIGLHUBER, 1995). Nach proximal ist es halbkreisförmig ausgezogen. Dieser sogenannte proximale Gleitkörper, Scutum proximale, dient der tiefen und oberflächlichen Beugesehne als Gleitlager. An seinen nach palmar aufgebogenen Seitenrändern setzt beidseits auf ganzer Länge das Fesselringband an (NICKEL et al., 1992; STIGLHUBER, 1995).

SCHMALTZ (1928) beschreibt das Ligamentum palmare als eine die beiden Sesambeine fest verbindende faserknorpelige Zwischenmasse, Fibrocartilago intersesamoidea. ELLENBERGER und BAUM (1943) bezeichnen das den Raum zwischen den Gleichbeinen ausfüllende feste faserknorpelige Gewebe als Ligamentum intersesamoideum. PREUSS und WÜNSCHE (1974) sprechen hingegen von einem Retinaculum intersesamoideum.

Nach DYCE et al. (1997) verhindert die proximale Ausziehung des Ligamentum palmare bei maximaler Beugung den Kontakt von Knochen zu Knochen, da die Gleichbeine hier die Berührung zur Trochlea verlieren und an der Rückseite des Metacarpus zu liegen kommen.

Nach BERGE (1933) kommt es in dem Band häufig zum Bild einer aseptischen Nekrose mit punktförmigen Blutungen und blutigen Infiltrationen. Die Erkrankung tritt nach BECKMANN (1934), HERTSCH und BECKER (1986) etwa doppelt so oft an der Vordergliedmaße auf als an der Beckenextremität.

Die seitlichen Sesambeinbänder, Ligamenta sesamoidea collateralia laterale und mediale sind zwischen den abaxialen Flächen der Gleichbeine und den Bandgruben des Mittelfußes sowie den proximalen Bandhöckern des Fesselbeines ausgespannt, die von WISSDORF et al. (1998) als Eminentiae palmares lateralis und medialis bezeichnet werden. Nach ELLENBERGER und BAUM (1943) verschmelzen sie mit den Endschenkeln des Musculus interosseus medius.

Untersuchungen von STIGLHUBER (1995) ergaben, daß die Bänder distal des Ansatzes des Musculus interosseus medius entspringen.

#### **2.3.4. Distale Sesambeinbänder**

Von der Basis der Gleichbeine zieht das gerade Sehnenbeinband, Ligamentum sesamoideum rectum, mit einem stärkeren, oberflächlichen Anteil an die Kronbeinlehne und mit einer schwächeren, tiefen Portion bis zur Spitze des Fesselbeindreieckes.

Nach ELLENBERGER und BAUM (1943) verschmilzt es hier teilweise mit den beiden schiefen Sehnenbeinbändern, Ligamenta sesamoidea obliqua, die das gerade Sehnenbeinband beiderseits flankieren. Diese entspringen ebenfalls von der Gleichbeinbasis und ziehen im distalen Bereich von dem geraden Sehnenbeinband bedeckt zu den beiden Fesselbeinleisten des Fesselbeindreieckes.

Vom geraden und den schiefen Sesambeinbändern bedeckt, zieht von der axialen Seite der Gleichbeinbasis je ein gekreuztes Sesambeinband, Ligamentum sesamoideum cruciatum, in abaxialer Richtung aneinander vorbeiziehend an den palmaren Rand der Gelenkspfanne des Fesselbeines in der Nähe der Sagittalrinne (NICKEL et al., 1992; WISSDORF et al., 1998).

Die kurzen Sesambeinbänder, *Ligamenta sesamoidea brevia*, sind hingegen im geraden Verlauf zwischen der abaxialen Gleichbeinbasis und dem Palmarrand der Gelenkgrube des Fesselbeins ausgespannt.

Zusätzlich zu den genannten Bändern werden die beiden Verbindungsschenkel des *Musculus interosseus medius* zur gemeinsamen Strecksehne zu den distalen Sesambeinbändern gerechnet. Diese ziehen von den abaxialen Flächen der Gleichbeine nach dorsodistal und strahlen dort auf halber Höhe des Fesselbeines in die Endsehne des *Musculus extensor digitorum communis* ein. In Höhe des Gelenkspaltes ist jeder Schenkel von einer circa bohnen großen Bursa unterlagert (NICKEL et al., 1992; STIGLHUBER, 1995).

Auffällig ist die intensive distale Fixierung der Gleichbeine durch die neun distalen Sesambeinbänder. WISSDORF et al. (1998) sehen hierin auch eine Ursache für entstehende Querfrakturen an den proximalen Sesambeinen.

Aber auch am Bandapparat der Gleichbeine selbst kann es in extremen Hyperextensionsstellungen, wie sie beispielsweise beim Landen von Springpferden nach dem Sprung auftreten, zu einer partiellen oder vollständigen Ruptur der distalen Gleichbeinbänder kommen, die zu einer Dislokation der Gleichbeine führt (HERTSCH und NEUBERTH, 1991).

### **2.3.5. Trageapparat des Fesselgelenkes**

Das Fesselgelenk erhält zu seiner passiven Fixierung in Hyperextensionsstellung einen über den Scheitel des Gelenkes gespannten Tragegurt als Spannbandeinrichtung.

Der Fesseltrageapparat besteht proximal aus dem sehnigen Mittelfußabschnitt des *Musculus interosseus medius*, in der Mitte aus dem die Gleichbeine verbindenden *Ligamentum palmare* und distal aus dem geraden und den beiden schiefen Sesambeinbändern und den Verbindungsschenkeln des *Musculus interosseus medius* zur gemeinsamen Strecksehne (LIEBICH und KÖNIG, 1999).

Dieser Fesseltrageapparat wird von DYCE et al. (1997), NICKEL et al. (1992) und WISSDORF et al. (1998) auch als Fesselträger bezeichnet.

LIEBICH und KÖNIG (1999) beschreiben nur den Musculus interosseus medius als Fesselträger, während sie bei der Definition des Fesseltrageapparates mit oben genannten Autoren konform gehen.

SCHMALTZ (1928) hingegen faßt unter diesem Begriff den Musculus interosseus medius, den er als Tendo interosseus bezeichnet, seine fünf Äste, die den oben genannten Bändern entsprechen und die eingelagerten Gleichbeine zusammen. Auch nach WINTZER (1997), LITZKE und DIETZ (1999) sind die Gleichbeine Teil des Fesseltrageapparates.

Die hohe Elastizität des Bandapparates der Gleichbeine ermöglicht extreme Fesselgelenksstellungen, so daß es in der Stützbeinphase durch die einwirkende Belastung zu einem Durchtreten des Fesselgelenkes kommt (HERTSCH und NEUBERTH, 1991). Die Gleichbeine werden dabei nach palmar und distal verschoben. Mit zunehmender Hyperextension entfernen sich die Ansatzpunkte des Fesselträgers voneinander, wodurch ein im proximalen Sesambeinband distal und im distalen Sesambeinband proximal gerichteter Zug entsteht, der im Fesseltrageapparat eine zu den Gleichbeinen zentripetal ausgerichtete Spannung aufbaut und so eine Fixation des Gelenkes bewirkt (ELLENBERGER und BAUM, 1943). Der Fesselträger verhindert vor allem nach dem Sprung oder bei Einbeinstützen im Galopp und Tölt nicht immer, daß der Fesselkopf kurzzeitig Bodenberührung hat (WISSDORF et al., 1998).

Darüber hinaus hat diese passive Fixationseinrichtung eine energiesparende Wirkung beim Beugen und Strecken des Gelenkes (DYCE et al., 1997).

#### **2.4. Gelenkknorpel des Fesselgelenkes**

Anhand der von STIGLHUBER (1995) durchgeführten Sagittalschnitte an adulten Warmblutpferden erreichte der Gelenkknorpel im Fesselgelenk eine maximale Dicke von 1 mm. Der Gelenkspalt betrug 0,5-1 mm.

STEDE et al. (1977) beschreibt an der Trochlea des Röhrbeins einen knorpeligen Transversalkamm auf knöcherner Grundlage nahe dem Scheitel der Gelenkwalze, der fast im rechten Winkel vom Rollkamm abstrahlend nahezu die gesamte Scheitellänge bis zu den Kondylen überzieht.

OIKAWA et al. (1989) stellte in Untersuchungen fest, daß die Knorpeldicke an der Trochlea bis zu einem Alter von einem Jahr stark abnimmt. Eine weitere, jedoch langsamere Abnahme bestand bis zu einem Alter von zwei Jahren. Danach konnte keine weitere Abnahme der Knorpeldicke beobachtet werden. MEACHIM (1969) konnte in Studien diesen allgemeinen Trend bestätigen. OIKAWA et al. (1989) stellte fest, daß der Knorpel bei 24-monatigen Pferden an der Trochlea nur noch die Hälfte bis zwei Drittel der Dicke aufweist als bei der Geburt. Bis zu einem Monat alte Fohlen zeigten eine gleichmäßige Dicke an den gemessenen Stellen an der Trochlea. Bei den 2-Jährigen war der Knorpel an der palmaren Region dünner als im dorsalen Bereich der Gelenkfläche. Distal wurde die höchste Knorpeldicke gefunden. Unterschiede zwischen der lateralen und medialen Seite, sowie eine Beziehung zwischen Knorpeldicke und Körpergewicht beziehungsweise Geschlecht konnten nicht festgestellt werden.

Beiderseits des Rollkammes findet sich des öfteren palmar der tiefsten Stelle des Caput je eine punktförmige, synoviagefüllte Grube. Da die Knochengrenzlamelle an dieser Stelle erhalten bleibt, sind diese sogenannten Fossae nudatae röntgenologisch nicht sichtbar (WISSDORF et al., 1998).

Spezielle Literaturangaben zum proximalen Fesselbeinknorpel wie auch zum gelenkseitigen Überzug der Sesambeine konnten nicht gefunden werden.

## **2.5. Gelenkkapsel des Fesselgelenkes**

Die von der Fesselgelenkkapsel gebildete Gelenkhöhle besitzt dorsal und palmar Aussackungen. Die Gelenkkapsel ist dorsal und seitlich durch straffe Faserzüge verstärkt, während sie palmar eher dünnwandig ist (NICKEL et al., 1992).

Nach SCHUBA (1993) geht die Gelenkkapsel einige Zentimeter von der Knorpelknochengrenze entfernt aus dem Periost hervor. STIGLHUBER (1995) stellte hingegen fest, daß der Ansatz dorsal nur wenige Millimeter von der Knorpelknochengrenze entfernt liegt. Im weiteren Verlauf nach proximal ist sie zunächst noch ca. 5 mm eng mit dem Knochen verbunden, bis sie sich dann von diesem trennt und freie Gelenkaussackungen bildet.

Der Recessus dorsalis zieht zwischen der von einem Schleimbeutel unterlagerten gemeinsamen Strecksehne und dem Hauptmittelfußknochen ungefähr 20 mm nach proximal.

Der deutlich größere Recessus palmaris verläuft hingegen an der Palmarfläche des Os metacarpale III unter den Endschenkeln des M. interosseus medius ca. 40-50 mm nach proximal (NICKEL et al., 1992).

LIEBICH und KÖNIG (1999) unterteilen den Recessus palmaris weiterhin noch in einen größeren Recessus palmaris proximalis und einen kleineren distal der Gleichbeine gelegenen Recessus palmaris distalis.

Der Recessus palmaris proximalis ist nach WISSDORF et al. an seiner Basis etwa 55-70 mm breit und ragt proximal bis zu 90-110 mm auf Höhe der Griffelbeinköpfchen heran.

Die Ansatzlinie dieser konischen Gelenkaussackung wird durch zahlreiche lumenwärts gerichtete, kräftige Synovialfalten unterteilt und erscheint daher unregelmäßig. Weitere unterschiedlich lange, in Längsrichtung der Zehe verlaufende Synovialfalten unterteilen den Recessus in zahlreiche Buchten.

Der ca. 20 mm lange, kegelförmige Recessus palmaris distalis kommt in dem von den schiefen Sesambeinbändern begrenzten Fesselbeindreieck zu liegen und bildet lateral und medial oft eine je 8-12 mm kleine zusätzliche Aussackung, so daß er dann dreigeteilt erscheint (WISSDORF et al., 1998).

STIGLHUBER et al. (1997) benennt diese Aussackungen als Recessus palmaris/plantar medianus und Recessus palmaris/plantar distalis lateralis und medialis.

WISSDORF et al. (1998) unterteilt auch den Recessus dorsalis in einen mächtigeren an seiner Basis 60-70 mm breiten und bis zu 30-40 mm nach proximal reichenden Recessus dorsalis proximalis und einen deutlich kleineren ca. 10 mm langen und 15 mm breiten Recessus dorsalis distalis, der sich dorsal über die Fesselbeinbasis erstreckt und von noch in einen größeren zentral gelegenen Recessus dorsalis distalis medianus und zwei flankierende etwa halb so große Recessus dorsales distales lateralis und medialis unterteilt wird.

Mit den noch von beschriebenen lateral und medial gelegenen Gelenkaussackungen, die unter dem tiefen Anteil des Lig. collaterale laterale/mediale gelegen sind und als Recessus lateralis und medialis bezeichnet werden, sind nunmehr zehn Recessus am Fesselgelenk benannt.

Nach SCHUBA (1993) mißt die Fesselgelenkkapsel im Bereich des Recessus dorsalis proximalis eine Dicke von 6 mm. STIGLHUBER (1995) konnte bei adulten Warmblutpferden hingegen nur eine durchschnittliche Dicke der Gelenkkapsel von 6 mm feststellen.

Zwischen der Vorder- und Hintergliedmaße bestehen bezüglich der Gestaltung der Fesselgelenkkapsel anhand der Fesselgelenksausgüsse keine Unterschiede (SCHUBA, 1993).

## **2.6. Das Fesselgelenk und seine beteiligten Strukturen im Gesamtbild der Gliedmaßenkonstruktion**

Nach NICKEL et al. werden beim Pferd ca. 55% des Körpergewichtes von der Vorder- und ca. 45% von der Hintergliedmaße getragen. Der Vorhand kommt daher als Hauptaufgabe eine statische Funktion mit dem Charakter einer vertikal stützenden Säule zu. Der Rumpf wird durch die bindegewebig-muskulöse Tragegurte der Schultergürtelmuskulatur zwischen den beiden Trägern federnd aufgenommen (NICKEL et al., 1992).

Um ein möglichst ermüdungsfreies Stehen zu ermöglichen, ist vor allem die Muskulatur, die zur Fixierung der Gelenkwinkel und deren Abfederung in der Bewegung nötig ist, verstärkt gefiedert angelegt, teilweise sogar zu rein sehnigen oder ligamentösen Strukturen umgewandelt, um bei der Fixation der Gelenkwinkel möglichst wenig aktive Muskelkraft aufwenden zu müssen. Zudem muß die Vorderextremität trotz eines geringeren Anteiles von 41,5% an der gesamten Gliedmaßenmuskulatur mehr Last aufnehmen als die Hintergliedmaße. Dies führt dazu, daß die Umwandlung der Eigenmuskulatur der Vordergliedmaße in zugfeste, passive Trageapparate hier den höchsten Grad erreicht hat, um das hohe Körpergewicht praktisch ohne Muskelkraft zu tragen.

Die Funktion der Hintergliedmaße ist mehr dynamischer Natur. Durch die solide Verbindung zum Rumpf, die stärkere Winkelung und die längeren Hebelarme ist die Beckengliedmaße speziell auf den Vorwärtsschub abgestimmt (NICKEL et al., 1992). Weiterhin besitzt die Hintergliedmaße im Basipodium einen zusätzlichen offenen Winkel.



Fällt man in Normalstellung des Pferdes ein Lot vom Drehpunkt (Hypomochlion) des Schulterblattes, das in etwa der Mitte der Facies serrata liegt, bzw. vom Hüftgelenk, die die Angriffspunkte der Last des Rumpfes auf die Gliedmaßen darstellen, so läuft dieses mittig durch die Fußungsfläche des Hufes. Da sich das Fesselgelenk als einziges Gelenk des Körpers in Hyperextensionsstellung befindet, kommt es daher kaudal dieser Schwerelinie zu liegen.

Um das Fesselgelenk in dieser Hyperextensionsstellung zu fixieren, ist eine besondere Einrichtung, der Fesseltrageapparat mit seinen Unterstützungsästen zur gemeinsamen beziehungsweise langen Strecksehne, nötig, um das Durchtreten des Fesselgelenkes, aber auch der Zehengelenke zu verhindern.

Zu Beginn der Stützbeinphase federt das Fesselgelenk als einziges Gelenk die einwirkenden Kräfte durch zunehmende Hyperextension im Gegensatz zu den einknickenden Gelenkwinkeln der anderen Gelenke an der Gliedmaße ab. Dabei werden besonders der Musculus interosseus medius, die oberflächliche Beugesehne und die distalen Gleichbeinbänder belastet. Durch den Zug am Unterstützungsband des Musculus interosseus medius kommt es zu einer Beugung des Hufgelenkes (LIEBICH und KÖNIG, 1999) und folglich zu einer Entlastung der tiefen Beugesehne.

Bei Sportpferden, insbesondere bei Springpferden, werden daher diese Strukturen häufig überbeansprucht und sind somit verstärkt pathologischem Geschehen ausgesetzt.

Im weiteren Verlauf der Stützbeinphase wird die Vordergliedmaße nach hinten geführt und nimmt schließlich eine schräge Stellung nach hinten ein. Die Gelenke erfahren in dieser sogenannten Stemmphase maximale Streckung. Durch die damit verbundene Aufrichtung des Fesselgelenkes wird der Fesseltrageapparat entlastet, die tiefe Beugesehne und ihr Unterstützungsband jedoch infolge Streckung des Hufgelenkes maximal angespannt. Dabei wird durch die starke Spannung der tiefen Beugesehne die Hufbeinspitze gegen den Boden gepreßt.

Bei Pferden, die häufig auf hartem Untergrund gehen, zum Beispiel Zugpferde, kann die Zehe nicht in die Unterlage eindringen, wodurch es häufig zu Überbeanspruchungen und damit zu Erkrankungen des Unterstützungsbandes der tiefen Beugesehne kommt (NICKEL et al., 1992).

### 3. Knochendichtemessung

#### 3.1. Methoden zur Dichtemessung am Knochens

Nach der Entdeckung der Röntgenstrahlen von Conrad Wilhelm Röntgen 1895 wurden schon im frühen 20. Jahrhundert Verfahren entwickelt, mit sich die unterschiedliche Dichte von Knochengewebe messen ließ.

Nach WEBER haben schon einst Weber und Bloch mit dem von ihnen entwickelten Röntgen-Densimeter die Dichte von Knochen und verschiedenen Weichteilen bestimmen können (WEBER, 1939). Nachdem dieses Gerät von BROWN und BIRTLEY (1951) weiterentwickelt wurde, führte MC FARLAND (1954) eine Reihenuntersuchung durch, um aus Meßdaten von über tausend Personen einen Standard zur Kalibrierung des Gerätes zu ermitteln. Dabei wurde die Zusammensetzung der unterschiedlichen Weichteilgewebe miteingerechnet. MC FARLAND konnte jedoch nur gute Ergebnisse an Knochen erzielen, die von einer dünnen Weichteilschicht bedeckt beziehungsweise umgeben waren (MC FARLAND, 1954).

Ein Verfahren ganz anderer Art verwendeten GERSHON-COHEN et al. (1958), um mit Hilfe der Knochendichte osteoporotische Entwicklungen aufzudecken. Sie bedienten sich eines Szintillations-Zählers, der Gammastrahlung aus einer Iridium-192 Quelle nach dem Durchstrahlen des Gewebes aufnahm. Die Impulse wurden elektronisch weiterverarbeitet und aufgezeichnet.

Einer ähnlichen Methode bedienten sich WILLIAMS und MASON (1962). Sie verwendeten jedoch anstelle von Gammastrahlen Röntgenstrahlung, ermittelten dabei den Energieverlust beim Durchstrahlen von Gewebe und konnten so den sich daraus ergebenden linearen Absorptionskoeffizienten berechnen.

Dieses Verfahren war jedoch immer noch zu ungenau und lieferte keine befriedigenden Ergebnisse. Genauere Ergebnisse konnten etwas später von CAMERON und BIRTLEY (1963) bei der Bestimmung des Gehaltes an Mineralsalzen im Knochenquerschnitt durch die Verwendung von weicher Gammastrahlung erzielt werden.

Nachdem PAUWELS (1955, 1963) eine Korrelation zwischen der Dichteverteilung in der Spongiosa beziehungsweise im subchondralen Knochen, der in einem Modellversuch ermittelten lokal auftretenden Belastungsgrößen und der Dichtestruktur des entsprechenden Röntgenbildes feststellte und durch KUMMER (1962), SCHMITT

(1968), AMTMANN und SCHMITT (1968) und AMTMANN (1971) bestätigt wurde, ermittelte KNIEF (1967a, 1967b) am Femurkopf die Knochendichteverteilung quantitativ mit Hilfe der Röntgendensitometrie und konnte so ebenso zeigen, daß eine annähernde Proportionalität zu den lokalen Spannungsgrößen besteht.

HOUNSFIELD und AMBROSE (1973) gelang mit der Einführung der digitalen Computertomographie ein Durchbruch auf dem Gebiet der Radiologie.

RUEGSEGGER und ELSASSER (1976) konnten so durch Rekonstruktion eines zusätzlichen Querschnittsbildes die Dichtestruktur in der Spongiosa quantitativ analysieren.

Am Pferd wurde diese Methode zum ersten Mal von DIEHL und CORDEY (1983) eingesetzt. Sie untersuchten am klinisch wohl interessantesten Knochen des Pferdes am Strahlbein die Knochendichte von gesunden und erkrankten Pferden. Zum Einsatz kam dabei der Axialtomograph 'Isotom', mit dem man die Dichteverteilung eines Schnittes auf dem Monitor farblich darstellen konnte, indem man jedem Bildelement (Pixel) entsprechend seinem Dichtewert sechzehn Falschfarben zuordnete. Der Einsatz der angewandten Computertomographie in der Tiermedizin hat jedoch den Nachteil einer notwendigen Vollnarkose und des dadurch bedingten hohen Zeitaufwandes. Zudem waren auch die hohen Kosten der Grund für eine nur schleppende Etablierung der Computertomographie in der Veterinärmedizin (KIPPENES und JOHNSTON, 1998).

MÜLLER-GERBL et al. (1990b, 1991) führten schließlich das Verfahren der Computertomographischen Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) ein, mit der durch eine flächenhafte Darstellung der Dichteverteilung im subchondralen Knochen auf die individuelle Beanspruchungssituation eines Gelenkes geschlossen werden kann. Diese Methode ist im Gegensatz zu der von SCHLEIER et al. (1980) eingeführten herkömmlichen Röntgendensitometrie, die eine Weiterentwicklung der von KONERMANN (1970, 1971) eingeführten photographischen Methode zur Darstellung der Röntgendichteverteilung mittels Äquidensiten darstellt, auch am lebenden Individuum anwendbar (in-vivo-Verfahren). Bei der Röntgendensitometrie konnte hingegen die Knochendichte nur anhand von Schnittpräparaten bestimmt werden (in-vitro-Verfahren). Die CT-OAM stellt somit als ein schnell durchführbares, nicht invasives und für den Patienten wenig belastendes Verfahren den heutigen Stand in diesem Bereich dar.

### 3.2. Grundlagen der Computertomographie

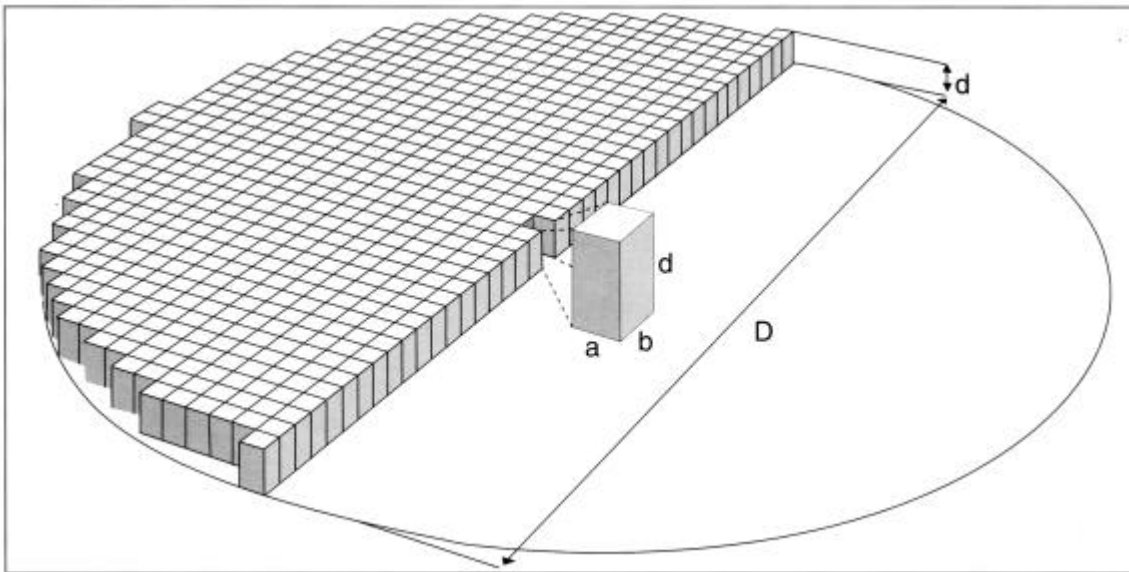
Das Verfahren der Computertomographie wurde von HOUNSFIELD und AMBROSE (1973) entwickelt. Es handelt sich dabei um ein röntgenologisches Verfahren, bei dem das durchstrahlte Gewebe unterschiedlicher Dichte (Knochen und Weichteile) schichtweise als Schnittbild dargestellt wird. Hierbei können die Weichteile differenzierter sichtbar gemacht werden als bei der herkömmlichen Röntgentechnik (DAFFNER, 1980; UNSÖLD, 1985; KRESKEL, 1988; HATHCOCK und STICKLE, 1993). Ein weiterer Vorteil besteht vor allem in einer überlagerungsfreien Darstellung (Substitutionsbilder) KRESKEL (1988) unterschiedlicher Körperregionen und in der fehlenden Invasivität (HATHCOCK und STICKLE, 1993; GUTMANNBAUER und HENNINGER, 1999). Durch die systematische Abfolge der Einzelbilder wird beim Betrachter ein dreidimensionaler Eindruck geschaffen, der eine genauere Vorstellung der Lokalisation und Ausdehnung eines Krankheitsprozesses ermöglicht (MAYRHOFER und HENNINGER, 1995).

Der Aufbau des einzelnen Schichtbildes erfolgt dabei rechnergesteuert aus kalibrierten Zahlenwerten einer Dichteskala durch Absorptionsmessungen. Es handelt sich somit um eine Weiterentwicklung der Photonenabsorptiometrie mit einem Strahlungsdetektor. Da die Absorptionsprofile einer Schicht aus vielen Richtungen gemessen werden, wird aufgrund mathematisch-analytischer Verfahren der lineare Absorptionskoeffizient in Volumenelementen der gescannten Körperschicht bestimmt.

Das computertomographische Bild stellt sich dann aus den Schwächungswerten der einzelnen Volumenelemente in einem flächenhaften Raster dar, wobei die ermittelten Zahlenwerte bestimmten Graustufen zugeordnet werden. Je nach Dicke des Strahlenbündels werden den Bildelementen (Pixel = picture element) Volumenelemente (Voxel = volume element) unterschiedlicher Dicke zugeordnet (Abb. 4).

Die Meßskala des Computertomographen ist dabei auf -1000 HE für die Absorption in der Luft und 0 Hounsfieldeinheiten (HE) für die Absorption in Wasser festgesetzt. Knochengewebe liegt im Bereich von etwa 200 HE aufwärts (Abb. 5).

Der Hounsfieldwert ist als Maß für den linearen Schwächungskoeffizienten nur dann auch ein Maß für die physikalische Dichte, wenn eine gleichmäßige Verteilung der Elemente unterschiedlicher Ordnungszahlen vorliegt. Im Knochen hängt jedoch die



**Abb. 4:** Darstellung eines Volumenelementes (Voxel). Die Fläche des Bildelementes sowie die Schichtdicke ( $d$ ) bestimmen das Volumen des Voxels ( $a$ );  $b$  = Kantenlänge des Bildelementes (Pixel);  $D$  = Durchmesser des Meßfeldes (aus ASSHEUER und SAGER, 1997)

Absorption im wesentlichen von Elementen höchster Ordnungszahlen, den Mineral-salzen, ab, so daß es sich hier mehr um ein Maß für den Mineralisierungsgrad als für die physikalische Dichte handelt (MÜLLER-GERBL et al., 1990a).

### 3.3. Artefakte

Der Nutzen der Computertomographie setzt eine richtige Interpretation der Bilddarstellung voraus. Hierzu gehört ein gutes anatomisches Grundwissen, speziell der Schnittbildanatomie mit räumlichen Vorstellungsvermögen und der Kenntnis eventueller Kunstprodukte (Artefakte), denen keine Objektstruktur entspricht (ZOOK et al., 1981; STICKLE und HATHCOCK, 1993).

Allgemein wird zwischen geräteabhängigen, patienten- und physikalisch bedingten Artefakten unterschieden (HÜBENER, 1985; WEGENER, 1992).

Zu den vom System abhängigen Artefakten gehören zum einen Kantenartefakte an kontrastreichen Organgrenzen. So kann es zum Beispiel am Knochen-Pleura-Übergang zu einer scheinbaren Darstellung von Pleuraverkalkungen oder Subarachnoidalräumen kommen. „Overrange-Artefakte“ entstehen durch eine überforderte Datenerfassung. Bei einem eventuellen Gerätedefekt kann es durch Meßwertausfall zu Linearausfällen

kommen. Ringartefakte treten nach WEGENER (1992) gelegentlich an Geräten der 3. Generation infolge von Dektorjustierungen auf. Sie zeigen eine Dichteabweichung von meist unter 20 HE auf und haben so besonders bei der Wahl eines engen Fensters und der quantitativen Auswertung einen störenden Einfluß (HÜBENER, 1985). Nach WIESEN und MIRALDI (1994) sind durch Reparatur und regelmäßige Wartung die systembedingten Artefakte vermeidbar.

Zu den vom Meßvorgang abhängigen Artefakten gehören unter anderem patientenbedingte Bewegungsartefakte, die sich in den Schnittbildern als streifenförmige kombinierte Dichteminderungen (Hypodensitäten) und -erhöhungen (Hyperdensitäten) zeigen. Je höher die Bewegungsamplitude und je stärker die Absorptionsdifferenzen des motilen Organteiles zur Umgebung, desto deutlicher stellen sich diese Artefakte dar. Ferner treten Metallartefakte durch Implantate, Metallchips oder Projektile auf, die sich in Form von Streifenartefakten (high density streaking) darstellen (HATHCOCK und STICKLE, 1993).

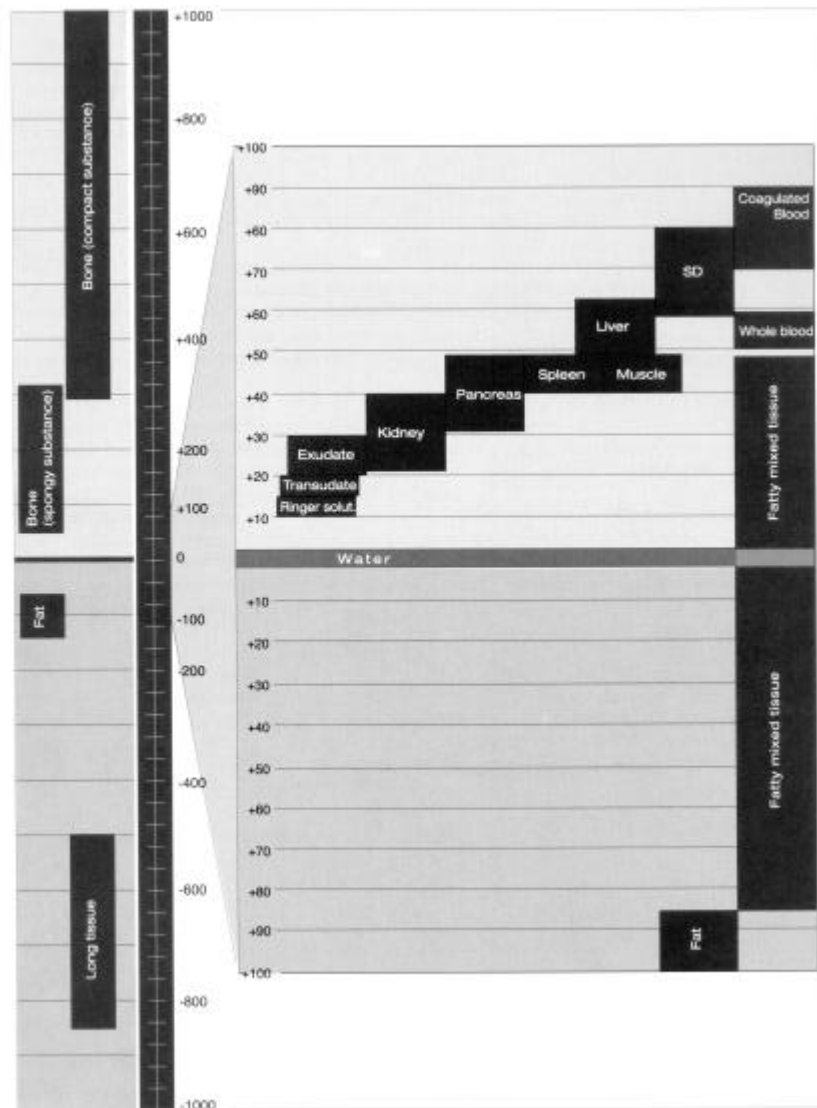
Ein weiteres patientenabhängiges Artefakt besteht in der Meßfeldüberschreitung, die eine flächenhafte Dichteanhebung in den Bildarealen bewirkt, die den das Meßfeld überschreitenden Organabschnitten benachbart sind. Die Folge ist eine Verschiebung des Dichteniveaus in der Darstellung. Eine quantitative Analyse ist somit nicht mehr möglich (LEHR, 1983).

Zu den physikalisch bedingten Artefakten werden Aufhärtingsartefakte gerechnet. Durch Strahlenaufhärtung kommt es zu schattenförmigen Dichteverfälschungen besonders in kontrastreichen Geweben (WEGENER, 1992).

### **3.4. Methode der Computertomographischen Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)**

Durch das von (MÜLLER-GERBL et al., 1990b) entwickelte Verfahren der CT-Osteoabsorptiometrie sollen innerhalb der subchondralen Knochenschicht Dichteverteilungsunterschiede zur Darstellung von Gelenkflächendichtekarten ermittelt werden. Lokalisation und Höhe der Dichte in den Verteilungsmustern reflektieren die Beanspruchung der untersuchten Gelenkfläche.

## PRINCIPLES OF IMAGING TECHNIQUES



**Abb. 5:** Hounsfield Spektrum. Absorptionswerte (HU) der wichtigsten Organe in ihren physiologischen Variationsbreiten (aus ASSHEUER und SAGER, 1997)

Dabei ist nicht die Berechnung von absoluten Werten von primärem Interesse, sondern vielmehr sollen relative Konzentrationsunterschiede beziehungsweise die Lokalisation von Dichtemaxima innerhalb der Gelenkfläche dargestellt werden. Eine quantitative Aussage über die absolute physikalische Dichte wäre unter Einbeziehung eines Referenzphantoms bei der Messung möglich (KALENDER et al., 1986).

Mit Hilfe eines Editierprogramms werden die gewonnenen Daten der einzelnen Knochenabschnitte dreidimensional rekonstruiert. Entlang des Normalvektors wird vom Computer am dreidimensionalen Modell der Gelenkfläche jeweils der größte Dichtewert in einer zuvor festgelegten Tiefe ermittelt und an die Oberfläche projiziert („maximal

intensity projection“). Das Graustufenspektrum der CT-Bilder wird dann mit Falschfarben kodiert. Auf diese Weise lassen sich die Bereiche unterschiedlicher Röntgendichte an der Gelenkfläche anschaulich darstellen und schließlich in das dreidimensional rekonstruierte Modell des Knochens projizieren.

Aufgrund des Partial-Volumen-Effektes ist die Methode nur im kompakten und subchondralen Knochen und nicht im spongiösen Bereich anwendbar.

Der Partial-Volumen-Effekt beruht darauf, daß bei einer definierten Schichtdicke nicht vollständig in einer Schicht erfaßte Strukturelemente auch nur mit diesem Anteil bei der Bildberechnung berücksichtigt werden. Eine Struktur wird so in einer irrealen, im Körper in dieser Form nicht existierenden Dichte dargestellt. Da bei der Bildrekonstruktion jedes Volumenelement (Voxel) als homogen strukturiert angenommen und bei unterschiedlich dichtem Material im Voxel ein gemittelter Wert registriert wird, kommt es zwangsläufig zu einer fehlerhaften Unter- oder Überbewertung des entsprechenden Dichtewertes. Dies wird besonders bei gemeinsam erfaßten Strukturen deutlich, die eine stark unterschiedliche Dichte aufweisen (FELIX und RAMM, 1982; HÜBENER, 1985; MÜLLER-GERBL, 1991; WEGENER, 1992).

Zur Reduzierung dieses Effektes ist es daher erforderlich, die Schichtdicke besonders bei sehr kleinen Organen möglichst gering (1-2 mm) zu halten beziehungsweise im Bereich von Grenzflächen unterschiedlich dichter Strukturen die Schnittebene senkrecht einzustellen (MÜLLER-GERBL, 1991; STICKLE und HATHCOCK, 1993). Dies ist besonders im Bereich des Gelenkspaltes der Fall. Daher sind nur dann CT-Osteoabsorptiometrische Untersuchungen am Gelenk auswertbar, wenn sichergestellt ist, daß die CT-Schichtebene über die gesamte Schnittbreite weitgehend senkrecht zur Gelenkfläche eingestellt ist. Aufgrund eines begrenzten Durchmessers der Gantry ist eine entsprechende Lagerung aus anatomischen Gründen oft nicht möglich. Durch einen Vergleich der Ergebnisse von Primär- und daraus errechneten Sekundärschnitten bezüglich korrespondierender Einzelschnitte, Dichteverteilungsmuster, HE-Werte gleicher Bildkoordinaten (Korrelationskoeffizient von 0,983 und 0,996), Flächenausdehnung einzelner Dichtestufen (durchschnittliche Übereinstimmung von 82%) wurde eine Anwendung auf alle Gelenke am lebenden Patienten ermöglicht (MÜLLER-GERBL, 1991).



### 3.5. Bedeutung der Computertomographischen Osteoabsorptiometrie

Das Verfahren der CT-Osteoabsorptiometrie erlaubt im Gegensatz zur konventionellen Röntgentechnik eine flächenhafte Darstellung der Dichteverteilung auch am lebenden Individuum (in-vivo-Verfahren) (MÜLLER-GERBL, 1991).

Somit ist eine schnelle und einfache Beurteilung der individuellen Beanspruchungssituation eines Gelenkes, die CARTER treffend als „loading history“ bezeichnet, anhand von über einen längeren Zeitraum durchgeführten Verlaufskontrollen möglich (CARTER et al., 1989).

Nach Untersuchungen von WU et al. an Kanninchen, an denen operativ Achsenfehlstellungen künstlich erzeugt wurden, konnten Änderungen im Dichtemuster der subchondralen Knochendichte innerhalb von 34 Wochen post operationem festgestellt werden (WU et al., 1990).

Mit CT-OAM bietet sich somit ein nicht invasives und den Patienten nicht über Gebühr belastendes Untersuchungsverfahren an, entsprechende Veränderungen im Zeitverlauf zu dokumentieren und Rückschlüsse auf die Art und Größe der einwirkenden Kräfte zu ziehen. Ein Einsatz zur Erfolgskontrolle nach Eingriffen, die die mechanische Situation eines Gelenkes verändern, z.B. nach Korrekturosteotomien, sind in der Humanmedizin bereits üblich.

Ein weiterer klinischer Nutzen der Methode liegt darin, in besonders beanspruchten Gelenkbereichen Abweichungen vom normalen subchondralen Dichtemuster am Patienten in die Prävention und Frühdiagnostik von Gelenkerkrankungen miteinzubeziehen (MÜLLER-GERBL et al., 1990b).

Ein besonderes Interesse gilt nach MÜLLER-GERBL (1991) dabei der Arthrose, speziell den präarthrotischen Zuständen, da auch RADIN et al. (1971) in der Zunahme der subchondralen Knochendichte einen mechanischen Auslöser arthrotischer Veränderungen sieht. Ebenso beschreiben NEVITT et al. (1995) nach Untersuchungen an osteoarthrotischen Hüftgelenken eine Zunahme der subchondralen Knochendichte.

Mit Hilfe moderner Verfahren wie der Computertomographischen Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) wurde eine Methode zur Bestimmung der flächenhaften Dichteverteilung des subchondralen Knochens an den Gelenkflächen entwickelt, um sie am lebenden Individuum zur Frühdiagnostik von Gelenkerkrankungen und zur Grundlagenforschung

biomechanischer Verhältnisse anwenden zu können (MÜLLER-GERBL et al., 1989; MÜLLER-GERBL et al., 1990b; MÜLLER-GERBL et al., 1990a; ECKSTEIN et al., 1993a; GIUNTA et al., 1997; MÜLLER-GERBL, 1998).

#### 4. Spaltlinienmethode

Während sich der Verlauf der Spongiosabälkchen im Innern der kurzen Knochen und in den Epi- und Metaphysen der Röhrenknochen anhand eines Längsschnittes durch den Knochen nachvollziehen läßt, kann man die Verhältnisse auf eine der Belastung angepaßten Bauweise der Substantia compacta direkt am entkalkten Knochen mittels der Spaltlinienmethode darstellen. Dabei hinterläßt der Einstich einer mit Farbe geschwärzten drehrunden Nadel oder Ahle einen eingefärbten Spalt (LEONHARDT, 1974). So kann mit Hilfe der Spaltlinienmethode die Vorzugsrichtung der Kollagenfasern im subchondralen Knochen dargestellt werden (VOGT et al., 1999).

Erste Untersuchungen fanden durch LANGER (1863) an der Haut und später durch HULTKRANTZ (1898) am Gelenkknorpel statt, um dort die Ausrichtung der Kollagenfibrillen in der Tangentialfaserschicht zu visualisieren. Nach Untersuchungen am menschlichen Hüftgelenk auf Übereinstimmung der Kollagenfaserausrichtung mit den Dehnungstrajektoren im spannungsoptischen Modell kamen PAUWELS (1959) und MOLZBERGER (1973) zu dem Schluß, daß die Kollagenfibrillen der Tangentialfaserschicht des Knorpels in Richtung größter Dehnung während der Druckbelastung im Gelenk angeordnet sind. In späteren Studien wurde mit Hilfe der Licht- und Elektronenmikroskopie nachgewiesen, daß die Spaltlinien die Vorzugsrichtung der Kollagenfibrillen im Gelenkknorpel repräsentieren (BULLOUGH und GOODFELLOW, 1968; CLARKE, 1971; TILLMANN, 1978; O'CONNOR et al., 1980; TILLMANN, 1980). Dabei ist die Zugfestigkeit des Knorpels im Verlauf der Kollagenfibrillen beziehungsweise der Spaltlinien wesentlich höher als senkrecht dazu (KEMPSON et al., 1968; ROTH und MOW, 1980).

Am Knochen wurde diese Methode erstmals durch KATAYAMA (1887) am menschlichen Schädel von Neonaten angewandt, später auch an kompakten Knochen nach Entkalkung dieser durch BENNINGHOFF (1925). Er postulierte, daß die Spaltlinien im Verlauf der Ausrichtung der Osteone und den Spannungstrajektoren entsprechen und

somit die im Knochen auftretenden Hauptspannungen anzeigen. Zu diesem Schluß kamen auch andere Autoren (BRUHNKE, 1929; SEIPEL, 1948; TAPPEN, 1953).

Es bestehen jedoch noch Zweifel, ob diese Spaltlinien durch die Ausrichtung der Osteone bestimmt werden. Die Spaltlinien stimmen nämlich im großen und ganzen mit den Dehnungsrissen überein, die sich an einem mit Lack überzogenen und anschließend belasteten Knochen darstellen lassen. Die Senkrechten zu den durch die Belastung hervorgerufenen Dehnungsrissen in der Lackschicht entsprechen der Ausrichtung von Spannungen (BARGMANN, 1977). In einigen Studien beobachtete man, daß die Ausrichtung der Spaltlinien nicht unbedingt dem Verlauf der Osteone entsprechen muß (SEIPEL, 1948; TAPPEN, 1964). Auch PAUWELS (1949) Meinung, daß die Spaltlinien die Wachstumsrichtung anzeigen, wurde widerlegt. Weitere Untersuchungen führten zu dem Ergebnis, daß es bei einer Veränderung der mechanischen Beanspruchung eines Knochens über längere Zeit zu einer anderen Ausrichtung der Spaltlinien kommt (MADEIRA et al., 1977; COSTA et al., 1982). VOGT et al. (1999) kamen zu dem Schluß, daß nur in einem isotropen Gewebe, welches einheitliche Materialeigenschaften in jeder Richtung des Raumes aufweist, eine Korrelation zwischen Dehnungs- und Spannungswerten besteht. Im Knochen herrschen jedoch anisotrope Verhältnisse, so daß sich die Hauptdehnungsrichtung zur Hauptspannungsrichtung gegensinnig verhalten kann. Unter Annahme einer durch Spaltlinien angezeigten Ausrichtung der Kollagenfibrillen in Abhängigkeit zur mechanischen Beanspruchung, ist es nicht verwunderlich, wenn auf Basis der Dehnungsstreifenmeßtechnik keine Vorzugsrichtung der Dehnung im Knochen nachgewiesen werden kann.

Untersuchungen am subchondralen Knochen des menschlichen Schulter-, Ellbogen-, Hüft- und Kniegelenkes ergaben keine Vorzugsrichtung der Spaltlinien an den konvexen Gelenkanteilen im Gegensatz zu den konkaven Gelenkflächen (SCHÖN et al., 1998; VOGT et al., 1999). Im Vorder- und Hinterhorn des Acetabulums sowie in der Cavitas glenoidalis konnte eine grundsätzliche Übereinstimmung des Spaltlinienmusters im subchondralen Knochen mit den am entsprechenden Knorpel (Tangentialfaserschicht) erhobenen Ergebnissen beobachtet werden. Auftretende Differenzen beruhen nach Ansicht von VOGT et al. auf einer größeren Dehnung und somit stärkeren Verformung des Gelenkknorpels infolge auftretender Druckbelastung als beim subchondralen Knochen. Die Ergebnisse dieser Studie lassen den Schluß zu, daß die Spaltlinien die

Vorzugsrichtung der Kollagenfibrillen in der subchondralen Knochenlamelle sowie die dort herrschende Hauptdehnungsspannung repräsentieren. Somit stellen sie eine funktionelle Anpassung des Knochens in seiner Mikrostruktur dar. Bei der Interpretation der Spaltlinien im subchondralen Knochen muß neben den Kongruenzverhältnissen auch das Gelenk in seiner Gesamtkonstruktion und die inhomogene Unterstützung der Gelenkflächen durch den Knochen mit einbezogen werden (VOGT et al., 1999).

### III. MATERIAL UND METHODEN

#### 1. Material

Zur Einarbeitung in die Methode der Präparation und der CT-OAM wurden zunächst 4 Fesselgelenke der rechten und linken Vordergliedmaße (jeweils zwei Gelenke) von zwei Warmblütern herangezogen.

Die computertomographische Untersuchung mit Hilfe der Osteoabsorptiometrie und Chondrocrassometrie erfolgte anschließend an 26 Pferden verschiedener Rassen und Größen, beiderlei Geschlechts, vom Fohlenalter bis zum 30. Lebensjahr.

Zusätzlich wurden auch die Vorderbeine von 2 Feten im 10. und 11. Trächtigkeitsmonat zur Bestimmung der Knochendichte- und Knorpeldicken-Verhältnisse ante natum untersucht.

Alle Tiere wurden entweder aufgrund tierärztlicher Indikation in der Chirurgischen Tierklinik euthanasiert oder in einem Schlachthof der regulären Schlachtung zugeführt.

Pferde mit Erkrankungen am Fesselgelenk oder an anderen Gelenken sowie Pferde mit Anzeichen einer Lahmheit wurden ebenso wie Extremitäten mit unphysiologischer Abnutzung der Hornkapsel oder Sonderbeschlägen von der Untersuchung ausgeschlossen.

Die Datenerhebung zur Bestimmung des Verteilungsmusters der subchondralen Knochendichte und der Knorpeldicke an der Gelenkfläche des Fesselgelenkes der Vorderextremität umfaßt 45 Gelenke. Davon stammen 21 Gelenke von der linken und 24 von der rechten Vordergliedmaße. In 18 Fällen handelt es sich um Gliedmaßenpaare.

Um auch einen Vergleich mit der Knochendichte- und Knorpeldickenverteilung an der Hintergliedmaße aufzuzeigen, wurden zusätzlich 3 Fesselgelenke der Hinterextremität untersucht. Bei 2 Gelenken handelt es sich um ein Gliedmaßenpaar.

Die Gelenke der Feten wurden aufgrund einer noch ungenügenden Mineralisation von der Untersuchung ausgeschlossen.

**Tabelle 1:** Untersuchungsgut (nach Alter geordnet)

<b>Rasse</b>	<b>Geschlecht</b>	<b>Alter</b>	<b>Position</b>	<b>US-Nr.</b>
Warmblut	Stute	Fetus 10. Mo.	VL	54
			VR	55
Warmblut	Stute	Fetus 11. Mo.	VL	56
			VR	57
Haflinger	Stute	3 Monate	VL	16
			VR	15
Oberländer	Stute	3 Monate	VL	24
			VR	25
Warmblut	Hengst	6 Monate	VL	20
			VR	19
Haflinger	Hengst	9 Monate	VL	48
			VR	49
Haflinger	Hengst	2 Jahre	VL	50
			VR	51
Haflinger	Stute	3 Jahre	VL	52
			VR	53
Warmblut	Wallach	4 Jahre	VL	38
			VR	39
			HL	40
			HR	41
Warmblut	Wallach	4 Jahre	VL	46
			VR	47
Warmblut	Stute	5 Jahre	VR	36
			HR	37
Warmblut	Wallach	6 Jahre	VL	4
			VR	5
Warmblut	Stute	6 Jahre	VL	9
			VR	8
Warmblut	Wallach	7 Jahre	VL	7

---

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

---

US-Nr. - Untersuchungsnummer; VL - vorne links; VR - vorne rechts; HL – hinten links;  
HR – hinten rechts

## **2. Methoden**

### **2.1. Lagerung der Präparate**

Die Vordergliedmaßen wurden nach Tötung der Tiere in der *Articulatio intercarpea*, die Hinterextremität im Bereich des Hauptmittelfußknochens abgesetzt.

Die Pferdefüße wurden innerhalb von 12 Stunden nach Tötung eingefroren und bei  $-20^{\circ}\text{C}$  gelagert. Um eine Austrocknung der Präparate zu verhindern, erfolgte die Lagerung einzeln in luftdichten Plastiksäcken.

### **2.2. Vorbereitung**

Vor dem Auftauen wurden die Fesselgelenke mit Hilfe einer Bandsäge isoliert.

Danach wurden die Präparate zum Auftauen 18 - 24 Stunden in einem Kühlraum bei  $4^{\circ}\text{C}$  gelagert.

Anschließend wurden die Gelenke exartikuliert und so frei präpariert, daß die für die Knorpeldickenmessung erforderliche deutliche Abgrenzung des Knorpels als Knorpel-Luft-Grenze entstand.

Der Zugang erfolgte von palmar, proximal der Gleichbeine, und wurde entlang des Gelenkspaltes bilateral nach dorsal fortgesetzt.

Nach Freilegung der Gelenkflächen wurden eventuelle Knorpelschäden erhoben und dokumentiert.

### **2.3. Datenerhebung**

Zur Erhebung der Daten wurde ein Computertomograph (CT) der Firma Siemens vom Typ Somatom AR / Spiral verwandt.

Die Röhrenspannung betrug 110 kV bei einer Gesamtdosis von 249 mAs pro CT-Schnitt. Die Fesselgelenkspräparate waren so gelagert, daß die Schnittebene senkrecht zum Gelenkspalt im sagittalen Strahlengang lag. Linke Gliedmaßen wurden in dieser Position im medio-lateralen, rechte Gliedmaßen im latero-medialen





**Abb. 6:** Lage des Fesselgelenkes im CT. Der Lichtstrahl stellt die jeweilige Schnittebene dar

Verlauf eingescannt.

Die Gelenkflächen der beteiligten Knochen lagen frei und ohne gegenseitigen Kontakt. Jedoch wurde auf eine möglichst dichte Position der einzelnen Knochen geachtet, um eine möglichst hohe Auflösung bei der Exposition des Gelenkes zu bekommen (siehe Abb. 6).

Mit Hilfe von Schaumstoffkissen war eine stabile Lagerung während der Datenerfassung gewährleistet.

Zunächst wurde eine digitale Übersichtsaufnahme (Topogramm) im dorso-palmaren Strahlengang erstellt, um die zu untersuchenden Bereiche zu definieren. Hierbei wurden zunächst zwei Probescans im jeweiligen Randbereich des Gelenkes zur Überprüfung der korrekten Lage und zur Festlegung des Fensters in der Schnittebene durchgeführt. Der Zoomfaktor wurde so eingestellt, daß der größte Präparatedurchmesser gerade formatfüllend abgebildet wurde.

Im anschließenden Tomogramm-Modus wurden dann pro Gelenk durchschnittlich 65 - 70 Scans (Schichtaufnahmen) erstellt. Die Schichtdicke betrug 2 mm, der Tischvorschub 1 mm. Für das Fenster zur Beurteilung der Knochenstruktur wurde eine Graustufenskala mit einer Spanne von 2000 HU (Hounsfield-Units) gewählt; das Zentrum dieses Bereiches liegt bei 700 HU.



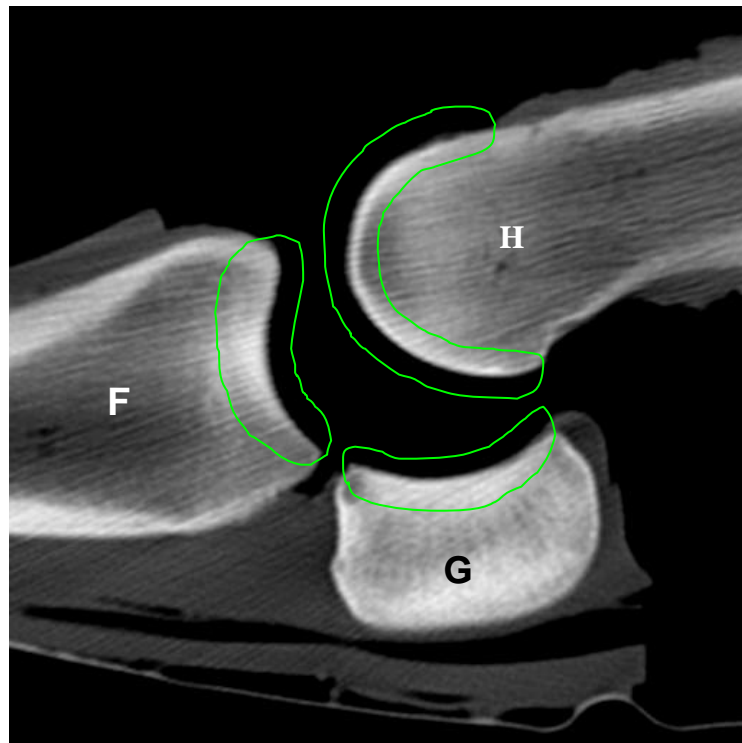
**Abb. 7:** Schichtaufnahme im markierten Bereich (Tomogramm)

Die Datensätze wurden anschließend auf MOD (Magnet Optical Disc) zwischengespeichert und CD-ROM archiviert.

## 2.4. Datenverarbeitung

Die Bilddaten (IMAGE) wurden über eine Exportfunktion der Somaris-Software aus der Datenbank herausgegriffen, in das ACR-NEMA 2 Format (Dateikopf mit anschließenden Bilddaten) konvertiert und in das Zielverzeichnis der Workstation des Computertomographen kopiert. Dieser ist als UNIX-Rechner vernetzt. Zum Datentransfer auf den UNIX-Rechner im Institut für Tieranatomie dient ein „file transfer protocol“ als Basisprotokoll (ftp). Eine weitere Speicherung oder Bearbeitung der CT-Rohdaten wurde nicht durchgeführt.

Die Auswertung der Daten erfolgte an einem Personal Computer (*Vectra VE, Hewlett Packard*). Da das vom Computertomographen ausgegebene Bildformat von den meisten Bildverarbeitungsprogrammen nicht gelesen werden kann, mußten die



**Abb. 8:** CT-Schnittbild mit markierter ROI an den Knochen des Fesselgelenkes und voneinander getrennt (\*.vtk)

Daten mittels der Software „dicom2“ (*freeware*<sup>1</sup>) in das allgemein übliche Rohbildformat (\*.raw) umgewandelt werden. Hier liegen die Bildinformationen zeilenweise als Punktketten vor.

In einem weiteren Schritt wurden die am Fesselgelenk beteiligten Knochen durch ein Graphikprogramm „The Visualisation Toolkit“ (VTK) dreidimensional rekonstruiert.

Mit Hilfe einer im Institut für Tieranatomie der LMU-München entwickelten Computersoftware „Measure“ ist jeweils die „Region Of Interest“ (ROI) als Gelenkfläche isoliert und in einem separaten Datensatz zusammengefaßt worden (Abb. 8).

---

<sup>1</sup> <http://www.hds.utc.fr/~barre/medical/dicom2/index.html> (28.08.00)

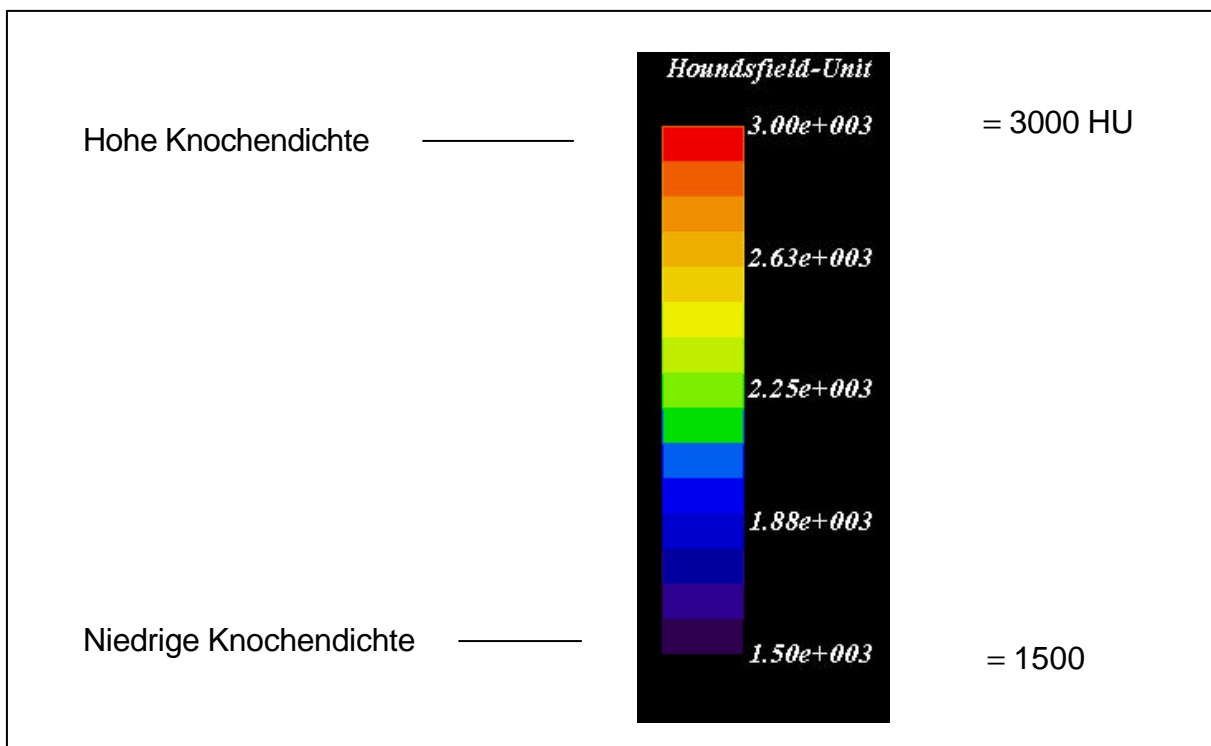
### 2.4.1. Subchondrale Knochendichte

Im Anschluß an die Bestimmung der ROI konnten mit dem Programm „The Visualisation Toolkit“ (*vtktoam*) die Dichtemaxima der subchondralen Knochenplatte senkrecht zu jedem Punkt der isolierten Gelenkfläche ermittelt werden. In einem weiteren Schritt wird der entsprechende Wert auf die Gelenkoberfläche projiziert (Maximal Intensity Projection = MIP).

Im CT-Bild werden abweichende Mineralisierungsgrade durch unterschiedliche Graustufen dargestellt. Um für den Betrachter eine optisch deutliche und auch objektive Betrachtung zu ermöglichen, werden aus den zur Verfügung stehenden 4096 Graustufen ein bestimmter Bereich herausgegriffen (1500 – 3000 HU) und dieser in 15 Stufen unterteilt. Diesen werden dann anschließend über eine Farbtabelle Falschfarben zugeordnet (siehe Abb. 9).

In einem letzten Schritt wurde die zweidimensionale farbige Knochendichteverteilung (MIP) auf den dreidimensional rekonstruierten Knochen projiziert (Abb. 10).

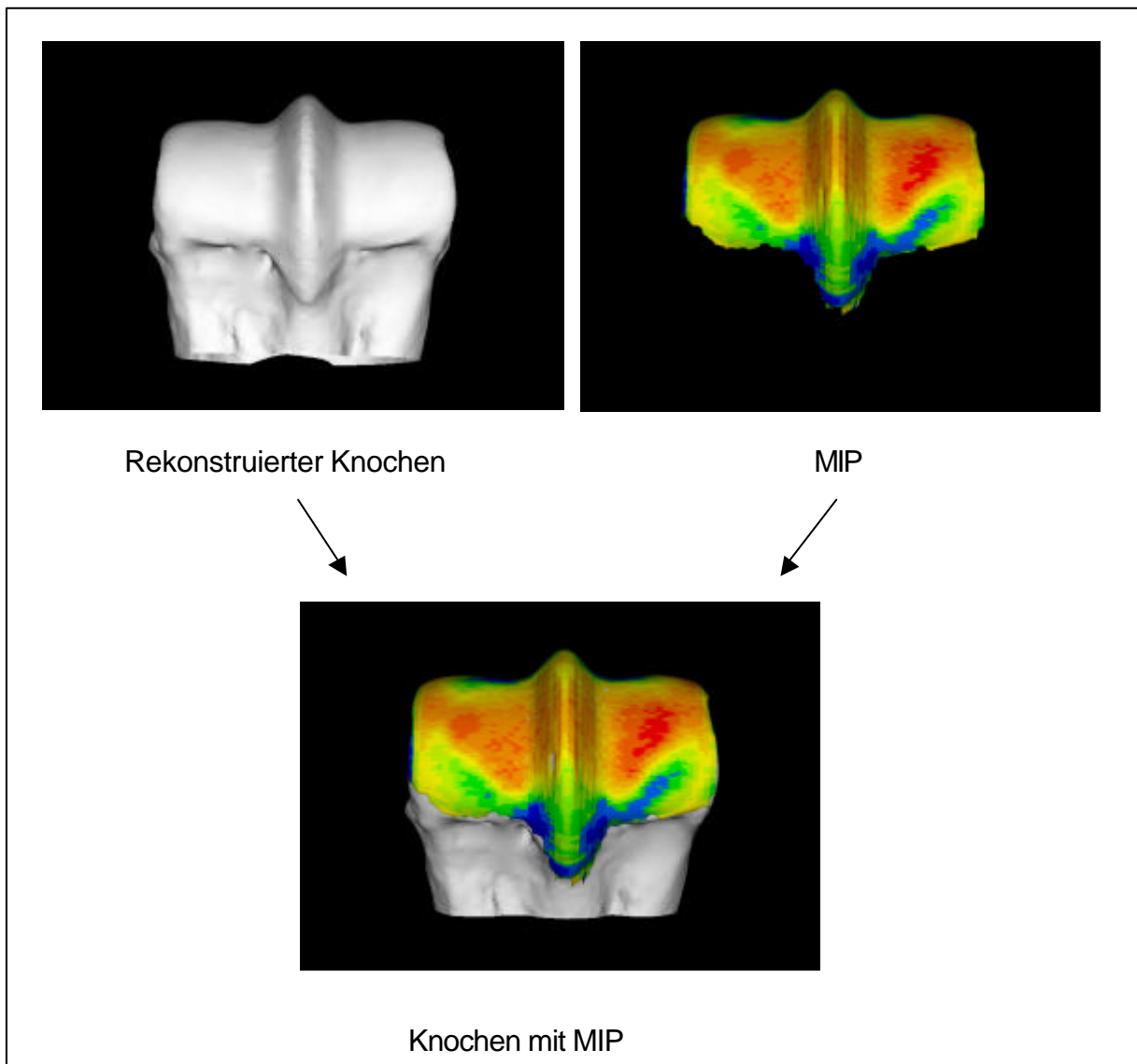
Zur Auswertung wurden mit Hilfe der dreidimensionalen Darstellung die beteiligten Knochen so ausgerichtet, daß die Blickrichtung möglichst senkrecht auf die Gelenkflächen fiel. Bei der Trochlea waren drei Aufsichten von dorsal, distal und palmar



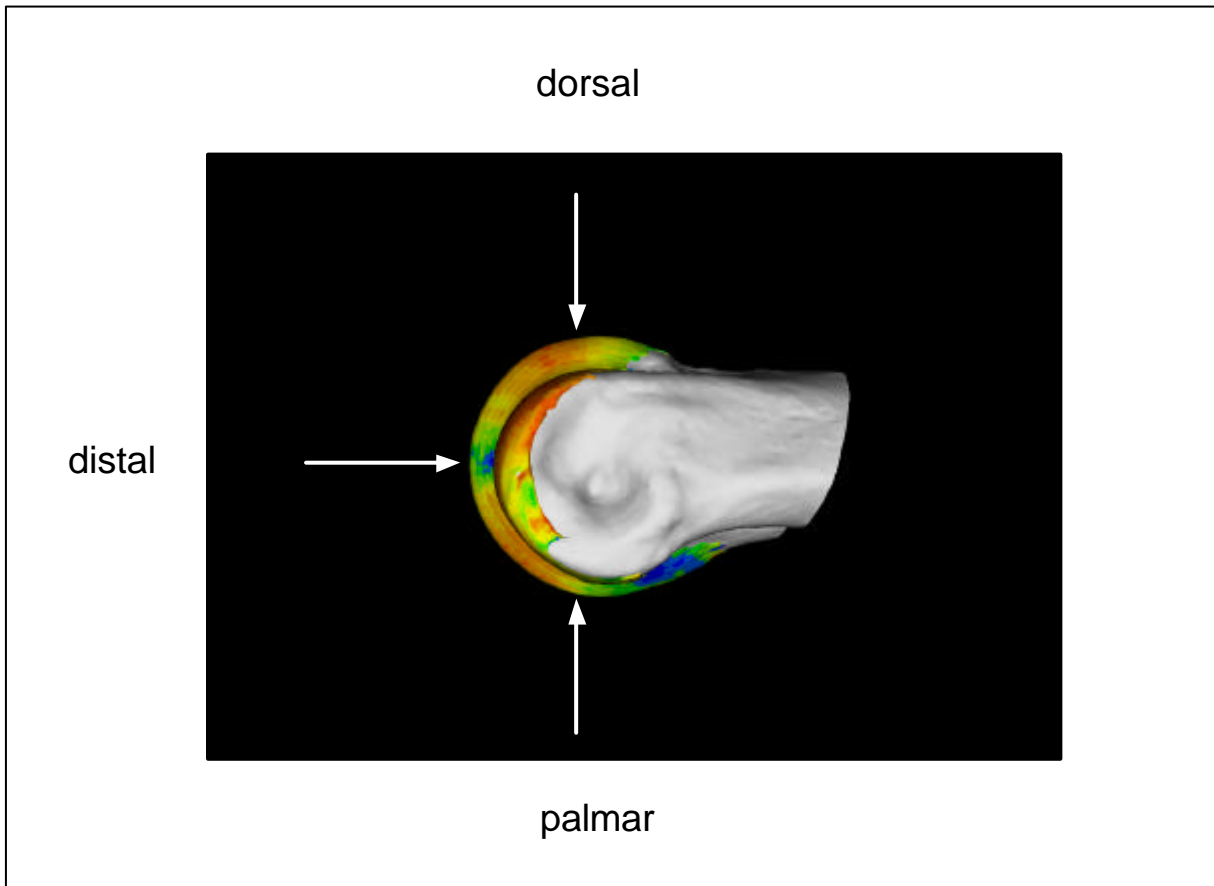
**Abb. 9:** Falschfarbentabelle Knochendichte

notwendig, um die gesamte Gelenkfläche darzustellen (Abb. 11). Bei der proximalen Gelenkfläche des Fesselbeines und der Gelenkfläche der Gleichbeine reichte eine Blickrichtung aus. So wurden für jedes Fesselgelenk mindestens sechs Blickrichtungen auf die Gelenkflächen erstellt. Diese Ansicht wurde für alle Datensätze standardisiert übernommen.

Bei der Untersuchung waren nicht so sehr die absoluten als vielmehr die relativen Knochendichtewerte beziehungsweise die Lokalisation der Dichtemaxima von Interesse. Eine Dichteabstufung in Hinblick auf die Altersgruppen konnte erreicht werden, indem bei allen untersuchten Gelenken dem jeweiligen Grauwert immer die gleiche Farbstufe zugeordnet beziehungsweise immer die gleiche Falschfarbentabelle verwendet wurde.



**Abb. 10:** Projektion der MIP auf den rekonstruierten Knochen

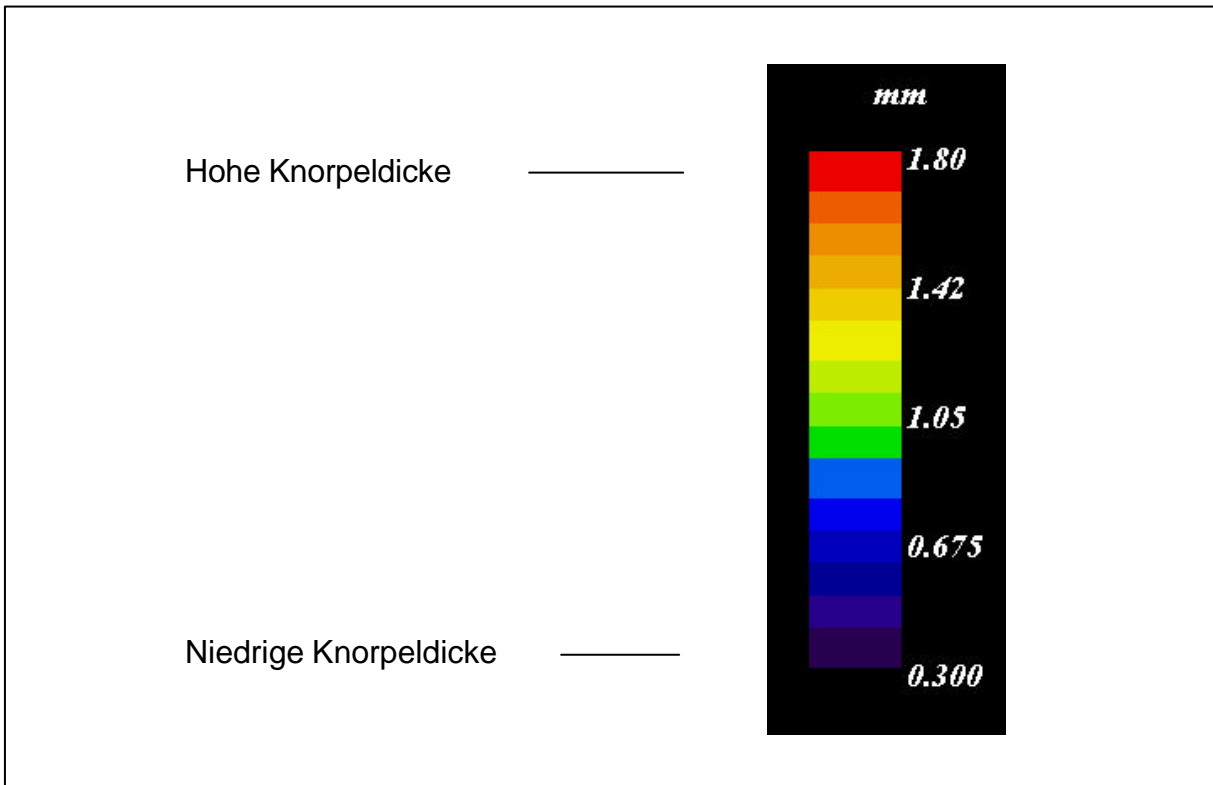


**Abb. 11:** Trochlea-Seitenansicht: die Pfeile zeigen die Blickrichtung der drei Standardaufnahmen

#### 2.4.2. Knorpeldicke

Die Berechnung der Knorpeldicke erfolgte ebenfalls mit Hilfe des Programmes „The Visualisation Toolkit“ (VTK). Dafür wurde zunächst ein Objekt mit dem Schwellenwert für die Knochen-Knorpel-Grenze und ein weiteres mit dem Schwellenwert für die Knorpel-Luft-Grenze berechnet (*vtkobject*). Durch die Abstandsmessung jedes Oberflächenpunktes im Knorpel-Luft-Objekt mit dem nächsten Nachbarpunkt (nearest neighbour algorithm) im Knorpel-Knochenobjekt konnte flächenhaft die Knorpeldicke ermittelt werden (*vtkcartilage*).

In einem weiteren Schritt wurden wiederum wie bei der Darstellung der subchondralen Dichteverteilung die ermittelten Werte auf die Gelenkoberfläche projiziert und als zweidimensionale farbige Knorpeldickenverteilung (MIP) dargestellt. Hierbei wurde die gleiche Falschfarbentabelle wie bei der Knochendichte verwendet. Um



**Abb. 12:** Falschfarbentabelle Knorpeldicke

farblich gut differenzierte Verteilungsmuster zu erhalten, wurde für alle Altersgruppen die untere Grenze auf 0,3 mm und die obere auf 1,8 mm festgelegt. Anschließend konnte das farbige Verteilungsmuster der Knorpeldicke (MIP) auf den dreidimensional rekonstruierten Knochen projiziert werden.

#### 2.4.2.1. Kalibrierung der Software

Zur Bestimmung der Knorpeldicke mußten zunächst die Hounsfield-Schwellenwerte der Knochen-Knorpel-Grenze beziehungsweise der Knorpel-Luft-Grenze experimentell ermittelt werden. Dies ist notwendig wegen des unscharfen Übergangs an den Grenzflächen, der bedingt ist durch den Partialvolumeneffekt.

Hierzu wurden fünf Fesselbeine in transversaler Richtung lateral und medial markiert (Sägeeinschnitt) und im sagittalen Strahlengang über den Computertomographen eingescannt. Die gewonnenen Datensätze wurden bearbeitet wie oben beschrieben.

Anschließend wurde ein anatomischer Schnitt in der markierten Ebene durchgeführt. Die Dicke des Knorpels wurde darauf an fünf definierten Stellen im Abstand von  $\varnothing$

einem Zentimeter auf zwei unterschiedliche Weisen bestimmt: Zum einen durch lichtmikroskopische Messungen mit Hilfe eines genormten Meßokulars und zum anderen durch Messung über das Bildanalyseprogramm „image tool“ (*UTHSCSA, IT Version 1.27*) digitalisierten Diapositiven der entsprechenden Ebene.

Die anatomisch ermittelten Daten wurden mit den berechneten Ergebnissen verglichen. Die beiden Schwellenwerte wurden so optimiert, daß eine Übereinstimmung der Ergebnisse zwischen anatomischer und radiologischer Knorpeldickenmessung bestand. Der Schwellenwert für die Knorpel-Luft-Grenze wurde auf einen Graustufenwert von 500 (= -524 HE) festgesetzt, der Schwellenwert der Knochen-Knorpel-Grenze auf 1550 (= +526 HE).

Die Kalibrierung der Software wurde durch Kontrollmessungen überprüft.

Hierzu wurde wiederum an fünf Fesselbeinen nach dem oben beschriebenen Prinzip die Knorpeldicke innerhalb der Gelenkfläche aus den Datensätzen berechnet und mit den an anatomischen Probeschnitten erfolgten Messungen verglichen.

Eine weitere Kontrolle erfolgte in Form einer „Knorpeldickenberechnung“ eines knorpelfreien dorsalen Röhrbeinabschnittes. Der Knochen wurde hierzu von umgebenen Weichteilen und seinem Periost befreit. Bei der Berechnung zeigte sich, daß das Programm auch bei dicht zueinander liegenden Schwellenwerten eine „Knorpeldicke“ von mindestens 0,5 mm mißt. Eine Darstellung der Knorpeldicke unterhalb dieses Wertes ist daher nicht möglich. Die Zuordnung der Falschfarbentabelle mit einem Mindestwert von 0,3 mm (siehe oben) ist bedingt durch die differenziertere Darstellung der Knorpeldickenverteilung.

## **2.5. Datenauswertung**

### **2.5.1. Subchondrale Knochendichte**

Zur übersichtlichen Darstellung der Dichtemaxima/-minima wurden die Pferde in Abhängigkeit vom Alter in Gruppen zusammengefaßt. Die Einteilung der Altersgruppen wurde unter Berücksichtigung von ähnlichen Verhältnissen in der Lokalisation der



Dichtemaxima/-minima in den einzelnen Altersstadien festgelegt. Innerhalb dieser Gruppen wurden die Densitogramme und die Maxima/Minima-Summation auf Übereinstimmung überprüft.

In einer deskriptiven Analyse fand ein Vergleich der Gruppen untereinander auf Veränderungen im Altersgang hin statt, um einen verlaufsmäßigen Überblick aus der Einzelbildaufnahme verschieden alter Tiere zu erhalten.

Eine Zusammenfassung der Pferde in einem Alter von 4 Monaten bis 2 Jahren in einer Altersgruppe (Gruppe 2) erscheint zunächst nicht sinnvoll, da hier aufgrund des starken Wachstums eine deutliche Änderung zumindest der Dichtemaxima zu erwarten wäre. Diese Entwicklung konnte jedoch nicht beobachtet werden. In dieser Altersgruppe zeigte sich sogar eine besonders hohe interindividuelle Übereinstimmung.

Mit Hilfe der Bildbearbeitungssoftware „Adobe Photoshop“ (*Adobe Systems Incorporated, Version 5.0*) konnten die Dichtemaxima und -minima in ihren Umrissen interaktiv markiert werden. Ein Maximum ist definiert durch die beiden höchsten farblich dargestellten Dichtestufen pro Gelenkfläche, ein Minimum entsprechend durch die beiden niedrigsten. (Die Begriffe „Haupt- und Nebenmaxima/-minima“ im Ergebnisteil beziehen sich auf die Größe der markierten Bereiche, nicht auf den Grad der Dichte.) Die Markierungen wurden anschließend isoliert und einheitlich mit einer transparenten Farbe mit einer Deckkraft von 20% ausgefüllt. Als Farbe für die Dichtemaxima wurde „rot“ gewählt, für die Minima „blau“. Danach wurden die Maxima und Minima in den einzelnen Altersgruppen übereinander projiziert. Um eine topographisch vergleichbare Summation zu gewährleisten, wurde jede Gelenkfläche (Densitogramm) graphisch auf eine Einheitsgröße standardisiert. In den Schnittmengen der Maxima/Minima addiert sich die Deckkraft um jeweils 20%, so daß Bereiche häufiger Dichtemaxima/-minima entsprechend farblich intensiver dargestellt werden.

In einem letzten Schritt wurde die Summation der Maxima/Minima in einen Umriß der entsprechenden Gelenkfläche eingefügt.

**Tabelle 2:** Einteilung der Pferde nach Altersgruppen

Gruppe 1	0 - 3 Monate
Gruppe 2	4 Monate - 2 Jahre
Gruppe 3	3 - 6 Jahre
Gruppe 4	7 - 12 Jahre
Gruppe 5	13 - 20 Jahre
Gruppe 6	über 20 Jahre

**Tabelle 3:** Anzahl der untersuchten Präparate je Gruppe

	Pferde	vl	vr	Präparate	Gliedmaßenpaare
<b>Gruppe 1</b>	2	2	2	4	2
<b>Gruppe 2</b>	3	3	3	6	3
<b>Gruppe 3</b>	6	5	6	11	5
<b>Gruppe 4</b>	4	3	4	7	3
<b>Gruppe 5</b>	6	4	5	9	3
<b>Gruppe 6</b>	5	4	4	8	3

### 2.5.2. Knorpeldicke

Die Einteilung der Tiere bei dieser Untersuchung erfolgte in die gleichen Altersgruppen. Auch die deskriptive Analyse und die Isolierung der Knorpelmaxima mit Hilfe des Bildbearbeitungsprogrammes „Adobe Photoshop“ (*Version 5.0*) erfolgten nach dem gleichen Schema. Die Maxima entsprechen in ihrer Definition denen der Knorpelminima. Da die Bereiche minimaler Knorpeldicke weite Bereiche der Gelenkfläche einnehmen, wurde hier nur die unterste dargestellte Farbstufe in der jeweiligen MIP als Minimum definiert. Die Begriffe „Haupt- und Nebenmaximum beziehungsweise -minimum beziehen sich auch hier nur auf die Größe der markierten Fläche, nicht auf die Dicke des Knorpels.

Aufgrund des an die Gelenkfläche angrenzenden Weichteilgewebes kam es zu häufigen Artefaktbildungen, die im Randbereich eine hohe Knorpeldicke vortäuschten und von

der eigentlichen Knorpeldickendarstellung abzugrenzen sind.

Bei der Darstellung der isolierten Knorpeldickenmaxima in der Summation wurde analog zu den Überlagerungsbildern bei der Knochendichte ebenfalls die Farbe „rot“ gewählt, für die Minima „blau“. Auch hier addieren sich die Schnittmengen in ihrer Farbintensität um jeweils 20%, so daß sich Bereiche häufiger Maxima- und Minimalokalisationen entsprechend farbdichter darstellen.

## **2.6. Qualitative und quantitative Analyse der technischen Präzision aus primären Schnittbildern**

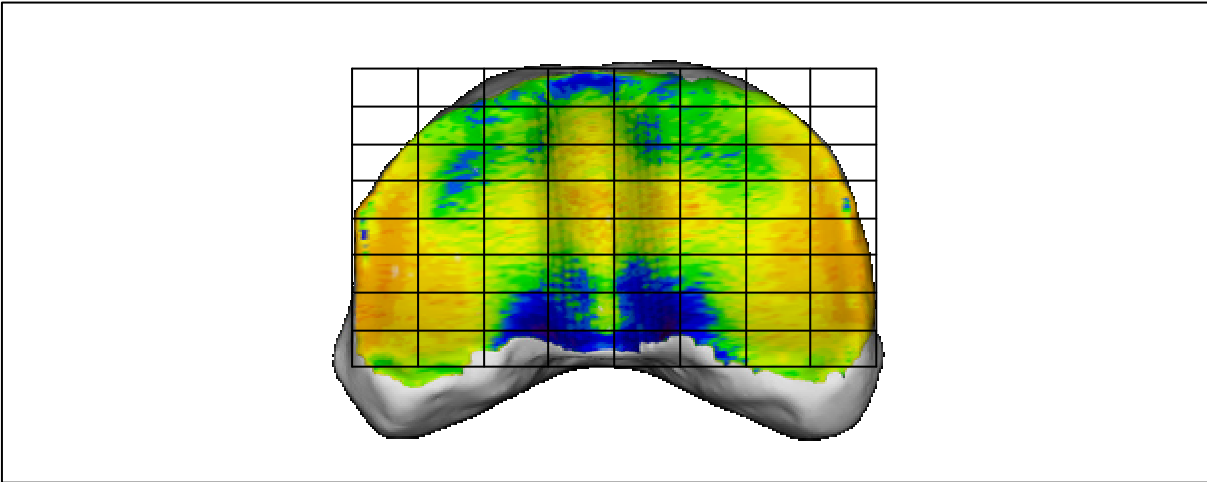
Beim Einscannen der Präparate über den Computertomographen wurden die einzelnen Gelenke zwar bei gleicher Tischhöhe auf dieselbe Art und Weise gelagert, jedoch waren, bedingt durch die manuelle Positionierung der Knochen zueinander und des gesamten Gelenkes auf dem Tisch, geringfügige Abweichungen in der Lagerung gegeben. Des Weiteren wurden die Datensätze der zur Untersuchung gelangten Fesselgelenke nicht an einem Tag, sondern über Monate erhoben.

Um eine einheitliche Interpretation der Ergebnisse aus den einzelnen Datensätzen der Fesselgelenke zu gewährleisten, ist eine Unabhängigkeit in der Datenerhebung sowohl von der Lagerung der Präparate als auch von der „Tagesform“ des Computertomographen notwendig.

Zur Überprüfung identischer Meßergebnisse in bezug auf Lagerung und Zeit wurde ein Fesselbein in jeweils fünf geringgradig unterschiedlichen Positionen an drei verschiedenen Tagen eingescannt. Die Datensätze für die einzelnen Gelenkflächen wurden nach den beschriebenen Verfahren bearbeitet und bezüglich der Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte und Knorpeldicke auf Übereinstimmung geprüft:

Zunächst erfolgte ein subjektiver Vergleich der MIP's auf optische Übereinstimmung. Um eine Objektivierung der Ergebnisse zu erhalten, wurden die Gelenkflächen in einen definierten Rahmen eingepaßt, die Maxima mit Hilfe der Software *Adobe Photoshop 5.0* markiert, in eine Matrix übereinander projiziert (Summation) und auf Deckungsgleichheit überprüft.

In einer dritten Untersuchung wurde ein 9x9-Raster auf die MIP's gelegt. In den



**Abb. 13:** Gelenkfläche des Fesselbeines mit angepaßtem Raster (9x9 Punkte)

insgesamt 49 auf der Gelenkfläche liegenden Schnittpunkten wurde die jeweilige Farbstufe registriert und mit den Ergebnissen der anderen vier MIP's in der entsprechenden Bildkoordinate auf Übereinstimmung geprüft. Dabei wurde eine Abweichung von 0 – 3 Stufen nach oben oder unten registriert. Zu den Ergebnissen siehe IV.1..

## 2.7. Erhebung von Sekundärschnitten

Bei einer Untersuchung in vivo ist das oben beschriebene Einscannen des Fesselgelenkes parallel zur Körperachse im sagittalen Strahlengang aufgrund des begrenzten Durchmessers der Gantry nicht möglich. Beim lebenden Tier muß das Gelenk in axialer Schnittrichtung (Horizontalebene bezogen auf den Rumpf) eingescannt werden. Diese Schnittebene steht somit im rechten Winkel zur Sagittalen.

Um eine Bearbeitung der so erhobenen Daten zu ermöglichen, müssen aus den Primärschnitten Sekundärschnitte berechnet werden, die den Schnittbildern der oben beschriebenen in vitro - Untersuchung im sagittalen Strahlengang entsprechen.

Um eine Übereinstimmung der originalen Schnitte mit den Sekundärschnitten zu überprüfen, wurden fünf Fesselgelenke in sagittaler Schnittebene eingescannt als auch axial im horizontalem Strahlengang. Anschließend wurden die bearbeiteten Datensätze aus den Primärschnitten des sagittalen Strahlengangs mit den sekundär berechneten Schichtbildern aus transversaler Schichtebene in bezug auf subchondrale Knochendichte und Knorpeldicke verglichen.

Des Weiteren wurde bei der Erstellung sekundärer Datensätze die Unabhängigkeit von der Anzahl der berechneten Schnittbilder geprüft. Anhand von den transversalen Datensätzen der fünf Fesselgelenke wurden sekundär-sagittale Datensätze mit je 65 und 100 Bildern dargestellt und auf Übereinstimmung verglichen.

Die Auswertung der gewonnenen Ergebnisse erfolgte nach dem gleichen Prinzip wie in 2.6.:

Nach einem subjektiven Vergleich der MIP's auf optische Übereinstimmung wurden zur Objektivierung die Maxima in jeder Falschfarbendarstellung markiert und übereinander projiziert. Danach folgte eine weitere Auswertung mit Hilfe eines 9x9-Rasters. In den 49 auf der Gelenkfläche liegenden Bildkoordinaten fand eine Überprüfung auf Übereinstimmung der jeweilig abgebildeten Farbstufe statt. Der Nachweis der Übereinstimmung von Primär- und Sekundärschnitten wurde von MÜLLER-GERBL (1991) prinzipiell erbracht.

## **2.8. Spaltlinienmethode**

Die fünf zur Untersuchung gelangten Fesselgelenke wurden nach Lagerung bei  $-20^{\circ}\text{C}$  in einem Kühlraum bei  $4^{\circ}\text{C}$  18-24 Stunden aufgetaut. Danach wurden die Fesselgelenkspräparate zunächst mechanisch grob von dem sie umgebenden Weichteilgewebe befreit. Anschließend erfolgte eine Mazeration in einer 5% Natriumcarbonatlösung über 2 Tage bei einer Temperatur von circa  $80^{\circ}\text{C}$ . Die Knochen konnten daraufhin leicht vom restlichen Weichteilgewebe befreit werden. Um den nachfolgenden zeitintensiven Entkalkungsprozeß so kurz wie möglich zu gestalten, wurde zuvor sämtliches überflüssige Knochengewebe entfernt. Die Entkalkung erfolgte in einer 5%-igen Salpetersäure über 9 Wochen. Die Säure wurde nach 6 Wochen gewechselt.

Die 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 mit Hilfe einer drehrunden Nadel, deren Spitze zuvor in Tinte getaucht wurde, senkrecht zur Gelenkfläche in einem regelmäßigen Abstand von ungefähr 2mm in den subchondralen Knochen eingestochen. Danach wurde durch Schwenken der Präparate in 6%-igen Formaldehydlösung überschüssige

Tinte entfernt.

Die Befunddokumentation erfolgte mittel Farbfotografie und Skizzenzeichnung.

## IV. ERGEBNISSE

Die Ergebnisse der CT-OAM und der Knorpeldickenmessungen sollen anhand von beispielhaften Bildern und Skizzen dokumentiert werden.

### 1. Qualitative und quantitative Analyse der technischen Präzision aus primären Schnittbildern

Beim Vergleich der Verteilungsmuster aus fünf verschiedenen Datensätzen eines Gelenkes zeigte sich in allen Fällen ein befriedigendes Ergebnis.

Hierzu wurde ein Fesselbein in 5 unterschiedlichen Positionen gescannt und die subchondrale Knochendichte- und Knorpeldickenverteilung berechnet.

Bei Betrachtung der **Abbildung 14** als Beispiel für die Darstellung der subchondralen Knochendichteverteilung an der Gelenkfläche eines Fesselbeines aus fünf verschiedenen Datensätzen (Abb. 14a-e) zeigt sich, daß sich die einzelnen Rekonstruktionen nicht absolut deckungsgleich verhalten, jedoch ist eine hohe Übereinstimmung der einzelnen Verteilungsmuster gegeben.

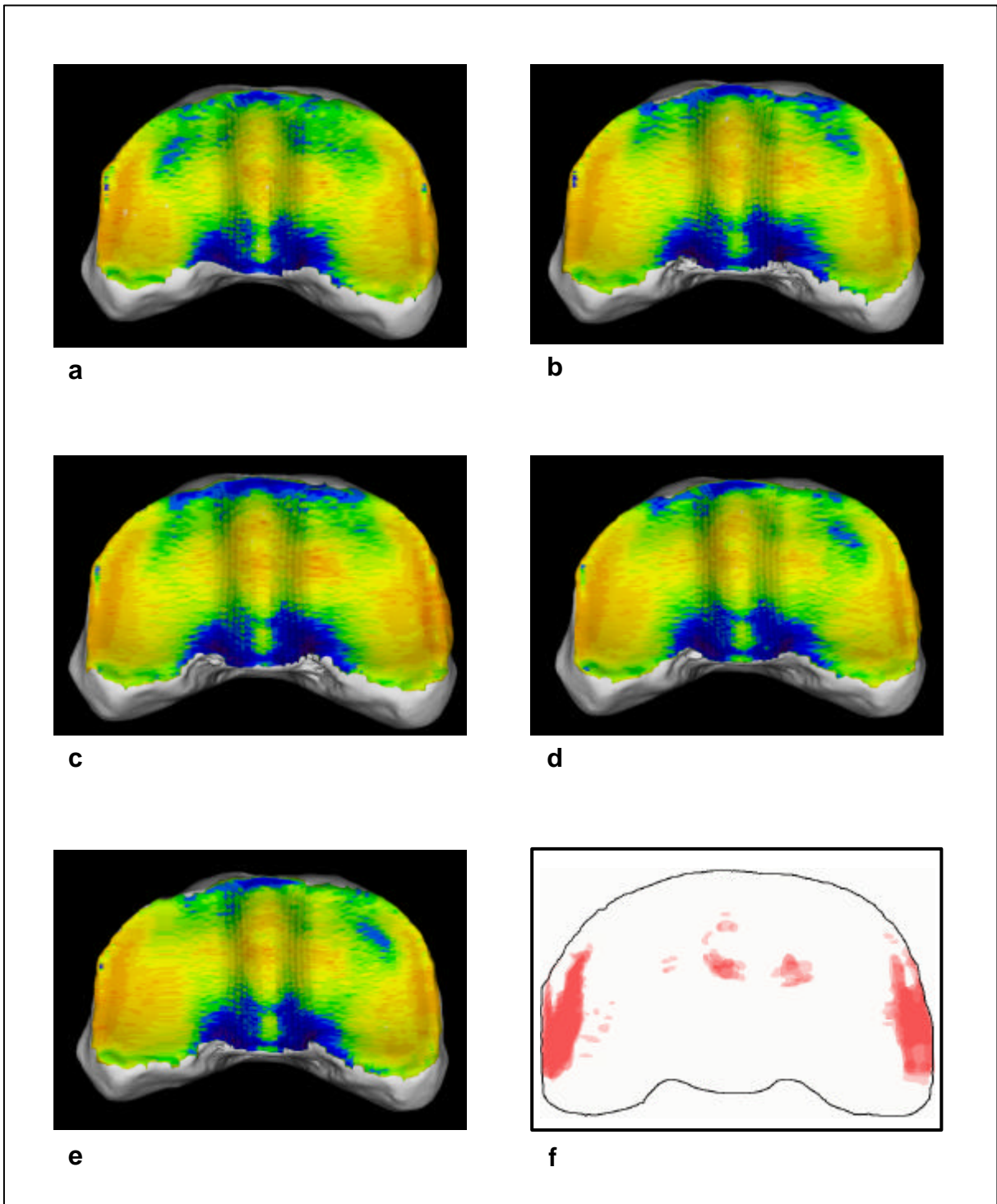
Die Projektion der markierten Maxima aus den fünf Abbildungen in den Umriß einer einzigen Gelenkfläche bestätigt die Verhältnisse auf objektive Weise (Abb. 14f).

Die quantitative Analyse der MIP's ergab bei der subchondralen Knochendichte in 95% der gemessenen Punkte eine Übereinstimmung oder nur 1 Stufe Abweichung, bei der Knorpeldicke waren es 93%.

### 2. Qualitativer Vergleich der CT-OAM aus Primär- und Sekundärschnitten

Der Nachweis von MÜLLER-GERBL (1991) für die Übereinstimmung von Primär- und Sekundärschnitten konnte auch hier nur bedingt bestätigt werden.

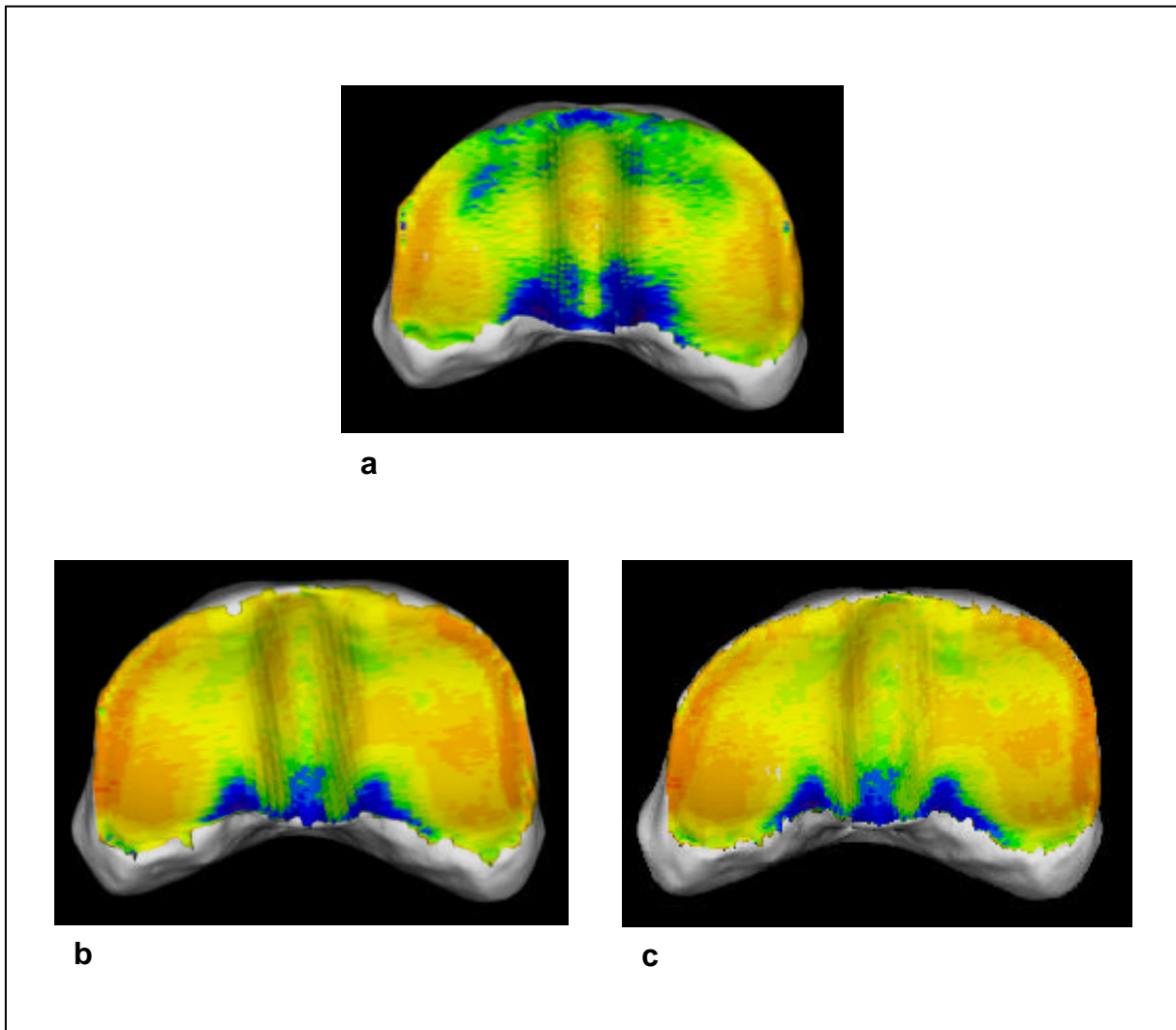
Beim Vergleich der Densitogramme und Verteilungsmuster der Knorpeldicke aus den Primärschnitten im sagittalen Strahlengang mit den errechneten Sekundärschnitten aus den Datensätzen im axialen Strahlengang fällt auf, daß bei der Darstellung der



**Abb. 14a-f:** CT-OAM-Densitogramme am Beispiel der Gelenkfläche eines Fesselbeines, erstellt aus 5 verschiedenen Datensätzen

Verteilungsmuster aus den Sekundärschnitten höhere Werte (1-2 Farbstufen) bezüglich der subchondralen Knochendichte und Knorpeldicke angegeben werden. Die Verteilungsmuster zeigen im optischen Vergleich hingegen eine grobe Übereinstimmung. Ein semiquantitativer Vergleich der rekonstruierten Verteilungs-





**Abb. 15a-c:** Densitogramme einer Fesselgelenksfläche aus originalem sagittalen (a) und Sekundärschnitten aus horizontaler Schnittebene (b, c). Das linke Densitogramm (b) wurde aus 65, das rechte (c) aus 100 errechneten Sekundärschnitten erstellt.

muster aus 65 und 100 sekundär errechneten Schnittbildern ergab Deckungsgleichheit. Eine grobe Übereinstimmung zeigt sich hingegen in der Relation der Werte zueinander im Verteilungsmuster selbst, unabhängig von der Falschfarbendarstellung. Das Markieren der Maxima und Projektion dieser in den Umriß einer Gelenkfläche bestätigen diese Verhältnisse (Abb. 16).

**Abbildung 15** zeigt exemplarisch die Densitogramme der Gelenkfläche eines Fesselbeines aus einem sagittalen Datensatz und einem sekundär errechneten Datensatz im transversalen Strahlengang.

Der Vergleich der dargestellten Sekundär-Datensätze aus je 65 und 100 Schnittbildern zeigt nahezu Deckungsgleichheit.



**Abb. 16:** Maxima-Projektion aus originale Sagittal- und sekundärem Datensatz transversaler Schnittbilder

### 3. Subchondrale Knochendichte

#### 3.1. Hauptmittelfußknochen, Os metacarpale III (Trochlea metacarpi)

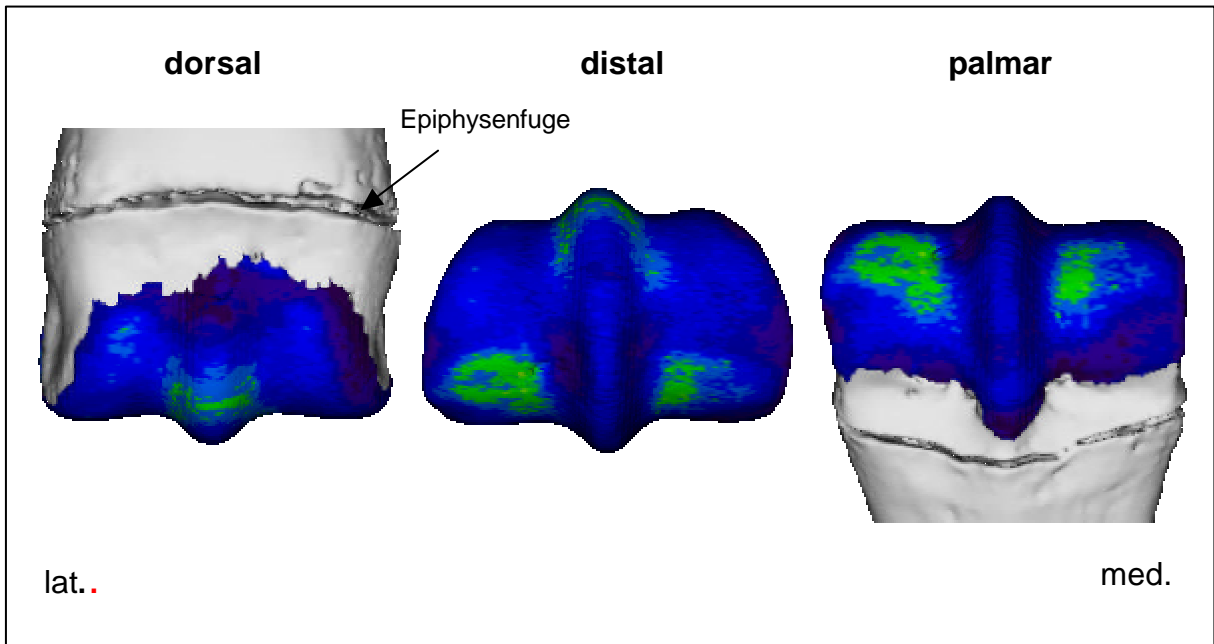
##### 3.1.1. Gruppe 1 (0-3 Monate)

In dieser Gruppe ist das Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte noch relativ wenig differenziert. Bei Betrachtung der drei Ansichten der walzenförmigen Gelenkfläche zeichnen sich jedoch recht deutlich drei Hauptmaxima ab. Das eine ist dorso-distal zentral auf dem Rollkamm lokalisiert, die anderen beiden liegen disto-palmar bilateral des Rollkammes auf gleicher Höhe (Abb. 17).

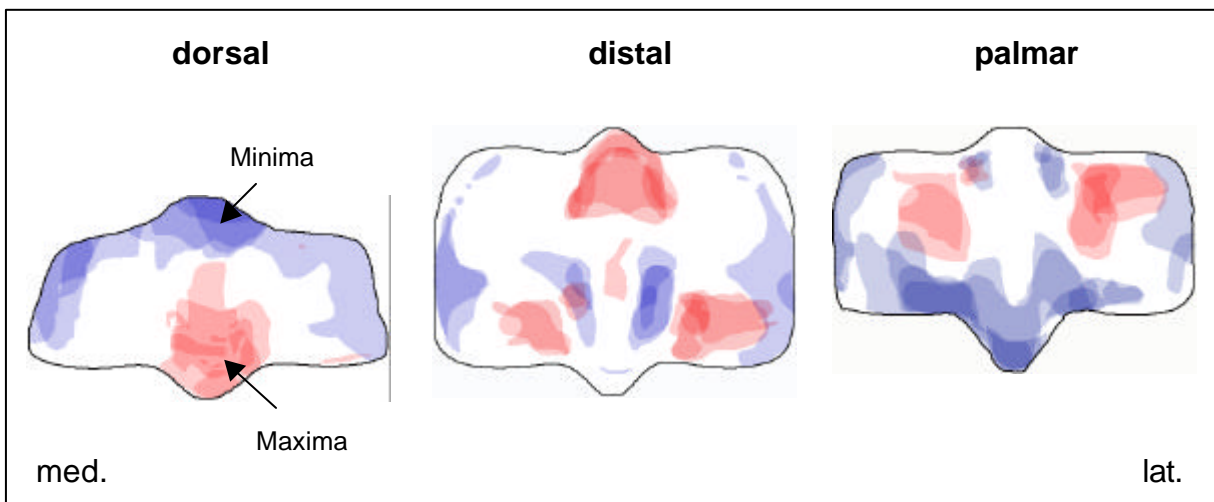
In der Maxima-Summentation werden diese Verhältnisse noch einmal deutlich (Abb. 18).

Auf der dorsalen Seite nimmt in den meisten Fällen die Verdichtung des subchondralen Knochens zum proximalen Ende des Sagittalkammes hin ab. Besonders hier, aber auch entlang des Gelenkflächenrandes, sind Dichteminima lokalisiert (Abb. 18).

Im disto-palmaren Bereich sind biaxial des Sagittalkammes konstant zwei längsovale Bereiche geringer Knochendichte, die sich oft als Minima darstellen, anzutreffen. Auf dieser Höhe verjüngen sich auch oft zwei randständige Minima nach axial. Auch am palmaren Ende des Kammes finden sich in unterschiedlichem Ausmaß Bereiche



**Abb. 17:** Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) an der rechten Trochlea des Hauptmittelfußknochens einer 3-monatigen Kaltblut Stute (Pfd.25vr)



**Abb. 18:** Maxima- und Minimasummary der subchondralen Knochendichte an der linken Trochlea des Hauptmittelfußknochens innerhalb der Altersgruppe der 0- bis 3-monatigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

minimaler Dichte, die sich am palmaren Rand der Gelenkfläche unterschiedlich weit und unregelmäßig zu den Seiten hin ausdehnen.

### 3.1.2. Gruppe 2 (4 Monate – 2 Jahre)

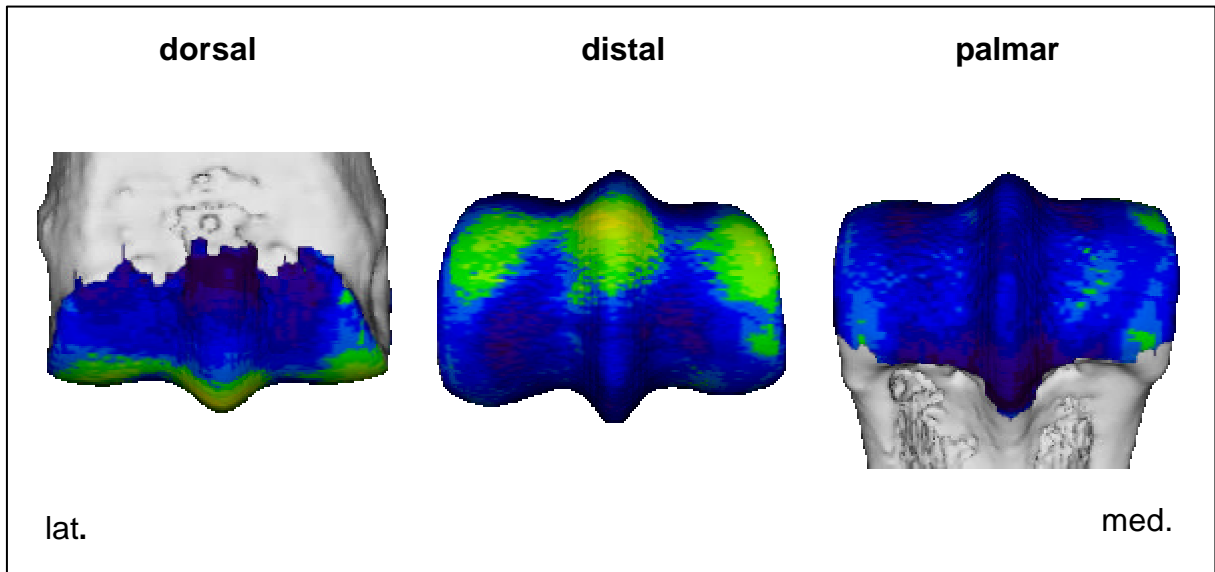
In dieser Altersgruppe ist das Wachstum und somit die Gewichtszunahme am stärksten. Eine deutliche Erhöhung der Belastung auf das Gelenk ist daher in Abhängigkeit von der Zeit zu erwarten. Die Verteilungsmuster in dieser Gruppe verhalten sich sehr ähnlich. Die subchondrale Knochenplatte ist auch in dieser Altersgruppe noch relativ wenig mineralisiert. Die hohen Blauanteile bei der Falschfarbendarstellung in **Abbildung 19** demonstrieren diese Verhältnisse.

Im Vergleich zu Gruppe 1 ist eine etwas stärkere Differenzierung im Verteilungsmuster zu beobachten.

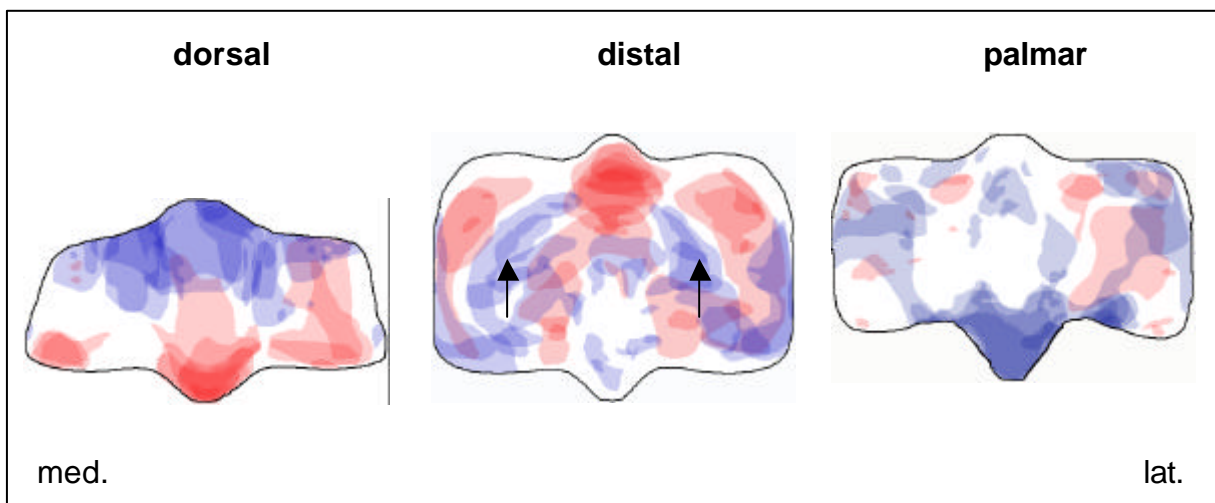
In dieser Gruppe kristallisieren sich ebenfalls drei Hauptmaxima heraus, die im Gegensatz zur Gruppe 1 alle im dorso-distalen Bereich zu liegen kommen. Das auf dem Sagittalkamm gelegene Maximum wie in Gruppe 1 ist ebenfalls vorhanden. Die beiden anderen Hauptmaxima liegen etwa auf gleicher Höhe leicht distal des zentral gelegenen Maximums im Randbereich der Gelenkwalze. Sie laufen annähernd gleichförmig am lateralen und medialen Rand der Trochlea nach disto-palmar aus. Palmar davon verläuft biaxial je eine Zone minimaler Knochendichte in palmo-abaxialer Richtung (siehe „←“). Die Summationsbilder in **Abbildung 20** zeigen diese Verhältnisse deutlich.

Die disto-palmaren Hauptmaxima wie in der 1. Altersgruppe sind nur noch sporadisch ausgebildet (Abb. 20).

Ein Hauptminimum liegt jeweils am dorsalen und palmaren Ende des Sagittalkammes. Weiterhin sind am gesamten dorsalen Rand der Gelenkfläche Minima zu finden.



**Abb. 19:** Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) an der rechten Trochlea des Hauptmittelfußknochens eines 2-jährigen Haflinger Hengstes (Pfd.51vr)




**Abb. 20:** Maxima- und Minimasummmation der subchondralen Knochendichte an der linken Trochlea des Hauptmittelfußknochens innerhalb der Altersgruppe der 4-monatigen bis 2-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima; „←“- Zone minimaler Dichte)

### 3.1.3. Gruppe 3 (3-6 Jahre)

Bei Betrachtung der Densitogramme in **Abbildung 21** fällt einerseits eine massive Zunahme, andererseits auch eine stärkere Aufdifferenzierung der Dichtestufen des subchondralen Knochens auf.

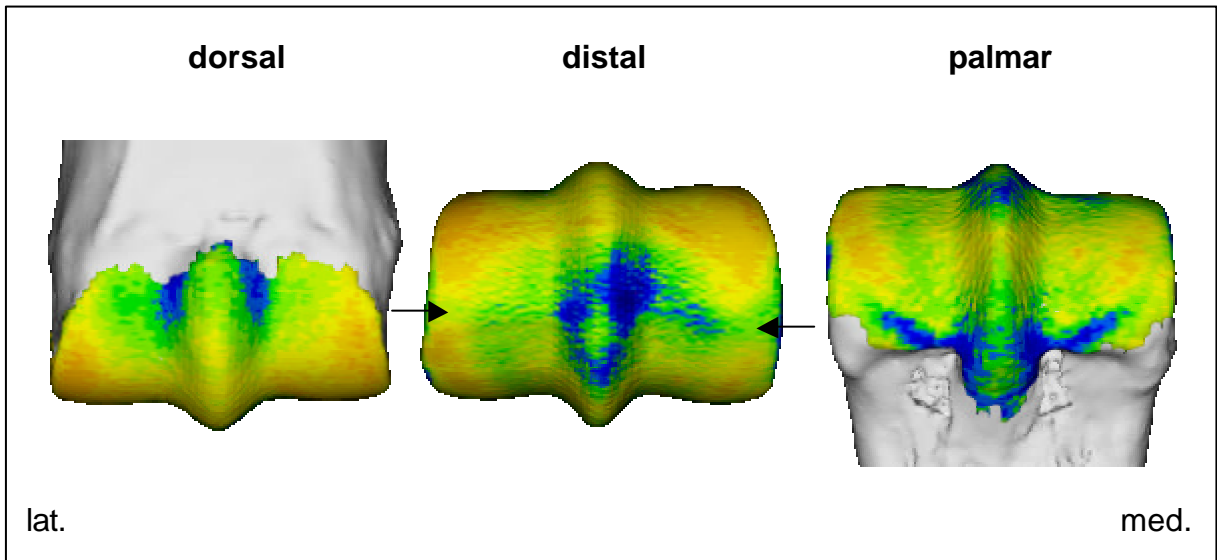
Die beiden Hauptmaxima im Randgebiet der Gelenkfläche auf dorso-distaler Höhe manifestieren sich in dieser Gruppe deutlich. Sie erstrecken sich hier gleichmäßig bis auf die palmare Seite. Die dorsalen Ausläufer hingegen ziehen lateral und medial unregelmäßig weit nach proximal, verhalten sich jedoch für die linke und rechte Gliedmaße spiegelbildlich.

In ihrem Verlauf werden die beiden Maxima streng distal oft von einem weniger dichten Bereich deutlich unterbrochen (siehe „“), so daß man in diesen Fällen von zwei getrennten dorso-distalen und disto-palmaren Maxima pro Seite sprechen kann.

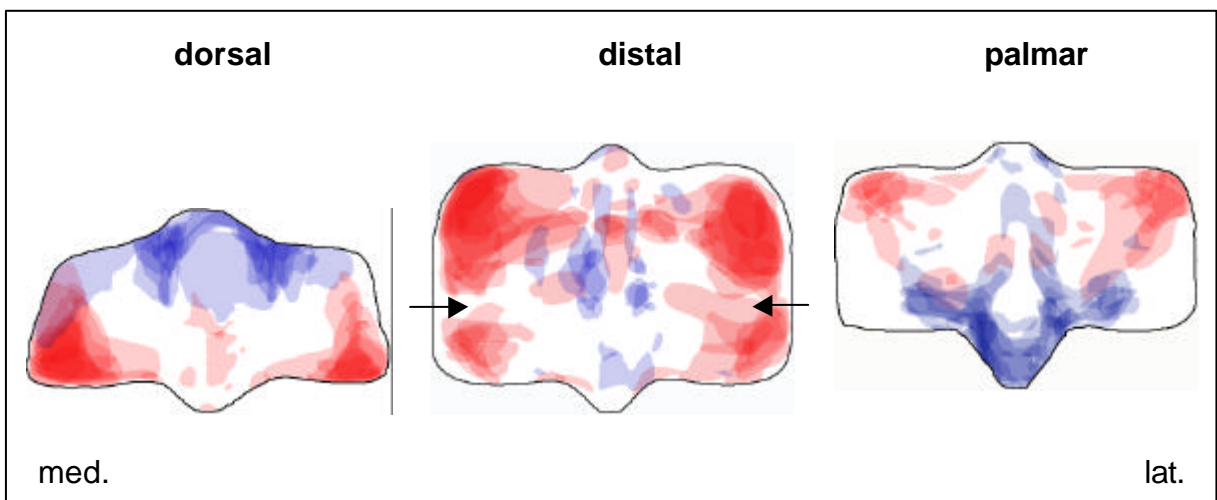
Auf der palmaren Seite zeigen sich unregelmäßig zusätzlich symmetrisch angelegte Ausläufer in einem proximo-axialen Verlauf (Abb. 21 und 22).

Ein zentrales dorso-distal gelegenes Hauptmaximum, wie es bei den beiden jüngeren Altersgruppen zu finden ist, zeigt sich hier nicht mehr. Vielmehr laufen die Randmaxima in diesem Bereich axial aus, so daß eine deutliche Abgrenzung eines Zentralmaximums nicht mehr gegeben ist.

Aufgrund der zunehmenden Differenzierung in der Falschfarbendarstellung kristallisieren sich die Bereiche geringer Knochendichte klarer heraus (blaue Anteile). Deutlich zeigen sich an den aus den beiden obigen Gruppen bekannten Stellen biaxial des Rollkammes am distalen Scheitelpunkt, sowie am dorsalen und palmaren Pol Bereiche minimaler Knochendichte. Diese Dichteminima ziehen oft auf den Rollkamm hinauf, um dort ineinander überzugehen. Am palmaren Rand zeichnet sich schon die in den älteren Altersgruppen typische „Pfeilform“ ab.



**Abb. 21:** Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) an der rechten Trochlea des Hauptmittelfußknochens einer 5-jährigen Warmblut Stute (Pfd.36vr); „←“- Zone mittlerer Knochendichte)



**Abb. 22:** Maxima- und Minimasumation der Subchondrale Knochendichte an der linken Trochlea des Hauptmittelfußknochens innerhalb der Altersgruppe der 3- bis 6-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima; „←“- Zone mittlerer Knochendichte)

#### **3.1.4. Gruppe 4 (7-12 Jahre)**

Die Verteilungsmuster an der Gelenkwalze bei den 7 bis 12-jährigen verhalten sich denen der Gruppe 3 sehr ähnlich (Abb. 21 und 23).

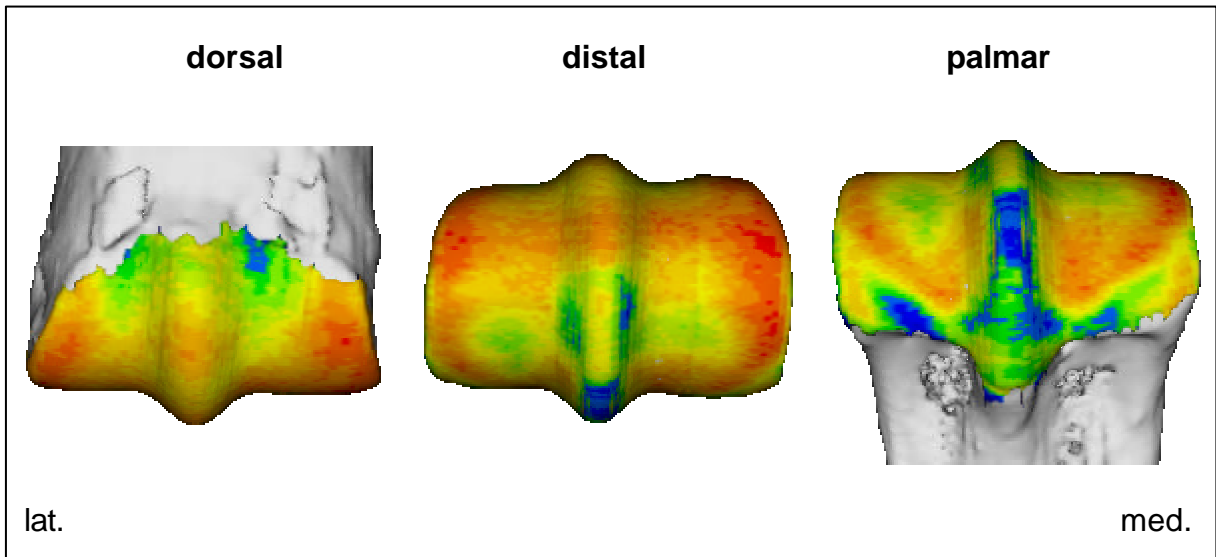
Die zunehmend roten Bereiche in der Falschfarbendarstellung weisen auf eine weitere Verdichtung der subchondralen Knochenplatte im Altersverlauf hin. Durch das Ausschöpfen der gesamten Falschfarbentabelle erscheinen die Verteilungsmuster in dieser Gruppe noch differenzierter (Abb. 23).

Im Unterschied zur Altersgruppe 3 laufen die Hauptmaxima im Randbereich der Gelenkfläche wesentlich gleichmäßiger im dorsalen Bereich nach proximal aus. Auch die Unterbrechungen streng distal im Verlauf nach palmar treten vor allem medial seltener auf.

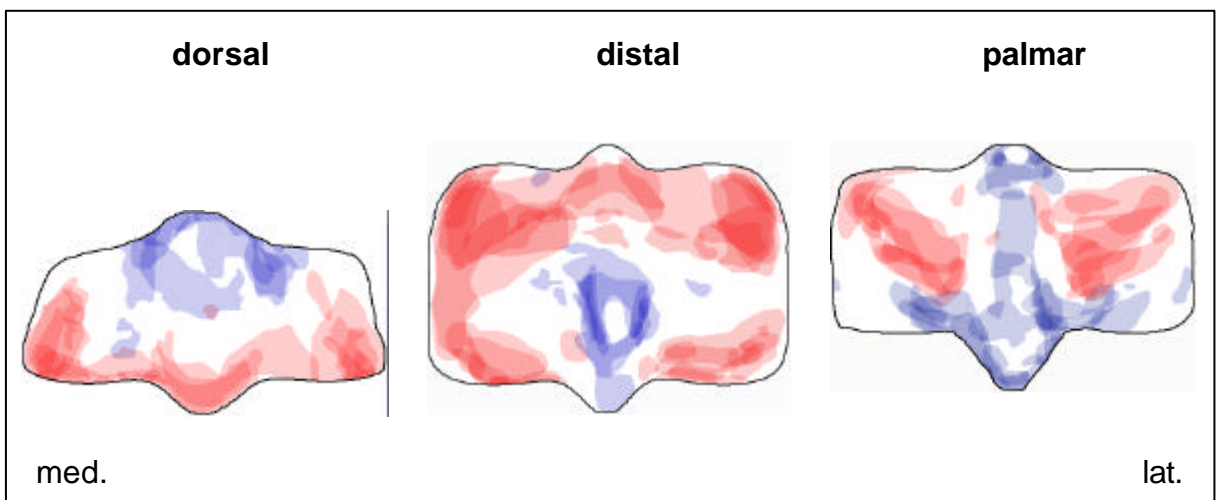
Charakteristisch für diese Gruppe sind die sich klar abzeichnenden axialen Ausläufer auf der palmaren Seite, die eine durch den Sagittalkamm unterbrochene „W-Form“ erkennen lassen. Der proximal davon gelegene zusammenhängende Anteil geringer Dichte stellt sich zunehmend als ein nach proximal gerichteter „Pfeil“ dar (Abb. 23). Die übrigen Bereiche minimaler Knochendichte verhalten sich wie in obiger Gruppe.

Im dorso-distalen Bereich werden die Verhältnisse zunehmend homogener. Die Randmaxima laufen in einem breiten Streifen axial aus und gehen auf dem Rollkamm ineinander über, so daß sich ein breiter transversaler Balken erhöhter Dichte darstellt (Abb. 23).





**Abb. 23:** Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) an der rechten Trochlea des Hauptmittelfußknochens eines 11-jährigen Warmblut Wallachs (Pfd.17vr)



**Abb. 24:** Maxima- und Minimasummmation der Subchondrale Knochendichte an der linken Trochlea des Hauptmittelfußknochens innerhalb der Altersgruppe der 7- bis 12-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

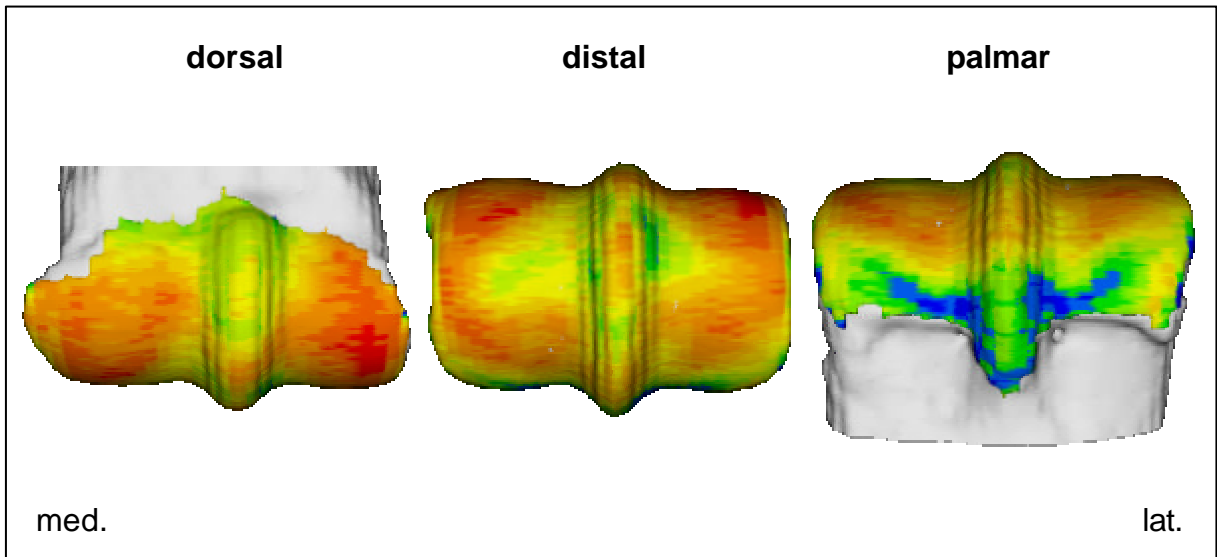
### 3.1.5. Gruppe 5 (13-20 Jahre)

Die Summationsbilder in **Abbildung 26** zeigen eine Anlehnung der Maxima- und Minima-Verhältnisse an Gruppe 4. An die bekannten Hauptmaxima schließen sich jedoch breite Areale erhöhter Knochendichte im dorso-distalen und disto-palmaren Bereich an.

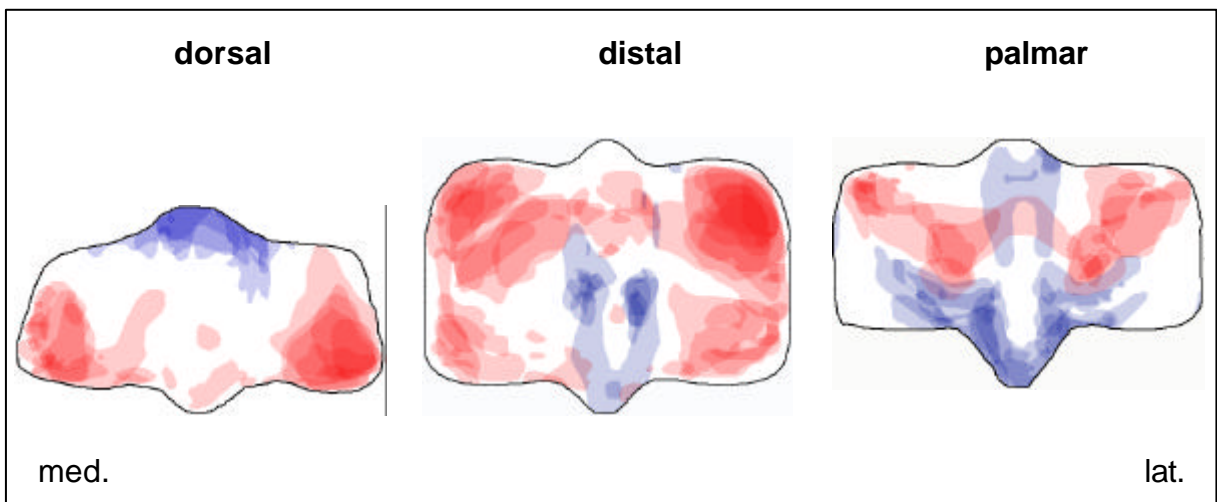
Die „W-Form“ der palmar gelegenen Ausläufer stellt sich jedoch in der Falschfarbendarstellung nicht mehr so klar dar wie in der Summation in **Abbildung 26**.

Auch die typische „Pfeilform“ aus obiger Gruppe grenzt sich nicht mehr so deutlich ab, da der Sagittalkamm zunehmend an Dichte gewinnt. Am dorsalen Rand konzentrieren sich die Minima nur noch auf den dorsalen Pol des Rollkammes (Abb. 25).

Die Ausdehnung von Bereichen mit hoher subchondraler Knochendichte nimmt in diesem Altersbereich nur mehr undeutlich zu.



**Abb. 25:** Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) an der linken Trochlea des Hauptmittelfußknochens eines 13-jährigen Warmblut Wallachs (Pfd.3vl)



**Abb. 26:** Maxima- und Minimasummutation der Subchondrale Knochendichte an der linken Trochlea des Hauptmittelfußknochens innerhalb der Altersgruppe der 13- bis 20-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

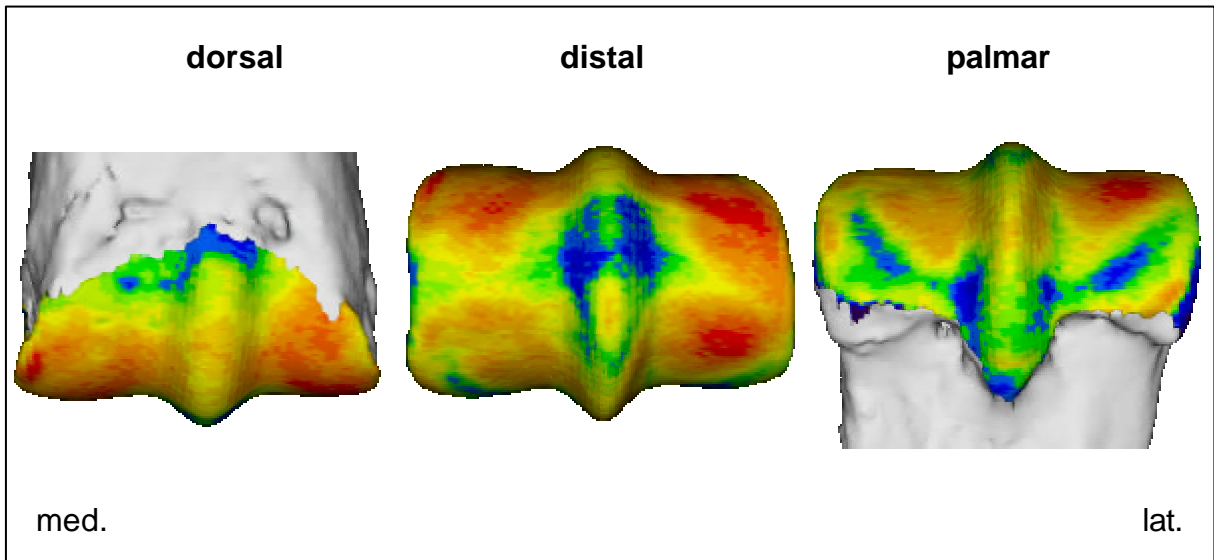
### 3.1.6. Gruppe 6 (über 20 Jahre)

Die Densitogramme in dieser Gruppe weisen keine weiteren charakteristischen Merkmale auf. Sie lehnen sich im Verteilungsmuster denen aus den Gruppe 4 und 5 an. Auch hier sind die Hauptmaxima im Randbereich der Trochlea lokalisiert. Eine Unterteilung dieser beiden lateral und medial gelegenen Randmaxima streng distal in einen dorso-distalen und einen palmo-proximalen Bereich ist hier deutlich erkennbar (Abb. 28).

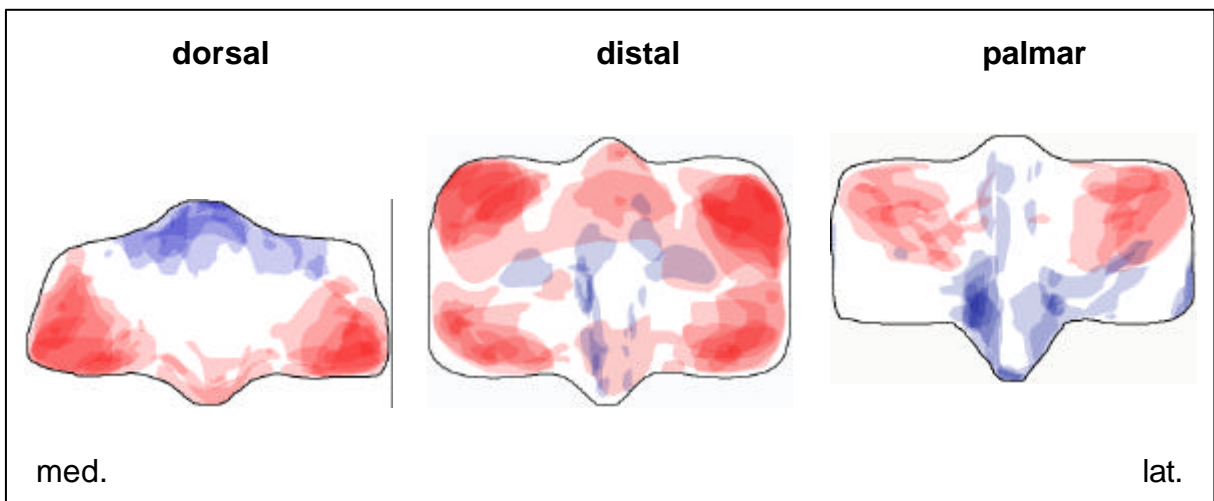
Auch hier sind noch die charakteristischen „W- und Pfeilformen“ zu erkennen. Besonders der scharfe Übergang von der „dichten W-Form“ zur „weniger dichten Pfeilform“ stellt sich in **Abbildung 27** klar dar.

Die bekannten dorsal und distal am Rollkamm gelegenen Dichteminima sind konstant vorhanden (Abb. 28).

Eine weitere Verdichtung der subchondralen Knochenplatte ist hier nicht mehr gegeben.



**Abb. 27:** Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) an der linken Trochlea des Hauptmittelfußknochens eines 25-jährigen Warmblut Wallachs (Pfd.18vl)



**Abb. 28:** Maxima- und Minimasummmation der Subchondrale Knochendichte an der linken Trochlea des Hauptmittelfußknochens innerhalb der Altersgruppe der über 20-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

## 3.2. Fesselbein, Os compedale (Fovea articularis)

### 3.2.1. Gruppe 1 (0-3 Monate)

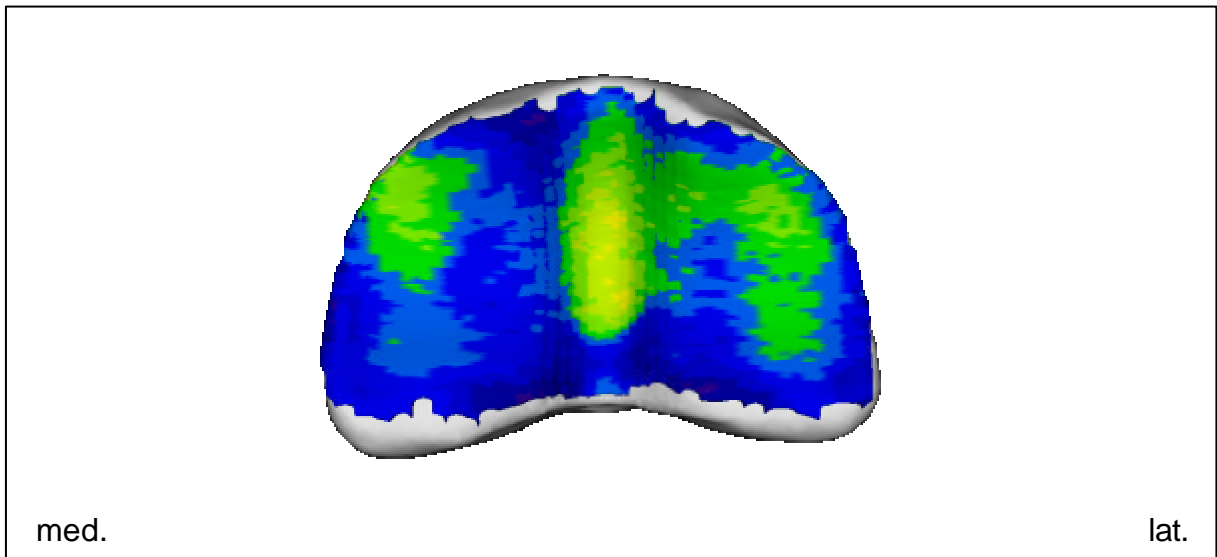
Auch beim Fesselbein liegt in dieser Gruppe die Knochendichte im unteren Bereich der Farbskala (hohe Blauanteile), ist also noch relativ gering (siehe auch Abb. 9).

Ein bei allen Präparaten deutliches Hauptmaximum ist im zentralen Bereich der Gelenkfläche zu finden. Es liegt in seiner dorso-palmar länglichen Form im Scheitelpunkt der konkaven Sagittalrinne.

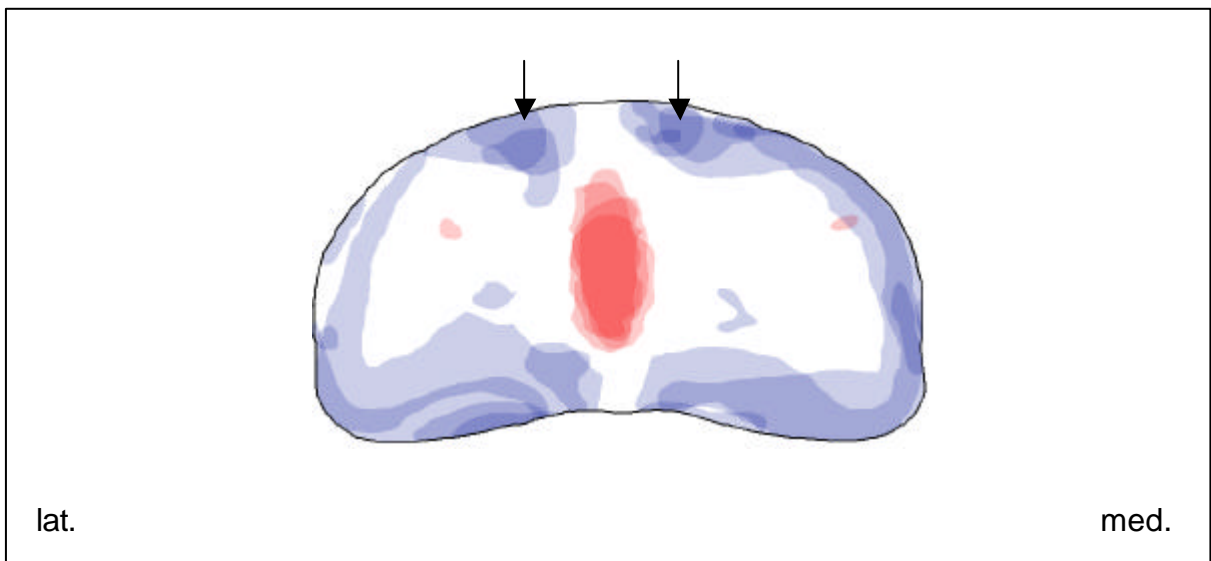
Kleinere Nebenmaxima zeichnen sich teilweise schon im dorso-abaxialen Randbereich der Gelenkfläche ab. Sie sind eher rundlich oder laufen nach palmar parallel zur Sagittalrinne in abnehmenden Dichtestufen aus. Teilweise stehen sie am dorsalen Pol mit dem Hauptmaximum der Sagittalrinne durch Bereiche höherer Dichte in Verbindung (Abb. 29). Diese als Ausläufer bezeichneten Bezirke sind nicht mehr den als Maxima definierten Bereichen zuzuordnen, sondern nur als Areale erhöhter subchondraler Knochendichte zu werten.

Bei Betrachtung der Maxima-Überlagerung in **Abbildung 30** wird deutlich, welche Bereiche als Maxima anzusehen sind. Die Summation zeigt eine hohe Übereinstimmung in Lage, Größe und Form der Maxima.

Bereiche minimaler Knochendichte zeichnen sich biaxial der Sagittalrinne entlang des Gelenkflächenrandes ab. Kleine rundliche Minima kristallisieren sich oft biaxial am dorsalen Pol der Rinne ab (siehe „←“).



**Abb. 29:** Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) an der Fovea articularis des rechten Fesselbeines einer 3-monatigen Haflinger Stute (Pfd.15vr)



**Abb. 30:** Maxima- und Minimasummutation der Subchondrale Knochendichte an der Fovea articularis des linken Fesselbeines innerhalb der Altersgruppe der 0- bis 3-monatigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima; „←“- Minima biaxial am dorsalen Pol der Sagittalrinne)

### 3.2.2. Gruppe 2 (4 Monate-2 Jahre)

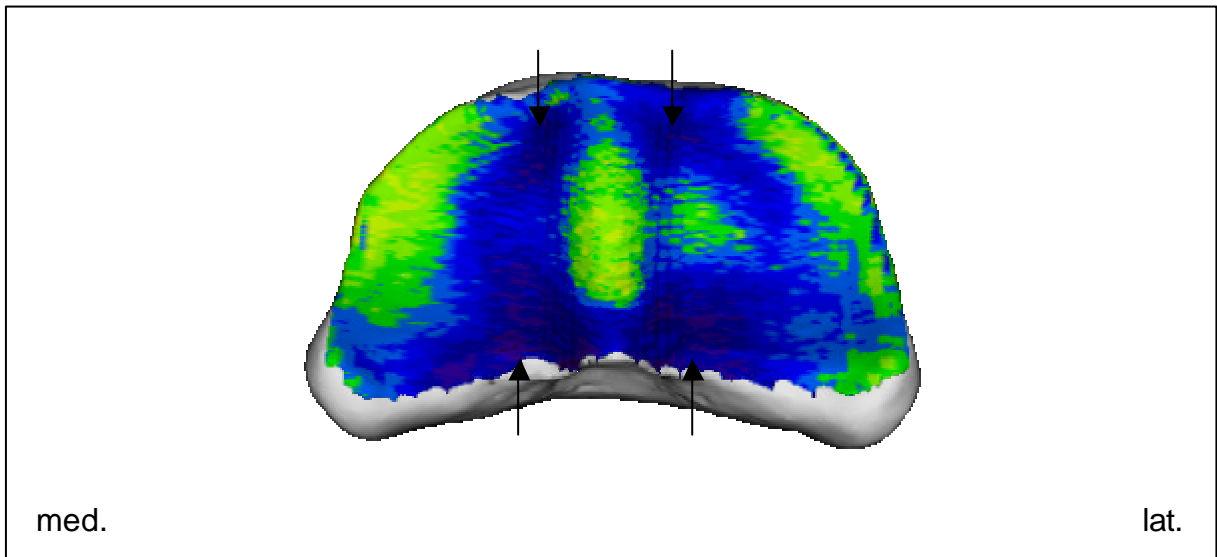
Wie in 3.1.2. beschrieben, ist in dieser Altersgruppe, bedingt durch das starke Wachstum, eine überdurchschnittliche Zunahme der Belastung auf das Gelenk im Vergleich zu den anderen Gruppen anzunehmen.

Die Verteilungsmuster verhalten sich in Analogie zur Trochlea des Hauptmittelfußknochens auch hier sehr einheitlich. Ebenso ist die Dichte der subchondralen Knochenplatte noch gering (hohe Blauanteile).

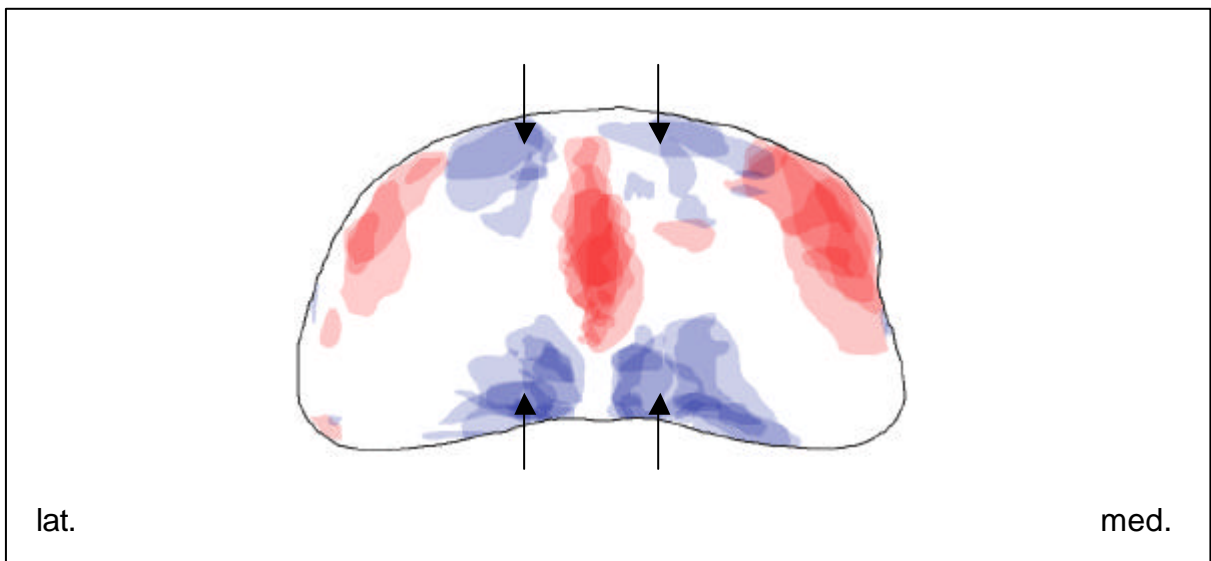
Wie in Gruppe 1 findet sich auch in diesem Altersbereich das zentral gelegene Hauptmaximum in der Sagittalrinne wieder. Die beiden oben beschriebenen Nebenmaxima im dorso-abaxialen Randbereich der Gelenkfläche entwickeln sich zu zwei weiteren Hauptmaxima. Sie gewinnen deutlich an Größe und ziehen entlang des Gelenkflächenrandes nach palmar (Abb. 31 und 32).

Wie in Abbildung 34 deutlich zu sehen, kristallisiert sich am dorsalen und am palmaren Ende biaxial der Sagittalrinne je ein deutliches Minimum heraus (siehe „←“).





**Abb. 31:** Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) an der Fovea articularis des rechten Fesselbeines eines 2-jährigen Haflinger Hengstes (Pfd.51vr); („←“- Hauptminima)



**Abb. 32:** Maxima- und Minimasummation der Subchondrale Knochendichte an der Fovea articularis des linken Fesselbeines innerhalb der Altersgruppe der 4-monatigen bis 2-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima; „←“- Hauptminima)

### 3.2.3. Gruppe 3 (3-6 Jahre)

In diesem Altersbereich kommt es wie an der Gelenkwalze des Röhrlbeines zu einer deutlich ansteigenden Verdichtung der subchondralen Knochenplatte sowie zu einer stärkeren Differenzierung im Verteilungsmuster.

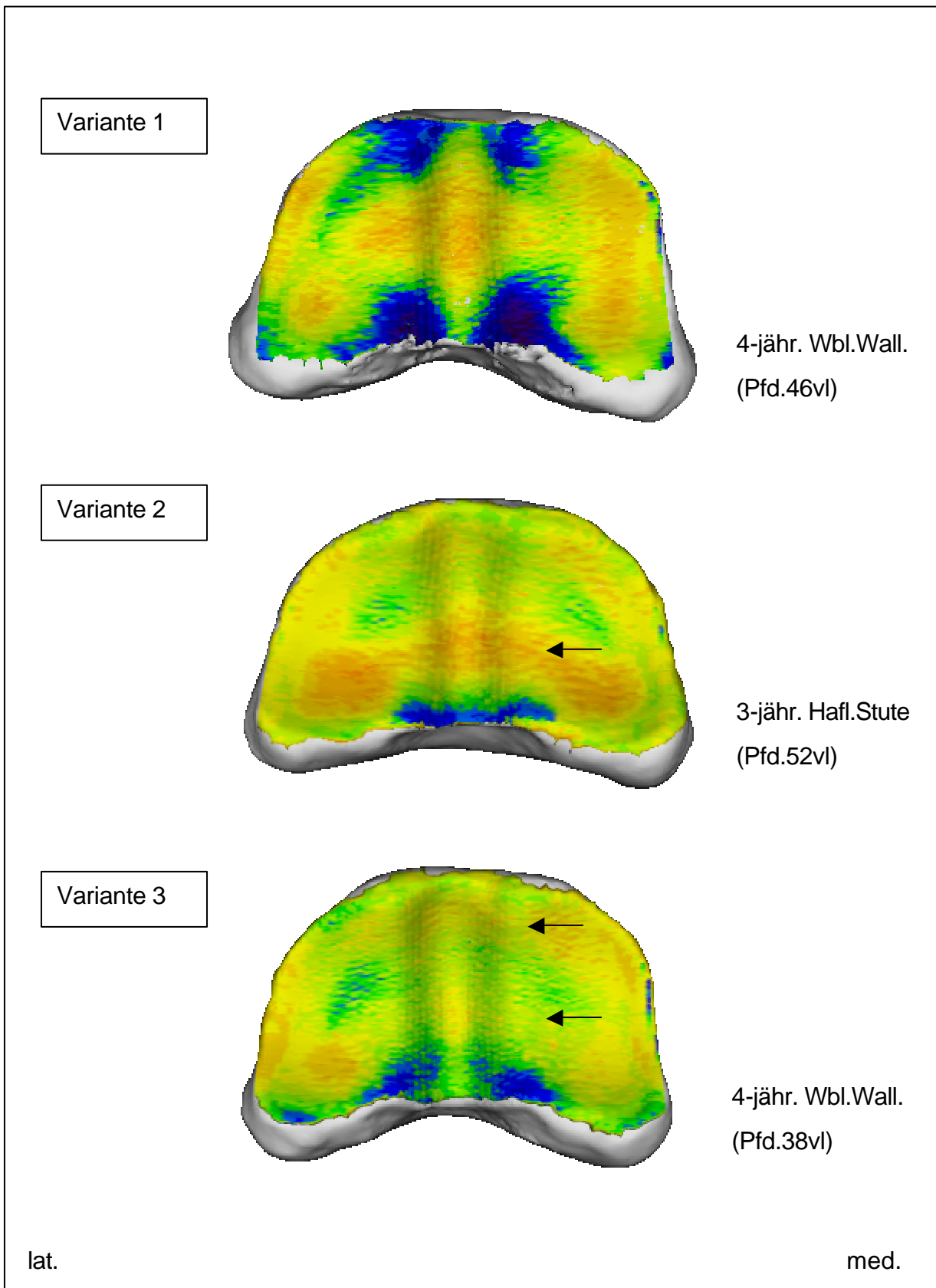
Die beiden randständigen Hauptmaxima in Gruppe 2 sind stärker ausgedehnt. Sie weiten sich nach dorso-axial entlang des Gelenkflächenrandes und nach palmar weiter aus. Am palmaren Pol dieser Seitenmaxima kristallisiert sich ein je ein rundlicher Bereich maximaler Dichte heraus, der sich auch oft isoliert darstellt (siehe „←“ in Abb. 34).

Das in den jüngeren Altersgruppen in Lage und Form konstant vorhandene zentrale Hauptmaximum verliert hier seine typische längliche Form. Es erhält vom zentralen Bereich des Maximums aus nach lateral und medial ziehende „Seitenarme“. Diese verjüngen sich auf halber Höhe, enden hier oder gehen in die beiden randständigen Hauptmaxima über. Dieses nun transversal ausgerichtete Maximum kommt manchmal mehr zentral im Scheitelpunkt der Gelenkfläche zu liegen (Abb. 33, **Variante 1**), manchmal mehr palmar. Im letzteren Fall lehnt sich der Verlauf dem palmaren Gelenkflächenrand an (Abb. 33, **Variante 2**).

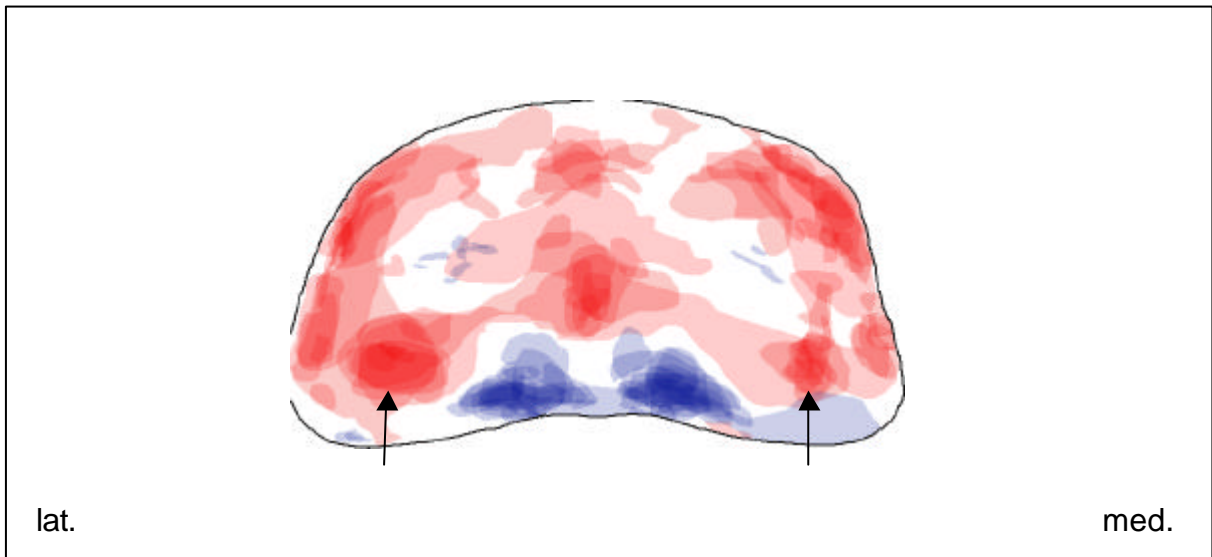
Teilweise kommt es aber auch zu einer Aufspaltung des Zentralmaximums in ein dorsales und ein vom Scheitelpunkt der Sagittalrinne palmar gelegenes Maximum. Dieses dorsale Maximum bleibt isoliert oder verschmilzt mit den dorsalen Polen beziehungsweise dorso-axial ziehenden Ausläufern der Randmaxima. Diese Ausläufer sind jedoch nicht als Dichtemaxima zu werten. Das palmare Maximum verhält sich so wie in Variante 2 (Abb. 33, **Variante 3**).

So zeigen sich im Verteilungsmuster entweder ein oder zwei transversal gerichtete Balken (siehe „←“ in Abb. 33) hoher subchondraler Knochendichte, die über die gesamte Gelenkfläche ziehen.

Die Bereiche niedriger Knochendichte stellen sich aufgrund der stärkeren Differenzierung im Verteilungsmuster optisch zunehmend als klar umschriebene Bezirke dar. Die beiden dorsalen Dichteminima aus Gruppe 2 stellen sich hier nur noch sporadisch als umschriebene Bezirke geringer Dichte dar. Die palmar gelegenen Minima sind weiterhin regelmäßig in unterschiedlicher Ausdehnung vorhanden (Abb. 34).



**Abb. 33:** Drei typische Varianten der subchondralen Knochendichteverteilung (Falschfarbendarstellung) an der linken Fovea articularis des Fesselbeines („←“-transversal gerichtete Balken hoher subchondraler Knochendichte)



**Abb. 34:** Maxima- und Minimasummutation der Subchondrale Knochendichte an der Fovea articularis des linken Fesselbeines innerhalb der Altersgruppe der 3- bis 6-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima; „◀“- rundlicher Bereich maximaler Dichte)

#### 3.2.4. Gruppe 4 (7-12 Jahre)

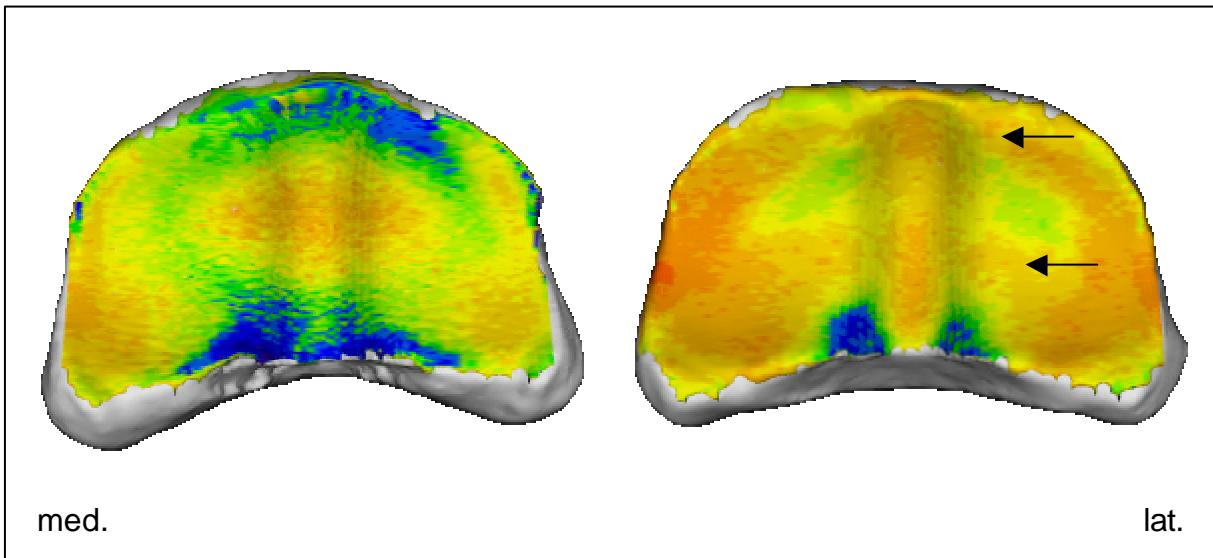
Bei Betrachtung der Verteilungsmuster zeigen sich ähnliche Verhältnisse wie bei den 3 bis 6-jährigen Pferden.

Die randständigen Seitenmaxima sind auch in dieser Gruppe durchgehend vorhanden. Die dorsalen Ausläufer hoher Knochendichte ziehen auch hier unterschiedlich weit nach axial, so daß sie teilweise am dorsalen Ende der Sagittalrinne ineinander übergehen beziehungsweise mit einem auch hier vorhandenen Nebenmaximum (als Aufspaltung des oben beschriebenen Zentralmaximums) verschmelzen.

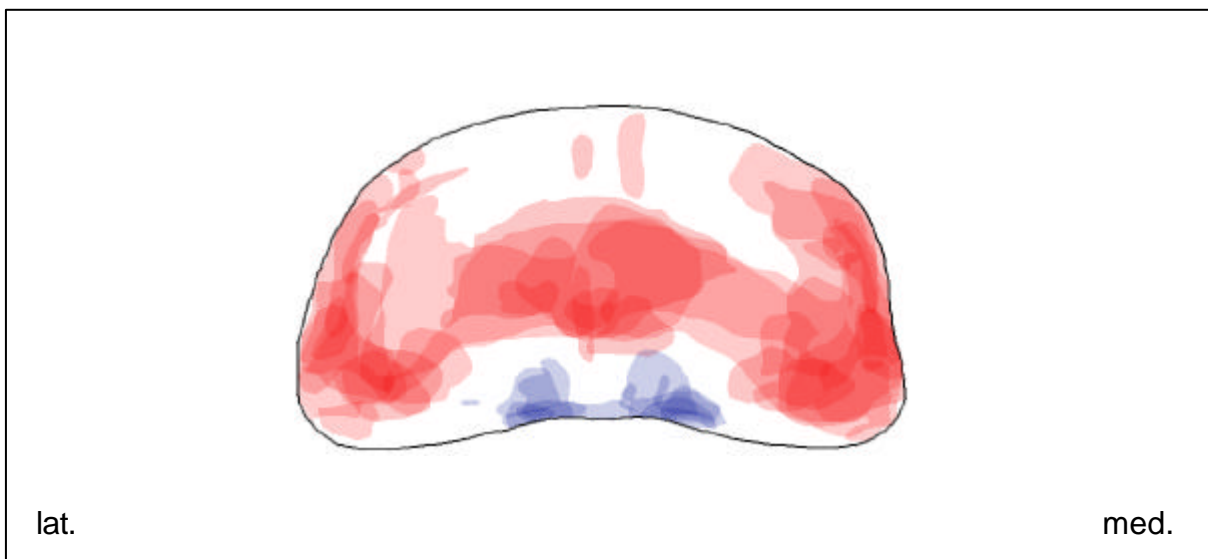
Bei Betrachtung der Summation in **Abbildung 34** zeigt sich, daß die transversalen Maxima bei allen Präparaten fast ausschließlich im Bereich des Scheitelpunktes der konkaven Gelenkpfanne zu liegen kommen. So stellen sich auch hier entweder ein oder zwei transversal gerichtete Balken (siehe „◀“) hoher subchondraler Knochendichte dar (Abb. 33).

Die beiden palmar gelegenen Minima stellen sich noch deutlich in der Summation dar, sind aber nicht mehr regelmäßig vorhanden (Abb. 34).

Insgesamt lassen die Verteilungsmuster die Tendenz einer zunehmenden Ausdehnung der Maxima in ihrer Breite erkennen. Des Weiteren zeigen die zunehmend orange-



**Abb. 35:** Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) an der Fovea articularis des Fesselbeines eines 8-jährigen Anglo Araber- (links; Pfd.34vr) und eines 7-jährigen Warmblut Wallachs (rechts; Pfd.21vr); („←“-transversal gerichtete Balken hoher subchondraler Knochendichte)



**Abb. 36:** Maxima- und Minimasummmation der Subchondrale Knochendichte an der Fovea articularis des linken Fesselbeines innerhalb der Altersgruppe der 7- bis 12-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

roten Anteile eine weitere deutliche Zunahme in der Verdichtung der subchondralen Knochenplatte. Dieser Verlauf entspricht den Verhältnissen bei der Trochlea (siehe auch Abb. 23).

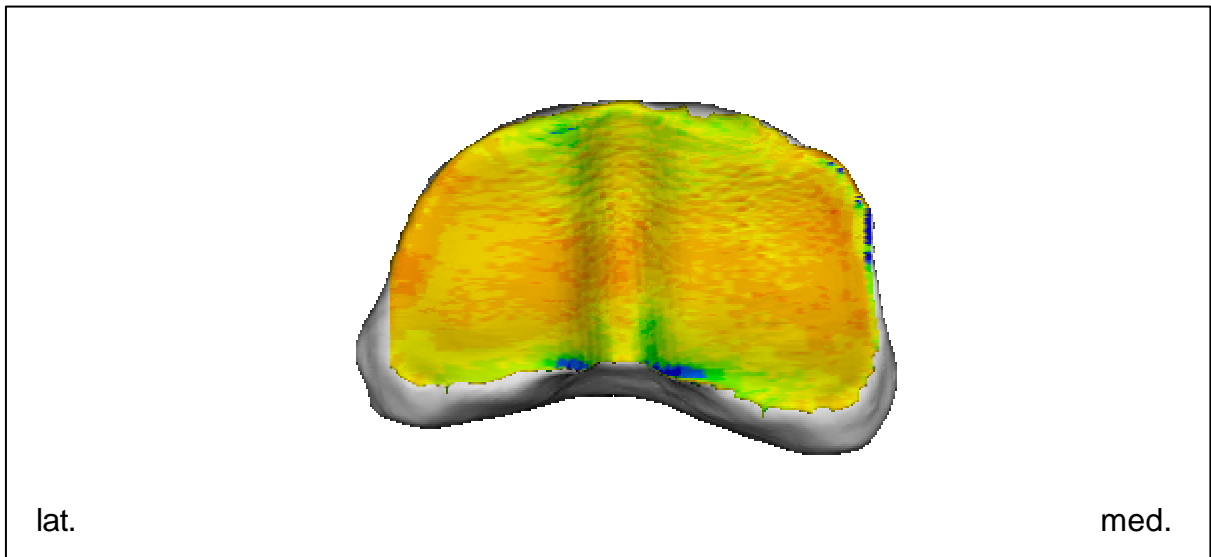
### 3.2.5. Gruppe 5 (13-20 Jahre)

In diesem Altersbereich kommt es zu keiner weiteren deutlichen Verdichtung des subchondralen Knochens. Auch bei der Gelenkwalze des Hauptmittelfußknochens konnte diese Stagnation beobachtet werden (siehe auch Abb. 25).

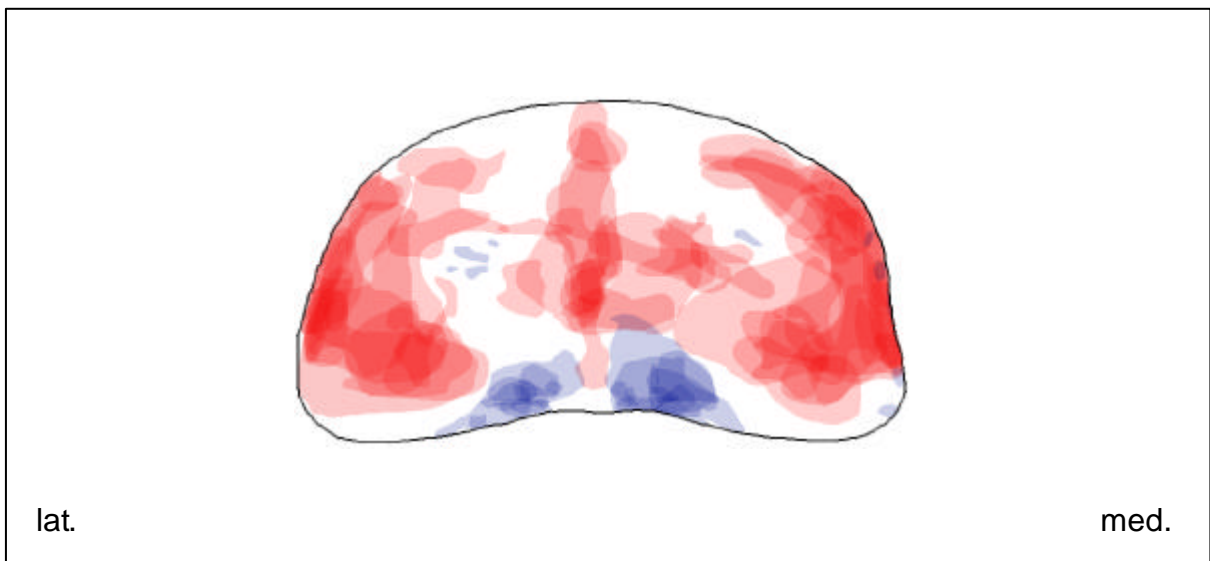
In den Densitogrammen zeigen sich zunehmend weite Bereiche hoher Knochendichte, in denen sich in manchen Fällen typische Maxima nicht mehr deutlich von der Umgebung abgrenzen lassen (Abb. 37). Beim Markieren der als Maxima definierten Bereiche zeigt sich in der Summation **in Abbildung 38** eine Verteilung in Anlehnung an die beiden obigen Gruppen. Die breiten Seitenarme der Zentralmaxima sind jedoch nicht mehr zu finden. Vielmehr nimmt dieses Maximum zunehmend wieder die längsovale Form aus den Gruppen 1 und 2 an und stellt sich wieder isoliert dar.

Die Seitenmaxima verhalten sich entsprechend denen der Gruppen 3 und 4.

Das Auftreten der palmar gelegenen Minima wird immer unregelmäßiger. Teils stellen sie sich deutlich dar, teils fehlen sie.



**Abb. 37:** Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) an der Fovea articularis des linken Fesselbeines einer 17-jährigen Haflinger Stute (Pfd.42vl)



**Abb. 38:** Maxima- und Minimasummap der Subchondrale Knochendichte an der Fovea articularis des linken Fesselbeines innerhalb der Altersgruppe der 12- bis 20-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

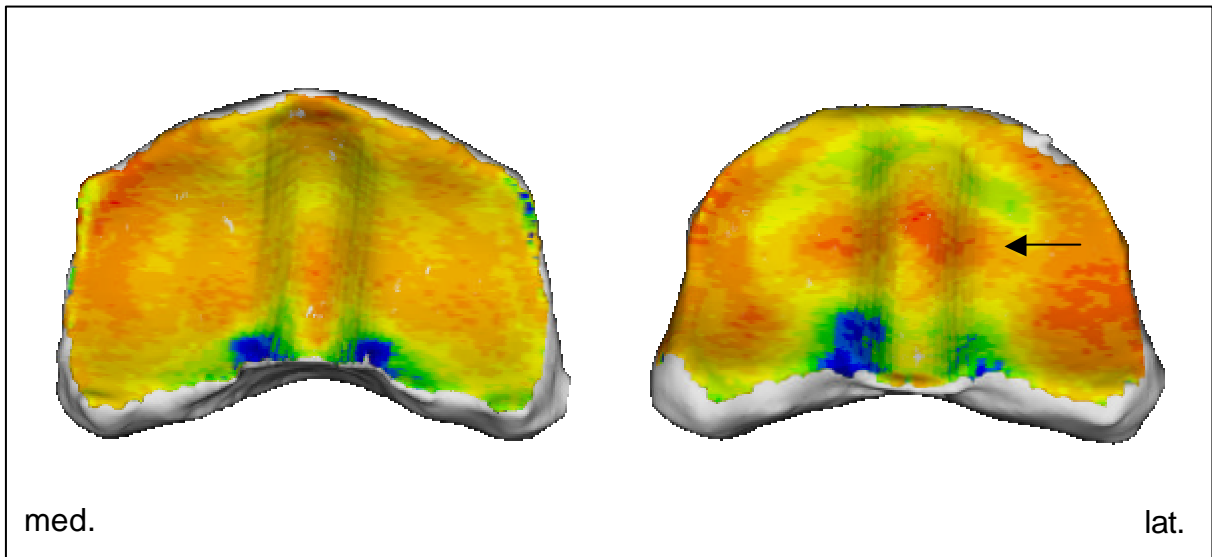
### 3.2.6. Gruppe 6 (über 20 Jahre)

Bei Betrachtung der Densitogramme zeigt sich keine weitere Zunahme „roter Anteile“. Die Tendenz der in Gruppe 5 sich abzeichnenden Stagnation einer zunehmenden Verdichtung der subchondralen Knochenplatte zeigt sich auch hier. Ebenso sind auch hier weite Bereiche hoher Knochendichte zu finden, so daß die Densitogramme ähnlich homogen erscheinen wie in der Gruppe zuvor (Abb. 39, links).

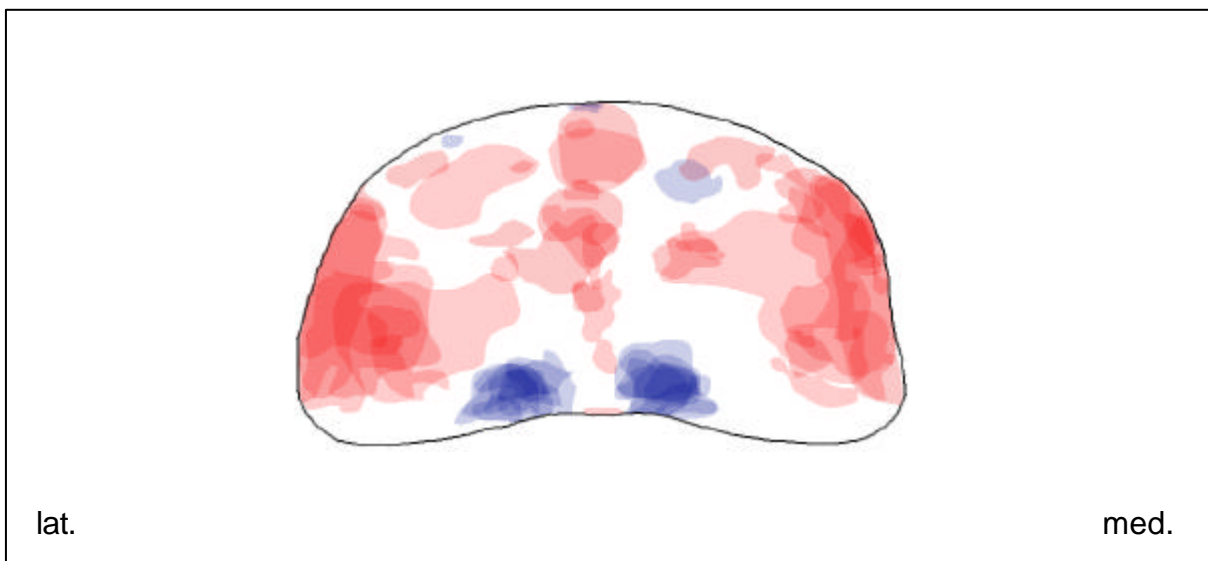
Jedoch treten auch typische Verteilungsmuster mit deutlichen Hauptmaxima im Randbereich sowie in der Sagittalrinne mit breiten transversalen Balken erhöhter Knochendichte (siehe „←“) auf, wie sie in den jüngeren Altersgruppen (Gruppe 3-5) zu finden sind (Abb. 39, rechts).

Im palmaren Bereich kommt es wieder zu einem konstanteren Auftreten der Minima. Vereinzelt stellen sich im dorsalen Bereich umschriebene Bereiche niedriger Knochendichte dar.





**Abb. 39:** Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) an der Fovea articularis des Fesselbeines eines 25-jährigen Warmblut Wallachs (links; Pfd.2vr) und einer 26-jährigen Warmblut-Mix Stute (rechts; Pfd.10vr); („←“-transversal gerichteter Balken hoher subchondraler Knochendichte)



**Abb. 40:** Maxima- und Minimasummutation der Subchondrale Knochendichte an der Fovea articularis des linken Fesselbeines innerhalb der Altersgruppe der über 20-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

### **3.3. Gleichbeine, Ossa sesamoidea proximalia (Facies articularis)**

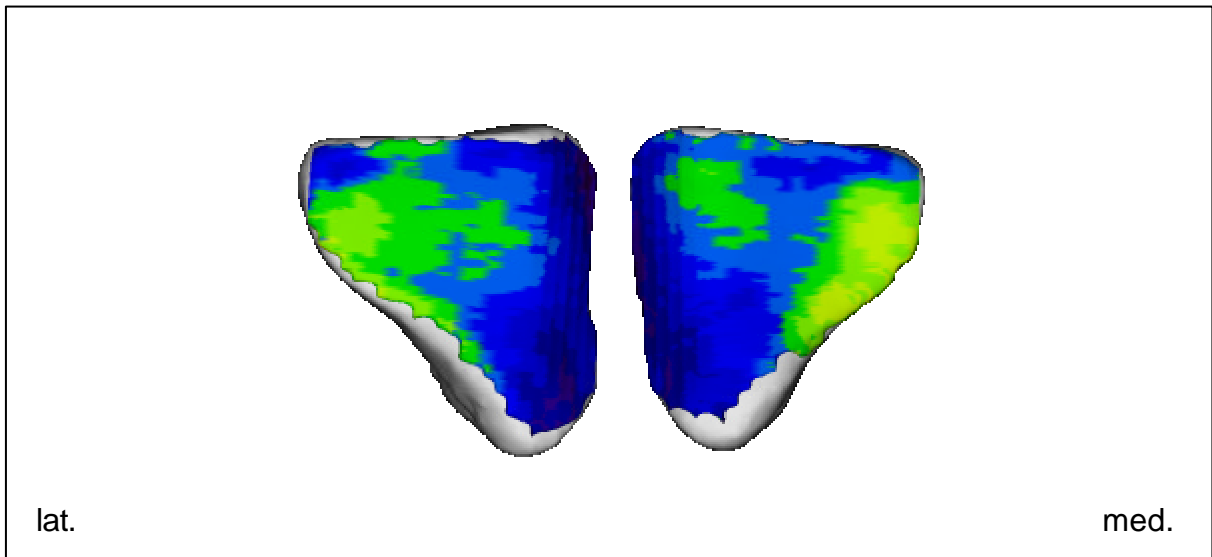
#### **3.3.1. Gruppe 1 (0-3 Monate)**

In der Gruppe der jungen Fohlen herrschen wie bei den anderen am Fesselgelenk beteiligten Knochen geringe subchondrale Knochendichtewerte vor.

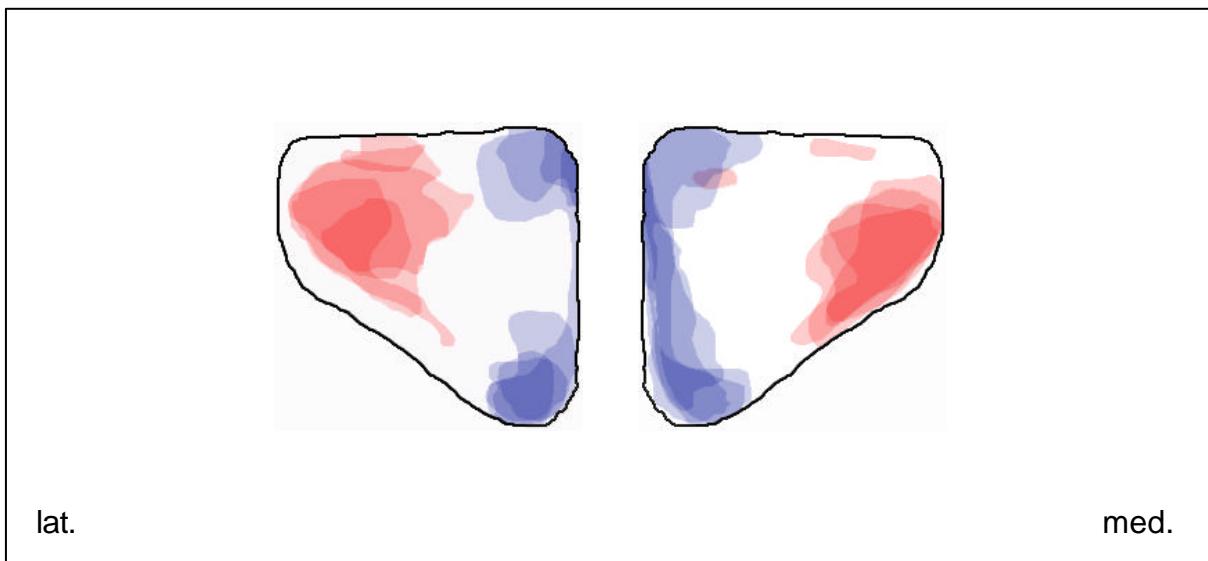
Zwei deutliche Maxima mit zentral hellgrünen Anteilen manifestieren sich konstant im abaxialen Winkel der Gelenkfläche. Sie sind meist rundlich angelegt und ziehen mit Ihren Ausläufern entlang des proximo-abaxialen Gelenkflächenrandes nach proximo-axial. Die beiden Maxima verhalten sich für das laterale und mediale Gleichbein in ihrer Lokalisation ungefähr spiegelbildlich. In der Summation liegen die Maxima beim medialen Sesambein etwas mehr proximal (Abb. 42).

Oft breiten sich Bereiche höherer Knochendichte vom Punkt maximaler Dichte in Richtung des axialen Gelenkflächenwinkels aus, zum Teil auch an den distalen Rand der Gelenkfläche. Hier isolieren sie sich selten als kleine, parallel zum Gelenkflächenrand längliche Nebenmaxima. Sie sind als Abspaltungen der Hauptmaxima zu verstehen.

Bereiche minimaler Knochendichte finden sich am axialen Rand der Gelenkfläche. Am distalen und proximalen Pol des axialen Gelenkflächenrandes isoliert sich besonders am lateralen Gleichbein je ein rundlich umschriebenes Minimum (Abb. 42).



**Abb. 41:** Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) an der Facies articularis der linken Gleichbeine einer 3-monatigen Haflinger Stute (Pfd.16vl)



**Abb. 42:** Maxima- und Minimasummutation der subchondralen Knochendichte an der Facies articularis der linken Gleichbeine innerhalb der Altersgruppe der 0- bis 3-monatigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

### 3.3.2. Gruppe 2 (4 Monate-2 Jahre)

Trotz deutlicher Gewichtszunahme bleibt auch hier der subchondrale Knochen wenig mineralisiert (hohe Blauanteile).

Die Maxima verlieren ihre rundliche Form. Sie lokalisieren sich unregelmäßig vor allem entlang der distalen und proximo-abaxialen Gelenkflächenränder (Abb. 43, links).

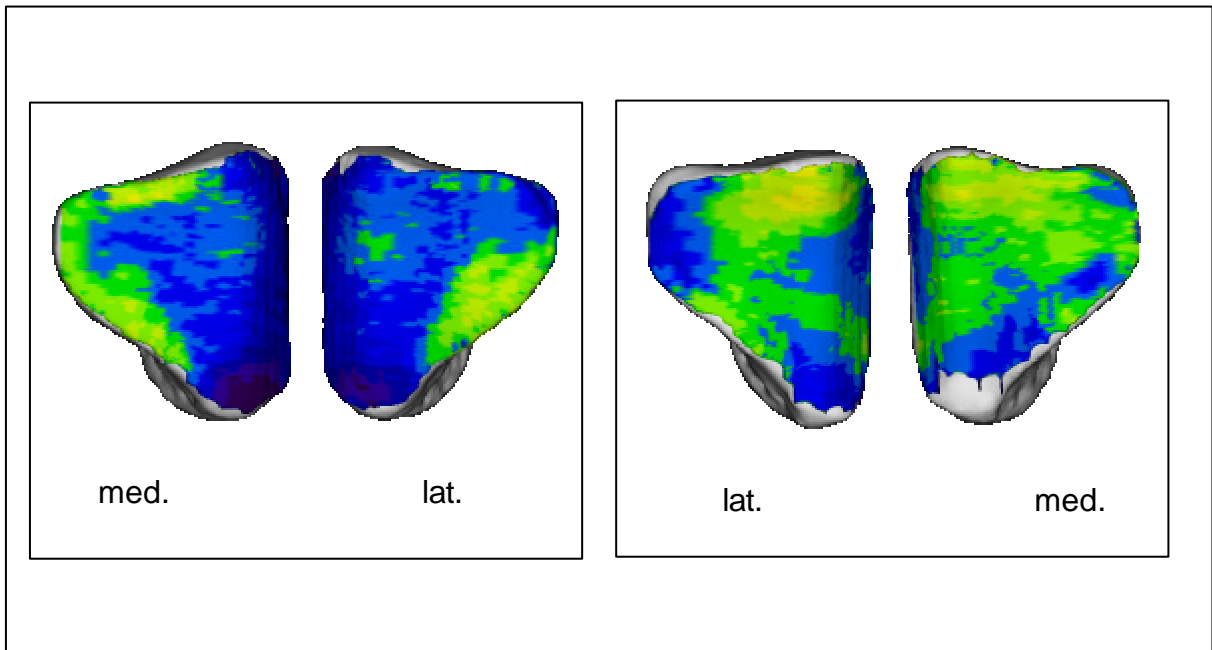
Die isolierte Darstellung der Maxima in **Abbildung 44** zeigt diese gemeinsame Tendenz.

Bereiche höherer Dichte treten jedoch auch vereinzelt im zentralen Gelenkflächenbereich auf (Abb. 43, rechts).

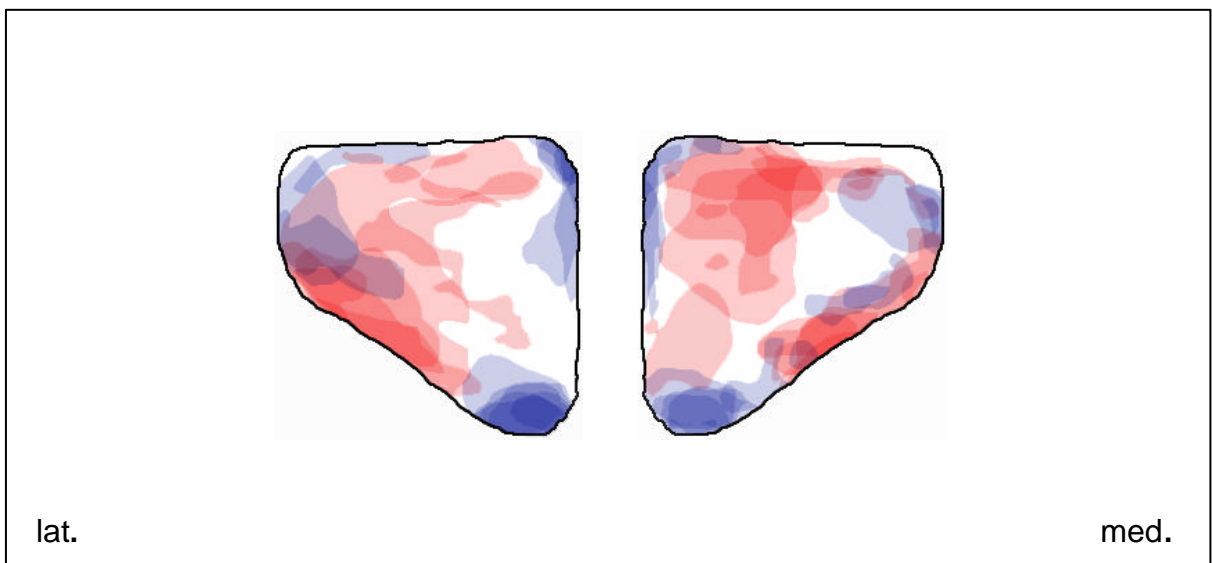
Einheitliche Verhältnisse in den Verteilungsmustern wie in Gruppe 1 sind aufgrund der unterschiedlichen Lokalisation der Maxima im Randbereich bei den einzelnen Pferden nicht mehr gegeben.

Jedoch besteht eine grobe Übereinstimmung beim lateralen und medialen Gleichbein sowie bei der linken und rechten Vordergliedmaße desselben Pferdes.

Am proximalen Pol der Gelenkfläche liegt je ein deutliches Minimum. Vereinzelt sind auch schmale Bereiche minimaler Dichte am disto-axialen und abaxialen Randbereich der Gelenkfläche zu finden (Abb. 44).



**Abb. 43:** Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) an der Facies articularis der Gleichbeine eines 9-monatigen Haflinger Hengstes (Pfd.49vr; links) und eines 6-monatigen Warmblut Hengstes (Pfd.20vl; rechts)



**Abb. 44:** Maxima- und Minimasummmation der subchondralen Knochendichte an der Facies articularis der linken Gleichbeine innerhalb der Altersgruppe der 4-monatigen bis 2-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

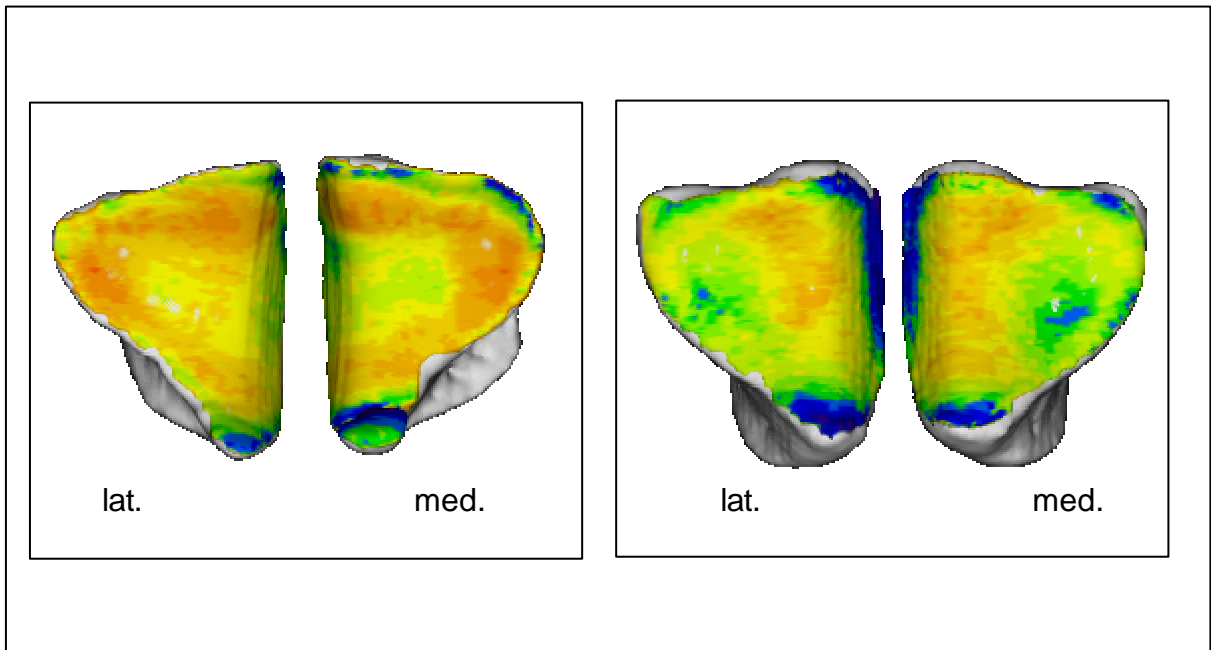
### 3.3.3. Gruppe 3 (3-6 Jahre)

Wie bei den anderen am Fesselgelenk beteiligten Knochen kommt es hier, wie an der Falschfarbendarstellung nachvollziehbar, zu einer deutlichen Zunahme und Ausdifferenzierung der subchondralen Knochendichte.

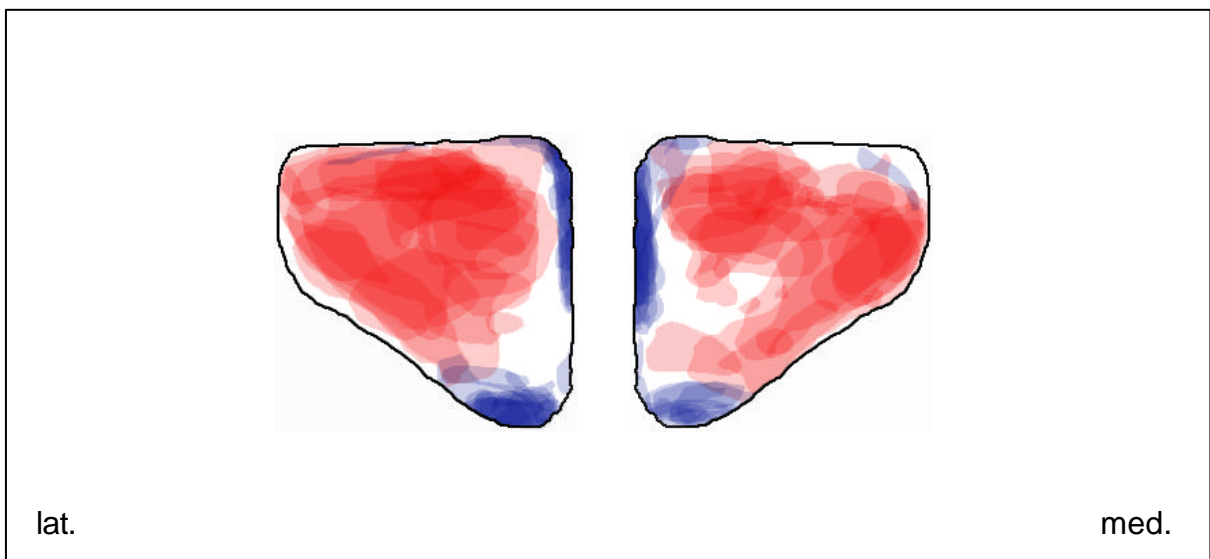
Die Verteilungsmuster weisen kein einheitliches Bild auf. Maxima beziehungsweise Bereiche erhöhter Knochendichte finden sich individuell unterschiedlich sowohl in den Randbereichen als auch in den zentralen Anteilen der Gelenkfläche. Im Randbereich ist entweder der distale und proximo-abaxiale Gelenkflächenrand betroffen (Abb. 45, links) oder nur der axial gelegene konvexe Umschlagrand (Abb. 45, rechts), bevor die Gelenkfläche nach palmar abfällt, um zwischen sich den Sagittalkamm der Trochlea des Hauptmittelfußknochens aufzunehmen.

Bei Betrachtung der Maxima-Summation in **Abbildung 46** streuen die hochdichten Bereiche prinzipiell über die gesamte Gelenkfläche außer an den axialen nach palmar abfallenden Anteilen.

Das Minimum am proximalen Pol stellt sich wie in Gruppe 2 deutlich und isoliert dar. Ein weiteres klar umschriebenes Minimum zieht sich in länglicher Form entlang der distalen Hälfte des axialen Gelenkflächenrandes.



**Abb. 45:** Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) an der Facies articularis der rechten Gleichbeine einer 6-jährigen Warmblut Stute (Pfd.9vl; links) und eines 4-jährigen Warmblut Wallachs (Pfd.46vl; rechts)



**Abb. 46:** Maxima- und Minimasummation der subchondralen Knochendichte an der Facies articularis der linken Gleichbeine innerhalb der Altersgruppe der 3- bis 6-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

### 3.3.4. Gruppe 4 (7-12 Jahre)

Die subchondrale Knochendichte in dieser Altersgruppe ist deutlich dichter als in Gruppe 3 (hohe Flächenanteile an Orange und Rot). Diese Tendenz zeigt sich auch an den anderen am Gelenk beteiligten Knochen (siehe 3.1.4 und 3.2.4.).

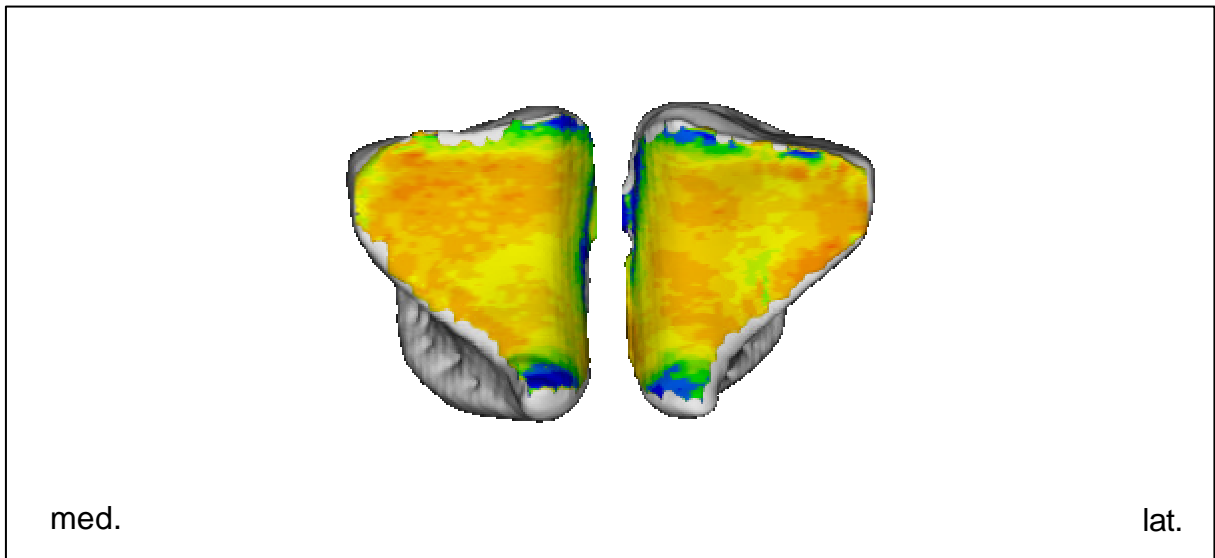
Bei Betrachtung der Densitogramme zeigen sich zunehmend weite Bereiche höherer Dichte, die sich gleichmäßig fast über die gesamte Gelenkfläche erstrecken. Auch die axialen nach palmar abfallenden Gelenkflächenanteile sind hier zunehmend mit einbezogen.

Aufgrund dieser Verhältnisse kristallisieren sich oft keine deutlichen Maxima in der Falschfarbendarstellung heraus (Abb. 47). Dieser Trend einer zunehmend homogeneren Struktur im Verteilungsmuster tritt am Röhren- und Fesselbein erst in der nächsten Altersgruppe auf.

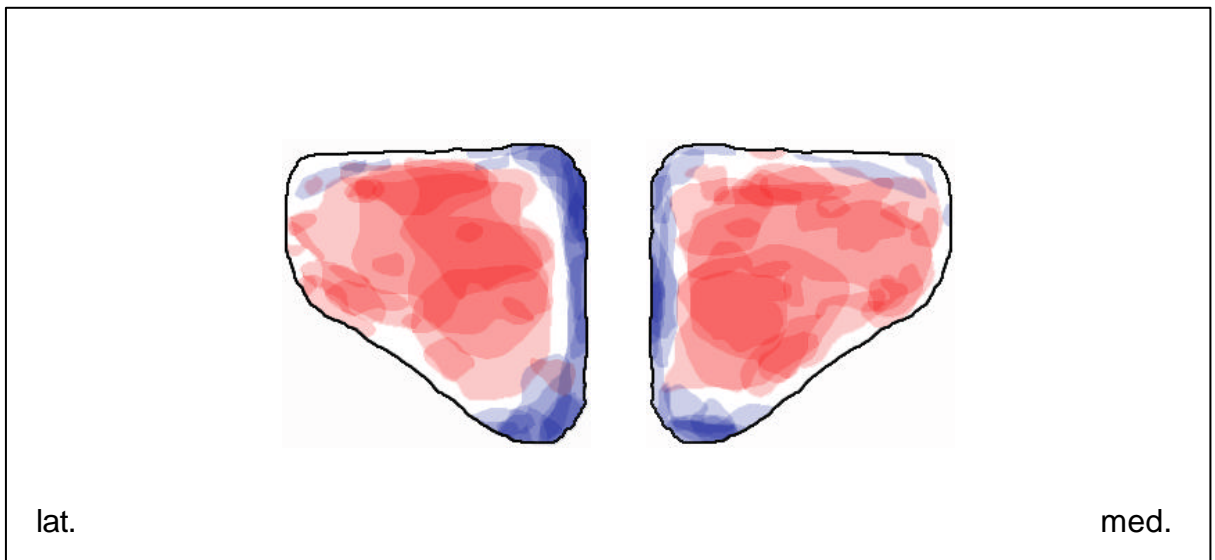
Die Isolierung und Projektion der als Maxima definierten Bereiche übereinander zeigt kein regelhaftes Bild. Die Maxima sind fast über die gesamte Gelenkfläche verteilt. Lediglich im axio-palmaren und im distalen Randbereich sowie am proximalen Pol sind keine Maxima lokalisiert. Im Allgemeinen werden in **Abbildung 48** die Verhältnisse aus Gruppe 3 wiedergegeben.

Das am proximalen Pol gelegene Dichteminimum ist konstant vorhanden. Das am axialen Rand lokalisierte längliche Minimum ist gegenüber Gruppe 3 nicht nur auf die distale Hälfte beschränkt, sondern erstreckt sich unregelmäßig über den gesamten axialen Randbereich.





**Abb. 47:** Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) an der Facies articularis der rechten Gleichbeine eines 12-jährigen Warmblut Wallachs (Pfd.12vr)



**Abb. 48:** Maxima- und Minimasummutation der subchondralen Knochendichte an der Facies articularis der linken Gleichbeine innerhalb der Altersgruppe der 7- bis 12-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

### 3.3.5. Gruppe 5 (12-20 Jahre)

Die Verteilungsmuster der Knochendichte an den Fesselsesambeinen weisen kein einheitliches Bild auf. Maxima sind wie in Gruppe 4 unregelmäßig über die gesamte Gelenkfläche verteilt.

Es kristallisieren sich jedoch drei Grundformen heraus:

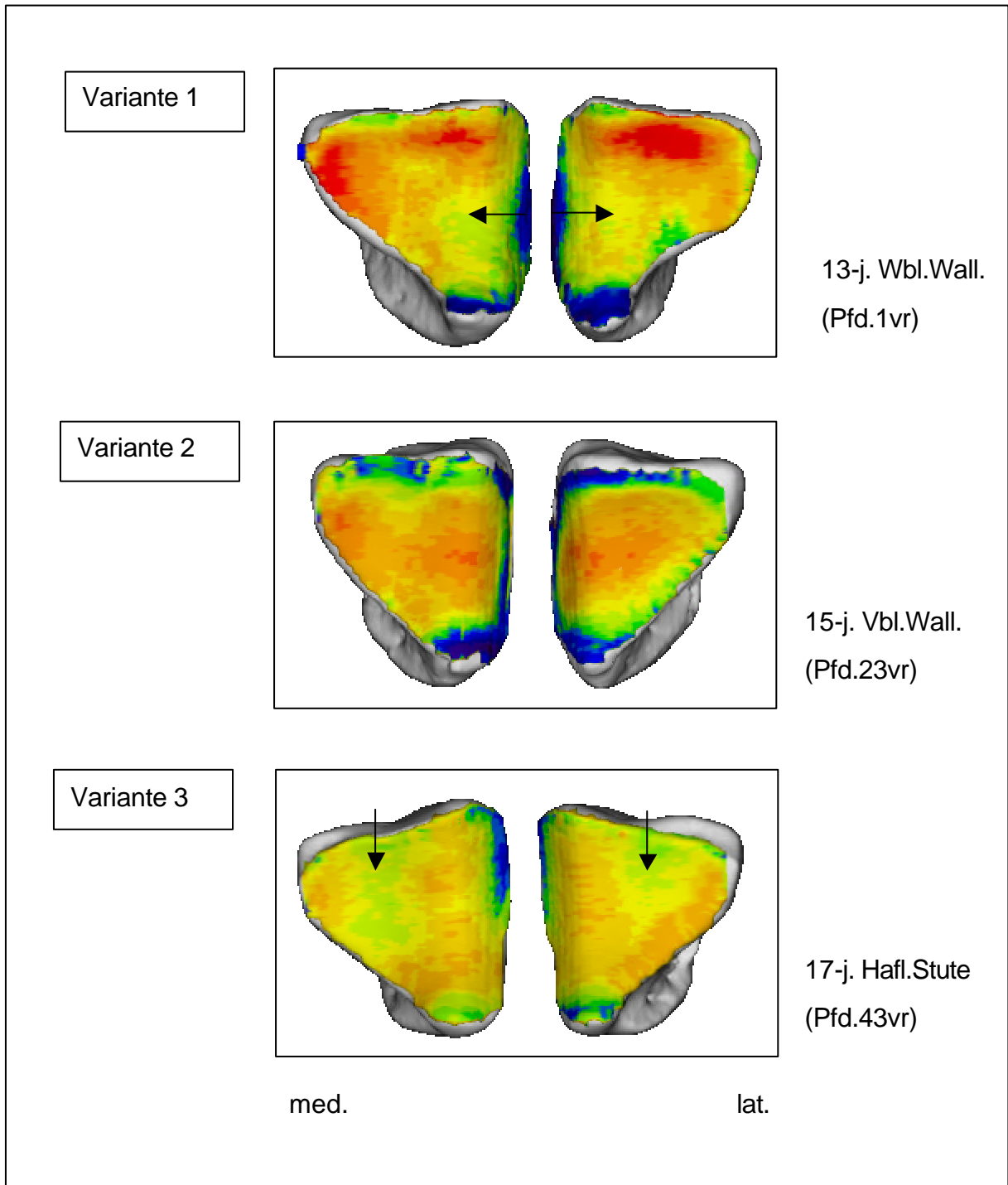
Beim ersten Typ liegen die Maxima am distalen und proximo-abaxialen Rand. Hier ist eine deutliche axiale Einziehung (siehe „←“) eines weniger dichten Bereiches zu erkennen (Abb. 49, **Variante 1**).

In einer 2. Variante zeichnet sich ein breites zentral gelegenes Maximum ohne Einziehung ab (Abb. 49, **Variante 2**).

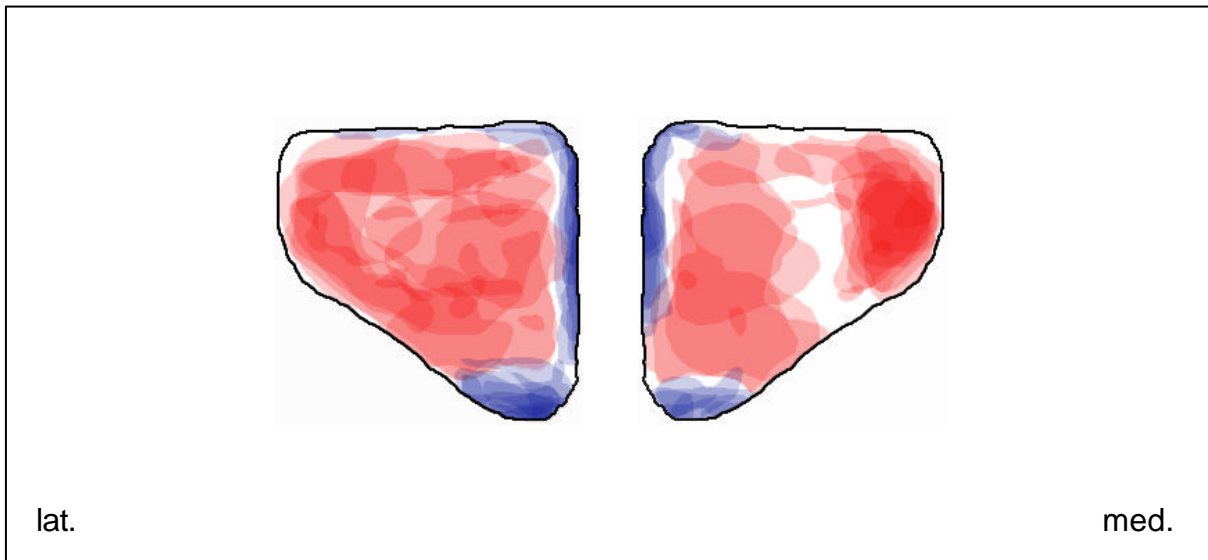
In einem dritten Fall ziehen die Maxima entlang des axialen und proximo-abaxialen Randes, so dass es hier zu einer distalen Einziehung (siehe „←“) der hochdichten Bereiche kommt (Abb. 49, **Variante 3**).

Die Minima verhalten sich wie in Gruppe 4. Sie sind an den bekannten Lokalisationen am proximalen Pol und am axialen Rand der Gelenkfläche zu finden (Abb. 50).

Beim Vergleich der proximalen Sesambeine eines Pferdes verhalten sich grundsätzlich die Verteilungsmuster bei der linken und der rechten Gliedmaße sowie der lateralen und medialen Seite wie auch in den anderen Altersgruppen in sich stimmig.



**Abb. 49:** Drei Grundtypen des Verteilungsmusters der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) an der Facies articularis der rechten Gleichbeine („←“- Einziehungen der Bereiche maximaler subchondraler Knochendichte)



**Abb. 50:** Maxima- und Minimasummutation der subchondralen Knochendichte an der Facies articularis der linken Gleichbeine innerhalb der Altersgruppe der 12- bis 20-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

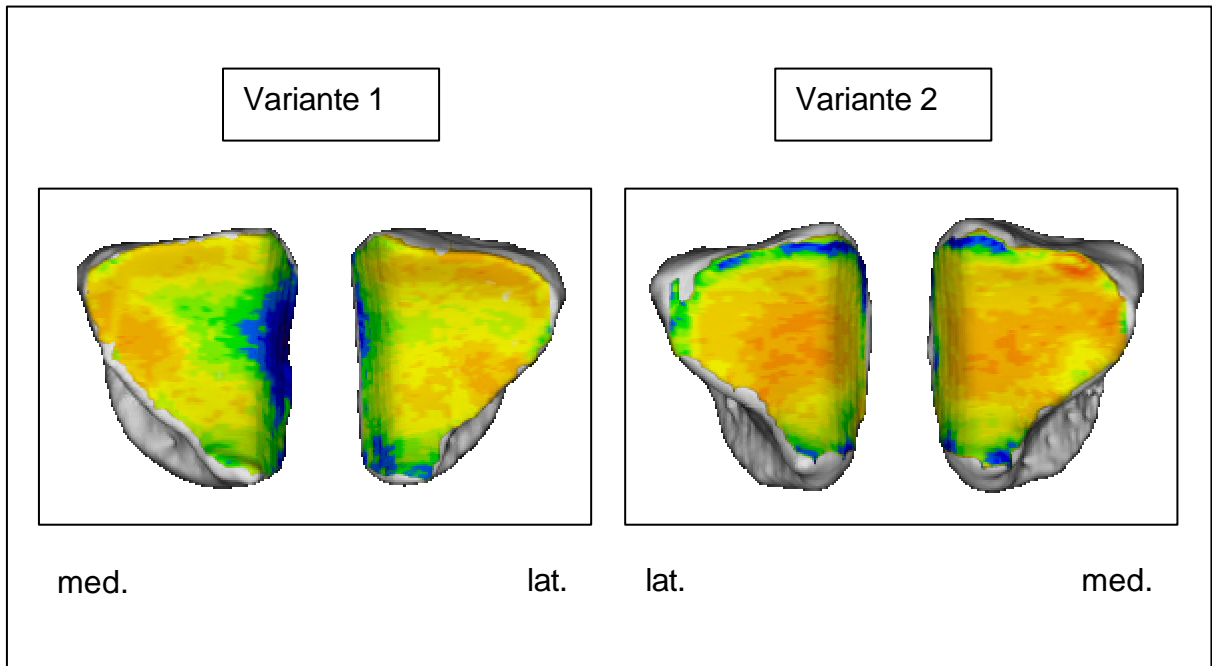
### 3.3.6. Gruppe 6 (über 20 Jahre)

Auch in der ältesten Gruppe zeigt sich keine eindeutige Regelmäßigkeit in den Verteilungsmustern. Im allgemeinen lassen sich jedoch auch hier zwei Grundformen erkennen:

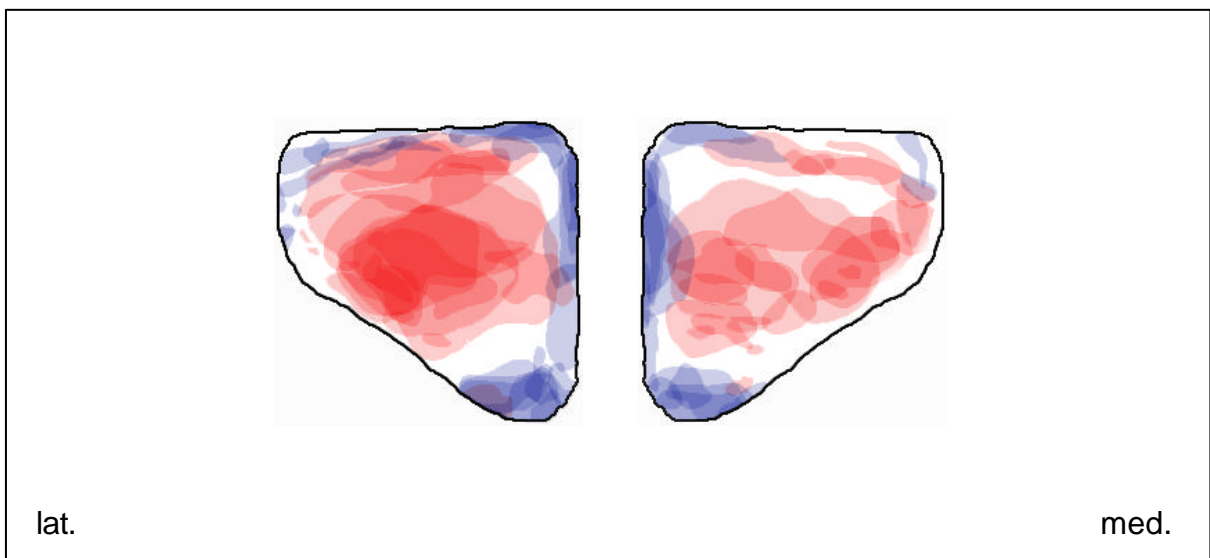
Entsprechend Variante 1 aus Gruppe 5 ziehen sich auch die als Maxima definierten Bereiche entlang des distalen und proximo-abaxialen Randbereiches. Diese Form ist auch in den Altersgruppen 2 und 3 zu finden (Abb. 51, **Variante 1**).

Auch **Variante 2** aus Gruppe 5 ist hier als typisches Verteilungsmuster anzutreffen. Hier sind die hochdichten Bereiche im Zentrum lokalisiert (Abb. 51). Diese Form ist ebenfalls in den jüngeren Altersgruppen ab Gruppe 4 zu finden.

Das am proximalen Pol gelegene Minimum zeigt sich weiterhin deutlich. Das randständige Knochendichteminimum konzentriert sich in der Summation (Abb. 52) auf den axio-distalen Randbereich.



**Abb. 51:** Zwei Grundformen des Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte (Falschfarbendarstellung) an der Facies articularis der Gleichbeine eines über 20-jährigen Warmblut Wallachs (Pfd.13vr; links) und einer 30-jährigen Warmblut Stute (Pfd.22vl; rechts)



**Abb. 52:** Maxima- und Minimasummutation der subchondralen Knochendichte an der Facies articularis der linken Gleichbeine innerhalb der Altersgruppe der über 20-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

## 4. Knorpeldicke

### 4.1. Hauptmittelfußknochen, Os metacarpale III (Trochlea metacarpi)

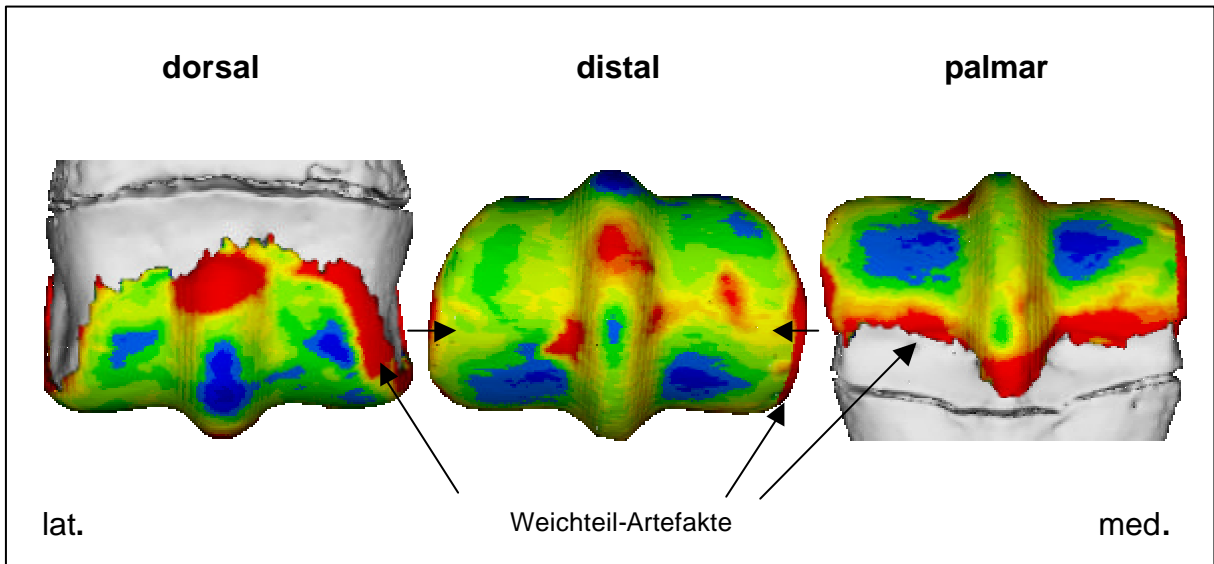
#### 4.1.1. Gruppe 1 (0-3 Monate)

In der jüngsten Gruppe weisen die Verteilungsmuster eine gute Differenzierung in der Knorpeldicke auf. Die Falschfarbendarstellung in **Abbildung 53** veranschaulicht diese Verhältnisse.

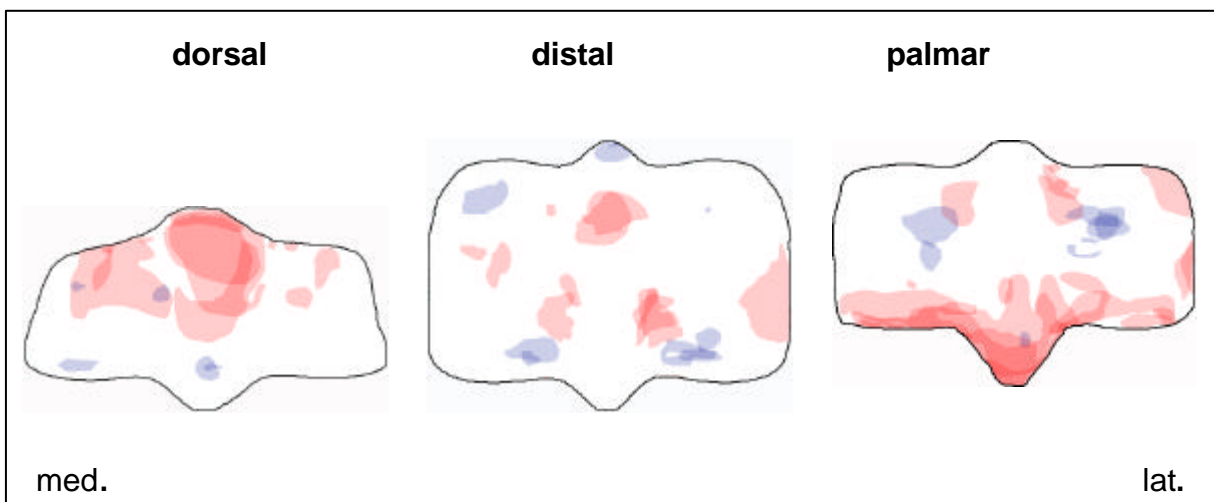
Bereiche maximaler Dicke finden sich am dorsalen Rand der Gelenkfläche. Sie bleiben entweder auf den dorsalen Pol des Sagittalkammes beschränkt oder erstrecken sich unregelmäßig über den gesamten Randbereich. Am palmaren Randgebiet der Gelenkfläche zeigen sich ähnliche Verhältnisse. Vom palmaren Ende des Rollkammes aus ziehen sich die Dickenmaxima unregelmäßig entlang des Gelenkflächenrandes zu den Seiten hin aus. Ein mehr rundlich gehaltenes Maximum liegt etwas dorsal des Scheitelpunktes der Gelenkwalze auf dem Sagittalkamm, zwei weitere leicht palmar des Scheitelpunktes biaxial des Kammes. Auf dieser Höhe zeigt sich die Tendenz einer randständigen Einziehung höherer Knorpeldicke, die unterschiedlich weit nach axial in Richtung dieser Maxima ausläuft (siehe „←“).

Zwei deutliche Knorpeldickenminima sind disto-palmar bilateral des Rollkammes lokalisiert. Ein kleineres Minimum liegt dorso-distal auf dem Sagittalkamm. Bereiche niedriger Knorpeldicke finden sich in der dorsalen Hälfte der Gelenkfläche. Hier kristallisieren sich vor allem dorso-distal auf der medialen Gelenkflächenhälfte kleinere Minima heraus.

Die isolierte Darstellung der Maxima und Minima in den Summationsbildern in **Abbildung 54** zeigen diese Verhältnisse übersichtlich.



**Abb. 53:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der rechten Trochlea des Hauptmittelfußknochens einer 3-monatigen Kaltblut Stute (Pfd.25vr); („-“ - randständige Einziehung höherer Knorpeldicke)



**Abb. 54:** Maxima- und Minimasummmation der Knorpeldicke an der linken Trochlea des Hauptmittelfußknochens innerhalb der Altersgruppe der 0- bis 3-monatigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

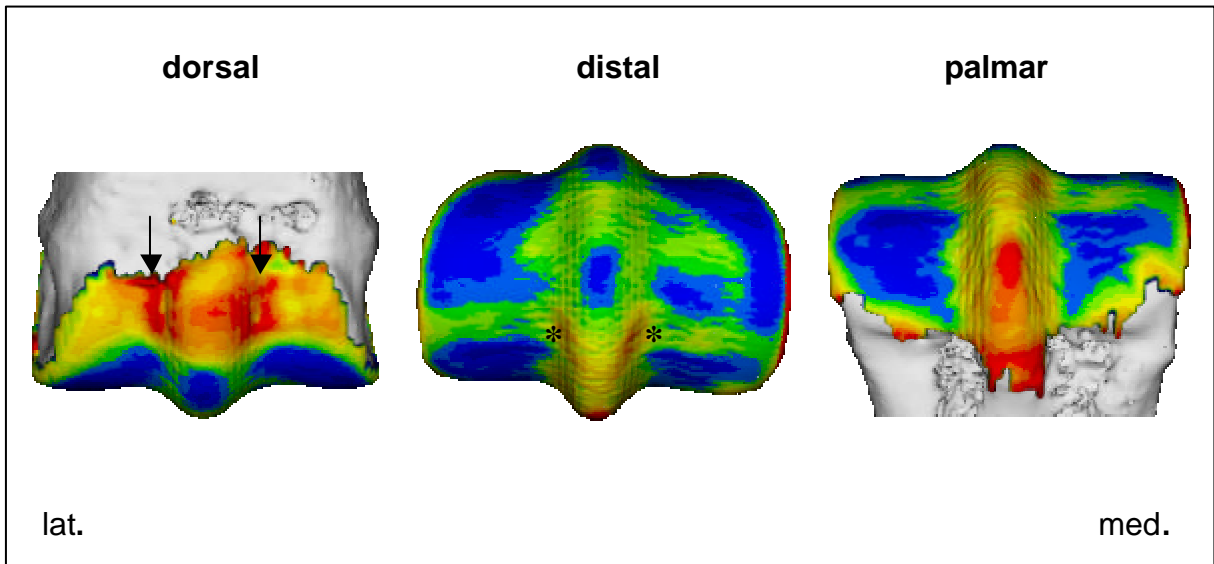
#### 4.1.2. Gruppe 2 (4 Monate-2 Jahre)

In dieser Altersgruppe ist durch das starke Wachstum eine überdurchschnittliche Zunahme der Belastung in Abhängigkeit von der Zeit auf das Gelenk zu erwarten. Im Gegensatz zur Knochendichte ist schon hier eine deutliche Abnahme der Knorpeldicke zu erkennen (hohe Blauanteile in Abb. 55).

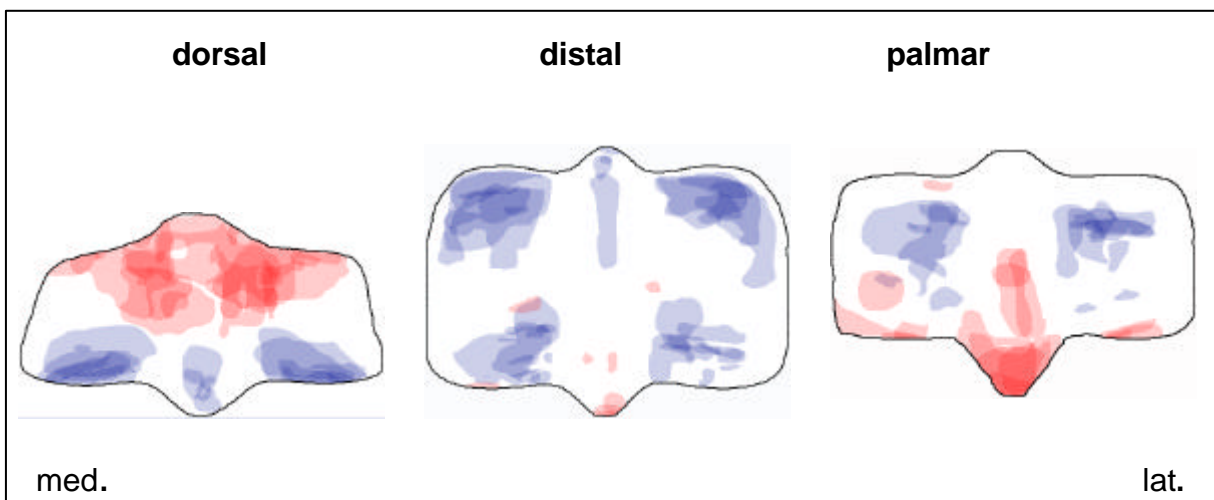
Wie in Gruppe 1 weist auch hier der dorsale Randbereich der Gelenkfläche über einen breiten Streifen noch eine hohe Knorpeldicke auf. Maxima kristallisieren sich dort besonders direkt biaxial des Rollkammes heraus (siehe „←“). Auch am palmaren Pol des Sagittalkammes findet sich wieder ein Maximum, das sich in einem schmalen Streifen entlang des Gelenkflächenrandes fortsetzt. Streng palmar auf dem Rollkamm findet sich in 4 von 6 Fällen ein rundlich umschriebenes Maximum (Abb. 55). Die beiden biaxial des Kammes, leicht palmar des Scheitelpunktes der Trochlea gelegenen Maxima stellen sich hier im Gegensatz zu jüngeren Tieren als Bereiche höherer Knorpeldicke dar, die „V-förmig“ von distal nach palmar auf dem Rollkamm ineinander übergehen (siehe „←“ in Abb. 55).

Auf der dorsalen und palmaren Seite der Gelenkfläche zeigen sich je zwei biaxial angelegte Hauptminima, die durch einen leicht palmar des Scheitelpunktes gelegenen horizontalen Balken mittlerer Knorpeldicke voneinander getrennt werden. Dieser Balken ist horizontal angelegt, zeigt jedoch teilweise auch einen „dachförmigen“ abaxio-palmaren Verlauf. Ein schmales Nebenminimum zeichnet sich selten dorso-distal auf dem Rollkamm ab (Abb. 56).





**Abb. 55:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der rechten Trochlea des Hauptmittelfußknochens eines 9-monatigen Haflinger Hengstes (Pfd.49vr); („←“- Knorpeldickenmaxima)



**Abb. 56:** Maxima- und Minimasummutation der Knorpeldicke an der linken Trochlea des Hauptmittelfußknochens innerhalb der Altersgruppe der 4-monatigen bis 2-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

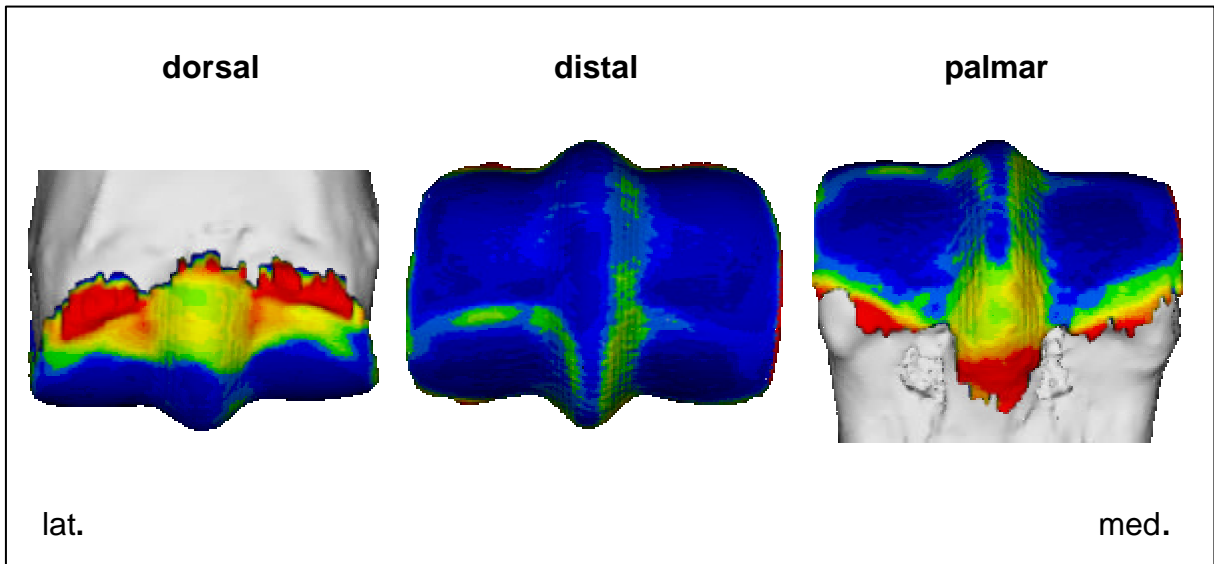
### 4.1.3. Gruppe 3 (3-6 Jahre)

In dieser Gruppe kommt es nochmals zu einer augenfälligen Abnahme der Knorpeldicke über weite Bereiche der Gelenkfläche (Abb. 57, sehr hoher Blauanteil).

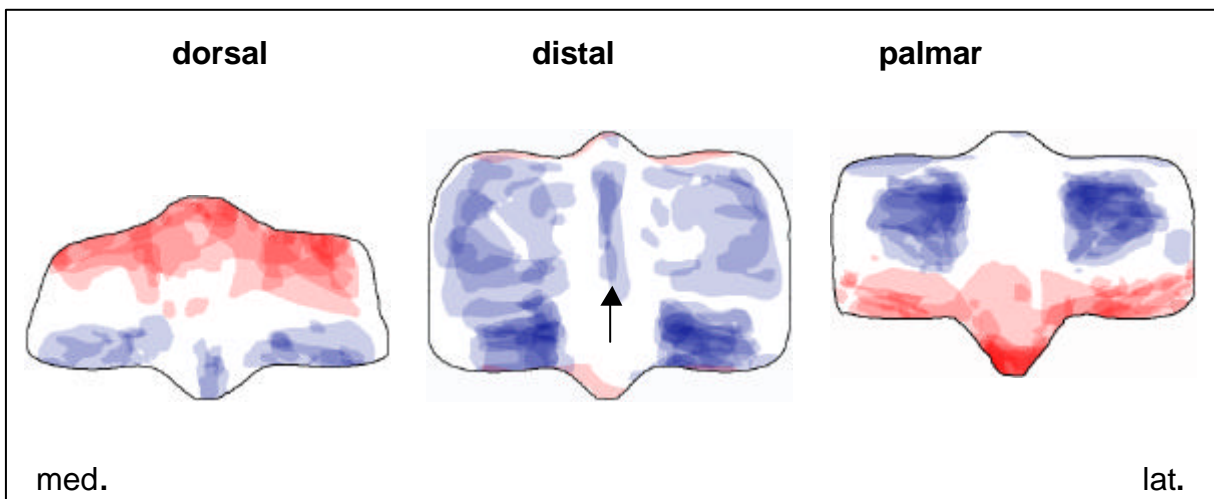
Die vier Hauptminima aus obiger Gruppe dehnen sich nach allen Seiten hin aus und werden nur noch undeutlich von einem Querbalken niedriger bis mittlerer Knorpeldicke unterbrochen. Er liegt im disto-palmaren Bereich der Gelenkfläche und zeigt einen horizontalen Verlauf, oft jedoch auch „dachförmig“ mit abaxio-palmarem Verlauf. Das auf dem Rollkamm gelegene Nebenminimum zeigt sich deutlicher als in Gruppe 2 (siehe „←“ in Abb. 58).

Gebiete mittlerer Knorpeldicke finden sich weiterhin unregelmäßig biaxial im Seitenbereich des Rollkammes in seinem gesamten Verlauf (Abb. 57).

Bereiche hoher Knorpeldicke sind nur noch am dorsalen und palmaren Rand der Gelenkfläche zu finden. Die Verhältnisse gleichen hier denen aus Gruppe 1 und 2. Die Maxima sind daher an den bekannten Stellen vor allem am palmaren Pol des Rollkammes sowie entlang des dorsalen und palmaren Gelenkflächenrandes anzutreffen (Abb. 57 und 58).



**Abb. 57:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der rechten Trochlea des Hauptmittelfußknochens einer 5-jährigen Warmblut Stute (Pfd.36vr)



**Abb. 58:** Maxima- und Minimasummutation der Knorpeldicke an der linken Trochlea des Hauptmittelfußknochens innerhalb der Altersgruppe der 3- bis 6-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima; „←“- Nebenminimum)

#### 4.1.4. Gruppe 4 (7-12 Jahre)

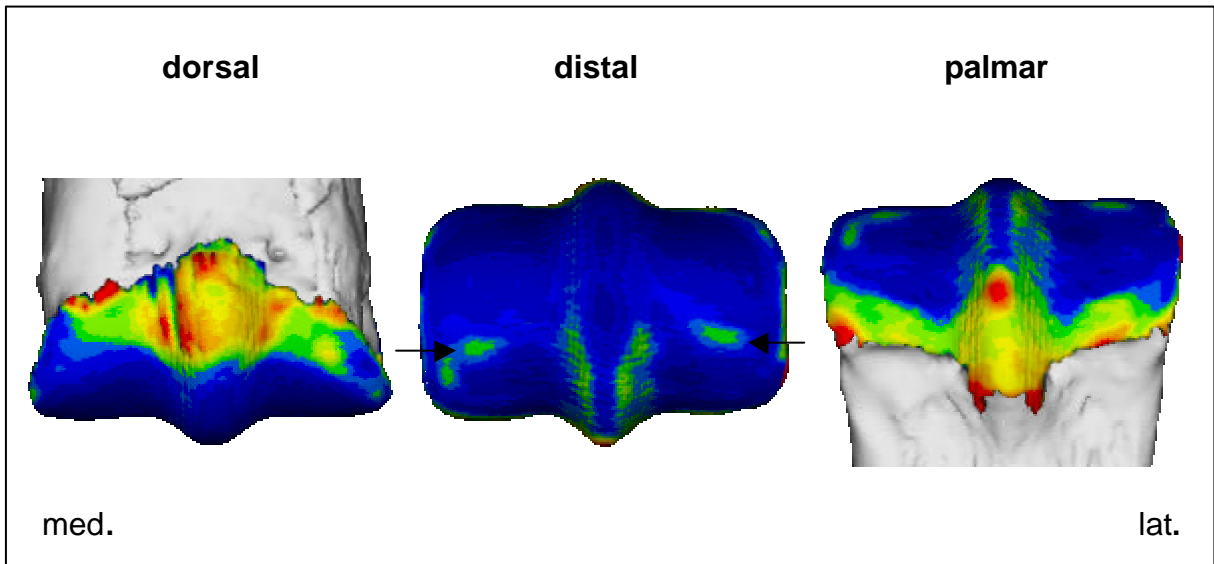
Zu einer weiteren allgemeinen Abnahme der Knorpeldicke kommt es in dieser Gruppe nicht mehr (Abb. 59).

Bei Betrachtung der Knorpeldickenverteilung zeigen sich ähnliche Verhältnisse wie bei den Verteilungsmustern der 3 bis 6-Jährigen.

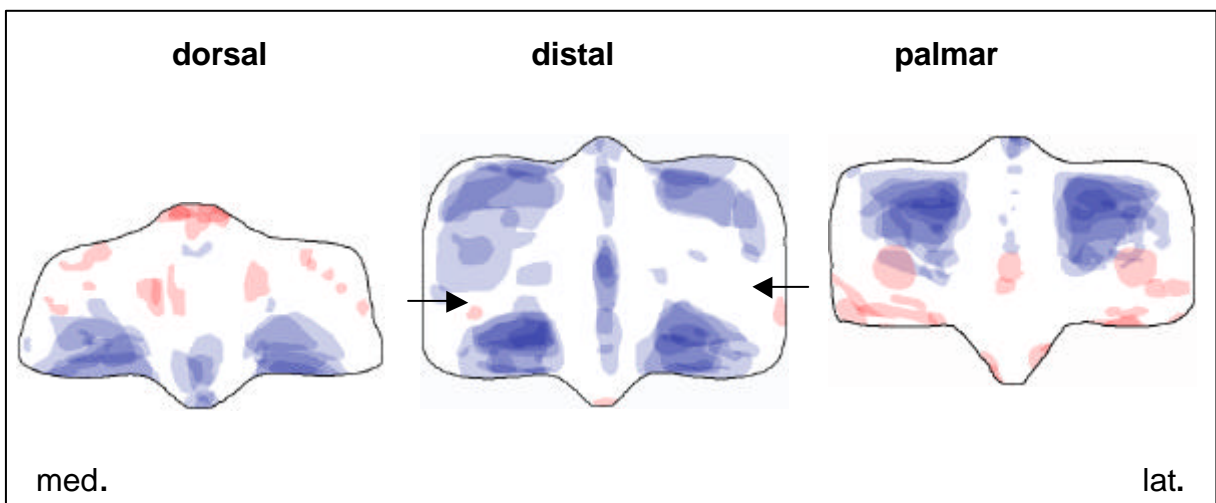
Bereiche niedriger Knorpeldicke nehmen auch hier den Hauptteil der Gelenkfläche ein (Abb. 59, blaue Anteile). Die vier Hauptminima werden ebenfalls noch von einem undeutlichen Querbalken niedriger bis mittlerer Knorpeldicke leicht palmar des Scheitelpunktes der Gelenkfläche unterbrochen (siehe „◀“ in Abb. 59 und 60).

Die streifenförmigen Bereiche mittlerer Knorpeldicke im Seitenbereich des Sagittalkammes beschränken sich hier nur auf die palmare Seite der Gelenkfläche.

Im dorsalen und palmaren Randbereich ist die Knorpeldicke wie in den Gruppe 1 bis 3 deutlich höher. Die Maxima zeigen sich in der Superposition nur noch als kleine unregelmäßig auftretende Bezirke. Das deutliche Hauptmaximum am palmaren Pol des Rollkammes tritt nicht mehr auf (Abb. 60).



**Abb. 59:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der linken Trochlea des Hauptmittelfußknochens eines 8-jährigen Anglo-Araber Wallachs (Pfd.33vl); („←“-Balken niedriger bis mittlerer Knorpeldicke)



**Abb. 60:** Maxima- und Minimasumme der Knorpeldicke an der linken Trochlea des Hauptmittelfußknochens innerhalb der Altersgruppe der 7- bis 12-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima; „←“-Balken niedriger bis mittlerer Knorpeldicke)

#### 4.1.5. Gruppe 5 (12-20 Jahre)

Die Verteilungsmuster in dieser Gruppe zeigen ein einheitliches Bild und lehnen sich denen aus Gruppe 4 an.

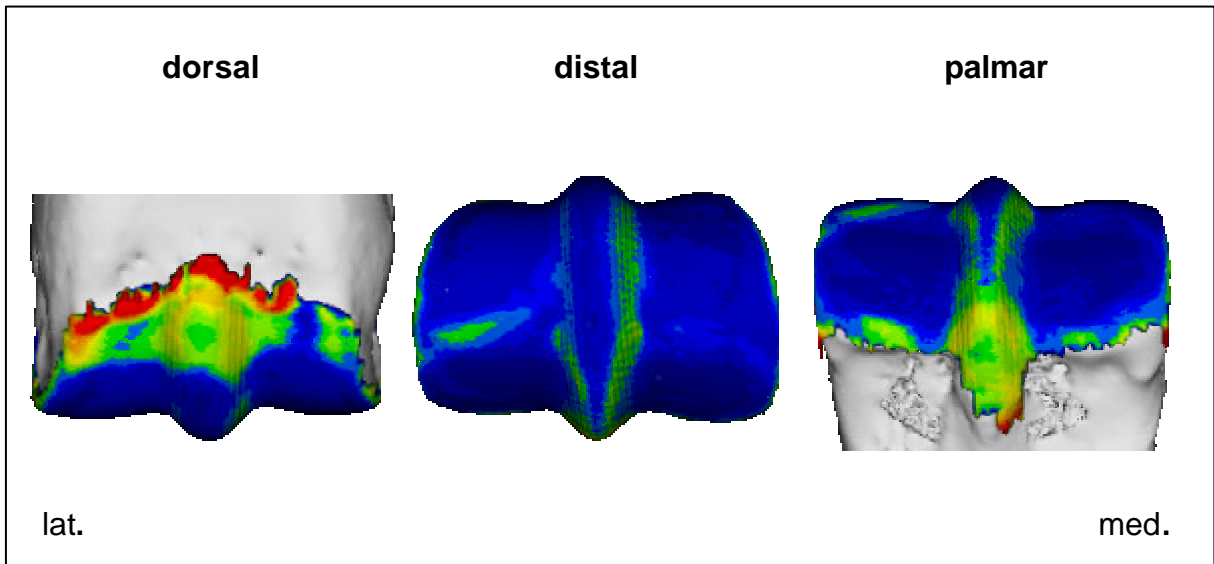
Die Bereiche niedriger Knorpeldicke (blau) dehnen sich nach proximal oft bis an den palmaren und etwas seltener an den dorsalen Gelenkflächenrand hin aus. Die proximalen Enden des Sagittalkammes sind davon nicht betroffen. Sie weisen noch wie in den jüngeren Gruppen eine mittlere bis hohe Dicke auf (Abb. 61).

Die vier Hauptmaxima stellen sich konstant an den bekannten Stellen dar. In den Summationsbildern in **Abbildung 62** treten besonders die beiden palmar gelegenen Maxima deutlich hervor (siehe „←“). Das zentrale Nebenminimum auf dem Rollkamm verliert an Bedeutung.

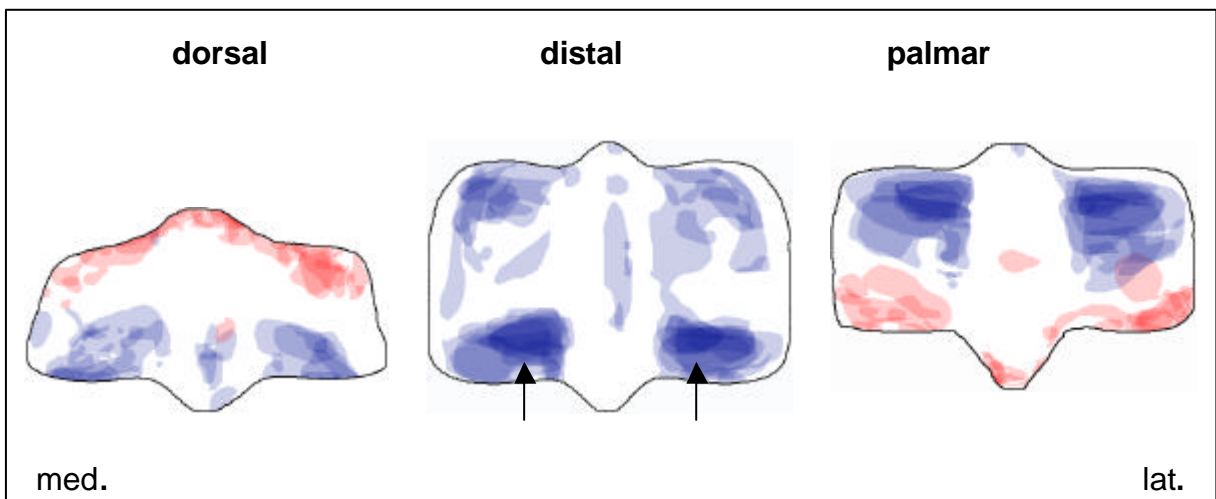
Der disto-palmar gelegene Querbalken ist nur noch bruchstückhaft zu erkennen oder stellt sich gar nicht mehr dar.

Der Seitenbereich des Rollkammes zeigt weiterhin unregelmäßig eine mittlere Knorpeldicke.

Durch die Ausdehnung der dünnen Knorpelzone werden die Bereiche dickeren Knorpels im Randbereich der Gelenkfläche besonders auf der palmaren Seite dünner. Kleinere Maxima finden sich unregelmäßig entlang des dorsalen und palmaren Gelenkflächenrandes (Abb. 62).




**Abb. 61:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der rechten Trochlea des Hauptmittelfußknochens einer 14-jährigen Warmblut Stute (Pfd.45vr)



**Abb. 62:** Maxima- und Minimasummmation der Knorpeldicke an der linken Trochlea des Hauptmittelfußknochens innerhalb der Altersgruppe der 13- bis 20-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima; „←“ – deutliche Knorpeldickenminima)

#### 4.1.6. Gruppe 6 (über 20 Jahre)

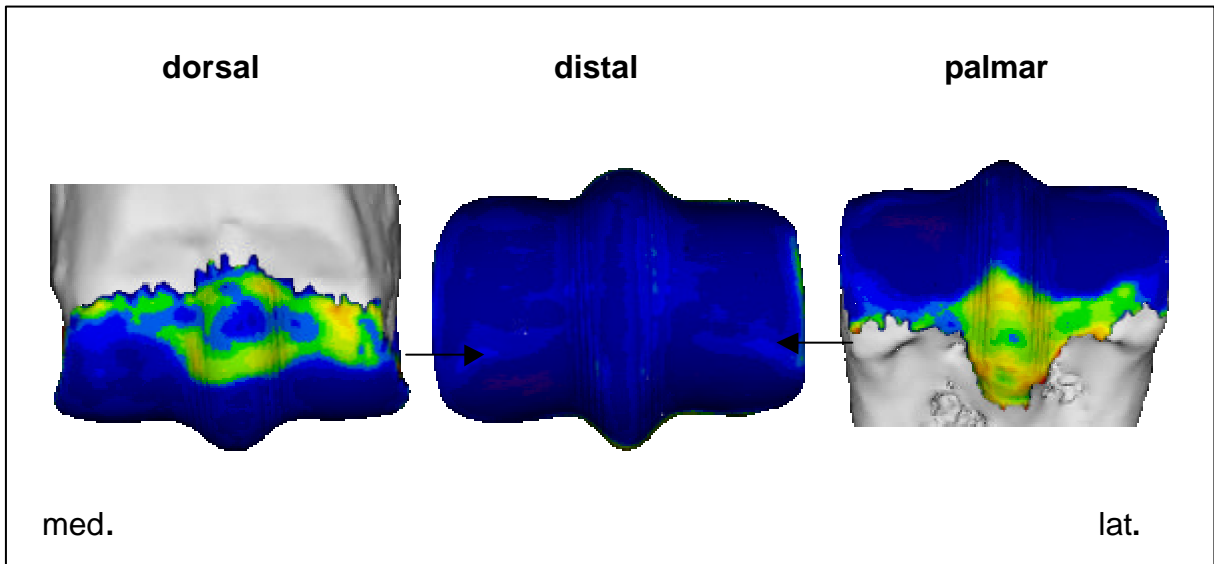
Die Muster der Knorpeldickenverteilung entsprechen im Allgemeinen denen der Gruppen 4 und 5. Der Hauptteil der Gelenkfläche ist von dünnem Knorpel (blaue Anteile) überzogen. Auch das dorsale und palmare Randgebiet wird im Vergleich zu den beiden jüngeren Gruppen (4 und 5) mehr und mehr von Bereichen geringer Knorpeldicke durchsetzt (Abb. 63).

Der im disto-palmaren Bereich gelegene Balken geringer bis mittlerer Knorpeldicke ist noch schwach und unregelmäßig ausgebildet (siehe „“).

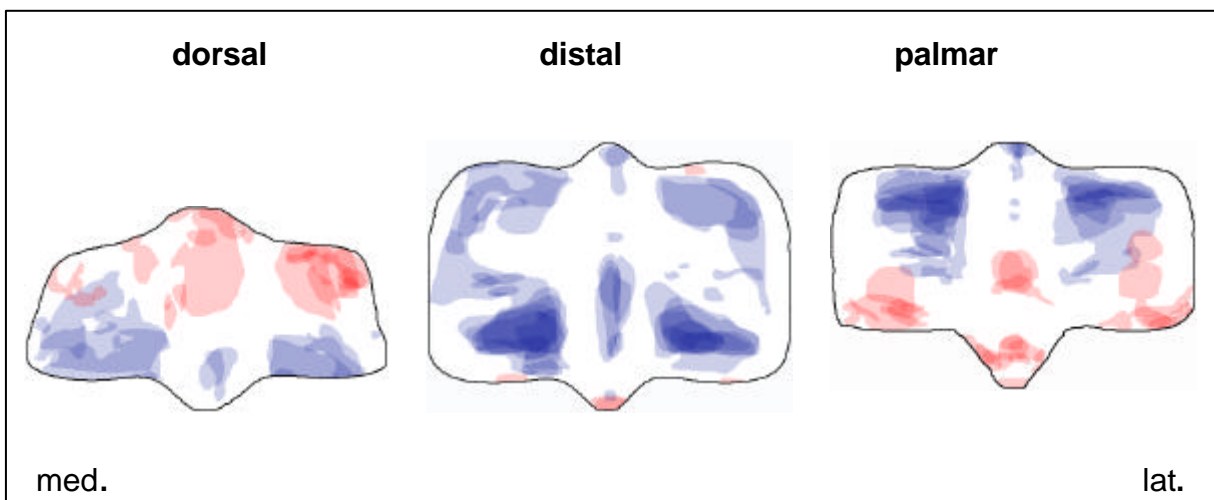
Die streifenförmigen Bereiche mittlerer Knorpeldicke seitlich am Sagittalkamm nehmen ebenfalls an Bedeutung ab. Sie sind zum Teil nicht mehr ausgebildet.

Bereiche hoher Knorpeldicke dehnen sich unregelmäßig von den proximalen Enden des Rollkammes zu den Seiten hin aus. Kleine Maxima kristallisieren sich am dorsalen und palmaren Pol des Kammes, sowie biaxial davon unregelmäßig heraus (Abb. 64).





**Abb.63:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der linken Trochlea des Hauptmittelfußknochens einer 26-jährigen Warmblut-Mix Stute (Pfd.11vl); („←“-Balken geringer bis mittlerer Knorpeldicke)



**Abb. 64:** Maxima- und Minimasummmation der Knorpeldicke an der linken Trochlea des Hauptmittelfußknochens innerhalb der Altersgruppe der über 20-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

## 4.2. Fesselbein, Os compedale (Fovea articularis)

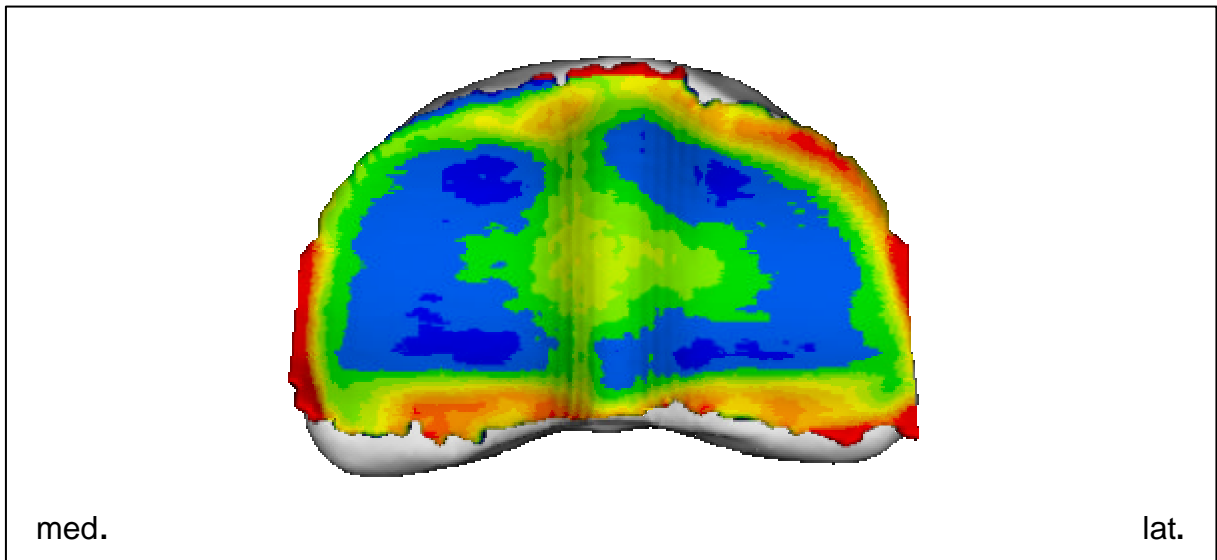
### 4.2.1. Gruppe 1 (0-3 Monate)

Die Falschfarbendarstellung in **Abbildung 65** zeigt eine gute Differenzierung der Knorpeldicke über die gesamte Farbskala.

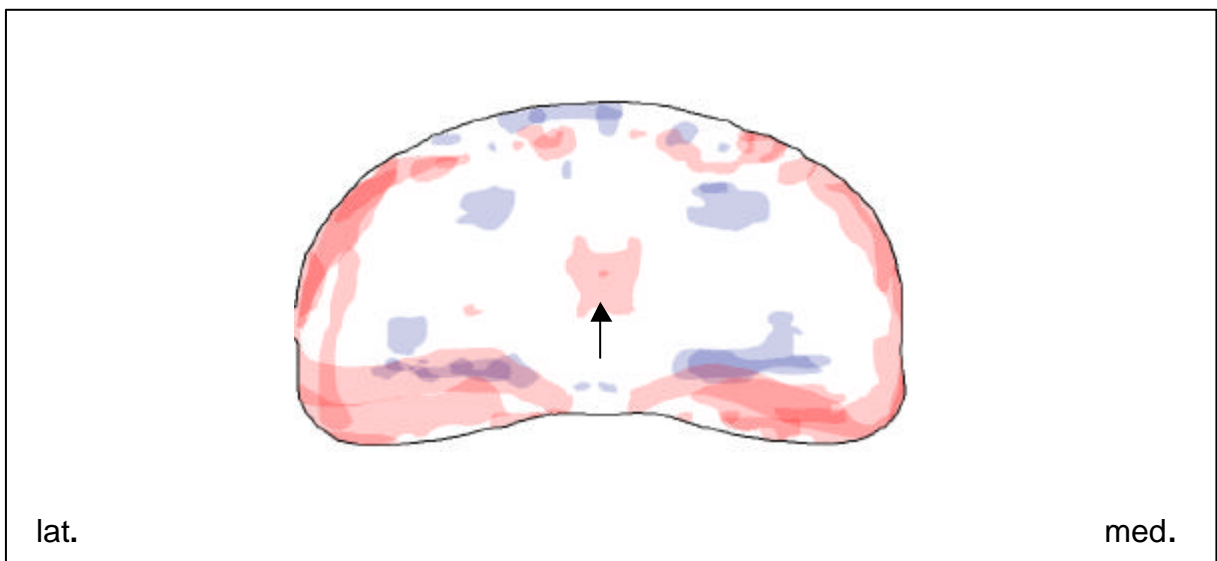
Die Gelenkfläche wird am Rand von einem Saum hoher Knorpeldicke umgeben. Dieser ist besonders am palmaren, aber auch an den Seitenrändern deutlich ausgebildet. Maxima kristallisieren sich in diesen Bereichen unregelmäßig heraus (Abb. 66).

Ein rundlicher Bereich mittlerer bis hoher Knorpeldicke ist im Scheitelpunkt der konkav angelegten Sagittalrinne zu finden. Teilweise stellt er sich auch als Maximum dar (siehe „←“).

Die beiden konkaven Hauptanteile der Gelenkfläche biaxial der Sagittalrinne tragen einen dünnen Knorpel. Diese Bereiche niedriger Knorpeldicke weisen unregelmäßig eine axiale Einziehung auf. Hier kommt es dorsal und palmar biaxial der Sagittalrinne sowie am Dorsalrand der Gelenkfläche zur unregelmäßigen Ausbildung von Minima. Die isolierte Darstellung der Minima (blau) in **Abbildung 66** zeigt die Lokalisation in der Übersicht.



**Abb. 65:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der Fovea articularis des rechten Fesselbeines einer 3-monatigen Haflinger Stute (Pfd.15vr)




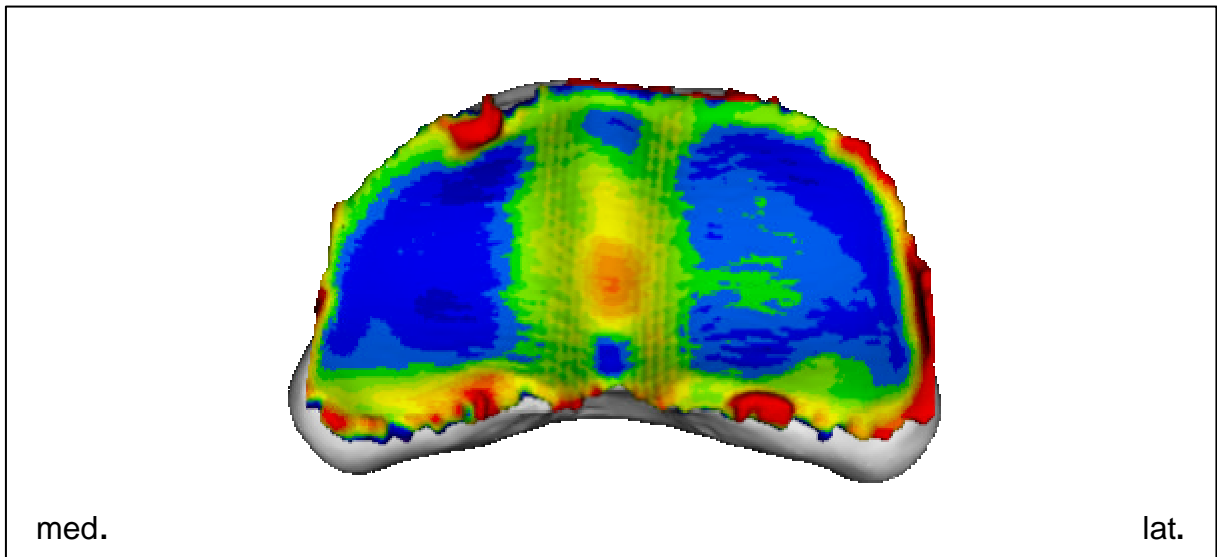
**Abb. 66:** Maxima- und Minimasummap der Knorpeldicke an der Fovea articularis des linken Fesselbeines innerhalb der Altersgruppe der 0- bis 3-monatigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima; „←“- Knorpeldickenmaximum)

#### 4.2.2. Gruppe 2 (4 Monate-2 Jahre)

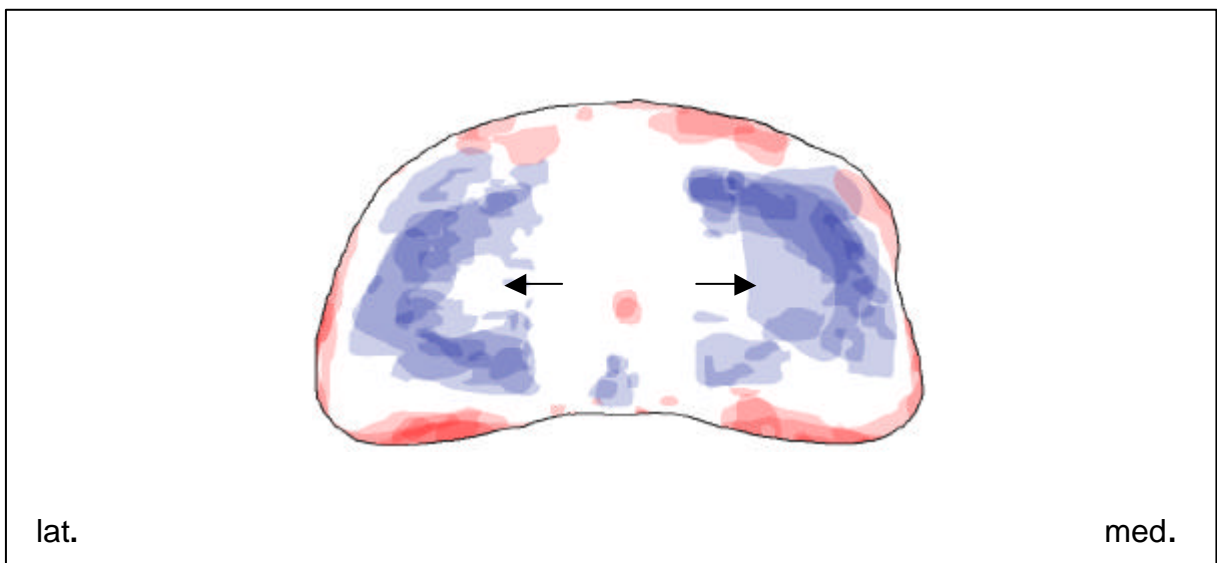
Der dicke Randsaum ist nicht mehr so stark ausgebildet wie in obiger Gruppe. Dickenmaxima sind unregelmäßig am dorsalen und palmaren Rand der Gelenkfläche biaxial der Sagittalrinne zu finden. Die Superposition in **Abbildung 68** zeigt eine Anhäufung von Maxima biaxial am dorsalen und palmaren Rand der Gelenkfläche.

Der rundliche Bereich mittlerer bis hoher Knorpeldicke im Scheitelpunkt der Sagittalrinne kristallisiert sich auch hier in manchen Fällen als deutliches Maximum heraus.

Die beiden Hauptzonen niedriger Knorpeldicke sind größer angelegt (Abb. 67). Der Knorpel ist dünner als in Gruppe 1 (Abb. 65). Die zwei sich hier deutlich abzeichnenden Hauptminima weisen eine axiale Einziehung mittlerer Knorpeldicke auf. In der Summationsprojektion stellt sich diese Einziehung (siehe „“) deutlich dar (Abb. 68). Ein weiteres kleines Nebenminimum liegt im palmaren Pol der Sagittalrinne. Es wird jedoch von streifenförmigen Bereichen mittlerer Knorpeldicke an den Seitenwänden der Sagittalrinne von den Hauptminima abgegrenzt (Abb. 67).



**Abb. 67:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der Fovea articularis des rechten Fesselbeines eines 2-jährigen Haflinger Hengstes (Pfd.51vr)



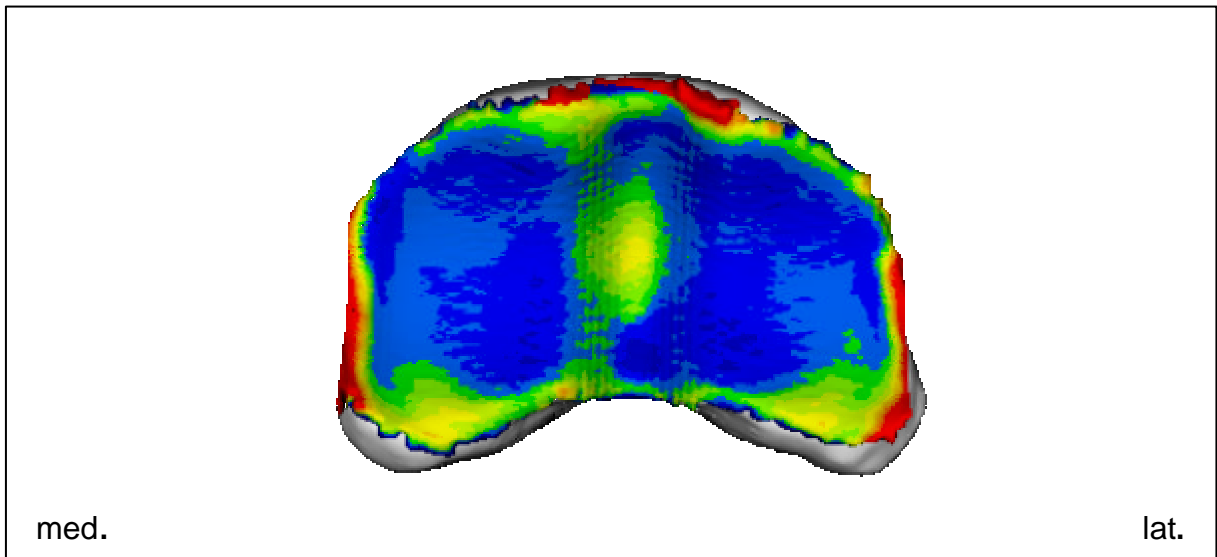
**Abb. 68:** Maxima- und Minimasummmation der Knorpeldicke an der Fovea articularis des linken Fesselbeines innerhalb der Altersgruppe der 4-monatigen bis 2-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima; „←“- axiale Einziehung der Hauptminima)

### 4.2.3. Gruppe 3 (3-6 Jahre)

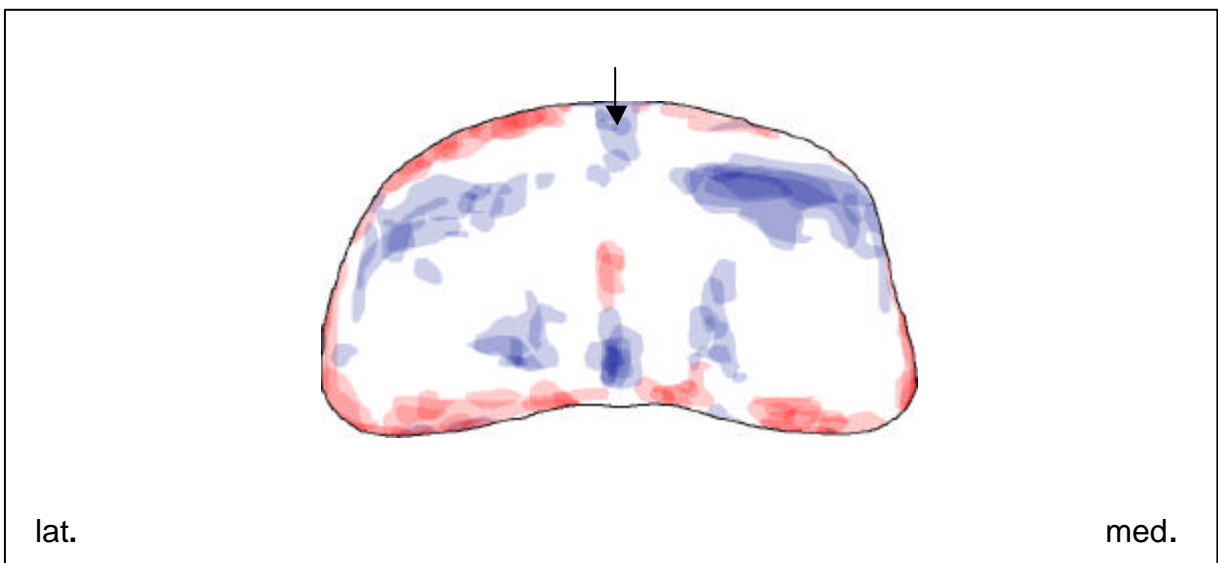
Ein Randsaum hoher Knorpeldicke umgibt weiterhin unregelmäßig die Gelenkfläche. Das Maximum im Scheitelpunkt der Sagittalrinne ist auch hier konstant anzutreffen, weitere finden sich besonders am dorsalen und palmaren Rand biaxial der Rinne (Abb. 69).

Die in Gruppe 2 beschriebenen Bezirke geringer Knorpeldicke nehmen hier nochmals an Größe zu. Sie stellen sich kaum noch isoliert dar, sondern gehen ineinander über, so daß der Hauptanteil der Gelenkfläche von einer homogenen Schicht dünnen Knorpels überzogen wird.

Die Hauptminima aus Gruppe 2 spalten sich hier je in ein dorsales horizontal balkenförmiges und ein palmares mehr axial liegendes Minimum auf. Letzteres ist eher rundlich gehalten. In der Superposition zeichnet sich ein Minimum am palmaren Ende der Sagittalrinne deutlich ab. Ein weiteres gesellt sich am dorsalen Pol hinzu (siehe „←“ in Abb. 70).



**Abb. 69:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der Fovea articularis des rechten Fesselbeines eines 4-jährigen Warmblut Wallachs (Pfd.39vr)



**Abb. 70:** Maxima- und Minimasummutation der Knorpeldicke an der Fovea articularis des linken Fesselbeines innerhalb der Altersgruppe der 3- bis 6-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima; „←“- in dieser Altersgruppe zusätzlich auftretendes Minimum)

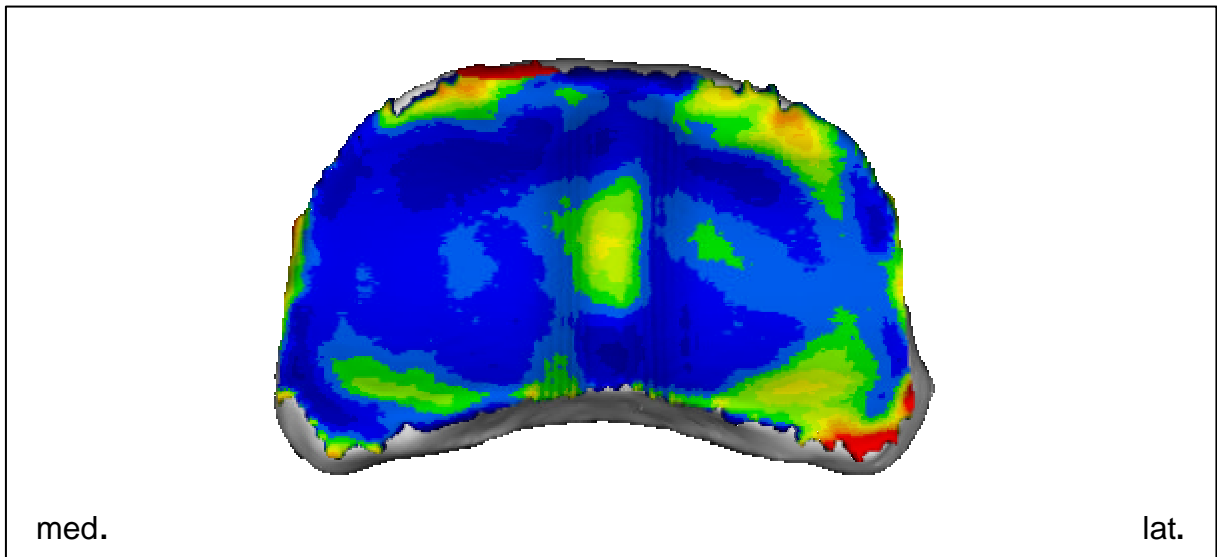
#### 4.2.4. Gruppe 4 (7-12 Jahre)

In dieser Gruppe (Abb. 71) lehnen sich die Verteilungsmuster in der Falschfarbendarstellung denen der in Gruppe 3 (Abb. 69) an.

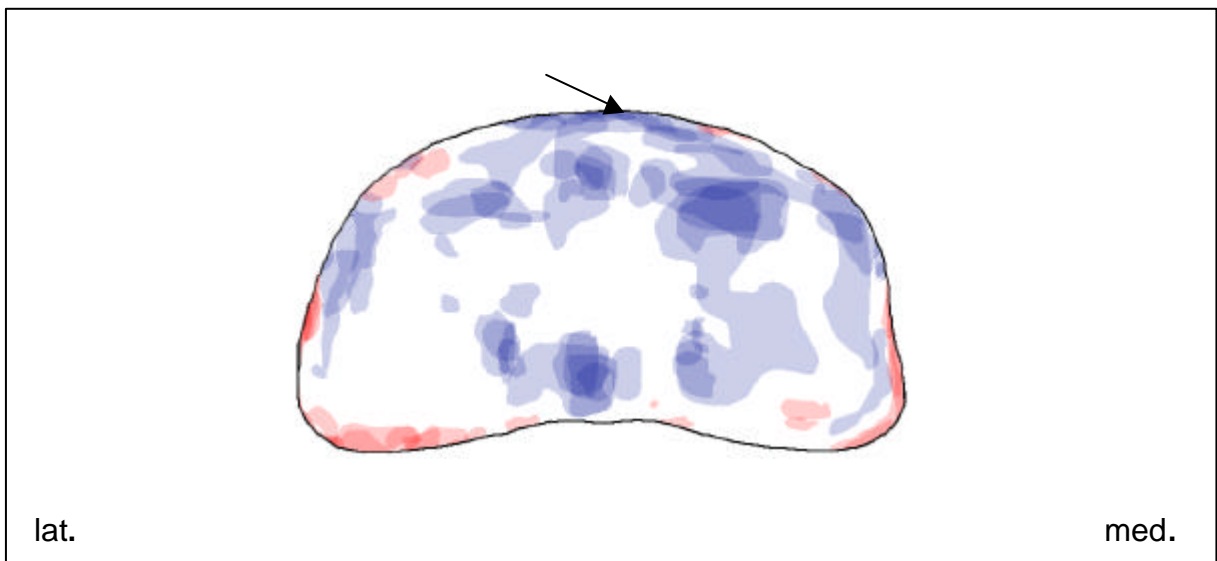
Ein Randsaum hoher Knorpeldicke ist hier nicht mehr vorhanden. Maxima finden sich vereinzelt vor allem im palmo-abaxialen Randbereich der Gelenkfläche. Das im Scheitelpunkt der Sagittalrinne gelegene Maximum aus Gruppe 1 bis 3 stellt sich hier nicht mehr dar (Abb. 72).

Der Hauptanteil der Gelenkfläche weist eine niedrige Knorpeldicke auf. Die in Gruppe 3 beschriebenen Minima zeichnen sich an den gleichen Lokalisationen ab. Hinzu stellt sich am Dorsalrand eine schmale Zone unregelmäßig auftretender Minima dar (siehe „←“).





**Abb. 71:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der Fovea articularis des rechten Fesselbeines eines 7-jährigen Warmblut Wallachs (Pfd.21vr)



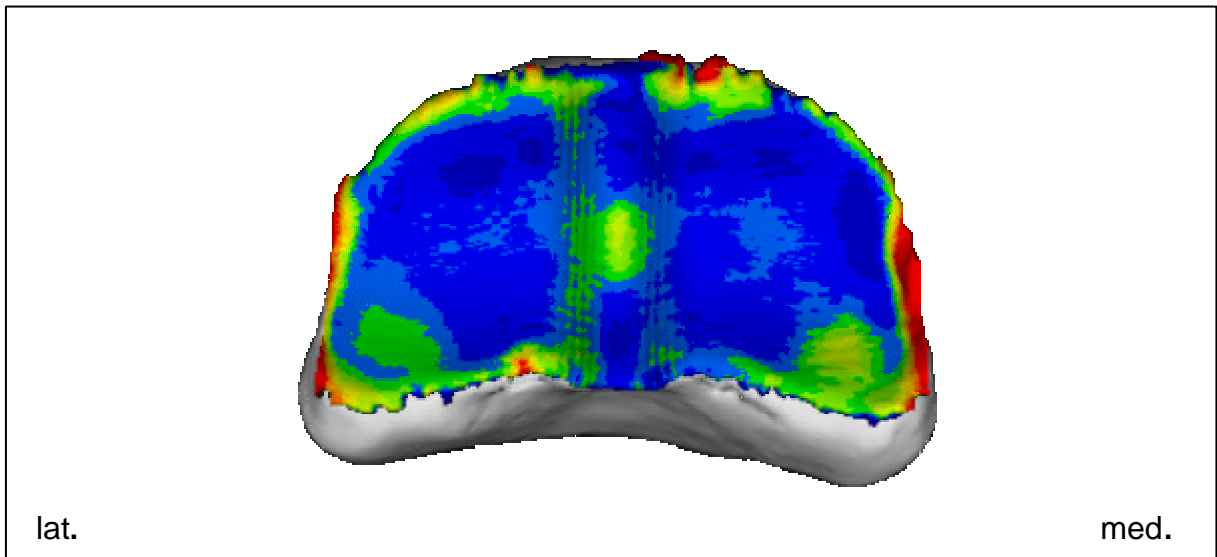
**Abb. 72:** Maxima- und Minimasummutation der Knorpeldicke an der Fovea articularis des linken Fesselbeines innerhalb der Altersgruppe der 7- bis 12-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima; „←“- schmale Zone unregelmäßig auftretender Minima)

#### 4.2.5. Gruppe 5 (13-20 Jahre)

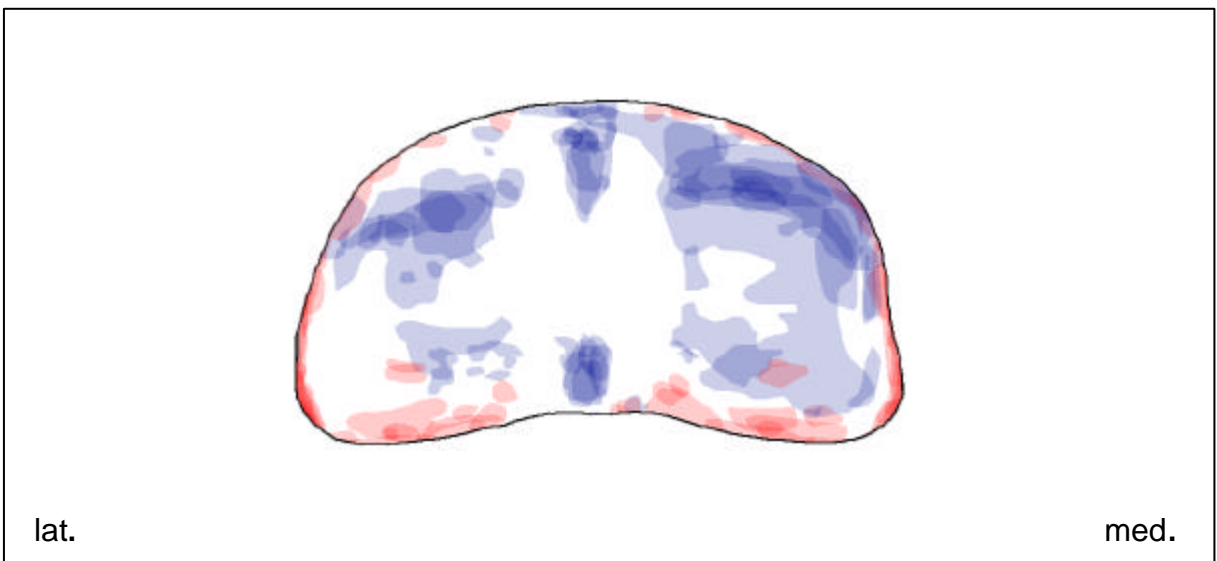
Bei den 13- bis 20-jährigen (Abb. 73) zeigen die Verteilungsmuster ähnliche Verhältnisse wie in Gruppe 3 und 4 (Abb. 69 bzw. 71).

Bereiche maximaler Knorpeldicke zeichnen sich weiterhin in einem schmalen Saum entlang des Gelenkflächenrandes ab (Abb. 74).

Die weiten Bereiche niedriger Knorpeldicke nehmen weiterhin den Hauptanteil der Gelenkfläche ein und ziehen teilweise bis an deren Rand. Die dorsalen Minima in den beiden Gelenkflächenhälften sowie die an den Polen der Sagittalrinne liegenden Minima treten in der Superposition in **Abbildung 74** deutlich hervor. Die palmaren Minima verlieren hingegen zunehmend an Bedeutung. Der schmale Saum minimaler Knorpeldicke am Dorsalrand zeigt sich hier nur andeutungsweise.



**Abb. 73:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der Fovea articularis des linken Fesselbeines einer 14-jährigen Warmblut Stute (Pfd.44vl)



**Abb. 74:** Maxima- und Minimasummmation der Knorpeldicke an der Fovea articularis des linken Fesselbeines innerhalb der Altersgruppe der 12- bis 20-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

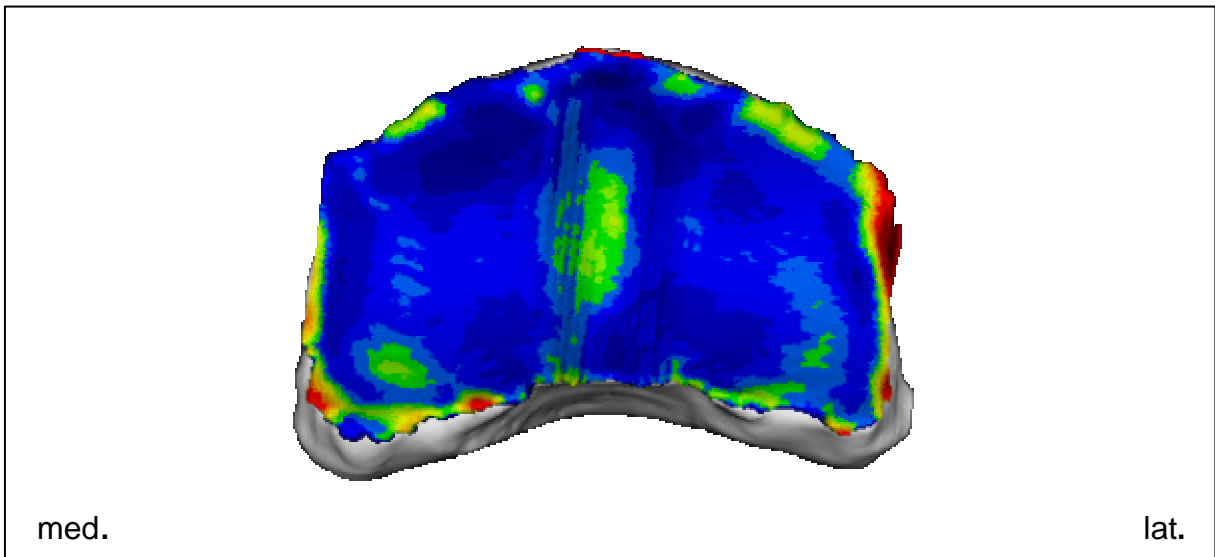
#### 4.2.6. Gruppe 6 (über 20 Jahre)

Auch in der ältesten Gruppe zeigen sich keine gravierenden Unterschiede zu den Gruppen 3 bis 5.

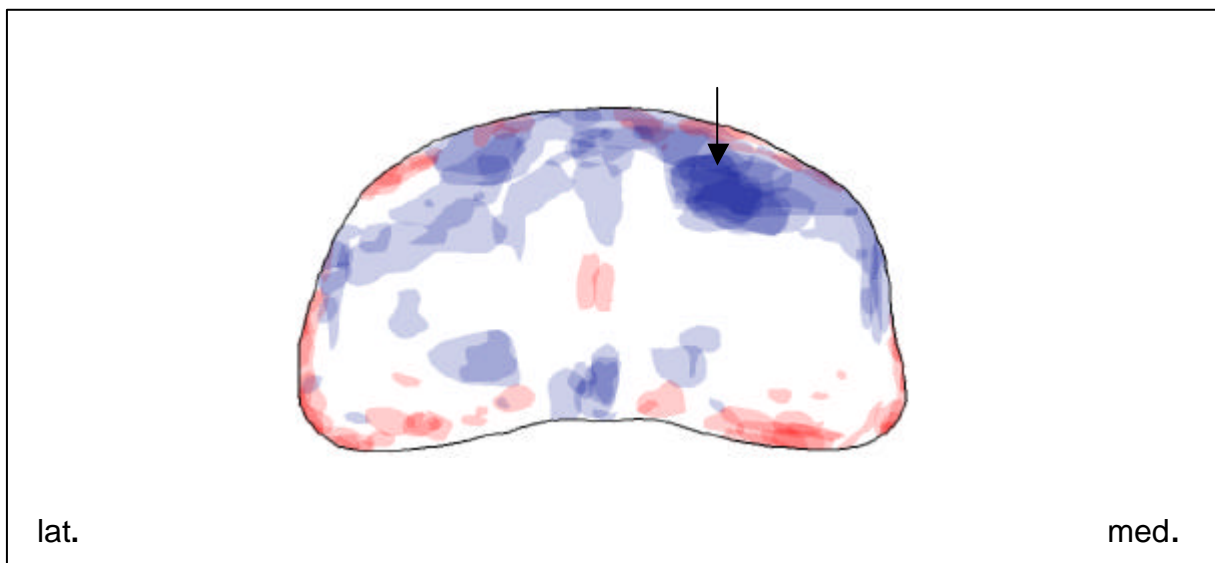
Die Knorpeldickenmaxima sind unverändert unregelmäßig im Randbereich der Gelenkfläche lokalisiert. Ein aus Gruppe 2 und 3 vorhandenes Maximum im Scheitelpunkt der Sagittalrinne stellt sich hier wieder vereinzelt dar.

Die weiten Zonen dünnen Knorpels erreichen oft den Gelenkflächenrand, so daß hier nur noch selten Dickenmaxima zu finden sind.

Die Minima sind an den üblichen Stellen zu finden. Bei Betrachtung der **Abbildung 76** nimmt das dorso-mediale Minimum einen deutlichen Schwerpunkt ein (siehe „←“).



**Abb. 75:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der Fovea articularis des rechten Fesselbeines eines 25-jährigen Warmblut Wallachs (Pfd.2vr)



**Abb. 76:** Maxima- und Minimasummutation der Knorpeldicke an der Fovea articularis des linken Fesselbeines innerhalb der Altersgruppe der über 20-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima; „←“- deutlich auftretendes Minimum)

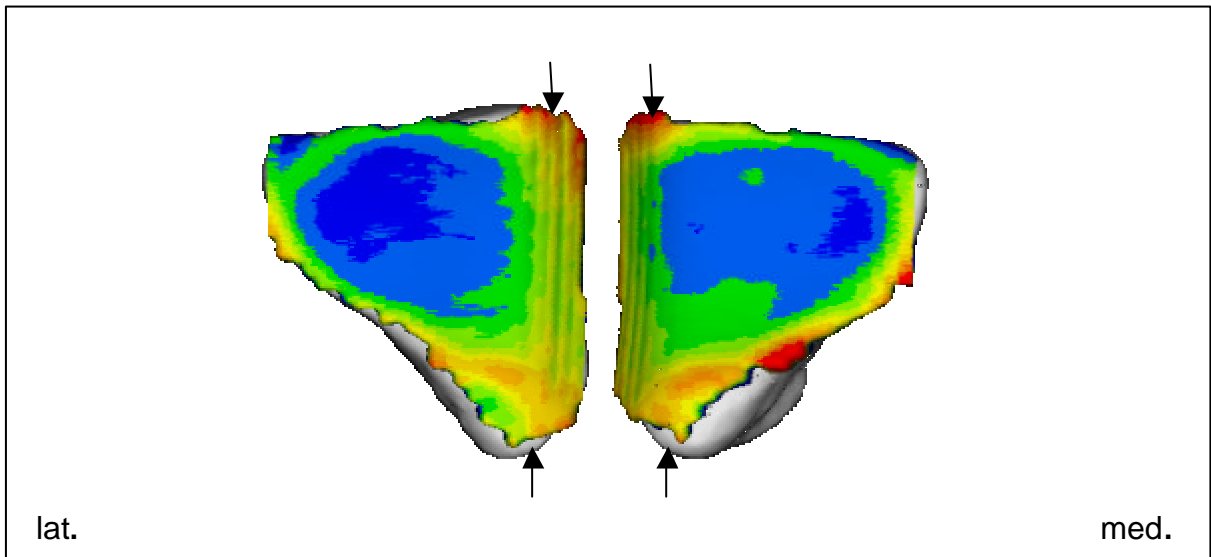
### **4.3. Gleichbeine, Ossa sesamoidea proximalia (Facies articularis)**

#### **4.3.1. Gruppe 1 (0-3 Monate)**

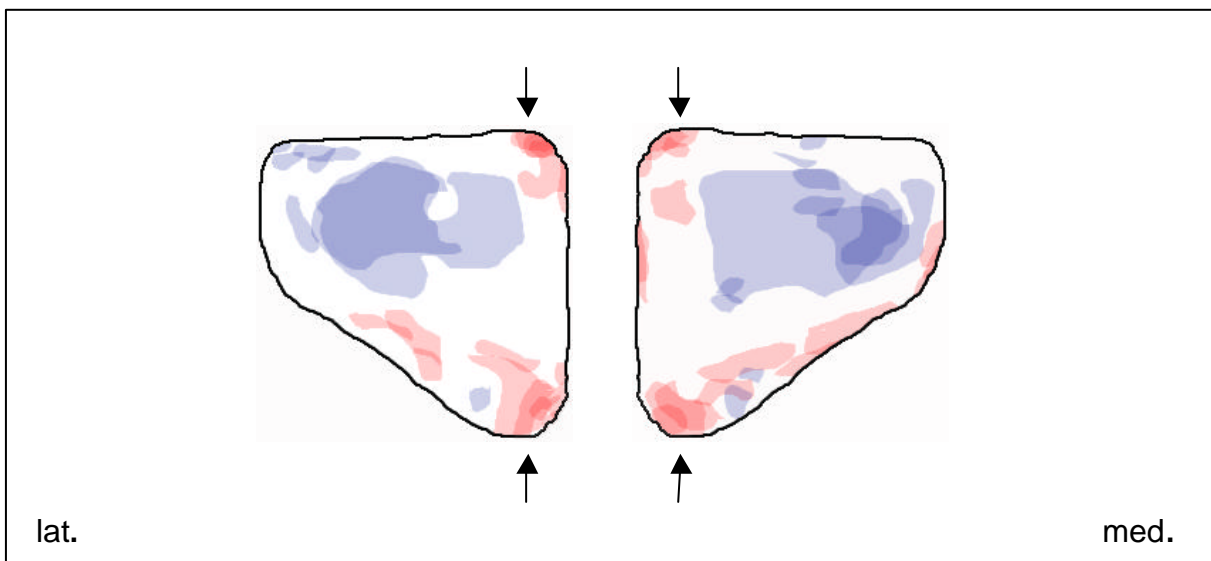
Wie beim Röhr- und Fesselbein besteht auch hier eine gute Differenzierung in der Knorpeldicke. Die Verteilungsmuster für das laterale und mediale Gleichbein verhalten sich annähernd symmetrisch.

Der nach palmar abfallende axiale Gelenkflächenrand weist eine mittlere bis hohe Knorpeldicke auf. Am disto-axialen und proximalen Winkel der Gelenkfläche kristallisiert sich je ein deutliches Maximum heraus (siehe „←“ in Abb. 77 und 78). Das proximal gelegene Dickenmaximum läuft unterschiedlich weit am proximo-abaxialen Rand aus.

Der Hauptanteil der konkaven Gelenkfläche weist eine niedrige Knorpeldicke auf (blau). Ein umschriebenes Minimum zeichnet sich im zentralen bis abaxialen Bereich dieser Zone dünnen Knorpels ab.




**Abb. 77:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der Facies articularis der linken Gleichbeine einer 3-monatigen Haflinger Stute (Pfd.16vl); („←“- Maxima)



**Abb. 78:** Maxima- und Minimasummutation der Knorpeldicke an der Facies articularis der linken Gleichbeine innerhalb der Altersgruppe der 0- bis 3-monatigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima; „←“- Maxima)

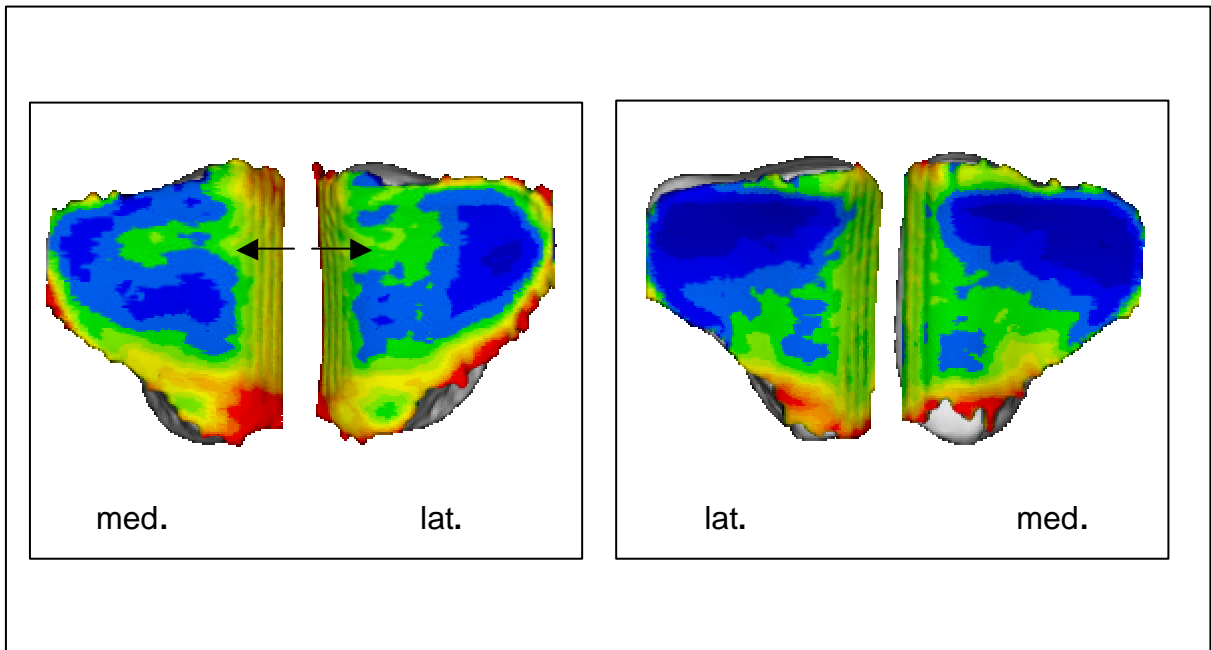
#### 4.3.2. Gruppe 2 (4 Monate-2 Jahre)

Der nach palmar abfallende axiale Gelenkflächenrand weist noch eine mittlere bis hohe Knorpeldicke auf. Am proximalen Pol der Gelenkfläche zeigt sich konstant ein deutliches Maximum, ein weiteres kleineres am disto-axialen Winkel.

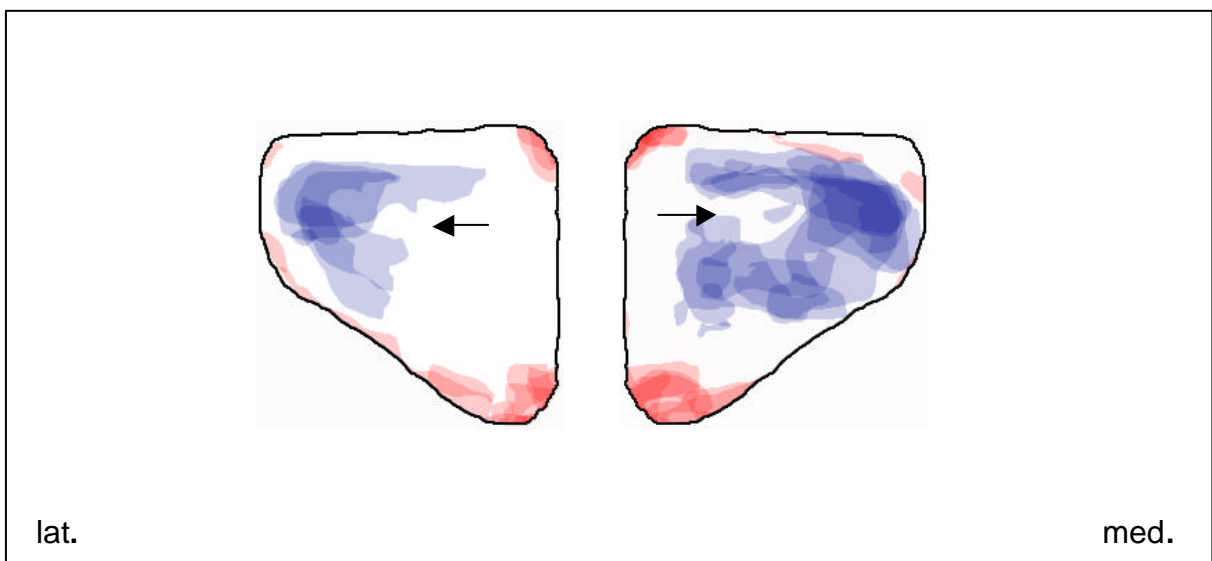
Die großen Minima im Zentrum der Gelenkfläche sind rundlich gehalten und weisen meist eine axiale Einziehung auf (siehe „“ in Abb. 79, links und Abb. 80). Sie zeigen aber auch oft eine nach abaxial zunehmende Keilform, die mal mehr proximal oder mehr distal innerhalb der konkaven Gelenkfläche zu liegen kommt (Abb. 79, rechts).

In der gemeinsamen Projektion der Minima in einen Gelenkflächenumriß in **Abbildung 80** ergibt sich eine deutliche axiale Einziehung.





**Abb. 79:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der Facies articularis der Gleichbeine eines 9-monatigen Haflinger Hengstes (Pfd.49vr; links) und eines 6-monatigen Warmblut Hengstes (Pfd.20vl; rechts); („←“- axiale Einziehung der Minima)



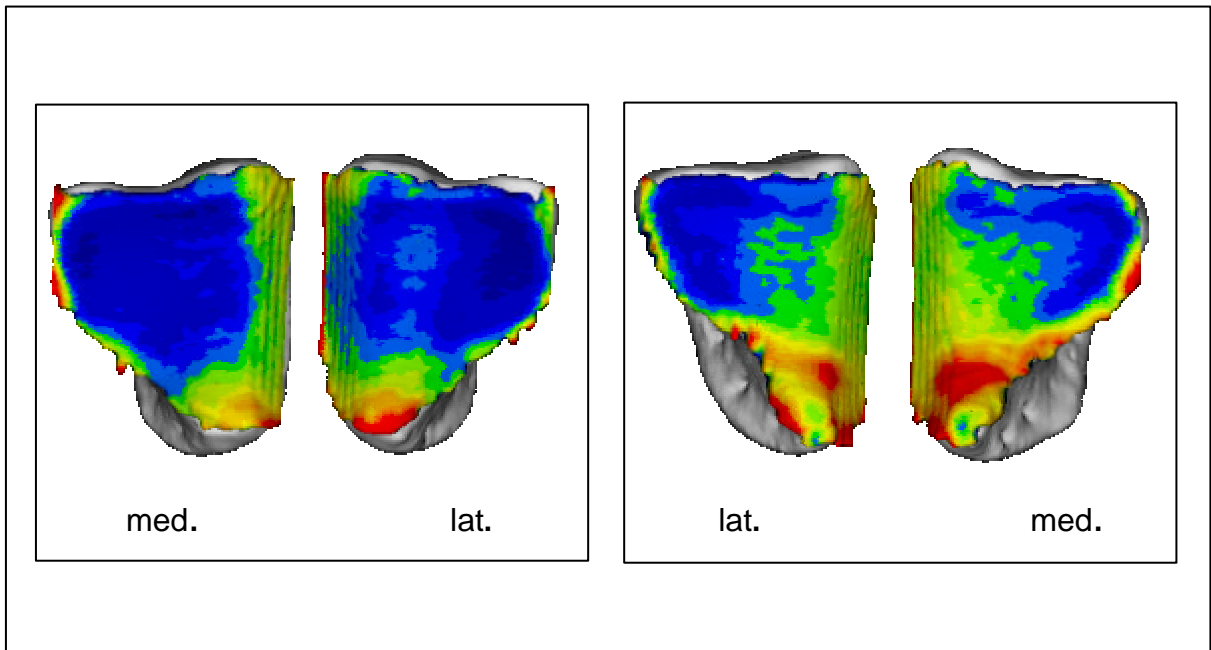
**Abb. 80:** Maxima- und Minimasummation der Knorpeldicke an der Facies articularis der linken Gleichbeine innerhalb der Altersgruppe der 4-monatigen bis 2-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima; „←“- axiale Einziehung der Minima)

### 4.3.3. Gruppe 3 (3-6 Jahre)

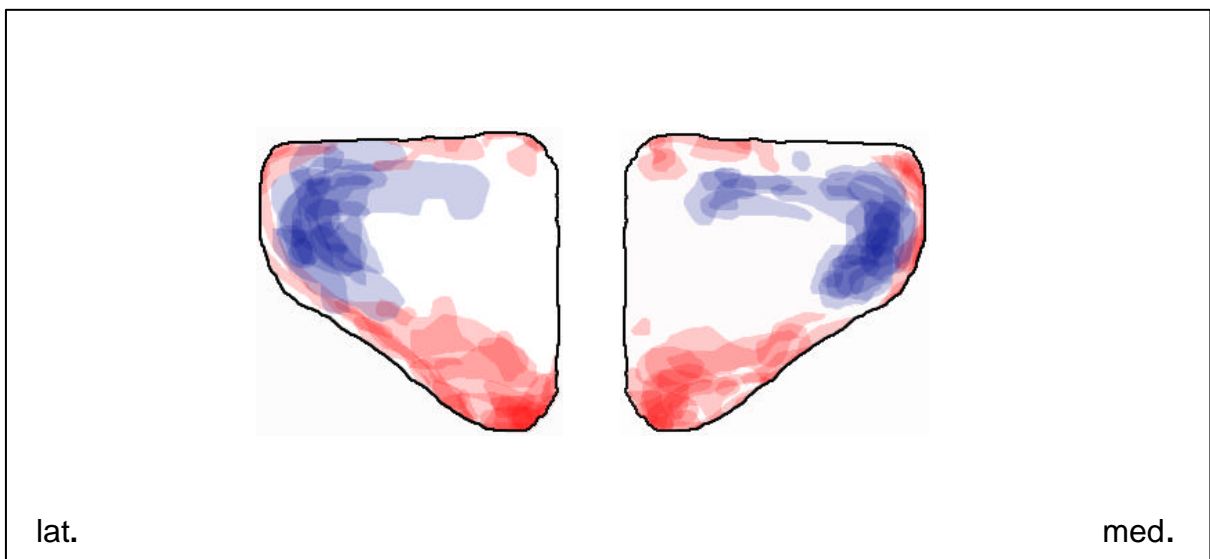
Die Maximum am disto-axialen Gelenkflächenwinkel ist in dieser Gruppe weniger bedeutend. Eine schmale Zone unregelmäßig auftretender kleiner Maxima zieht sich entlang des distalen und proximo-abaxialen Randes der Gelenkfläche. Der nach palmar abfallende axiale Gelenkflächenrand weist noch eine mittlere bis hohe Knorpeldicke auf. Das Maximum am proximalen Pol der Gelenkfläche stellt sich in den meisten Fällen sehr deutlich dar (Abb. 82).

Die Bereiche minimaler Knorpeldicke zeigen in den Verteilungsmustern in **Abbildung 81** kein einheitliches Bild. Oft nehmen sie den Hauptanteil der Gelenkfläche ein (Abb. 81, links), zeigen teilweise axiale Einziehungen und laufen unterschiedlich weit zum proximalen Gelenkflächenpol hin aus. In anderen Fällen konzentrieren sie sich jedoch nur auf den abaxialen Eckbereich der Gelenkfläche und ziehen dort unterschiedlich weit entlang des distalen und proximo-abaxialen Randes (Abb. 81, rechts).

In der Superposition in **Abbildung 82** zeigen sich bei der Darstellung der Minima ähnliche Verhältnisse wie in Gruppe 2. Eine axiale Einziehung zeichnet sich weiterhin ab. In den abaxialen Winkeln treten die Minima deutlich hervor.



**Abb. 81:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der Facies articularis der Gleichbeine zweier 4-jährigen Warmblut Wallache (Pfd.47vr, links; Pfd.38vl; rechts)

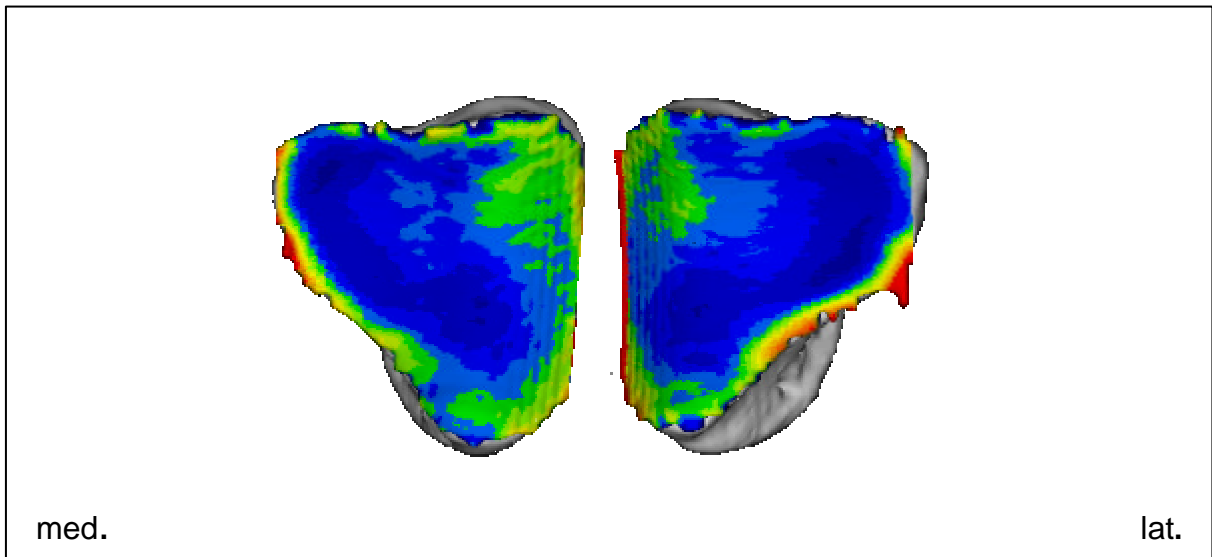


**Abb. 82:** Maxima- und Minimasummmation der Knorpeldicke an der Facies articularis der linken Gleichbeine innerhalb der Altersgruppe der 3- bis 6-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

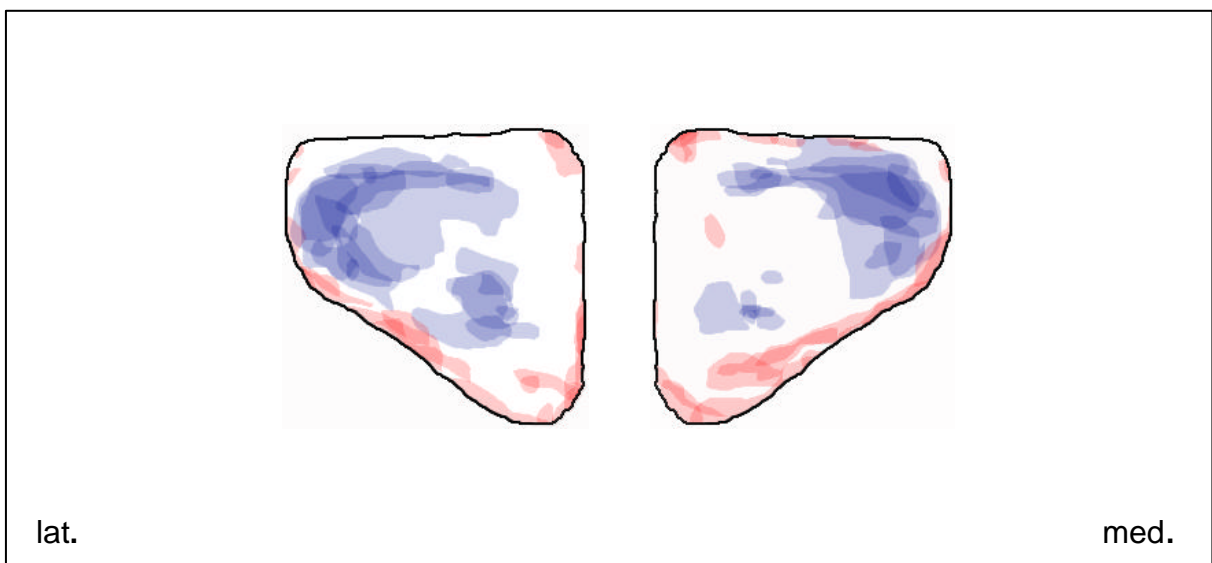
#### **4.3.4. Gruppe 4 (7-12 Jahre)**

In dieser Altersgruppe stellt sich das am proximalen Pol der Gelenkfläche gelegene Maximum nur noch vereinzelt dar. Kleine Maxima sind entlang des dorso-proximalen Gelenkflächenrandes sowie am disto-axialen Pol zu finden (Abb. 83). Der axiale Randbereich der Gelenkfläche weist nur noch eine mittlere Knorpeldicke auf.

Der Bereich geringer Knorpeldicke zieht gleichmäßig fast über die gesamte Gelenkfläche. Auch der nach palmar abfallende axiale Gelenkflächenanteil ist hier zunehmend mit einbezogen. Axiale Einziehungen an den Dickenminima treten weiterhin auf (Abb. 83).



**Abb. 83:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der Facies articularis des rechten Gleichbeine eines 8-jährigen Anglo-Araber Wallachs (Pfd.34vr)



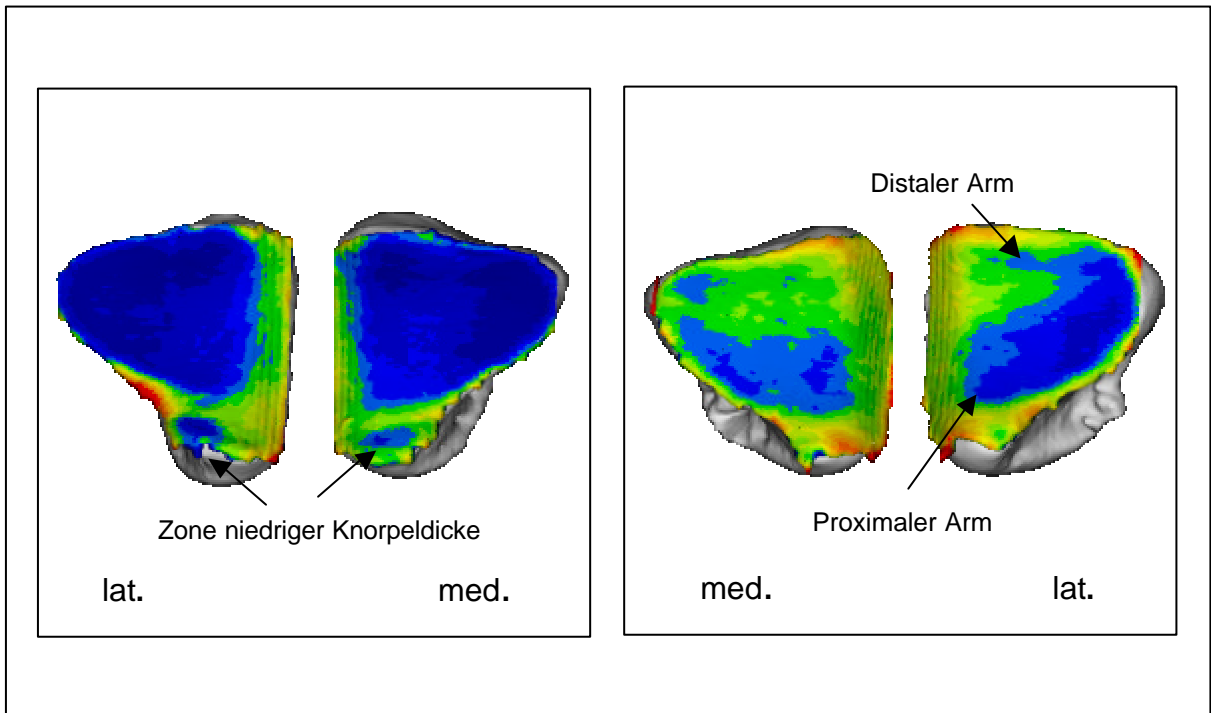
**Abb. 84:** Maxima- und Minimasummutation der Knorpeldicke an der Facies articularis der linken Gleichbeine innerhalb der Altersgruppe der 7- bis 12-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

#### 4.3.5. Gruppe 5 (12-20 Jahre)

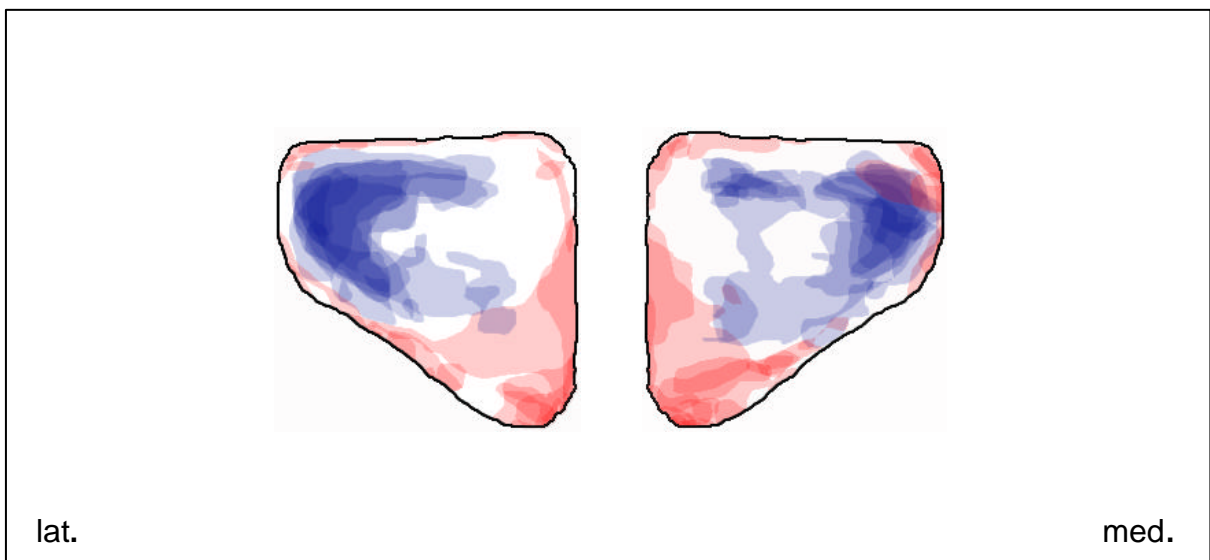
In dieser Gruppe zeigen die Verteilungsmuster in der Falschfarbendarstellung kein einheitliches Bild (Abb. 85).

Am proximalen Gelenkflächenpol zeigt sich meist ein Maximum, selten jedoch auch eine umschriebene Zone geringer Knorpeldicke (siehe „←“). Zum Teil zieht sich auch der ausgedehnte Bereich geringer Knorpeldicke bis auf den proximalen Winkel der Gelenkfläche. Er überzieht gleichmäßig den Hauptteil der konkaven Gelenkfläche oder weist eine axiale Einziehung auf. Dadurch entsteht ein distaler und proximaler „Arm“ (siehe „←“), die zusammen oder nur einzeln auf einer Höhe ausgebildet sein können (Abb. 85).

In den Summationsbildern in **Abbildung 86** bekommen die abaxialen Pole der Minima zunehmend mehr Gewicht. Die charakteristische Einziehung zeigt sich auch hier.



**Abb. 85:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der Facies articularis der Gleichbeine eines 13-jährigen (Pfd.27vl; links) und eines 14-jährigen Warmblut Wallachs (Pfd.29vr; rechts)



**Abb. 86:** Maxima- und Minimasummmation der Knorpeldicke an der Facies articularis der linken Gleichbeine innerhalb der Altersgruppe der 12- bis 20-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

#### **4.3.6. Gruppe 6 (über 20 Jahre)**

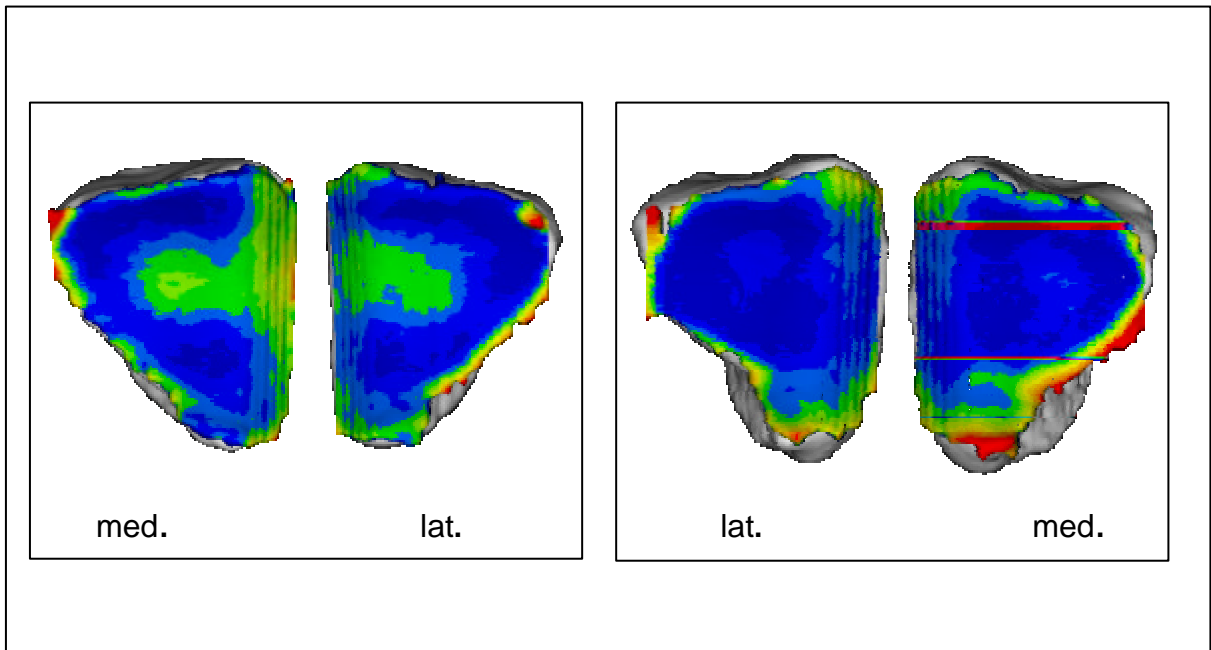
In der ältesten Gruppe lehnen sich die Verteilungsmuster denen aus Gruppe 5 an.

Der proximale Pol der Gelenkfläche weist weiterhin oft ein Maximum auf. Teilweise ist er auch in den Bereich niedriger Knorpeldicke, der sich oft fast über die gesamte Gelenkfläche erstreckt, mit einbezogen. Der dünne Knorpel (blau) zieht sich auch hier über den konvexen Umschlagrand in den nach palmar abfallenden axialen Gelenkflächenanteil hinein. Der Axialrand weist diesbezüglich unregelmäßig eine niedrige bis mittlere Knorpeldicke auf (Abb. 87).

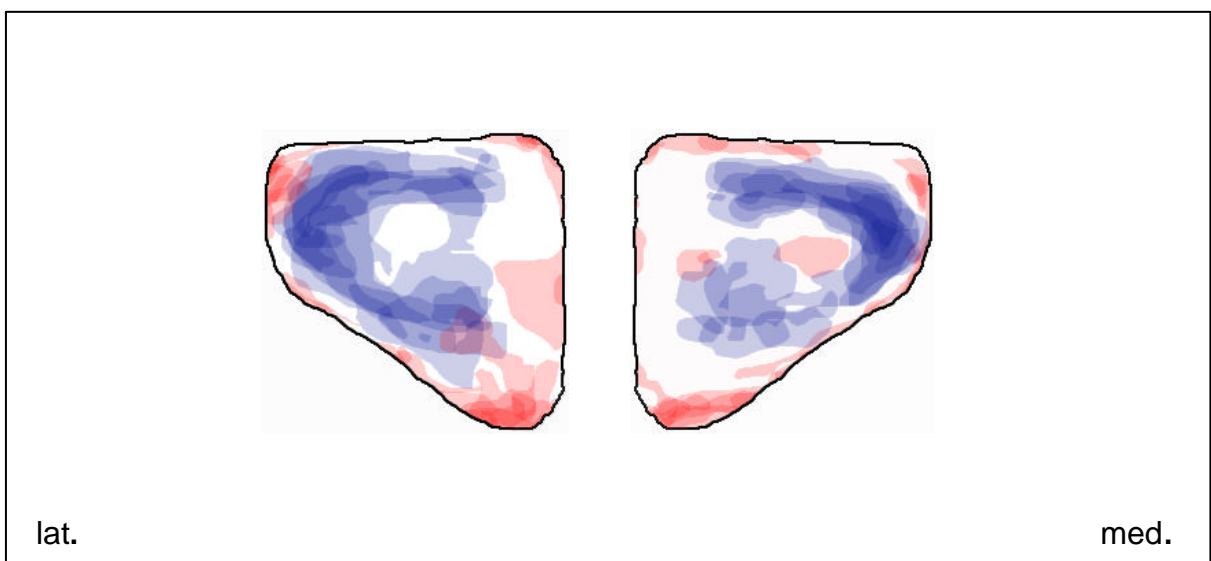
Weitere kleine Maxima finden sich entlang des Gelenkflächenrandes.

In der Superposition stellt sich das Minimum mit seiner typischen axialen Einziehung auch in dieser Gruppe dar (Abb. 88).





**Abb. 87:** Verteilungsmuster der Knorpeldicke (Falschfarbendarstellung) an der Facies articularis der Gleichbeine eines über 20-jährigen Warmblut Wallachs (Pfd.13vr; links) und einer 30-jährigen Warmblut Stute (Pfd.22vl; rechts)



**Abb. 88:** Maxima- und Minimasumation der Knorpeldicke an der Facies articularis der linken Gleichbeine innerhalb der Altersgruppe der über 20-jährigen Pferde (Rot-Maxima; Blau-Minima)

## **5. Zusammenfassende Darstellung der Ergebnisse der CT-OAM und CT-CCM**

### **5.1. Grundsätzliche Verteilung der subchondralen Knochendichte und Knorpeldicke am Fesselgelenk**

#### **5.1.1. Subchondrale Knochendichte**

Bei einer allgemeinen Betrachtung der subchondralen Knochendichteverteilung kann festgehalten werden, daß sich an der Trochlea im dorso-distalen Bereich ein breiter transversaler Streifen hoher Dichte befindet. Besonders am Sagittalkamm und am Seitenrand der Gelenkfläche kristallisieren sich hier deutliche Dichtemaxima heraus.

Darüber hinaus kann von einer starken Verdichtung des subchondralen Knochens an den Seitenrändern der Gelenkwalze gesprochen werden. Eine weitere biaxial des Rollkammes symmetrisch angelegte Zone hoher Dichte in einer mehr oder weniger dreieckigen Form ist an der palmaren Seite der Trochlea auf Höhe der korrespondierenden Gleichbeine lokalisiert.

Die bei stützender Gliedmaße im Übergang vom Fesselbein zu den Gleichbeinen gelegene streng distale Zone an der Gelenkwalze präsentiert sich generell in einer niedrigen bis mittleren Knochendichte. Der dorsale und palmare Randbereich sind wenig verdichtet.

An der Fovea articularis des Fesselbeines findet sich entsprechend den korrespondierenden Gelenkflächenanteilen hoher Dichte an der Trochlea auch hier ein breiter Streifen massiver Verdichtung, der individuell unterschiedlich im Scheitel der Gelenkfläche oder mehr palmar davon zu liegen kommt. Die Seitenränder weisen ebenfalls in individuell unterschiedlicher Ausdehnung nach dorsal eine hohe Dichte auf. Maxima kristallisieren sich entsprechend im zentralen Bereich der Sagittalrinne, sowie im seitlichen Randbereich heraus. Zwei deutliche Dichteminima sind biaxial des palmaren Pols der Sagittalrinne am Palmarrand der Gelenkfläche lokalisiert.

Die Gleichbeine zeigen allgemein eine hohe Knochendichte im Hauptbereich der Gelenkfläche. Lediglich der axiale Randbereich, sowie der axio-distale Winkel und besonders der proximale Pol der Facies articularis weisen eine minimale Dichte auf.

### 5.1.2. Knorpeldicke

An der Trochlea des Röhrlbeines trägt der dorsale und palmare Randbereich einen dicken Knorpel, der dorsal eher in einem individuell unterschiedlich breiten Streifen angelegt ist und sich palmar vorwiegend auf den palmaren Endbereich des Rollkammes konzentriert. Die Seitenbereiche des Rollkammes tragen im Allgemeinen einen Knorpel niedriger bis mittlerer Knorpeldicke. Der bei stützender Gliedmaße mit dem Fesselbein in Artikulation stehende dorso-distale Bereich der Gelenkwalze weist grundsätzlich einen dünnen Knorpel auf. Ebenso zeigt die mit den Gleichbeinen korrespondierende Zone palmar an der Trochlea eine geringe Knorpeldicke. Diese großflächig angelegten Bereiche niedriger Knorpeldicke werden im Übergang vom Fesselbein zu den Gleichbeinen durch eine schmale Zone niedriger bis höherer Dicke getrennt.

Das dorsale und palmare Randgebiet der Fovea articularis des Fesselbeines besitzt in Analogie zur Trochlea ebenfalls einen dicken Knorpel. Auch die seitlichen Gelenkflächengrenzen zeigen in einem schmalen Saum oft diese Tendenz. Im Zentrum der Sagittalrinne zeigt sich im Allgemeinen eine umschriebene Stelle höherer Knorpeldicke, die sich jedoch nur selten als Maximum definiert werden kann. Zwei weitere entsprechende Bereiche zeichnen sich individuell unterschiedlich der palmaren Gelenkflächenwinkel ab. Die Seitenbereiche der Sagittalrinne tragen einen mittleren bis niedrigen Knorpel. Die beiden Hauptanteile der Gelenkfläche weisen grundsätzlich einen dünnen Knorpel auf. Dickenminima stellen sich hier (mit der Tendenz einer axialen Einziehung), sowie am dorsalen und palmaren Pol der Sagittalrinne dar.

An den Gleichbeinen besteht die klare Tendenz einer hohen Knorpeldicke am disto-axialen und proximalen Winkel der Gelenkfläche. Ferner zeigen die Gelenkflächengrenzen unregelmäßig einen dünnen Saum einer Knorpelaufwölbung. Der Hauptanteil der Facies articularis besitzt einen dünnen Knorpel. Ein deutliches Dickenminimum kristallisiert sich hier mit einer axialen Einziehung höherer Dicke oder nur im abaxialen Winkel der Gelenkfläche heraus.

## 5.2. Vergleichende Betrachtung in Abhängigkeit vom Alter

In den folgenden Ausführungen muß darauf hingewiesen werden, daß es sich bei der vorliegenden Studie nicht um eine echte Verlaufsuntersuchung handelt, sondern um einen verlaufsmäßigen Überblick aus der „Einzelbildaufnahme“ verschieden alter Tiere.

### 5.2.1. Subchondrale Knochendichte

Bei einer allgemeinen Betrachtung der Densitogramme kann eine zunehmende Verdichtung der subchondralen Knochenlamelle im Altersgang beobachtet werden.

Bis zu einem Alter von 2 Jahren kann keine deutliche Zunahme der Dichte festgestellt werden. Der Übergang vom 2- zum 3-jährigen Pferd zeigt einen massiven Anstieg in der Verdichtung des subchondralen Knochens. **Abbildung 89** (links) stellt am Beispiel einer repräsentativen Gruppe von Haflingern diese Verhältnisse anschaulich dar. Ab der 4. Altersgruppe (7-12 Jahre) kommt es nur mehr zu einer schwachen Zunahme. Ab der 5. Altersgruppe (12-13 Jahre) hingegen kann kein deutlicher Anstieg mehr beobachtet werden. Hier zeigt sich aber die Tendenz einer zunehmenden Ausbildung weiter homogener hochdichter Bereiche.

Die Trochlea weist (neben den beiden palmaren Maxima) im dorso-distalen Bereich zunächst nur ein zentrales auf dem Rollkamm gelegenes Maximum auf. Ab der 2. Altersgruppe (3 Monate – 2 Jahre) kommt es zunehmend auch am Seitenrand der Gelenkfläche zu einer starken Verdichtung. Eine Ausdehnung der hochdichten Bereiche am seitlichen Walzenrand, sowie ein horizontaler Balken hoher subchondraler Knochendichte im dorso-distalen Bereich der Trochlea sind ab der 3. Altersgruppe (3-6 Jahre) zu beobachten. Die palmaren biaxial angelegten Maxima auf Höhe der im Standwinkel hier gelenkenden Gleichbeine stellen sich im Zuge einer zunehmenden Verdichtung im Altersgang deutlicher dar.

An der proximalen Gelenkfläche des Fesselbeines zeigt sich bezüglich der kommunizierenden Gelenkflächenanteile mit der Trochlea eine entsprechende Entwicklung. Hier ist ebenfalls zunächst nur im Scheitelpunkt der Sagittalrinne ein Bereich maximaler Knochendichte lokalisiert. Eine zunehmende Verdichtung der Seitenränder schließt sich ab der 2. Altersgruppe (3 Monate – 2 Jahre) an. Im Zuge einer dorso-palmaren

Ausdehnung der hochdichten Randbereiche ab der 3. Altersgruppe (3-6 Jahre) kommt es oft zu einem Übergang der beiden dorsalen Ausläufer. Die als Dichtemaxima definierten Bereiche bleiben jedoch auf den Seitenrand-Bereich beschränkt. Desweiteren kristallisiert sich innerhalb der Gelenkfläche zunehmend ein transversal gerichteter Balken hoher Knochendichte heraus, der individuell unterschiedlich im Scheitel der Gelenkfläche oder mehr palmar davon zu liegen kommt. Die beiden am palmaren Pol der Sagittalrinne gelegenen Dichteminima stellen sich ab der 2. Gruppe (3 Monate – 2 Jahre) deutlich dar.

Bei den Gleichbeinen ist in der jüngsten Altersgruppe (0-3 Monate) die Zone maximaler Dichte auf den abaxialen Winkelbereich der Gelenkfläche beschränkt. Im weiteren Altersverlauf nimmt dieser Bereich in individuell unterschiedlicher Ausprägung den Hauptteil der Facies articularis ein.

### **5.2.2. Knorpeldicke**

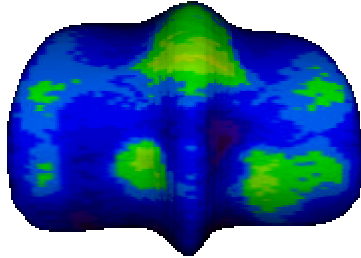
Die Knorpeldicke nimmt im Gegensatz zur subchondralen Knochendichte im Altersverlauf allgemein ab. Nach einem konstanten Verlauf in der Hauptwachstumsphase der Pferde kommt es ab der 3. Altersgruppe (3-6 Jahre) zu einer Stagnation in der Knorpeldickenabnahme (Abb. 90).

Die beiden dorso-distal gelegenen Hauptbereiche niedriger Knorpeldicke dehnen sich ebenso wie die beiden palmar gelegenen im Altersgang zunehmend aus, bis sie ab einem Alter von 3 Jahren den Hauptteil der Gelenkfläche einnehmen. Der die weiten Bereiche dünnen Knorpels trennende schmale Streifen höherer Dicke am distalen Scheitel der Gelenkwalze stellt sich auch noch im hohen Alter dar.

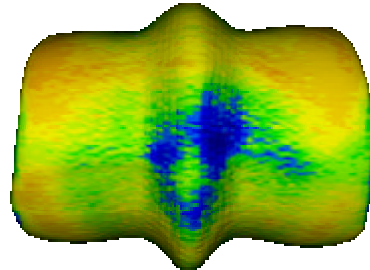
Die in den beiden Hauptgelenkflächenanteilen der Fovea articularis des Fesselbeines sitzenden Knorpelminima manifestieren sich in der 2. Altersgruppe (3 Monate - 2 Jahre) als mit einer axialen Einziehung versehenen halbrunden Bereiche. In den folgenden Altersgruppen konzentrieren sich diese Minima hauptsächlich auf den dorsalen Bereich. Auch hier kommt es zu einer zunehmenden Ausweitung der dünnen Knorpelbereiche im Altersgang.

### Subchondrale Knochendichte

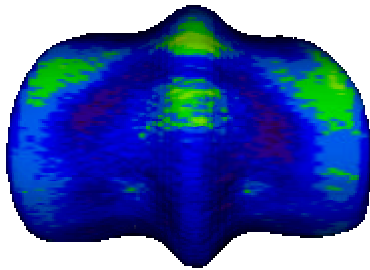
3 Monate (Pfd.16vl):



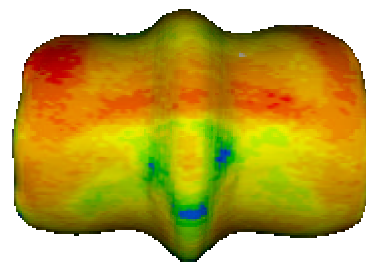
5 Jahre (Pfd.36vr):



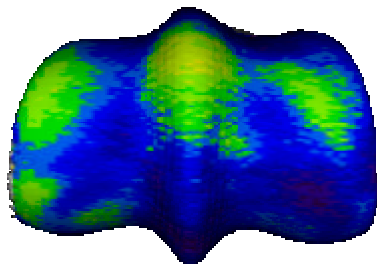
9 Monate (Pfd.48vl):



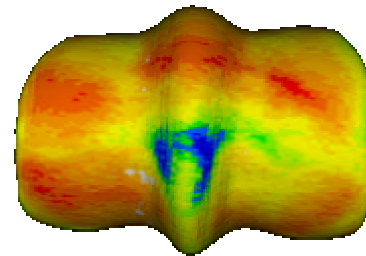
7 Jahre (Pfd.21vr):



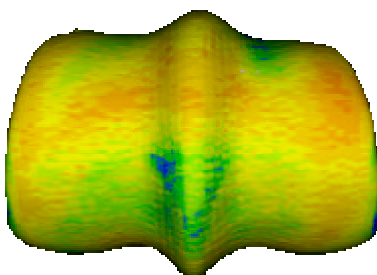
2 Jahre (Pfd.50vl):



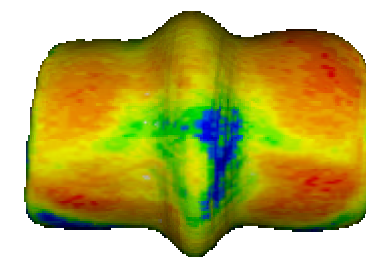
12 Jahre (Pfd.12vr):



3 Jahre (Pfd.52vl):



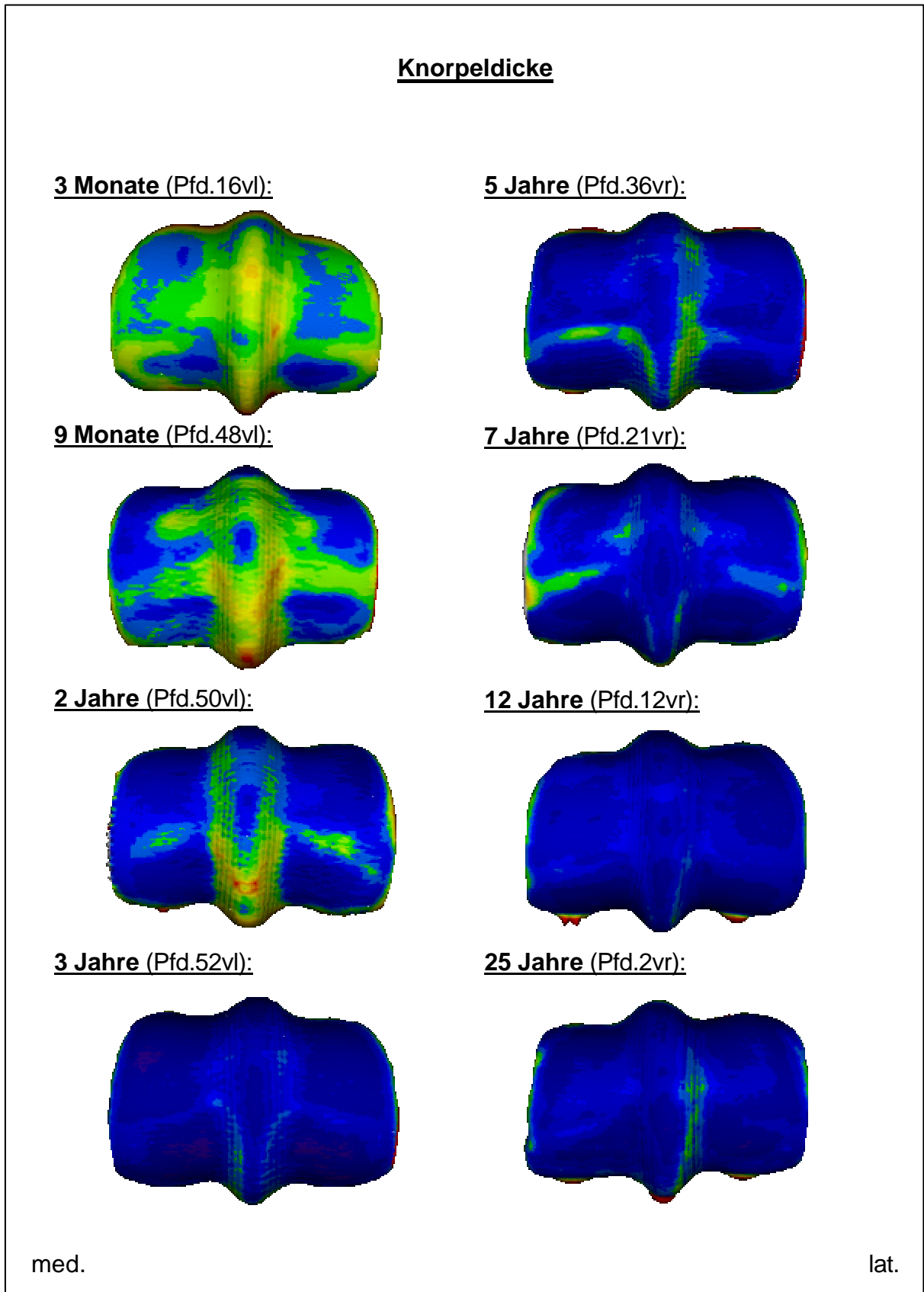
25 Jahre (Pfd.2vr):



med.

lat.

**Abb. 89:** Darstellung der allgemeinen Entwicklung der subchondralen Knochendichte am Beispiel der Trochlea in distaler Ansicht



**Abb. 90:** Darstellung der allgemeinen Entwicklung der Knorpeldicke am Beispiel der Trochlea in distaler Ansicht

Bei den Gleichbeinen kommt es ab der 2. Altersgruppe (4 Monate-2 Jahre) zu einer deutlichen Manifestation der Knorpeldickenminima im abaxialen Winkel der Gelenkfläche. Im Altersverlauf treten zunehmend axiale Ausziehungen dieser Bereiche entlang des distalen und proximo-abaxialen Gelenkflächenrandes auf.

## **6. Walzenprofil der Trochlea des Hauptmittelfußknochens**

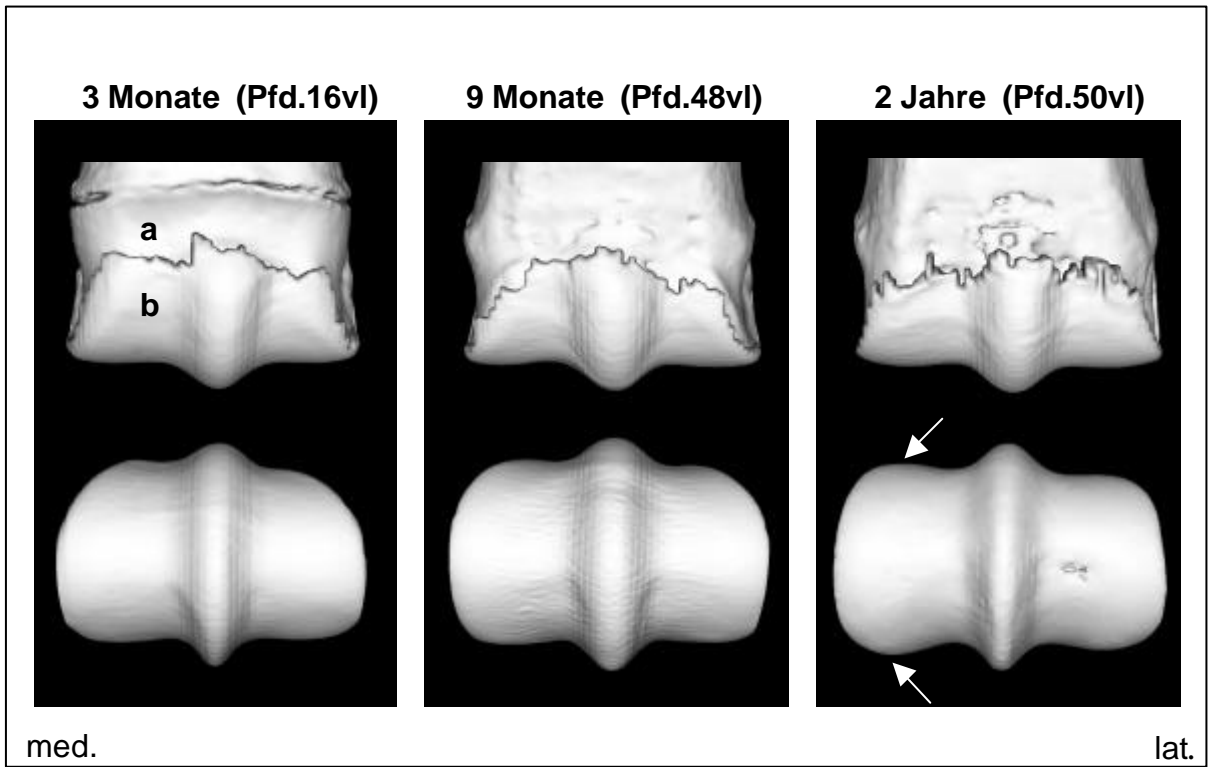
Bei Betrachtung des Walzenprofils der metakarpalen Trochlea im Altersgang fällt auf, daß es sich von einer allgemeinen horizontalen in eine abaxial konkav-konvex geschwungene Form entwickelt.

Bei den Pferden der 1. Altersgruppe (0-3 Monate) weist die Oberfläche der Trochlea an der dorsalen Seite einen leicht abfallenden Verlauf nach abaxio-palmar. Im distalen Bereich ist das Oberflächenprofil horizontal ausgerichtet, der palmare Bereich zeigt schon eine leichte nach abaxial konkav-konvex geschwungene Form.

In der nächsten Altersgruppe (4 Monate - 2 Jahre) kommt es zunehmend zu einer Ausmodellierung des Trochleaprofils. So sind besonders der dorsale und palmare Gelenkflächenanteil von einer deutlichen abaxialen konkav-konvex geschwungenen Form geprägt. Ein Seitenvergleich zeigt eine stärkere Ausprägung des medialen Trochlearandes (siehe „←“).

In den folgenden Altersgruppen kommt es neben einer physiologischen individuellen Variation zu keiner weiteren Änderung des Walzenprofils.

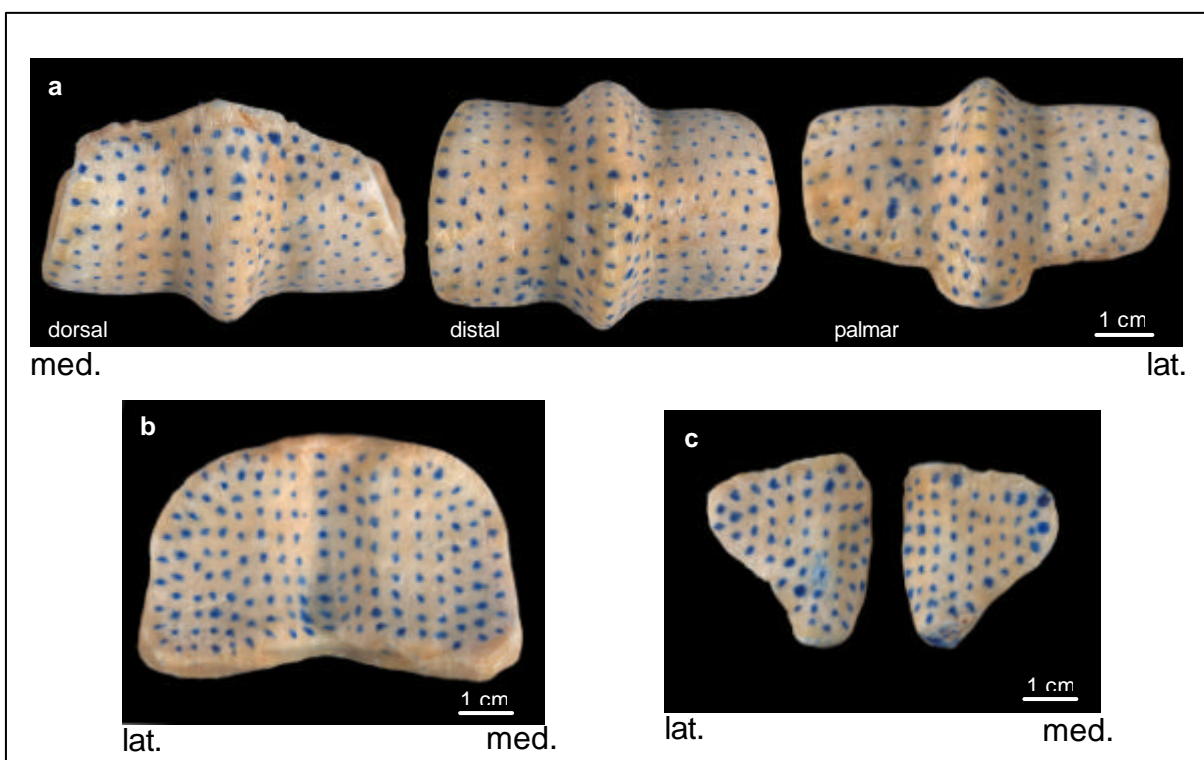




**Abb. 91:** Entwicklung des Walzenprofils an der linken Trochlea des Hauptmittelfuß-knochens;  
a- Knochen, b- auf die Trochlea projizierte Knorpelschicht

## 7. Spaltlinien

An der Trochlea des Hauptmittelfußknochens konnte grundsätzlich keine Vorzugsrichtung der Spaltlinien an den großen Abschnitten der konvexen Gelenkfläche festgestellt werden. Lediglich im distalen Scheitelbereich ist im zentralen Bereich jeder Gelenkflächenhälfte eine andeutungsweise palmo-abaxiale Orientierung der Spaltlinien zu erkennen. Selten kommt es zu einer Querausrichtung an der Basis des Rollkammes. Die Fovea articularis des Fesselbeines zeigt ebenfalls keine klare Vorzugsrichtung der Spaltlinien im Hauptteil der konkaven Gelenkfläche. Am biaxial angelegten konvexen Umschlagrand der Sagittalrinne kann bis in den angrenzenden konkaven Gelenkflächenbereich hinein eine grob sagittale Ausrichtung der Spaltlinien andeutungsweise beobachtet werden. An Gleichbeinen zeigt sich im konkaven Hauptgelenkflächenanteil der Facies articularis in manchen Fällen eine longitudinale, in anderen Fällen keine Vorzugsrichtung der Spaltlinien. Der nach palmar abfallende axiale Umschlagrand weist eine Querrichtung der Spaltlinien auf. Die konkaven Gelenkflächenränder des Fesselbeines und der Gleichbeine zeigen im Allgemeinen eine radiäre Ausrichtung der Spaltlinien.



**Abb. 92:** Spaltlinienmuster an den Gelenkflächen des Fesselgelenkes; a-Trochlea des Hauptmittelfußknochens, b-Fovea articularis des Fesselbeines, c-Gleichbeine

## V. DISKUSSION

### Methode

#### Datenerhebung

Bei der computertomographischen Erhebung der Daten wurde eine sagittale Schnittebene gewählt. Diese Schichtebene verläuft senkrecht zur Gelenkfläche, um die auf einem Partial-Volumen-Effekt beruhende Artefaktbildung so gering wie möglich zu halten.

Auch KASER (1998) und KÖRBEL et al. (2000) setzten bei der Untersuchung des Ellbogens beim Hund die sagittale CT-Schnittebene ein. Sie erfüllten damit eine von MÜLLER-GERBL (1991) geforderte Grundvoraussetzung, die überhaupt erst Aussagen über die subchondrale Knochendichte durch die CT-OAM erlaubt.

Bei der Überprüfung der technischen Präzision der Datenerhebung ergab sich beim subjektiven Vergleich der Densitogramme und Knorpeldicken-MIP's aus fünf verschiedenen Datensätzen eines Gelenkes eine hohe Übereinstimmung. Zur Objektivierung wurden die Gelenkflächen in einen definierten Rahmen eingepaßt, die Maxima markiert und in eine Matrix übereinanderprojiziert. Die Anpassung jeder Gelenkfläche in denselben Rahmen wurde durch die Anpassung der Gelenkflächengrenzen an die Rahmenseiten standardisiert. Jedoch waren unter anderem durch die notwendige manuelle Ausrichtung der Gelenkfläche im dreidimensionalen Raum geringgradige Variationen in der Ansicht gegeben. Weiterhin besteht auch im Umfahren der Maxima mit der Maus eine geringgradige Fehlerquelle. Die Maxima zeigen jedoch in der Summation nahezu Deckungsgleichheit und bestätigen somit den subjektiven Eindruck von hoher technischer Wiederholungsgenauigkeit. Eine weitere Überprüfung bestand in der Anwendung eines 9x9-Rasters, das auf die Falschfarbendarstellung der Gelenkfläche gelegt wurde. In diesem Fall wurde das Raster an die Ränder der Gelenkfläche angepaßt, so daß auch hier standardisierte Bedingungen gegeben waren. Das Problem der Ausrichtung der Gelenkfläche in der Aufsicht bestand auch hier, wodurch sich geringgradige Lageänderungen des Rasters ergaben. Die trotzdem hohe

Übereinstimmung in den einzelnen Bildkoordinaten (subchondrale Knochendichte 95%, Knorpeldicke 93%) bestätigen die oben gemachten Beobachtungen.

Eine manuelle Positionierung der Präparate sowie die „Tagesform“ des Computertomographen (Daten an drei verschiedenen Tagen erhoben!) haben somit zumindest keinen sichtbaren Einfluß, wodurch sich eine hohe technische Präzision der Datenaquisition und Verarbeitung ergibt.

Eine Untersuchung in-vivo ist jedoch bei dieser Lagerungstechnik aus anatomischen Gründen beziehungsweise aufgrund eines begrenzten Durchmessers der Gantry nicht möglich.

Nach Umrechnung erhobener Datensätze mit horizontaler Schichtebene in sekundäre sagittale CT-Schnitte weisen die Ergebnisse dieser Untersuchung im Vergleich nur eine relative Übereinstimmung der subchondralen Knochendichte- und Knorpeldickenkarten auf. Die Verteilungsmuster zeigen zwar in der Flächenausdehnung einzelner Dichtestufen in der Summation eine befriedigende Übereinstimmung, jedoch werden in den sekundären MIP's die Dichtewerte 1-2 Farbstufen höher angezeigt. Dies stimmt mit den von MÜLLER-GERBL (1991), KASER (1998) und KÖRBEL et al. (2000) gemachten Beobachtungen nicht überein. Eine Ursache könnte darin liegen, daß es sich bei dem Fesselgelenk des Pferdes gegenüber den Gelenken von Mensch oder Hund um ein viel massiveres Gelenk handelt, bei dem weit mehr stark mineralisiertes Knochengewebe durchstrahlt werden muß. Dabei kommt der Effekt der Strahlenaufhärtung stärker zum Tragen. Die Strahlen, die das zu untersuchende Material durchdringen, besitzen nicht nur einen bestimmten Energiewert, sondern bestehen aus einem Spektrum diskreter Energiewerte, die sich in einem bestimmten Energiebereich bewegen. Bei der Durchstrahlung von Materialien höherer Röntgendichte (Knochenkompakta) werden die Strahlen niedriger Energie stärker absorbiert als die höherenergetischen. Dies ist um so mehr der Fall, je länger die Strecke ist, die der Röntgenstrahl durchdringen muß. Beim sagittalen Strahlengang wird die Kompakta von Hauptmittelfußknochen und Fesselbein in Längsrichtung durchstrahlt. Die Detektoren messen dann in Relation zur durchstrahlten Strecke eine relativ energiereichere Strahlung, was von der Software des CT-Computers so interpretiert wird, als hätte der Strahl Material geringerer Dichte durchquert. Im rekonstruierten Bild wird also eine niedrigere Hounsfield-Unit angezeigt, als es für das entsprechende Material eigentlich

der Fall sein müßte.

Zur Eliminierung dieses Meßfehlers müßte bei der zukünftigen Datenerhebung ein Phantom bekannter Dichte als Referenz „mitlaufen“, um eine Eichung der Falschfarbentabelle auf die erhobenen Meßdaten zu ermöglichen. So könnte über die Graustufen beziehungsweise deren Falschfarben eine Aussage zum definitiven Mineralisierungsgrad (absolute Calciumwerte) getroffen werden. Pixelzählungen zu jeder Farbe könnten diese Ergebnisse noch präzisieren (MÜLLER-GERBL et al., 2000).

Eine Darstellung der absoluten Hounsfield-Einheiten in den Densitogrammen sowie folglich auch eine weitgehende Übereinstimmung der MIP's aus Primär- und Sekundärschnitten wäre somit besser gewährleistet.

Ohne Phantom ist hingegen nur eine Aussage beziehungsweise ein Vergleich über relative Calciumwerte möglich. Allerdings ergibt die Kalibrierung des Computertomographen gegen Luft und dessen Vergleich mit einem Referenzphantom einen zu vernachlässigenden Fehler von +/- 4 Hounsfield-Einheiten (MÜLLER-GERBL et al., 1989), der bei einer hier gegebenen Dichteabstufung von 100 HE je Falschfarbe zu vernachlässigen ist. Die Anwendung der CT-OAM am lebenden Tier wäre somit uneingeschränkt möglich. Hierin besteht auch der Nutzen gegenüber der nur in-vitro anwendbaren Methode der Densitometrie von SCHLEIER et al. (1980).

Anhand einer von RIGGS et al. (1999b) an der Trochlea durchgeführten optischen Auswertung zweidimensionaler CT-Schnittbilder kann gegenüber der CT-OAM noch zusätzlich eine Aussage über die Tiefe des dichten Bereiches und des Dichtegradienten am Knochen getroffen werden. Weiterhin bieten sie einen groben Eindruck von der Orientierung der Spongiosabälkchen. Problematisch ist jedoch die Wahl der Schnittebene. Die einheitliche Ebene wirkt sich in den Tangentialbereichen gekrümmter Gelenkflächen nachteilig aus, da hier die Schnittebene nicht senkrecht zur Oberflächennormalen steht und möglicherweise auch dichte Knochenkompaktaanteile oder tief gelegene subchondrale Knochenbereiche mit abgebildet werden. Einzelne Schnittbilder sind darüber hinaus wenig aufschlußreich, was die dritte Dimension anbelangt. Hier kommt die Stärke der CT-OAM zum Tragen: Durch ihre dreidimensionale Darstellung gestattet sie eine topographische Darstellung der subchondralen Dichteverteilung.

Eine von MÜLLER-GERBL (1991, 1998) geforderte möglichst geringe Schichtdicke von 1 bis 2 mm als Rechengrundlage für die Sekundärschnitte wurde mit 2 mm erfüllt. Zur Minimierung eines Teilvolumeneffektes wurden die einzelnen CT-Schnitte mit einem Tischvorschub von 1 mm überlappend erhoben. So konnte bei den anschließenden Berechnungen mit einer Schichtdicke von 1 mm gearbeitet werden, wodurch sich eine höhere räumliche Auflösung und damit eine feinere Darstellung der MIP's ergab.

Da bei der Berechnung der sekundären Datensätze die Anzahl der CT-Schnitte frei wählbar ist, muß für eine Reproduzierbarkeit der Ergebnisse die Darstellung der MIP's unabhängig von der Anzahl der Schnittebenen sein. Der Vergleich der MIP's aus 65 und 100 Schichten zeigte sowohl bei der subchondralen Knochendichte als auch bei der Knorpeldicke Deckungsgleichheit.

Eine weitere Forderung von MÜLLER-GERBL (1991) ist die Artefaktfreiheit aller CT-Daten für die CT-OAM. Neben dem oben erwähnten Partial-Volumen-Effekt sind weitere vom Meßvorgang abhängige Fehler nicht auszuschließen:

Aufgrund der Größe des Gelenkdurchmessers kann es zu einer Strahlenaufhärtung kommen, die zu veränderten Messungen gegenüber kleineren Gelenken (z.B. Hund) kommen kann.

Durch den leicht ruckhaften Vorschub des Tisches beim Scannen kann es zu geringfügigen Dispositionierungen des gelagerten Präparates und somit zu „passiven Bewegungsartefakten“ kommen. Metallartefakte sind ebenfalls nicht auszuschließen.

Als vom System abhängige Artefakte kommen Kalibrierungsfehler, Detektorabweichungen und Wiederholungen von Scans in Frage.

### **Datenverarbeitung**

Bei der Maximum-Intensity-Projection (MIP) wird der dichteste Wert in jedem gemessenen Punkt senkrecht an die Oberfläche der isolierten Gelenkfläche projiziert. Mit Hilfe der hier zum Einsatz gekommenen neuen Software „The Visualisation Toolkit“ (*vtkctoam*) kann bei der Berechnung der MIP's zur Messung des jeweils dichtesten Wertes eine Eindringtiefe gewählt werden. In der vorliegenden Untersuchung wurde stets mit einer Eindringtiefe von 10 mm gerechnet. So wurde bei der Trochlea die

palmare Gelenkflächenhälfte bei der Messung der maximalen Dichtewerte auf der dorsalen Hälfte nicht einbezogen. Entsprechend konnte auch die palmare Seite der Gelenkfläche der Berechnung isoliert zugänglich gemacht werden. Somit war eine durch KÖRBEL et al. (2000) beschriebene Unterteilung der Gelenkfläche in einen dorsalen, distalen und palmaren Anteil nicht notwendig, um diesbezügliche Artefakte zu vermeiden.

Bei der CT-Messung von isoliertem Knochen gegen Luft kommt es aufgrund des Partialvolumeneffektes zu einem „Saum“ mittlerer Dichte. Dieser ist je nach Auflösung bis zu 2 Voxel breit. Werden nun (wie in Material und Methode beschrieben) zwei Objekte mit unterschiedlichem Schwellenwert berechnet, läßt sich auch im Bereich der Kompakta ohne Weichteilmantel eine „Knorpelschicht“ von ungefähr 0,5 mm darstellen. Dieser Fehler ist in den natürlichen und daher mit einer gewissen Unschärfe behafteten Gewebsgrenzen zu suchen, wodurch sich ein Partial-Volumen-Effekt in der Berechnung bemerkbar macht. So sind in den MIP's erst Werte ab einer Dicke von 0,5 mm als relevant anzusehen. Da jedoch der Knorpel im Fesselgelenk nur einen maximalen Wert von 2 mm aufweist, dürfen die dargestellten Knorpeldicken in der MIP aufgrund eines sich stark auswirkenden Partial-Volumen-Effektes (trotz Eichung auf der Grundlage anatomischer Messungen) nur als grobe Annäherung an Absolutwerte betrachtet werden. Aufgrund einer standardisierten Berechnung der Knorpeldicke nach dem „next neighbour algorithm“ für jeden Dickenpunkt kann von einer relativen Verteilung der Knorpeldicke sicher gesprochen werden.

Bei der Falschfarbentabelle wurde trotzdem 0,3 mm für den unteren Wert gewählt, um eine möglichst gute Verteilung der Falschfarben auf den gesamten Bereich die Dickenwerte zu erreichen.

## **Datenauswertung**

Bei der Darstellung der Maxima und Minima der subchondralen Knochendichte als auch der Knorpeldicke bestand eine ähnliche Problematik wie bei den Untersuchungen zur Signifikanz der Datenerhebung. Zwar wurde jede Gelenkfläche in einen für jede Ansicht definierten Rahmen durch Anpassung der Gelenkflächengrenzen an die Rahmenränder eingepaßt und somit standardisiert. Bei der durch die Software bedingten manuellen

Ausrichtung der Gelenkfläche beziehungsweise deren Ansichten im 3D-Objekt besteht hingegen nur eine bedingte Präzision, so daß sich geringgradige Variationen in der Aufsicht ergeben. Um auch hier standardisierte Bedingungen zu bekommen, müßte die Software entsprechend mit der Option erweitert werden, die Gelenkflächen beziehungsweise deren Ansichten an definierten Parametern so auszurichten, daß eine standardisierte horizontale und senkrechte Aufsicht gegeben ist. Dennoch weist jeder Knochen eine individuelle Form auf, die sich auch auf den Umriß der Gelenkfläche auswirkt. So sind trotz einer hohen Präzision in der Untersuchungstechnik gewisse Abstriche in der Vergleichbarkeit individueller Gelenke hinzunehmen.

Auch das manuelle Markieren jedes einzelnen Maximums/Minimums bedingt nur eine eingeschränkte Wiederholungsgenauigkeit. Da es hier aber mehr auf die Lokalisation der Maxima/Minima ankommt als auf die definitive Größe, ist dieser Fehler zu vernachlässigen.

Ein weitere Ungenauigkeit in der Darstellung der Maxima/Minima beruht auf deren Definition: Die „beiden höchsten Stufen“ (oder „niedrigsten“) sind eine relative Angabe, die für den Vergleich innerhalb der jeweiligen Altersgruppe eine gute Orientierung ergeben. Die Falschfarbendarstellung ist jedoch an absoluten Hounsfieldwerten orientiert. Somit ergibt sich eine absolute Grenzmarkierung der relativ definierten Maxima / Minima. Ein Dichtemaximum zum Beispiel entspricht daher nicht immer jeweils den oberen 13,3% (=2 von insgesamt 15 Farbstufen) des in der MIP dargestellten Dichtebereiches, da seine Grenze vom absoluten Dichtewert im jeweiligen Farbumschlag abhängt. Eine Orientierung der Maxima / Minima an absolute Dichtewerte würde jedoch eine relative Darstellung entsprechender Bereiche in den MIP's sowie einen relativen Vergleich dieser nicht erlauben.

## **Ergebnisse**

Durch die CT-OAM besteht die Möglichkeit, die Verteilung der Mineralisierung und deren Veränderung innerhalb der Gelenkfläche auch am lebenden Individuum zu visualisieren. Eine Korrelation zwischen Mineralisierungsgrad und Belastung wurden in der Literatur ausgiebig diskutiert. So können in den verschiedenen Gelenkabschnitten Rückschlüsse auf die langfristige Belastungssituation individuell für jedes Gelenk



gezogen werden.

Für die Entstehung der subchondralen Knochendichteverteilung sind verschiedene Einflüsse verantwortlich. So haben einerseits die Kräfte, die auf das Gelenk wirken, bezüglich der Größe und des Durchstoßpunktes der Resultierenden einen Einfluß auf die momentane Spannungsverteilung an der Gelenkfläche. Andererseits wirkt sich auch die Geometrie der Gelenkkörper über die Größe und Position der Kontaktflächen auf die Spannungssituation aus. Das Ergebnis der zeitlichen Summation wird als „loading history“ der subchondralen Knochenlamelle bezeichnet (MÜLLER-GERBL, 1998).

Die Knorpeldicke ist neben den Faktoren Alter und Ernährung auch von der Belastung abhängig. Sie wird im Gegensatz zur subchondralen Knochendichte eher von kurzzeitigen Belastungseinflüssen geprägt, während letztere die Beanspruchungssituation über längere Zeit widerspiegelt (HOLMDAHL, 1953; PAUWELS, 1960; PAUWELS, 1965; OBERLÄNDER, 1977; KURRAT und OBERLÄNDER, 1978; MILZ et al., 1995). MILZ et al. (1995) und PAUWELS (1965) sehen darin eine nur bedingt mögliche Korrelation zwischen Knochendichte und Knorpeldicke.

Neuere Untersuchungen ECKSTEIN et al. (2000) zeigen, daß die Knorpelvolumina an verschiedenen Gelenken bei Sportlern und sportlich Inaktiven kaum Unterschiede aufweisen. Bezieht man jedoch die Gelenkflächen in diese Betrachtung mit ein, zeigt sich, daß Sportler größere Gelenkflächen haben, die bei gleicher Knorpeldicke eine günstigere flächenhafte Verteilung der resultierenden Kraft erlauben. Daraus könnte man eine Anpassung des Knochens an sportliche Belastungen während der Wachstumsphase ableiten. Diese Art der Anpassung hängt vermutlich mit der Ernährungsweise des Knorpels zusammen, die keine beliebig dicken Knorpelschichten zuläßt. Für weitergehende Aussagen sind jedoch zusätzliche Studien notwendig.

In der folgenden Diskussion sollen mit Hilfe der Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte und der Knorpeldicke der Versuch unternommen werden, Rückschlüsse auf die vorherrschende Spannungsverteilung und physiologische Belastungssituation im Fesselgelenk in Abhängigkeit vom Alter gezogen werden. Hierzu muß angemerkt werden, daß die Verteilungsmuster eine Gesamtverteilung der Belastung als Summe der einzelnen Beanspruchungssituationen in jeder einzelnen Gelenkstellung widerspiegeln (OBERLÄNDER, 1973).

Ferner sollen mit den gewonnenen Ergebnissen auch Rückschlüsse auf die Kongruenzverhältnisse gezogen werden, die jedoch noch in weiteren Studien näher untersucht werden müßten. Hierzu bieten sich Versuche mit Kontaktfolien sowie die von WINHART (1991) durchgeführten computertomographischen Kontaktflächenuntersuchungen im Verhältnis zur Gelenkwinkelung an.

In den Verteilungsmustern der Knochendichte und Knorpeldicke konnten subjektiv keine Unterschiede über die individuelle Variation hinaus zwischen den zur Untersuchung gelangten Rassen und dem Geschlecht festgestellt werden. Auch bei den exemplarisch untersuchten Fesselgelenken der Hintergliedmaße bestand im optischen Vergleich zur Vordergliedmaße desselben Pferdes eine gute Übereinstimmung.

Allgemein kann festgestellt werden, daß die subchondrale Knochendichte in allen am Fesselgelenk beteiligten Knochen mit zunehmendem Alter ansteigt. Erst ab einem Alter von 13 Jahren kommt es zu einer Stagnation in der ansonsten konstanten Zunahme der Dichte. Dieser Verlauf war zu erwarten, da durch das Wachstum und die zunehmende Beanspruchung als Sport- oder Arbeitspferd die Gesamtbelastung zunimmt. In diesem Zusammenhang muß erwähnt werden, daß es sich in der vorliegenden Arbeit nicht um eine echte Verlaufsuntersuchung, sondern nur um einen verlaufsmäßigen Überblick aus der „Einzelbildaufnahme“ verschieden alter Tiere handelt.

Ein starkes Wachstum und somit überdurchschnittlicher Anstieg der auf das Gelenk bestehenden Gesamtbelastung findet in der Altersgruppe der 4-monatigen bis 2-jährigen Pferde statt. Eine deutliche Änderung in der Dichtezunahme der subchondralen Knochenplatte blieb hingegen aus. Erst ab einem Alter von 3 Jahren kam es zu einem deutlichen Anstieg. In diesem Alter ändert sich gewöhnlich auch die Haltung des Pferdes. Nach der Aufzucht in Weidehaltung (regelmäßige Bewegung) werden die als Reitpferd genutzten Pferde gewöhnlich eingeritten. Die weitere Haltung findet dann üblicherweise hauptsächlich im Stall (Boxen) statt. Das Verhältnis zwischen dynamischer und statischer Gelenksbeanspruchung wird durch die bedingte Bewegungseinschränkung deutlich in Richtung statischer Belastung verschoben. Ein harter Boxenboden sowie der Beschlag können darüber hinaus zu einer geringeren Dämpfung führen. Die Haltungsänderung und die beginnende Nutzung als Reitpferd könnten hier einen entsprechenden Einfluß auf den subchondralen Knochen haben und so eine Erklärung für den massiven Dichteanstieg in diesem Alter sein. Da die Belastung eines Reitpferdes jedoch im Altersgang nicht zunimmt, könnte eine weitere

---

langsamere Verdichtung nach Abschluß des Wachstums auf eine kontinuierliche Sklerosierung in zeitlicher Kumulation zurückzuführen sein.

Der Knorpel nimmt in der vorliegenden Untersuchung im Gegensatz zur Entwicklung der subchondralen Knochendichte im Altersgang allgemein an Dicke ab. Diese Entwicklung stimmt mit den Ergebnissen von BOHRINGER et al. (1995) überein. Ab einem Alter von 3 bis 4 Jahren kommt es zu einer Stagnation der Knorpeldickenabnahme. Diese Ergebnisse stehen mit denen von NIXON (1993) in Widerspruch, der beim Pferd nur eine Abnahme des Knorpels bis zu einem Alter von 24 Monaten beobachtete.

Eine konstant zu beobachtende deutliche Abnahme in den beiden ersten Altersgruppen (0-3 Monate und 4 Monate - 2 Jahre) läßt sich mit dem starken Wachstum in diesem Alter erklären. Eine weitere Abnahme der Knorpelschichtdicke bis in die nächst höhere Altersgruppe der 3- bis 6-jährigen Pferde ist neben einer weiteren Zunahme des Körpergewichtes möglicherweise auch auf den hier starken Anstieg der subchondralen Knochendichte zurückzuführen; denn durch das härtere Knochengewebe wird eine stärkere Übertragung der Belastung auf den darüberliegenden Knorpel bewirkt. DEQUECKER et al. (1995) sehen hierin auch eine steigende Anfälligkeit des Knorpels, dessen mögliche Schädigung als typisches Zeichen arthrotischer Veränderungen gewertet werden kann.

Aufgrund einer in der Literatur beschriebenen positiven Korrelation zwischen Dichte und Dicke der subchondralen Knochenlamelle (MÜLLER-GERBL et al., 1987) könnte eine generelle Abnahme der Knorpeldicke auf einer Umwandlung von Knorpel- in Knochengewebe im Zuge einer enchondralen Ossifikation beruhen.

Eine generelle Erklärung für die Abnahme der Knorpeldicke im Alter kann im Schrifttum bisher noch nicht gegeben werden.

Bei Betrachtung der Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte zeigt die Trochlea in den ersten beiden Altersgruppen (0-3 Monate und 4 Monate - 2 Jahre) ein deutliches Dichtemaximum im dorso-distalen Bereich des Rollkammes, das aufgrund eines dorsalen Streckwinkels von 140-135° bei stützender Gliedmaße mit dem Scheitelpunkt der Sagittalrinne am Fesselbein kommuniziert. Ein hier ebenfalls liegendes deutliches Maximum weist auf eine konvexe Inkongruenz hin, bei der die Gelenkpfanne im Vergleich zum korrespondierenden Kopf zu flach ausgelegt ist. Die

Ergebnisse aus der Spaltlinienmethode unterstreichen diese Vermutung, da sich die Kollagenfibrillen bei einer gegenüber der Trochlea kleineren Auslegung der konkaven Gelenkfläche (konkave Inkongruenz) hier durch entsprechend auftretende Dehnungsspannungen in Vorzugsrichtung ausrichten müßten. So kommt es nur im zentralen Bereich beziehungsweise im Scheitelpunkt zu einem intensiven Kontakt. Die dorsal und palmar gelegenen Bereiche bleiben unbelastet.

Der Knorpel ist im Bereich dieses zentralen Dichtemaximums am Fesselbein verdickt. In Gruppe 2 zeigt sich deutlich eine abaxiale Ausziehung dickeren Knorpels in diesem Bereich. Ob es hier aufgrund einer sich einstellenden konkav-konvexen Profiländerung an der Trochlea zu einem geringeren Kontakt zum Fesselbein kommt, oder die erhöhte Dicke auf der Auffassung von HOLMDAHL (1953) und PAUWELS (1960) beruht, die in einer erhöhten Belastung einen spezifischen Reiz zur Knorpelproliferation sehen, müßte in weiterführenden Untersuchung abgeklärt werden. Darüber hinaus ist zu bemerken, daß die Trochlea beziehungsweise ihr Rollkamm im Seitenprofil nicht kreisrund ist, sondern durch mehrere Radien bestimmt wird. So ergeben sich für jeden Gelenkwinkel auch unterschiedliche Gelenkflächenkontakte.

Bei einer allgemeinen Betrachtung der Knorpeldickenverteilung an der Trochlea fällt auf, daß sich die bei stützender Gliedmaße korrespondierenden Gelenkflächen sowohl des Fesselbeines als auch der Gleichbeine in einer niedrigen Knorpeldicke abzeichnen. Die dorsale Abgrenzung der beiden dorsalen Hauptminima zu einer Zone maximaler Knorpeldicke auf der Dorsalseite der Trochlea könnte als Dorsalrand der Fovea articularis des Fesselbeines interpretiert werden, der horizontale Balken mittlerer Dicke im distalen Bereich als Übergang zu den Gleichbeinen, die sich hingegen in den beiden palmaren Hauptminima widerspiegeln. Diese Verhältnisse stellen sich schon in der 2. Altersgruppe (4 Monate - 2 Jahre) deutlich dar (siehe 4.1.2., Abb. 57) und sind auch in der letzten Altersgruppe noch erkennbar.

Ein Vergleich mit den Verteilungsmustern der subchondralen Knochendichte ergibt ähnliche Verhältnisse. Ein breiter Streifen hoher Knochendichte im dorso-distalen Bereich der Trochlea und die hochdichten Seitenrändern deuten auf den hauptsächlich belasteten Bereich in Kommunikation mit der Fovea articularis des Fesselbeines hin. Hier sind entsprechend korrespondierende Bereiche hoher Dichte anzutreffen (siehe

3.1.4, Abb. 23). Die Befunde von RIGGS et al. (1999b) bestätigen die oben erwähnte Dichteverteilung für die Trochlea.

Diese Beobachtung bestätigt die Vermutung einer konvexen Inkongruenz. Die Gleichbeine „bilden“ sich insbesondere mit ihrem proximo-abaxialen Rand an der palmaren Trochleaseite ab. Im Ergebnisteil wird diese hochdichte Zone als „W-Form“ beschrieben. Der klare Übergang zur als „Pfeil-Form“ bezeichneten Zone niedriger Dichte verdeutlicht dies zusätzlich (siehe 3.1.4.). Diese Verhältnisse stellen sich jedoch im Gegensatz zum Knorpel erst ab der 3. Altersgruppe (3-6 Jahre) deutlich dar.

Diese Ergebnisse stimmen grundsätzlich mit einer von OIKAWA et al. (1989) durchgeführten Studie überein. Knorpelproben an der dorsalen und palmaren Seite der Trochlea ergaben einen dünneren Knorpel als am distalen Scheitel. Der subchondrale Knochen wies jedoch dorsal und palmar eine höhere Dichte auf als distal. Diese Tendenz entspricht einer eher negativen Korrelation zwischen Knorpeldicke und subchondraler Knochendichte an mehr statisch belasteten Bereichen.

An der Facies articularis der Gleichbeine stellen sich diese Verhältnisse noch deutlicher dar. Hier ist unabhängig vom Alter eine hohe subchondrale Knochendichte mit einer niedrigen Knorpeldicke korreliert.

Der distale axiale Bereich an der Trochlea weist eine geringere subchondrale Knochendichte gegenüber den abaxial benachbarten Abschnitten auf. Aufgrund eines unterschiedlichen Elastizitätsmoduls kommt es nach RIGGS et al. (1999b) in der Bewegung zwischen diesen beiden (Zentrum, Randbereich) verschieden dichten Zonen zu Scherkräften, die parasagittal an der Basis des Rollkammes Mikrotraumen verursachen. RIGGS et al. (1999a, b) sieht hier eine Prädispositionsstelle zur Fraktur. Eine geringere Festigkeit (niedrige Dichte!) des Knochens in diesem Bereich, die zusätzlich noch durch Abbau von geschädigtem Knochenmaterial im Zuge der durch Mikrotraumen bedingten Reparaturvorgänge geschwächt wird, unterstreichen diese Annahme.

Der Seitenbereich des Rollkammes sowie der Sagittalrinne weisen hingegen über alle Altersgruppen hinweg eine höhere Knorpeldicke auf als der axiale konvexe Umschlagrand. Aufgrund von auftretenden Scherbelastungen wirken auf diesen Komplex in seiner Führungsfunktion des Gelenkes eher dynamische Kräfte, die eine funktionelle Knorpelschwellung bewirken könnten. Da es in den Seitenelementen in vielen Präparaten zu einer einseitigen Ausbildung höherer Knorpeldicke kommt, sind weiter-

führende Untersuchungen auf Stellungsanomalien (zeheneng/-weit, bodeneng/-weit) notwendig, um entsprechende Zusammenhänge zu beleuchten.

Auch der im Vergleich zur Gesamtgelenkfläche dickere Knorpel am Dorsal- und Palmarrand der Trochlea und der Fovea articularis sowie die distal an der Trochlea im Übergang des Fesselbeines zu den Gleichbeinen gelegene Zone ist eher dynamischen Belastungen ausgesetzt. Diese einer dynamischen Beanspruchung ausgesetzten Knorpelbereiche können über die mechanisch bedingte Pumpfunktion besser ernährt werden als die mutmaßlich statisch belasteten Bereiche zentral auf der Fovea articularis des Fesselbeines. Vielleicht liegt hierin eine Ursache für eine verzögerte Abnahme des dorsal und palmar gelegenen Knorpels im Altersgang.

Die zwei in der 3. Altersgruppe (3-6 Jahre) an der Trochlea und der Gelenkfläche des Fesselbeines sich manifestierenden randständigen Hauptdichtemaxima beruhen offensichtlich auf einer Änderung des Walzenprofils, das sich von einer geraden horizontalen zu einer nach abaxial leicht konkav-konvex geschwungenen Form entwickelt. So stehen möglicherweise die Randbereiche der Trochlea durch ihre „Wölbung“ stärker mit dem Fesselbein in Kontakt, wodurch eine gleichmäßige Verteilung der resultierenden Kraft auf die Gelenkflächen nicht mehr gegeben ist. Kontaktflächenstudien könnten hierüber weiteren Aufschluß geben. Des Weiteren könnte das beim Fohlen straff geführte Fesselgelenk mit zunehmender physiologischer Hyperextension auch geringgradig Seitwärtsbewegungen zulassen, so daß sich entsprechend einwirkende Kräfte in einer einseitigen Belastung innerhalb der Gelenkflächen auswirken.

Die gegenüber lateral breiter angelegte mediale Trochleahälfte besitzt auch einen geringgradig längeren Hebel, so daß dadurch eine hier zu beobachtende geringgradig höhere Verdichtung bedingt sein kann. Darüber hinaus könnte auch der zu beobachtende stärker ausgeprägte mediale Randbereich einen Einfluß haben. Studien über eine eventuelle zehenge und/oder bodenweite Stellung der Gliedmaßen könnten hierüber weiteren Aufschluß bieten.

Der Knorpel ist in diesem Randbereich jedoch nicht wie erwartet dicker, sondern besonders am Gelenkkopf eher dünner. Diese Verhältnisse bestehen nach Literaturmeinung oft an überbeanspruchten Stellen. Histologische Untersuchungen auf eine eventuelle Knorpeldegeneration könnten in diesem Bereich Aufschluß geben.

Die zunehmend weiten Bereiche hoher Knochendichte in den Altersgruppen 5 und 6 (über 13 Jahre) könnten auf eine Abnahme der Inkongruenz in den seitlichen Hauptanteilen der Gelenkfläche hindeuten und so eine gleichmäßigere Verteilung der Belastung bewirken. Ein verbleibender verdickter Knorpel im Scheitelpunkt der Gelenkfläche zeigt jedoch, daß es auch bei sehr alten Pferden nicht zu einem vollständigen Übergang von einer primären konvexen Inkongruenz zu einer sekundären Kongruenz kommt.

Eine sich im allgemeinen nur bedingt darstellende Korrelation zwischen subchondraler Knochendichte und Knorpeldicke beruht offensichtlich auf dem schon oben angesprochenen in der Literatur vertretenen Phänomen, daß die Dichte die Beanspruchungssituation über eine längere Zeit widerspiegelt, die Knorpeldicke hingegen eher durch eine temporäre Belastung bestimmt wird. Hinzu kommt die Tatsache, daß es sich bei jedem Gelenk um eine individuelle Einheit mit individuellen Inkongruenzen der beteiligten Knochen handelt. So unterliegen auch die Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte und der Knorpeldicke individuellen Variationen. Daher ist es grundsätzlich nur möglich, grobe Tendenzen aufzuzeigen. So zeigt sich oft an Stellen maximaler sowie minimaler Dichte nicht die erwartete Ausbildung einer entsprechenden Knorpeldicke. Die im Fesselgelenk zusammen vorliegenden Verhältnisse neben einer vorwiegend negativen auch positiven Korrelation (Scheitelpunkt der Sagittalrinne der Fovea articularis) zwischen subchondraler Knochendichte und Knorpeldicke wurden auch bei Untersuchungen von ECKSTEIN et al. (1992) an der menschlichen Patella festgestellt. Die Ursache dafür ist noch nicht bekannt.

### **Biomechanik**

Die Studie der subchondralen Knochendichteverteilungen läßt im Hinblick auf die Biomechanik den Schluß zu, daß die Resultierende der Kraft im Fesselgelenk durch den zentralen Teil der Gelenkflächen verläuft. Für die Gesamtbeanspruchung eines Gelenkflächenanteils sind sowohl statische als auch dynamische Kräfte in zeitlicher Summation verantwortlich. Die langfristige Wirkung dieser Kräfte läßt sich mit Hilfe der CT-OAM in den Densitogrammen widerspiegeln. Die Gelenkflächen der Trochlea und

des Fesselbeines werden aufgrund ihrer Inkongruenz nicht gleichmäßig belastet. Die Hauptbelastung liegt am stehenden Pferd daher einerseits in einem horizontalen streifenförmigen Bereich im distalen Scheitel der beiden Gelenkflächen und andererseits in den seitlichen Randzonen dieser.

Das Fesselbein ist ein direkter aber nicht alleiniger Träger der Körperlast. Die Gleichbeine beteiligen sich indirekt über die Gesamtkonstruktion des Fesseltrageapparates ebenso an der Stützfunktion des Körperstammes (RIGGS et al., 1999b). Eine im Vergleich zu den anderen am Gelenk beteiligten Knochen stellenweise hohe Verdichtung der subchondralen Knochenlamelle läßt auf eine entsprechend starke Beanspruchung schließen. Darüber hinaus muß berücksichtigt werden, daß RADIN et al. (1973) vielmehr in der Muskelkontraktion als in dem zu tragenden Körpergewicht die Hauptbelastung, die das Gelenk spannt, sehen. Der das Fesselgelenk in Hyperextension haltende Bandapparat sowie die über die Gleichbeine „umgelenkten“ Beugesehnen üben so offensichtlich eine starke Kraft über die proximalen Sesambeine auf das Gelenk aus. Die an der Gliedmaße eng anliegenden Zehenbeuger haben in den Gleichbeinen nur einen geringen Hebel zur Verfügung. So muß eine enorme Zugkraft aufgebaut werden, um die an dem Vorwärtsschub beteiligte Beugung der Zehengelenke zu bewirken. Über die tiefen Beugesehnen und Gleichbeine wird somit auf das Fesselgelenk ein starker Druck ausgeübt.

Die in der vorliegenden Studie erhobenen Befunde weisen auf eine primäre konvexe Inkongruenz hin. Die gegenüber der Gelenkpfanne kleinere Gelenkwalze könnte geringgradige Seitwärts- und Rotationsbewegungen (in der Längsachse) zulassen. Bei der Inkongruenz von Gelenken handelt es sich nach TILLMANN (1978) und MÜLLER-GERBL (1991) um ein generelles Bauprinzip, das mit zunehmenden Alter des Menschen sekundär in eine Kongruenz übergeht. Die Ergebnisse in der vorliegenden Studie sprechen nicht für eine solche Entwicklung beim Fesselgelenk des Pferdes.

In der Tiermedizin wurden die inkongruenten Verhältnisse der Gelenke bisher zu wenig beachtet und diskutiert. In der Humanmedizin ist man der Frage einer physiologischen Inkongruenz intensiver in Studien nachgegangen (TILLMANN, 1978; BULLOUGH, 1981). Erst in jüngster Zeit wurden diesbezügliche Untersuchungen am Ellbogengelenk (KASER, 1998; KÖRBEL et al., 2000; MAIERL et al., 2000b) und am Schultergelenk (MAIERL et al., 2000a) des Hundes sowie des Pferdes (BÖHMISCH, 1998) unternommen.



### **Ausblick - Möglichkeiten des Einsatzes in der Tiermedizin**

Mit der Computertomographischen Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) und Chondrocrassometrie (CT-CCM) stehen moderne Verfahren zur Verfügung, die wertvolle Hinweise über die individuelle mechanische Situation eines Gelenkes liefern.

Dieser Beitrag zur Grundlagenforschung kann zu einem besseren Verständnis der biomechanischen Verhältnisse im Gelenk führen.

Beide Verfahren können als Basis für weiterführende Untersuchungen am Knorpel dienen. Eine gezielte Entnahme von Knorpelproben an Stellen hoher oder geringer Knorpeldicke wird so ermöglicht. Darüber hinaus gestattet die CT-OAM die Gewinnung von Knorpelproben an Stellen, an denen subchondraler Knochen hoher oder geringer Dichte den Knorpel unterlagert.

Für die Untersuchung der Belastungen am Fesselgelenk bietet sich die Finite Element Methode (FEM) an. Diese gestattet durch eine lebensnahe in-vitro Simulation Einblick in die Belastungsverhältnisse am Knochen und Gelenk (THOMPSON und CHEUNG, 1994). Ganz allgemein gilt jedoch als Voraussetzung für biologisch sinnvolle Aussagen aus solchen Studien die möglichst naturgetreue Modellierung des Finite Elemente Modells. Dies beinhaltet genaue Angaben über die topographische Verteilung der subchondralen Knochendichte und Knorpeldicke.

Die Untersuchungsmethode der CT-OAM kann auch am lebenden Individuum vorgenommen werden, so daß hiermit ein weiteres diagnostisches Hilfsmittel für aktuelle Problemstellungen zur Verfügung steht. Ferner können über Verlaufsstudien Therapiekontrollen vorgenommen werden. Bei osteoarthrotischen Veränderungen zum Beispiel kann die CT-OAM wertvolle Hinweise bezüglich der Frühdiagnostik liefern. Ein gezielter Einsatz von Korrekturbeschlägen könnte die biomechanische Belastungssituation geringgradig verändern, so daß hochdichte präarthrotische Bereiche entlastet werden und so eine sich eventuell anbahnende Osteochondrosis dissecans (OCD) zu verhindern. Eine Erhöhung der Trachten mit Keilen hat jedoch auf eine Änderung des Winkels im Fesselgelenk nur einen unwesentlichen Einfluß im Sinne einer verstärkten Hyperextension. Der Effekt bleibt größtenteils auf das Hufgelenk beschränkt (GIRTLER und PEHAM, 2000).

Eine weitere diagnostische Möglichkeit bietet sich in dem Auffinden der Lokalisation röntgendichter Chips im dreidimensional rekonstruierten Gelenk.

Jedoch auch in der Prophylaxe kann dieses Verfahren zu einer besseren Aufklärung und Verständnis bei den Züchtern führen. So ist es in der Zukunft wichtig neben Exterieur, Bewegung und Leistungsfähigkeit auch Disposition zu bestimmten Krankheiten bei der Zucht zu berücksichtigen. Weiterhin bieten sich auch Untersuchungen zur Pferdehaltung an. So könnten Studien an Pferden, die in Boxen gehalten werden und an Weidepferden Aufschluß darüber geben, ob eine mangelhafte Bewegung eine zu einseitige Belastung des Gelenkes bei stützender Gliedmaße zur Folge hat und sich das Gleichgewicht zu Gunsten einer einseitig statischen Beanspruchung gegenüber der dynamischen Belastung verschiebt. Auch Einflüsse durch Fütterung können in Verlaufskontrollen beobachtet werden.

In der heutigen Zeit nimmt das Pferd als „Sportpartner“ einen immer höheren Stellenwert ein. Der hohe Leistungsdruck im Pferdesport sowie auch der zum Teil extrem hohe wirtschaftliche Wert eines Sportpferdes erfordern immer mehr eine medizinische Betreuung auf höchstem Niveau.

Mit der CT-OAM und der CT-CCM bieten sich zwei Methoden auf dem neuesten Stand der Wissenschaft. Um eine klinisch wirtschaftliche Anwendung zu ermöglichen, muß die Verarbeitung der CT-Datensätze mehr automatisiert werden, so daß sich der zeitliche Aufwand bis zur Befunddokumentation auf ein akzeptables Maß verringert.

Als weitere Nachteile sind die notwendige Narkose und die Strahlenbelastung zu nennen, die jedoch aufgrund der im Vergleich zum Menschen geringen Lebenserwartung eine untergeordnete Stellung einnimmt.

## VI. ZUSAMMENFASSUNG

### **Biomechanische Untersuchungen am Fesselgelenk (*Articulatio metacarpophalangea*) des Pferdes**

Das Fesselgelenk (*Articulatio metacarpophalangea*) nimmt eine besondere Stellung im anatomischen Zusammenhang der Gliedmaße ein, da es sich als einziges Gelenk bei stützender Gliedmaße in Hyperextensionsstellung befindet und somit besonderen Belastungen ausgesetzt ist. Das Ziel dieser Studie besteht darin, die bisher noch wenig beachteten morphologischen Parameter der mechanischen Beanspruchung am Fesselgelenk (*Articulatio metacarpophalangea*) des Pferdes näher zu beschreiben.

Zur Untersuchung kamen 45 Fesselgelenkspräparate von 26 Pferden verschiedener Rassen und Größe, beiderlei Geschlechts, vom Fohlenalter bis zum 30. Lebensjahr.

Mit Hilfe der Computertomographischen Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) und der Chondrocrassometrie (CT-CCM) wurde die subchondrale Knochendichte und die Knorpeldicke an den Gelenkflächen in topographischer Verteilung an der dreidimensionalen Gelenkrekonstruktion bestimmt.

Im Allgemeinen nimmt die subchondrale Knochendichte in allen am Fesselgelenk beteiligten Knochen im Altersgang zu. Bis zu einem Alter von 2 Jahren kann keine deutliche Zunahme der Knochendichte festgestellt werden. Ab einem Alter von 3 Jahren kommt es zu einem deutlichen Anstieg, ab den 13-Jährigen stagniert die Knochendichte. Meist dehnen sich bei diesen die homogen hochdichten Bereiche innerhalb der Gelenkflächen weiter aus.

An der Trochlea ist im dorso-distalen Bereich ein breiter transversaler Streifen hoher Dichte zu beobachten, der im Standwinkel mit einem entsprechend dichten Abschnitt des Fesselbeines korrespondiert. Der dorsale und palmare Randbereich der Trochlea sowie der palmare Rand der Fovea articularis sind weniger mineralisiert. Die Seitenränder der Gelenkwalze und der Fovea articularis sind dagegen deutlich dichter.

Die Spaltlinienmethode ergab keine eindeutige Vorzugsrichtung der Kollagenfasern im subchondralen Knochen des Fesselgelenkes. Dadurch sind Rückschlüsse auf eine physiologische Inkongruenz nicht möglich.

Die Änderung des Profils der Trochlea metacarpi im Alter von 3 Monaten bis 2 Jahre

von einer zylinderförmigen Walze zu einer nach abaxial konkav-konvex geschwungenen Form kann hier einen Zusammenhang darstellen.

Auch die bei stützender Gliedmaße artikulierenden Gelenkflächenanteile der Trochlea (Palmarseite) und Gleichbeine weisen eine hohe subchondrale Verdichtung auf.

Die Knorpeldicke nimmt im Gegensatz zur Entwicklung der subchondralen Knochendichte im Altersverlauf allgemein ab. Nach der Hauptwachstumsphase der Pferde stagniert ab einem Alter von 3 bis 4 Jahren die Abnahme der Knorpeldicke.

Die im Standwinkel korrespondierenden Gelenkflächen an der Trochlea, am Fesselbein wie auch an den Gleichbeinen weisen eine geringe Knorpeldicke auf.

Demnach scheinen mehr statisch belastete Bereiche der Gelenkfläche einen dünnen Knorpel zu tragen, während mehr dynamisch beanspruchte Zonen eher mit einem dickeren Knorpel behaftet sind.

Im Allgemeinen zeigt sich im Fesselgelenk die Tendenz einer negativen Korrelation zwischen subchondraler Knochendichte und Knorpeldicke. Eine Ausnahme bildet der Scheitelpbereich der Sagittalrinne, der neben einer hohen Dichte auch eine relativ hohe Knorpeldicke aufweist.

## VII. SUMMARY

### **Biomechanical investigations on the fetlock joint (articulatio metacarpophalangea) of the horse**

The fetlock joint (articulatio metacarpophalangea) plays an exceptional role within the limb, as it is the only joint which is in hyperextension in the standing horse. It is therefore exposed to special loading situations compared to other joints. The objective of this study is to describe in a detailed way the morphological parameters of loading in the equine fetlock joint (metacarpophalangeal articulation).

45 specimens of 26 horses of different breeds and sizes, male and female were examined. Their age ranged from foal to 30 years.

Using Computertomographic Osteoabsorptiometry (CT-OAM) and Chondrocrassometry (CT-CCM) the distribution of the subchondral bone density and the cartilage thickness were determined topographically in the 3D reconstruction of the joint.

Generally the subchondral bone density increases in all bones forming the fetlock joint with increasing age of the horses. Up to the age of 2 years no significant increase in the subchondral bone density can be stated. From the age of 3 years onward a distinct increase can be measured until it comes to stagnation in horses older than 13 years of age. In most cases the areas with homogeneous subchondral bone density extend within the articular surface.

In the dorso-distal area of the trochlea a broad transversal band of high bone density can be observed, which at the angle of stance corresponds to a respectively dense part of the phalangeal articular surface. The dorsal and palmar area at the edge of the trochlea, as well as the palmar edge of the fovea articularis show low bone density. Although the lateral edges of the trochlea and the fovea articularis show a higher density. The method of split lines showed no definite preferential orientation of the collagen fibres in the subchondral bone of the fetlock joint. Therefore it is not possible to draw any conclusions concerning physiological incongruence of this articulation.

In animals from 3 months to 2 years of age a change in the trochlear profile can be observed from a cylindrical condyle to a concave – convex shape in abaxial direction. This could be related to the results described above.

Surfaces of the trochlea (palmar area) and the sesamoid bones articulating in the standing horse show a higher subchondral density.

In contrast to the subchondral bone density the cartilage thickness generally decreases in older horses. After the period of maximum growth in horses the decrease of cartilage thickness stagnates at the age of 3 to 4 years.

Articular surfaces in the trochlea, the proximal phalanx and the sesamoid bones which are in contact during stance show low cartilage thickness.

It seems that areas which are loaded more statically way are covered by a thinner cartilage layer while areas loaded more dynamically are covered by a thicker cartilage layer.

Generally speaking the tendency towards a negative correlation between subchondral bone density and cartilage thickness can be observed in the fetlock joint of the horse. An exception to this rule is the vertex area in the sagittal groove, where both a high density and a high cartilage thickness can be found.

---

**VIII. LITERATURVERZEICHNIS**

1. ADAMS, O R (1966): Chip fractures of the first phalanx in the metacarpophalangeal (fetlock) joint. *J Am Vet Med Assoc* 148, 360-363.
2. AMTMANN, E (1971): Mechanical stress, functional adaptation and the variation-structure of the femur diaphysis. *Erg Anat Entw Gesch* 3, 1-89.
3. AMTMANN, E, SCHMITT, H P (1968): Über die Verteilung der Corticalisdichte im menschlichen Femurschaft und ihre Bedeutung für die Bestimmung der Knochenfestigkeit. *Z f A* 127, 25-41.
4. ANETZBERGER, H, MÜLLER-GERBL, M, SCHERER, M A, METAK, G, BLUMEL, G, PUTZ, R (1994): Change in subchondral mineralization after reconstruction of the anterior cruciate ligament of the sheep. *Unfallchirurg* 97, 655-660.
5. ASSHEUER, J, SAGER, M (1997): MRI and CT atlas of the dog, Blackwell Science, Berlin, Wien, Oxford.
6. BARGMANN, W (1977): Histologie und Mikroskopische Anatomie des Menschen, 7. Thieme, Stuttgart.
7. BARNETT, C H, COCHRANE, W, PALFREY, A J (1963): Age changes in articular cartilage of rabbits. *Ann Rheum Dis* 22, 389-399.
8. BECKMANN, O (1934): Über Veränderungen des Gleichbeinapparates am Fesselgelenk des Pferdes. *Diss med vet*, Leipzig.
9. BENNINGHOFF, A (1925): Spaltlinien am Knochen, eine Methode zur Ermittlung der Architektur platter Knochen. *Verh Anat Ges* 34, 189-206.
10. BERGE, E (1933): Über die lokale Malazie der Sesambeine am Fesselgelenk des Pferdes, ein Beitrag zur Pathologie und Klinik der "Gleichbeinlähme". *Berl tierärztl Ws* 40, 629-633.
11. BLAND, J H (1983): The reversibility of osteoarthritis: a review. *Am J Med* 74, 16-26.
12. BLOEBAUM, R D, RADLEY, K M (1995): Three-dimensional surface analysis of young adult human articular cartilage. *J Anat* 187, 293-301.
13. BODEM, F, BRUSSATIS, F, MENKE, W (1984): Die theoretische Biomechanik des Schultergelenkes: Die Entstehung gewöhnlicher und außergewöhnlicher mechanischer Belastung des glenohumeralen Gelenkknorpels, Thieme, Stuttgart.
14. BÖHM, D, WAIBL, H (1977): Zur Fesselbeinfraktur des Pferdes. *Berl Münch tierärztl Ws* 90, 373-375.
15. BÖHMISCH, R (1998): Anatomische Untersuchungen zur funktionellen Morphologie des Schultergelenkes (Articulatio humeri) des Pferdes. *Diss med vet*,

München.

16. BOHRINGER, M E, BEYER, W F, WESELOH, G (1995): Vergleichende Histomorphometrie der subchondralen Knochendichte und Gelenkknorpeldicke im Tibiakopf bei humanen Früharthrosen. *Z Orthop* 133, 291-302.
17. BROWN, N W, BIRTLEY, W B (1951): A densiometer which records directly in units of emulsion exposure. *Rev Scient Instr* 22, 67-72.
18. BRUHNKE, J (1929): Ein Beitrag zur Struktur der Knochenkompakta bei Quadrupeden. *Morph Jahrb* 61, 555-588.
19. BULLOUGH, P, GOODFELLOW, J (1968): The significance of the fine structure of articular cartilage. *J Bone Joint Surg (Br)* 50, 852-857.
20. BULLOUGH, P, GOODFELLOW, J, GREENWALD, A S, O'CONNOR, S (1968): Incongruent surfaces in the human hip joint. *Nature* 217, 1290.
21. BULLOUGH, P G (1981): The geometry of diarthrodial joints, its physiologic maintenance and the possible significance of age-related changes in the geometry-to-load distribution and the development of osteoarthritis. *Clin Orthop* 156, 61-66.
22. BULLOUGH, P G, GOODFELLOW, J W (1973): The relationship between degenerative changes and load-bearing in the human hip. *J Bone Jt Surg [Br]* 55, 746-758.
23. CAMERON, J R, BIRTLEY, W B (1963): Measurement of bone mineral in vivo: an improved method. *Science* 142, 230-232.
24. CARTER, D R (1984): Mechanical loading histories and cortical bone remodeling. *Calc Tiss Int* 36, 19-24.
25. CARTER, D R, ORR, T E, FYHRIE, D P (1989): Relationship between loading history and femoral cancellous bone architecture. *J Biomech* 22, 231-244.
26. CHAMAY, A, TSCHANTZ, P (1972): Mechanical influences in bone remodeling. Experimental research on Wolff's law. *J Biomech* 5, 173-180.
27. CLARK, J M, RUDD, E (1991): Cell patterns in the surface of rabbit articular cartilage revealed by the backscatter mode of scanning electron microscopy. *J Orthop Res* 9, 275-283.
28. CLARKE, I (1971): Articular cartilage: a review and electron microscopy study. *J Bone Jt Surg (Br)* 53, 732-750.
29. CLYNE, M J (1987): Pathogenesis of degenerative joint disease. *Equine vet J* 19, 15-18.
30. COSTA, J, MADEIRA, M, WATANABLE, I, OLIVEIRA, J (1982): Changes in structure of the facial bones after experimental fracture and displacement of the zygomatic bone in the tufted capuchin (*Cebus apella*) by means of radiography,



- the split-line technique, and scanning electron microscopy. *Okajimas Folia Anat Jpn* 59, 321-336.
31. COWIN, S C (1986): Wolff's law of trabecular architecture at remodeling equilibrium. *Biomech Eng* 108, 83-88.
  32. COWIN, S C, HEGEDUS, D H (1976): Bone remodeling I: theory of adaptive elasticity. *Elasticity* 6, 313-326.
  33. DAFFNER, R H (1980): Visual illusions in computed tomography: phenomena related to mach effect. *AJR* 134, 261-264.
  34. DAY, W H, SVANSON, S A V, FREEMAN, M A R (1975): Contact pressures in the loaded human cadaver hip. *J Bone Jt Surg B* 57, 302-313.
  35. DE BRI, E, REINHOLT, F P, SVENSSON, O (1995): Primary osteoarthritis in guinea pigs: a stereological study. *J Orthop Res* 5, 769-76.
  36. DEQUECKER, J, MOKASSA, L, AERSSSENS, J (1995): Bone density and osteoarthritis. *J Rheumatol Suppl* 43, 98-100.
  37. DIEHL, M, CORDEY, J (1983): Knochendensitometrie: Mittels axialem Tomograph "Isotom" am gesunden und kranken Strahlbein beim Pferd "in vitro". *Berl Münch tierärztl Ws* 96, 305-307.
  38. DONALDSON, C, HULLEY, S, VOGEL, J, HATTNER, R, BAYERS, J, McMILLAN, D (1970): Effects of prolonged bed rest on bone mineral. *Metablism* 19, 1071-1084.
  39. DUNCAN, H, JUNDT, J, RIDDLE, J M, W PITCHFORD, W, CHRISTOPHERSON, T (1987): The tibial subchondral plate. *J Bone Jt Surg (Am)* 69, 1212-1220.
  40. DYCE, K M, SACK, W O, WENSING, C J G (1997): Die Schultergliedmaße des Pferdes. In: *Anatomie der Haustiere*, DYCE, K M, SACK, W O, WENSING, C J G, pp. 591-626. F. Enke, Stuttgart.
  41. ECKSTEIN, F, LÖHE, F, HILLEBRAND, S, BERGMANN, M, SCHULTE, E, MILZ, S, PUTZ, R (1995a): Morphomechanics of the Humero-Ulnar Joint: I. Joint Space Width and Contact Areas as a Function of Load and Flexion Angle. *Anat Rec* 243, 318-326.
  42. ECKSTEIN, F, LÖHE, F, MÜLLER-GERBL, M, STEINLECHNER, M, PUTZ, R (1994a): Stress distribution in the trochlear notch. *J Bone Jt Surg* 76, 647-552.
  43. ECKSTEIN, F, LÖHE, F, SCHULTE, E, MÜLLER-GERBL, M, MILZ, S, PUTZ, R (1993a): Physiological incongruity of the humero-ulnar joint: a functional principle of optimized stress distribution acting upon articular surface? *Anat Embryol (Berl)* 188, 448-455
  44. ECKSTEIN, F, LÖHE, F, STEINLECHNER, M, MÜLLER-GERBL, M, PUTZ, R (1993b): Kontaktflächen des menschlichen Humeroulnargelenkes in Abhän-

- gigkeit von der Anpreßkraft, ihr Zusammenhang mit subchondraler Mineralisierung und Gelenkflächenmorphologie der Incisura trochlearis. *Annals of Anatomy* 175, 545-552.
45. ECKSTEIN, F, MERZ, B, MÜLLER-GERBL, M, HOLZKNECHT, N, PLEIER, M, PUTZ, R (1995b): Morphomechanics of the Humero-Ulnar Joint: II. Concave Incongruity Determines the Distribution of Load and Subchondral Mineralization. *Anat Rec* 243, 327-335.
  46. ECKSTEIN, F, MERZ, B, SCHMID, P, PUTZ, R (1994b): The influence of geometry on the stress distribution in joints - a finite element analysis. *Anat Embryol (Berl)* 189, 545-552.
  47. ECKSTEIN, F, MÜHLBAUER, R, FABER, S, ENGELMEIER, K H, REISER, M, PUTZ, R (2000): Adaptieren menschliche Gelenke an mechanische Stimuli? Größere Gelenkflächen, aber keine erhöhte Knorpeldicke bei Athleten sprechen für eine Sonderrolle des Knorpels in der Anpassung. 17. Arbeitstagung der Anatomischen Gesellschaft, 27.9.-29.9.00, Würzburg,
  48. ECKSTEIN, F, MÜLLER-GERBL, M, PUTZ, R (1992): Distribution of subchondral bone density and cartilage thickness in the human patella. *J Anat* 180, 425-433.
  49. ECKSTEIN, F, SITTER, H, MILZ, S, PUTZ, R, REISER, M (1994c): The morphology of articular cartilage assessed by magnetic resonance imaging (MRI). *Surgical and Radiologic Anatomy* 16, 429-438.
  50. ECKSTEIN, F, TIESCHKY, M, FABER, S, ENGLMEIER, K H, REISER, M (1999): Functional analysis of articular cartilage deformation, recovery, and fluid flow following dynamic exercise in vivo. *Anat Embryol (Berl)* 200, 419-24.
  51. EDWARDS, G B (1986): Röntgenologie von Fessel- und Kron gelenk. *Pferdeheilk* 2, 337-351.
  52. EISENHART-ROTHER, R v, ECKSTEIN, F, LANDGRAF, J, ROCK, C, PUTZ, R (1996): Direct comparison of contact areas, contact stress and subchondral mineralisation in the human hip joint specimens. *Anat Embryol* 195, 279-288.
  53. EKHOLM, R, INGELMARK, B E (1952): Functional thickness variations of human articular cartilage. *Acta Soc Med upsalien* 57, 39-59.
  54. ELLENBERGER, W, BAUM, H (1943): *Handbuch der vergleichenden Anatomie der Haustiere*, 18. Springer, Berlin.
  55. FELIX, R, RAMM, B (1982): Aufbau und Wirkungsweise eines Computertomographen (CT). In: *Das Röntgenbild*, pp. 228-252.
  56. FERRARO, G L (1978): Selected injuries of the fetlock. *Proc 24th Ann Conv Am Ass Equ Pract*, St. Louis.
  57. FESSL, L, GIRTLER, D (1985): Zur Klinik der Gelenkkörper im Fesselgelenk des Pferdes. In: *Orthopädie bei Huf- und Klauentieren*. Int. Tagung, Wien, 5.-7. Okt. 1993, Knesevic, P F, Aufl. 1, pp.251-260. Schlüter Verlag, Hannover

- 
58. FIRTH, E C, HARTMANN, W (1983): An in vitro study on joint fitting and cartilage thickness in the radiocarpal joint of foals. *Res Vet Sci* 34, 320-326.
  59. FIRTH, E C, POULOS, P W (1993): Vascular characteristics of the cartilage and subchondral bone of the distal radial epiphysis of the young foal. *N Z vet J* 41, 73-77.
  60. GARDNER, D L (1972): The influence of microscopic technology on knowledge of cartilage surface structure. *Ann Rheum Dis* 31, 235-258.
  61. GARDNER, D L, MC GILLIVRAY, C D (1971): Living articular cartilage is not smooth. *Ann Rheum Dis* 30, 3.
  62. GERSHON-COHEN, J, CHERRY, N C, BOEHNKE, M (1958): Bone density studies with a gamma gage. *Radiat Res* 8, 509-515.
  63. GHADIALLY, F N (1981): Structure and function of articular cartilage. *Clin Rheum Dis*.
  64. GIRTLER, D, PEHAM, C (2000): Der Einfluß der Anhebung der Hufbeinspitze oder der Trachten auf den Winkel des Huf- und Fesselgelenkes beim Pferd; kinematische Untersuchung auf dem Laufband im Schritt. *Wien Tierärztl Mschr* 87, 247-252.
  65. GIUNTA, R, LOWER, N, KIERSE, R, WILHELM, K, MÜLLER-GERBL, M (1997): Die Beanspruchung des Radioulnargelenkes. CT-Untersuchungen der subchondralen Knochendichte in vivo. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 29, 32-37.
  66. GOODFELLOW, J W, BULLOUGH, P G (1967): The pattern of ageing of the articular cartilage of the elbow joint. *J Bone Jt Surg [Br]* 49, 175-181.
  67. GOODFELLOW, J W, HUNGERFORD, D, ZINDEL, M (1971): Chondromalacia Patellae. *Orthopaedics, Oxford Volume* 4, 111.
  68. GREENWALD, A S (1991): Biomechanics of the hip. In: *The hip and its disorders*, STEINBERG, M E, pp. 47-56. Saunders, Philadelphia.
  69. GREENWALD, A S, HAYNES, D W (1972): Weight-bearing areas in the human hip joint. *J Bone Jt Surg [Br]* 54, 157-163.
  70. GREENWALD, A S, O'CONNOR, J J (1971): The transmission of load through the human hip joint. *J Biomech* 4, 507-528.
  71. GREENWALD, R A, MOY, W W, SEIBOLD, J (1978): Functional properties of cartilage proteoglycans. *Seminars in arthritis and rheumatism* 8, 53-67.
  72. GUTMANNSSBAUER, B, HENNINGER, W (1999): Stellenwert weiterführender bildgebender Verfahren in der Lahmheitsdiagnostik bei Hund und Katze - Computertomographie (CT) und Magnetresonanztomographie (MRT). 19. Bayerischer Tierärztetag,
  73. HARDINGHAM, T, BAYLISS, M (1990): Proteoglycans of articular cartilage:

- changes in ageing and joint disease. Seminars in arthritis and rheumatism 20, 12-33.
74. HATHCOCK, J T, STICKLE, R L (1993): Principles and concepts of computed tomographie. Vet Clin North Am Small Anim Pract 23, 399-415.
75. HEES, H (1990): Binde- und Stützgewebe. In: Zytologie, Histologie und mikroskopische Anatomie der Haussäugetiere, MOSIMANN, W, KOHLER, T, pp. 56-57. Verlag Paul Parey, Berlin und Hamburg.
76. HEES, H (1992): Binde- und Stützgewebe. In: Histologie : Kurzlehrbuch der Zytologie und Mikroskopischer Anatomie, HEES, H, SINOWATZ, F, Aufl. 2, pp. 100-102; 110-114. Deutscher Ärzteverlag, Köln.
77. HEINEGARD, D K, PIMENTAL, E R (1992): Cartilage matrix proteins. In: Articular Cartilage and Osteoarthritis, KUETTNER, K, pp. 95-111. Raven Press, New York.
78. HERTSCH, B, BECKER, C (1986): Zum Vorkommen der aseptischen Nekrose im Ligamentum palmare bzw. plantare beim Pferd - ein Beitrag zur Differenzierung der Gleichbeinerkrankungen. Dt tierärztl Ws 93, 263-266.
79. HERTSCH, B, NEUBERTH, M (1991): Zur Dislokation der Gleichbeine nach partieller bzw. vollständiger Ruptur der distalen Gleichbeinbänder. Pferdeheilk 7, 335-345.
80. HOLMDAHL, D E (1953): Einige neuere Gesichtspunkte zur Morphophysiologie der Gelenke. Ann med int fenn 42, 27-37.
81. HOUNSFIELD, G N, AMBROSE, J (1973): Computerized transverse axial scanning. Br J Rad 46, 1016-1047.
82. HÜBENER, K H (1985): Theoretische Grundlagen der Computertomographie. In: Computertomographie des Körperstammes, HÜBENER, K H, Aufl. 2, pp. 1-45. Thieme, Stuttgart.
83. HULTKRANTZ, W (1898): Über die Spaltrichtung der Gelenkknorpel. Verh Anat Ges 12, 248-256.
84. IMHOF, H, BREITENSEHER, M, KAINBERGER, F, TRATTING, S (1997): Degenerativ joint disease: cartilage or vascular disease. Sceletal Radiol 26, 398-403.
85. INGELMARK, B E, EKHOLM, R (1948): A study on variations in the thickness of articular cartilage in association with the rest and periodical load. Acta Soc Med upsalien 53, 61-74.
86. ISSEKUTZ, B, BLIZZARD, N, BIRKHEAD, N, RODAHL, K (1966): Effect of prolonged bed rest on urinary calcium output. J appl Physiol 21, 1013-1020.
87. JONES, H, PRIEST, J, HAYES;W, W, TICHENOR, C, NAGEL, D (1977): Humeral hypertrophy in response to exercise. J Bone Jt Surg [Am] 59, 204-208.

88. KADLETZ, M (1932): Tafeln 10-16. In: Anatomischer Atlas der Extremitäten-gelenke von Pferd und Hund, pp. 23-30. Verlag Urban & Schwarzenberg, Berlin.
89. KALENDER, W A, PERMANN, W H, VETTER, J R, KLOTZ, E (1986): Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies. *Med Phys* 13, 334-339.
90. KANNUS, P, JOZSA, L, KVIST, M, JARVINEN, T L, MAUNU, V M, HURME, T, JARVINEN, M (1996): Expression of osteocalcin in the patella of experimentally immobilized and remobilized rats. *J Bone Miner Res* 11, 79-87.
91. KASER, W (1998): Untersuchung zur funktionellen Anatomie des Ellenbo-gengelenkes (Articulatio cubiti) des Hundes. Diss med vet, München.
92. KATAYAMA, K (1887): Über Stichwunden in gerichtlich-medizinischer Be-deutung. *Eulenbergs Vierteljahrschrift für gerichtliche Medizin und öffentliches Sanitätswesen* 46, 1-23.
93. KEMPSON, G, FREEMAN, M, SWANSON, S (1968): Tensile properties of articular cartilage. *Anat Anz* 111, 261-293.
94. KEMPSON, G E (1970): Correlations between stiffness and the chemical constituents of cartilage on the human femoral head. *Biochem Biophys Acta* 215, 70.
95. KIPPENES, H, JOHNSTON, G (1998): Diagnostic imaging of osteochondrosis. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 28, 137-160.
96. KIRSCH, S, NAGERL, H, KUBEIN-MEESBURG, D (1993): Kinematics and statics of the human shoulder joint. 14th Congr Int Soc Biomech, Paris,
97. KNIEF, J J (1967a): Materialverteilung und Beanspruchungsverteilung im coxalen Femurende - Densitometrische und spannungsoptische Untersuchungen. *Z f A* 126, 81-116.
98. KNIEF, J J (1967b): Quantitative Untersuchung der Verteilung der Hartsub-stanzen im Knochen und ihre Beziehung zur lokalen mechanischen Bean-spruchung. *Z f A* 126, 55-80.
99. KOHN, D, GLAUBITZ, W, SCHMIDT, H, LOBENHOFER, P (1985): Lokalisation, Art und endoskopische Beurteilung degenerativer Veränderungen im Schultergelenk. In: *Biomechanik der gesunden und kranken Schulter*, REFIOR, H J, PLITZ, W, JÄGER, M, HACKENBROCH, M H, pp.152-156. Thieme, Stuttgart.
100. KONERMANN, H (1970): Dichteverteilung im Röntgenbild des Skeletts. *Naturwissenschaften* 57, 255.
101. KONERMANN, H (1971): Quantitative Bestimmung der Materialverteilung nach Röntgenbildern des Knochens mit einer neuen photographischen Methode. *Zentralblatt der Anatomie* 134, 13-48.
102. KÖNIG, H E, LIEBICH, H G (1999): Statik und Dynamik. In: *Anatomie der*

- Haussäugetiere : Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis, KÖNIG, H E, LIEBICH, H G, Band I: Bewegungsapparat, pp. 265-268. Schattauer, Stuttgart, NewYork.
103. KÖRBELE, J, MATIS, U, MAIERL, J, MÜLLER-GERBL, M (2000): CT-osteosorptiometry in dogs with elbow diseases. 10th Annual ESVOT Congress, München, 24.-26.03.2000.
  104. KRESKEL, E (1988): Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik, Siemens AG.
  105. KUMMER, B (1962): Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens. Anat Anz 111, 261-293.
  106. KUMMER, B (1968): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. Allgemeine Problematik. Z f A 127, 277-285.
  107. KUMMER, B (1972): Biomechanics of bone: mechanical properties, functional structure, funktional adaption. In: Biomechanics: it's foundations and objectives, YC Fung, N P, M Anliker, pp. 237-271. Englewood Cliffs, Prentice Hall.
  108. KUMMER, B (1974): Biomechanik der Gelenke (Diarthrosen). Die Beanspruchung des Gelenkknorpels. Biopolymere und Biomechanik von Bindegewebsystemen. 7. Wiss Konf Deutsch Nat-forsch Ärzte.
  109. KURRAT, H J, OBERLÄNDER, W (1978): The thickness of the cartilage in the hip joint. Anat 126, 145-155.
  110. LANGER (1863): Über die Spaltbarkeit der Cutis. Akad Wiss math nat 44, zitiert nach Benninghoff 1925.
  111. LEHR, J L (1983): Truncated-view artifacts: clinical importance on CT. AJR 141, 183-191.
  112. LEONHARDT, H (1974): Binde- und Stützgewebe. In: Histologie, Zytologie und Mikroanatomie des Menschen, 4. Aufl., pp. 92-131. Thieme, Stuttgart.
  113. LIEBICH, H G (1999): Binde- und Stützgewebe (Textus connectivus). In: Funktionelle Histologie : Farbatlas und Kurzlehrbuch der mikroskopischen Anatomie der Haussäugetiere, 3, Aufl., pp. 68-72. Schattauer, Stuttgart, New York.
  114. LIEBICH, H G, KÖNIG, H E (1999): Vorder- oder Schultergliedmaßen (Membrathoracica). In: Anatomie der Haussäugetiere: Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis, KÖNIG, H E, LIEBICH, H G, Band I: Bewegungsapparat, Aufl., pp. 147-152, 165-170. Schattauer, Stuttgart, New York.
  115. LITZKE, L J, DIETZ, O (1999): Krankheiten an Fesselgelenk und Fessel. h: Handbuch Pferdepraxis, DIETZ, O, HUSKAMP, B, 2. Aufl., pp. 879-900. Enke, Stuttgart.
  116. LOSONSKY, J M, KNELLER, S K (1988): Variable locations of nutrient foramina

- of the proximal phalanx in forelimbs of standardbreds. *J Am Vet Med Assoc* 193(6), 671-673.
117. MADEIRA, M, MATHEUS, M, OLIVEIRA, J, WATANABLE, I (1977): Split-line patterns of the mandible following masseterectomy in adult and growing monkeys. *Am J Phys Anthropol* 47, 41-46.
  118. MAIERL, J, BÖTTCHER, P, HECHT, S, MISOF, F, LIEBICH, H G (2000a): The canine shoulder joint - new functional aspects. XXIII. Congress of the European Association of Veterinary Anatomists, Olsztyn, 16-19 Juli 2000.
  119. MAIERL, J, HECHT, S, BÖTTCHER, P, MATIS, U, LIEBICH, H G (2000b): New aspects of the functional anatomy of the canine elbow joint. 10th Annual ESVOT Congress, München, 24.-26.03.2000.
  120. MANKIN, H J, LIPPIELLO, L (1971): The glycosaminoglycans of normal and arthritic cartilage. *J Clin Invest* 50, 1712.
  121. MAROUDAS, A (1976): Transport of solutes through cartilage: permeability to large molecules. *J Anat* 122, 335.
  122. MAROUDAS, A, EVANS, H, ALMEIDA, L (1973): Cartilage of the hip joint. Topographical variation of glycosaminoglycan content in normal and fibrillated cartilage. *Ann Rheum Dis* 32, 1.
  123. MAYNE, R (1989): Cartilage collagens. *Arthr Rheum* 32, 241-246.
  124. MAYNE, R, IRWIN, M H (1986): Collagen types in cartilage. In: *Articular Cartilage Biochemistry*, KUETTNER, K, SCHLEREBACH, R, HASCALL, V C, Aufl., pp. 23-38. Raven Press, New York.
  125. MAYRHOFER, E, HENNINGER, W (1995): Computertomographie in der Tiermedizin. *Vet Spiegel* 1/95, 14-22.
  126. MC FARLAND, W (1954): Evaluation of bonedensity from roentgenograms. *Science* 119, 810-811.
  127. MC ILWRAITH, C W (1982): Current concepts in equine degenerativ joint disease. *J Am Vet Med Assoc* 180, 239.
  128. MC ILWRAITH, C W (1989): Erkrankungen der Gelenke, Sehnen, Bänder sowie ihrer Hilfseinrichtungen. In: *Adams´Lahmheit bei Pferden*, STASHAK, T S, 4. Aufl., pp. 339-357. Schaper, Alfeld-Hannover.
  129. MEACHIM, G (1969): Age changes in articular cartilage. *Clin Orthop* 64, 33-44.
  130. MEACHIM, G (1971): Effect of age on the thickness of adult articular cartilage of the shoulder joint. *Ann rheum Dis* 30, 43-46.
  131. MILZ, S (1993): Morphologie der subchondralen Spongiosa und der subchondralen Mineralisierungszone des Tibiaplateaus. Diss med, München.

132. MILZ, S, ECKSTEIN, F, PUTZ, R (1995): The thickness of the subchondral plate and its correlation with the thickness of the uncalcified articular cartilage in the human patella. *Anat Embryol (Berl)* 192, 473-444.
133. MIYANAGA, Y, FUKUBAYASHI, T, KURUSAWA, H (1984): Contact studies of the hip joint. *Arch Orthop Trauma Surg* 103, 13-17.
134. MOLZBERGER, H (1973): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. IV. Analyse der funktionellen Struktur der Tangentialfaserschicht des Hüftpfannenknorpels. *Z f A* 139, 283-306.
135. MÜLLER-GERBL, M (1991): CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) und ihr Einsatz zur Analyse der Langzeitbeanspruchung der großen Gelenke in vivo. Habilitationsschrift, München.
136. MÜLLER-GERBL, M (1998): The subchondral bone plate. *Advances in Anatomy, Embryology and Cell-Biology*, Springer, Berlin.
137. MÜLLER-GERBL, M, PUTZ, R, HODAPP, N, SCHULTE, E, WIMMER, B (1989): Computed tomography-osteabsorptiometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long term mechanical adaptation in individual joints. *Skeletal Radiol* 18, 507-512.
138. MÜLLER-GERBL, M, PUTZ, R, HODAPP, N, SCHULTE, E, WIMMER, B (1990a): Computed tomography osteabsorptiometrie: a method of assessing the mechanical conditions of the major joints in a living subject. *Clin Biomech* 5, 193-198.
139. MÜLLER-GERBL, M, PUTZ, R, HODAPP, N, SCHULTE, E, WIMMER, B (1990b): Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenksbeanspruchung am Lebenden. *Z Orthop* 128, 128-133.
140. MÜLLER-GERBL, M, PUTZ, R, KENN, R, KIERSE, R (1993): People in different age groups show different hip joint morphology. *J Biomech* 8, 66-72.
141. MÜLLER-GERBL, M, SCHULTE, E, PUTZ, R (1987a): The thickness of the calcified layer in different joints of a single individual. *Acta Morphol Neerl Scand* 25, 41-49.
142. MÜLLER-GERBL, M, SCHULTE, E, PUTZ, R (1987b): The thickness of the calcified layer of articular cartilage: a function of the load supported? *J Anat* 154, 103-111.
143. NEVITT, M, LANE, N E, SCOTT, J C, HOCHBERG, M, PRESSMAN, A R, GENANT, H K, CUMMINGS, S R (1995): Radiographic osteoarthritis of the hip and bone mineral density. The study of Osteoporotic Fractures Research Group. *Arthr Rheum* 907-916.
144. NICKEL, R, SCHUMMER, A, WILLE, K H, WILKENS, H (1992): Passiver Bewegungsapparat, Skelettsystem. In: *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere*, NICKEL, R, SCHUMMER, A, SEIFERLE, E, Band 1, pp.12-229. Parey, Berlin,



Hamburg.

145. NIXON, A J (1993): Die Oberfläche des Gelenkknorpels: Struktur und Funktion. *Pferdeheilk* 9, 95-100.
146. OBERLÄNDER, W (1973): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. V. Die Verteilung der Knochendichte im Acetabulum. *Z f A* 140, 367-384.
147. OBERLÄNDER, W (1977): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. VII. Die Verteilung der Knorpeldicke im Acetabulum und ihre funktionelle Deutung. *Anat Embryol* 150, 141-153.
148. OBERLÄNDER, W (1978): On biomechanics of joints, the influence of functional swelling on the congruity of regularly curved joints. *J Biomech* 11, 151-153.
149. O'CONNOR, P, BLAND, C, GARDNER, D (1980): Fine structure of artificial splits in femoral condylar cartilage of the rat: scanning electron microscopic study. *J Path* 132, 169-179.
150. OGOHA, K, WITHSIDE, L A, LESKER, P A (1978): Subchondral route for nutrition to articular cartilage in the rabbit. *J Bone Jt Surg* 60A, 905.
151. OIKAWA, M, YOSCHIHARA, T, KANEKO, M (1989): Age-related Changes in Articular Cartilage Thickness of the Third Metacarpal Bone in the Thoroughbred. *Jpn J Vet Sci* 51, 839-842.
152. OLERUD, C, KONGSHOLM, J, THOMAS, K A (1988): The congruence of the distal radio-ulnar joint. A magnetic resonance imaging study. *Acta orthop Scand* 59, 183-185.
153. PALMER, J R, BERTONE, A L (1994): Joint structure, biochemistry and biochemical disequilibrium in synovitis and equine joint disease. *Equine Veterinary Journal* 26, 263-277.
154. PAUWELS, F (1949): Über die mechanische Bedeutung der gröberen Korticalisstruktur beim normalen und pathologisch verbogenen Röhrenknochen. *Anat Nachr* 1, 53-67.
155. PAUWELS, F (1954): Über die Verteilung der Spongiosadichte und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens. *Morph Jb* 95, 35-54.
156. PAUWELS, F (1955): Über die Verteilung der Spongiosadichte im coxalen Femurende und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des menschlichen Knochens. 7. Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. *Morph Jb* 95, 35-54.
157. PAUWELS, F (1959): Die Struktur der Tangentialfaserschicht des Gelenkknorpels der Schulterpfanne als Beispiel für ein verkörpertes Spannungsfeld. *Z f A* 121, 188-240.
158. 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 f A 121, 478-515.
159. PAUWELS, F (1961): Neue Richtlinien für die operative Behandlung der Koxarthrose. Verh Deutsch Orthop Ges, Berlin 1960,
160. PAUWELS, F (1963): Die Druckverteilung im Ellenbogengelenk, nebst grundsätzlichen Bemerkungen über den Gelenkdruck. 11. Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. Z f A 123, 643-667.
161. PAUWELS, F (1965): Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates, Springer, Berlin-Heidelberg-New York.
162. PAUWELS, F (1973): Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte, Springer, Berlin, Heidelberg, New York.
163. PAUWELS, F (1980): Biomechanics of the Locomotor Apparatus, Springer, Berlin, Heidelberg, New York.
164. PREUSS, F, WÜNSCHE, A (1974): Über einige neue Kapselkörper an den Schweinezehen und andere Gleitdruckstrukturen bei verschiedenen Spezies, zugleich ein Beitrag zur Sesambeinfrage und zur Interosseusfrage. Fortschr Vet Med, 21 Beih Zbl Vet Med
165. PUTZ, R, MÜLLER-GERBL, M (1988): Funktionelle Anatomie des Ellbogengelenkes. Orthopäde 17, 388-346.
166. RADIN, E L (1972): Role of mechanical factors in the pathogenesis of primary osteoarthritis, Lancet 1 (7749), pp. 519-22
167. RADIN, E L, PARKER, H G, PUGH, G W, STEINBERG, R S, PAUL, I L, ROSE, R M (1973): Response of joints to impact loading. 3. Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration. J Biomech 6, 51-57.
168. RADIN, E L, PAUL, I L (1970): Does cartilage compliance reduce skeletal impact loads? The relative force-attenuating properties of articular cartilage, synovial fluid, periarticular soft tissues, and bone. Arthr Rheum 13, 139.
169. RADIN, E L, PAUL, I L (1972): A consolidated concept of joint lubrication. J Bone Jt Surg 54A, 607.
170. RADIN, E L, PAUL, I L, SWANN, D A, SCHOTTSTAEDT, E S (1971): Lubrication of synovial membrane. Ann Rheum Dis 30, 322.
171. RADIN, E L, ROSE, R M (1986): Role of subchondral bone in the initiation and progression of cartilage damage. Clinical Orthopaedics and related research 213, 34-40.
172. REESE, S, GERLACH, K, BUDRAS, K D (2000): Beiträge zur funktionellen Anatomie. In: Atlas der Anatomie des Hundes, BUDRAS, K D, Aufl. 6, pp. 202. Schlütersche GmbH & Co KG, Hannover.

- 
173. RICK, M C, O'BRIEN, T R, POOL, R R, MEAGHER, D (1983): Condylar fractures of the third metacarpal bone and third metatarsal bone in 75 horses: radiographic features, treatments and outcome. *J Am Vet Med Assoc* 183, 287-296.
  174. RIEDE, U N, HEITZ, P, RUEDI, T (1971): Gelenkmechanische Untersuchungen zum Problem der posttraumatischen Arthrosen im oberen Sprunggelenk 2: Einfluß der Talusform auf die Biomechanik des oberen Sprunggelenkes. *Langenbecks Arch Chirg* 330, 174-184.
  175. RIGGS, C M, WHITEHOUSE, G H, BOYDE, A (1999a): Pathology of the distal condyles of the third metacarpal and third metatarsal bones of the horse. *Equine vet J* 31, 140-148.
  176. RIGGS, C M, WHITEHOUSE, G H, BOYDE, A (1999b): Structural variation of the distal condyles of the third metacarpal and third metatarsal bones in the horse. *Equine vet J* 31, 130-139.
  177. ROONEY, J R (1994): Zur Pathogenese der Arthrose im Fesselgelenk beim Pferd. *Int Symposium über Gelenkserkrankungen beim Pferd*, Dortmund, 1. Nov. 1994.
  178. ROSENBERG, L C, BUCKWALTER, J A (1986): Cartilage proteoglycans. In: *Articular cartilage Biochemistry*, KUETTNER, K, SCHLEREBACH, R, HASCALL, V C, Aufl., pp. 39-54. Raven Press, New York.
  179. ROTH, V, MOW, V C (1980): The intrinsic tensile behaviour of the matrix of bovine articular cartilage and its variation with age. *J Bone Jt Surg* 62 A, 1102-1117.
  180. RUEGSEGGER, U, ELSASSER, U (1976): Computerassistierte Photonenabsorptionsmessung zur Quantifizierung der Spongiosadichte. *Radiol* 121, 93-97.
  181. SCHLEIER, A, TILLMANN, B, ZILLES, K (1980): Quantitative analysis of x-ray images with a television image analyser. *Microscopia Acta* 83, 189-196.
  182. SCHMALTZ, R (1928): *Anatomie des Pferdes*, 2. Verlag R. Schoetz, Berlin.
  183. SCHMITT, H P (1968): Über die Beziehung zwischen Dichte und Festigkeit des Knochens am Beispiel des menschlichen Femur. *Z f A* 127, 1-24.
  184. SCHÖN, M, ECKSTEIN, F, VOGT, S, HUBER, W, PUTZ, R (1998): Subchondrale Spaltlinien des menschlichen Ellbogen- und Kniegelenks - Ausdruck der Biegung und Zugbeanspruchung des subchondralen Knochens? *Osteologie Z*, 77-87.
  185. SCHUBA, S (1993): *Gelenkkapselverhältnisse an gesunden Zehengelenken der Vorder- und Hintergliedmaße beim Pferd*. Diss med vet, Hannover.
  186. SCHUBE, S, DÄMMRICH, K, LAUK, H D, PLOCKI, K A (1991): Untersuchungen zur Pathogenese der Arthropathia deformans und der Entstehung von "Chips" im Fesselgelenk der Pferde. *Pferdeheilk* Z, 69-77.

- 
187. SEIPEL, C (1948): Trajectories of the jaws. *Acta Odontol Scand* 8, 81-91.
  188. SIMON, S R, RADIN, E L, PAUL, I L, ROSE, R M (1972): The response of joints to impact loading - II. In-vivo behavior of subchondral bone. *J Biomech* 5, 267-272.
  189. SONNICHSEN, H V, KRISTOFFERSEN, J, FALK-RONNE, J (1982): Joint mice in the fetlock joint-osteoarthritis dissecans. *Nord Vet Med* 34, 399-403.
  190. STANEK, C, EDINGER, H (1990): Röntgendiagnostik bei der Strikatur des Fesselringbandes bzw. durch das Fesselringband beim Pferd. *Pferdeheilk* 6, 125-128.
  191. STASHAK, T S (1989): Lahmheit. In: Adams' Lahmheit bei Pferden, 4. Aufl., pp. 551-593. Schaper, Alfeld-Hannover.
  192. STEDE, M, PREUSS, F, STEDE, G (1977): Angewandt-anatomische Grundlagen zur Gleichbeinfraktur des Pferdes. *Berl Münch tierärztl Ws* 90, 212-215.
  193. STICKLE, R L, HATHCOCK, J T (1993): Interpretation of computed tomographic images. *Vet Clin North Am (Sm Anim Prac)* 23, 417-435.
  194. STIGLHUBER, A (1995): Makroskopische und rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen zur Anatomie des Fesselgelenks beim Pferd. *Diss med vet*, Wien.
  195. STIGLHUBER, A, BREIT, S, KÖNIG, H E (1997): Zur Anatomie des Fesselgelenkes beim Pferd unter Beurteilung von Gelenkausgüssen. *Tierärztl Prax* 25, 148-155.
  196. STOEKLI, M, UELTSCHI, G (1992): Radiologische Untersuchungen am Fesselgelenk klinisch gesunder und lahmer Pferde. *Pferdeheilk* 8, 209-214.
  197. TAPPEN, N (1953): A functional analysis of primate skulls by the split-line technique. *Human Biology* 26, 220-238.
  198. TAPPEN, N (1964): An examination of alternative explanations of split-line orientation in compact bone. *Am J Phys Anthropol* 22, 423-441.
  199. THOMPSON, D A (1942): *On growth and form*. Cambridge University Press
  200. THOMPSON, K N, CHEUNG, T K (1994): A finite element model of the proximal sesamoid bones of the horse under different loading conditions. *Vet Comp Orthop Traumatol* 7, 35-39.
  201. TILLMANN, B (1971): Die funktionelle Beanspruchung des menschlichen Ellenbogengelenks. 1. Funktionelle Morphologie der Gelenkflächen. *Z f A* 134, 328-342.
  202. TILLMANN, B (1978): A contribution to the functional morphology of articular surfaces. In: *Normale und Pathologische Anatomie*, BARGMANN, W, DOERR, W, pp. 1-50. Thieme, Stuttgart.

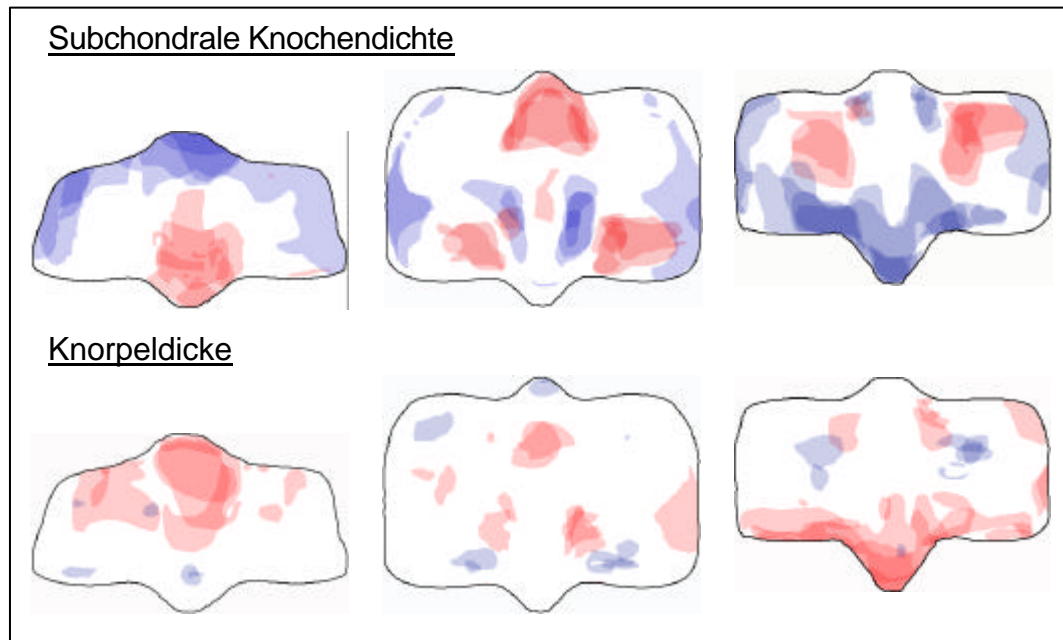
- 
203. TILLMANN, B (1980): Pathomechanics of articular surface. In: Articular cartilage in health and disease, GASTPAR, H, pp. 3-23. Schattauer, Stuttgart, New York.
  204. UNSÖLD, R (1985): Computertomographie. In: Makroskopische und Mikroskopische Anatomie des Menschen, BENNINGHOFF, A, pp. 579-582. Urban & Schwarzenberg, München, Berlin, Baltimore.
  205. VACHON, A M, KEELEY, F W, MC ILWRAITH, C W, CHAPMAN, P (1990): Biochemical analysis of normal articular cartilage. *Am J Vet Res* 51, 1905-1911.
  206. VOGT, S, ECKSTEIN, F, SCHÖN, M, PUTZ, R (1999): Vorzugsrichtung der Kollagenfibrillen im subchondralen Knochen des Hüft- und Schultergelenkes. *Annals of Anatomy* 181, 181-189.
  207. WALKER, H (1973): A comparison of normal and artificial human joints. *Acta orthop belg* 39, 43-54.
  208. WALKER, P S, DOWSON, D, LONGFIELD, M D, WRIGHT, V (1968): Boosted lubrication in synovial joints by fluid entrapment and enrichment. *Ann Rheum Dis* 27, 512-520.
  209. WEBER, H E (1939): An x-ray densitometer for measuring relative densities of muscle, bone and other tissues. *Science* 90, 115-116.
  210. WEGENER, O H (1992): Technik der Computertomographie; CT-Terminologie. In: Ganzkörpercomputertomographie, 2. Aufl., pp. 3-9, 564-580. Blackwell, Berlin.
  211. WHEADON, D (1984): Disease osteoporosis: physiologic aspects. *Calcif Tissue Int* 36, 146-150.
  212. WHITEHOUSE, W, DYSON, E (1974): Scanning electronmicroscopic study of trabecular bone in the proximal end of the human femur. *J Anat* 118, 417-444.
  213. WIESEN, E J, MIRALDI, F (1994): Imaging principles in computed tomography. In: Computed tomography and magnetic resonance imaging of the whole body, HAAGA, J R, LANZIER, C, SORTORIS, D J, ZERHOUNI, E A, pp. 3-36. Mosby.
  214. WILLIAMS, D E, MASON, R L (1962): Bone density measurements in vivo. *Science* 138, 39-40.
  215. WINHART, S (1991): Zur Fraktur des Processus coronoideus medialis ulnae beim Hund. Diss med vet, München.
  216. WINTZER, H J (1997): Erkrankungen der Vordergliedmaßen. In: Krankheiten des Pferdes, Aufl. 2, pp. 321-383. Parey, Berlin
  217. WISSDORF, H, OTTO, B, HERTSCH, B, STADTBÄUMER, G (1998): Fesselgelenkbereich, Fesselkopf. In: Praxisorientierte Anatomie des Pferdes, WISSDORF, H, GERHARDS, H, HUSKAMP, B, pp. 308-326, 346. M. & H. Schaper, Alfeld-Hannover.
  218. WOLFF, J (1892): Das Gesetz der Transformation der Knochen, Hirschwald,

Berlin.

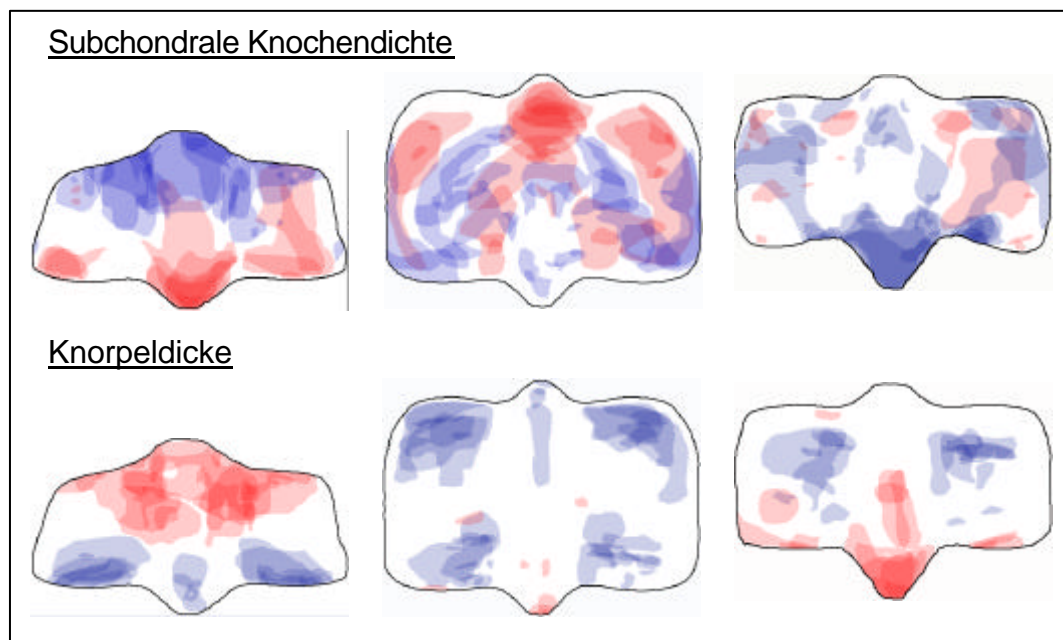
219. WU, D D, BURR, D B, BOYD, R D, RADIN, E L (1990): Bone and cartilage changes following experimental varus or valgus tibial angulation. *Orthop Res* 8, 572-585.
220. WYNARSKY, G T, GREENWALD, A S (1983): Mathematical model of the human ankle joint. *J Biomech* 16, 241-251.
221. YOVICH, J V, MC ILWRAITH, C W, STASHAK, T S (1985): Osteochondrosis dissecans of the sagittal ridge of the third metacarpal and metatarsal bones in horses. *J Am Vet Med Assoc* 186, 1186-1191.
222. ZOOK, B C, HITZELBERG, R, FIKE, J R, BRADLEY, E W (1981): Anatomy of the beagle in cross-section: head and neck. *Am J Vet Res* 42, 844-849.

### Maxima/Minima- Summation Hauptmittelfußknochen (Trochlea)

#### Gruppe 1 (0-3 Monate):



#### Gruppe 2 (4 Monate-2 Jahre):



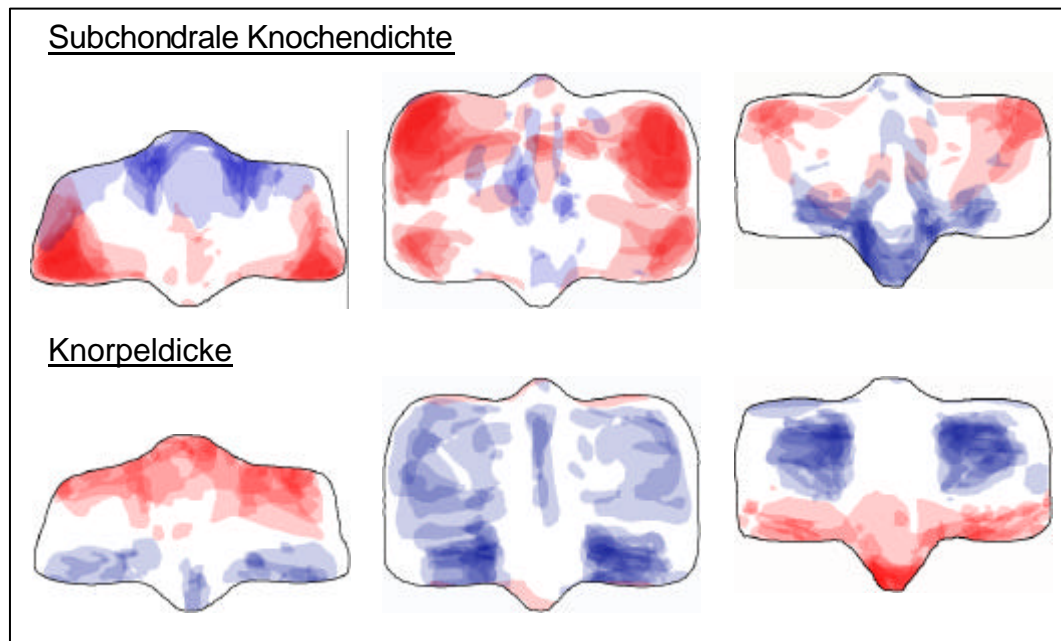
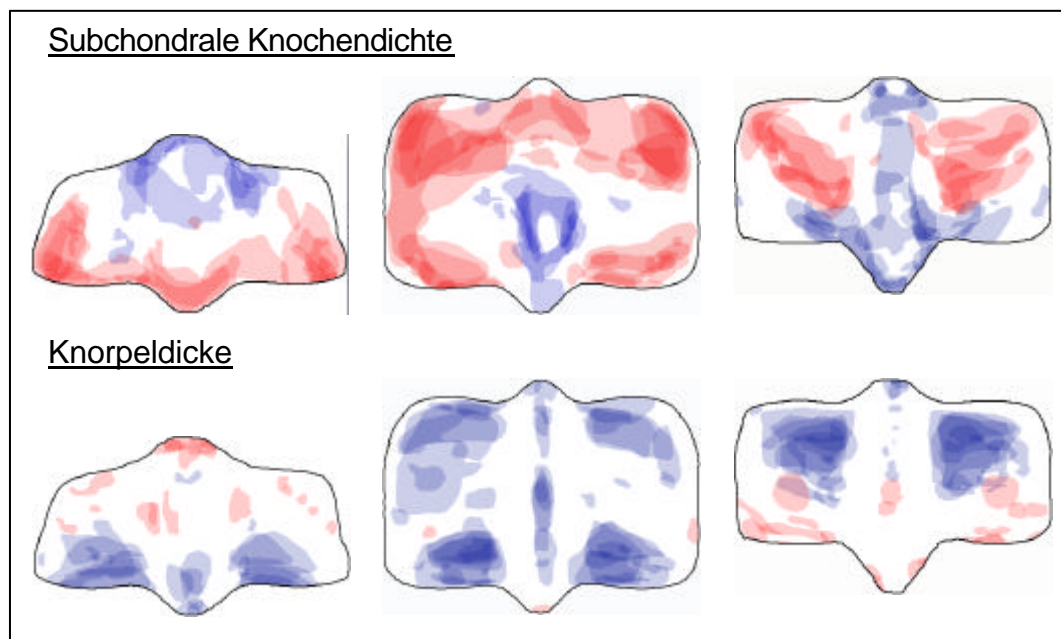
dorsal

distal

palmar

med.

lat.

**Gruppe 3 (3-6 Jahre):****Gruppe 4 (7-12 Jahre):**

dorsal  
med.

distal

palmar

lat.



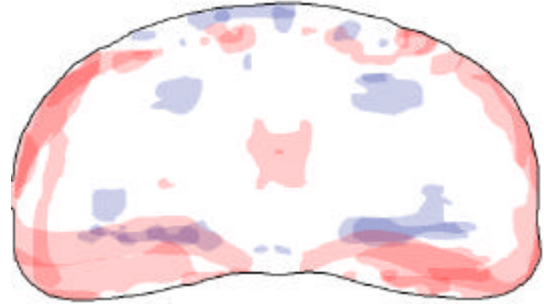
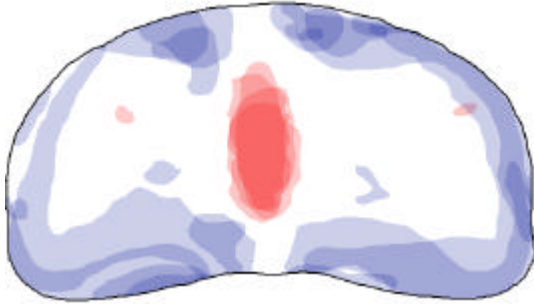


**Maxima/Minima-Summation Fesselbein (Fovea articularis)**

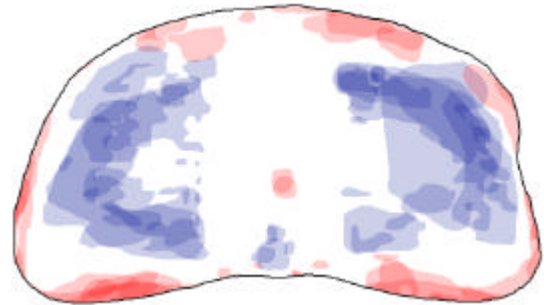
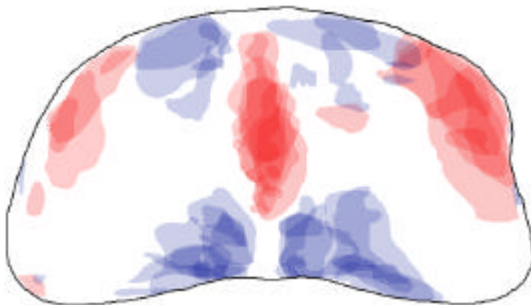
Subchondrale Knochendichte

Knorpeldicke

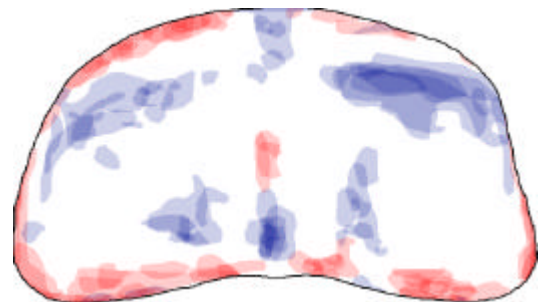
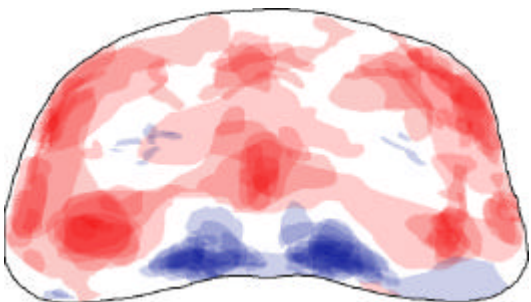
**Gruppe 1 (0-3 Monate):**



**Gruppe 2 (4 Monate-2 Jahre):**



**Gruppe 3 (3-6 Jahre):**

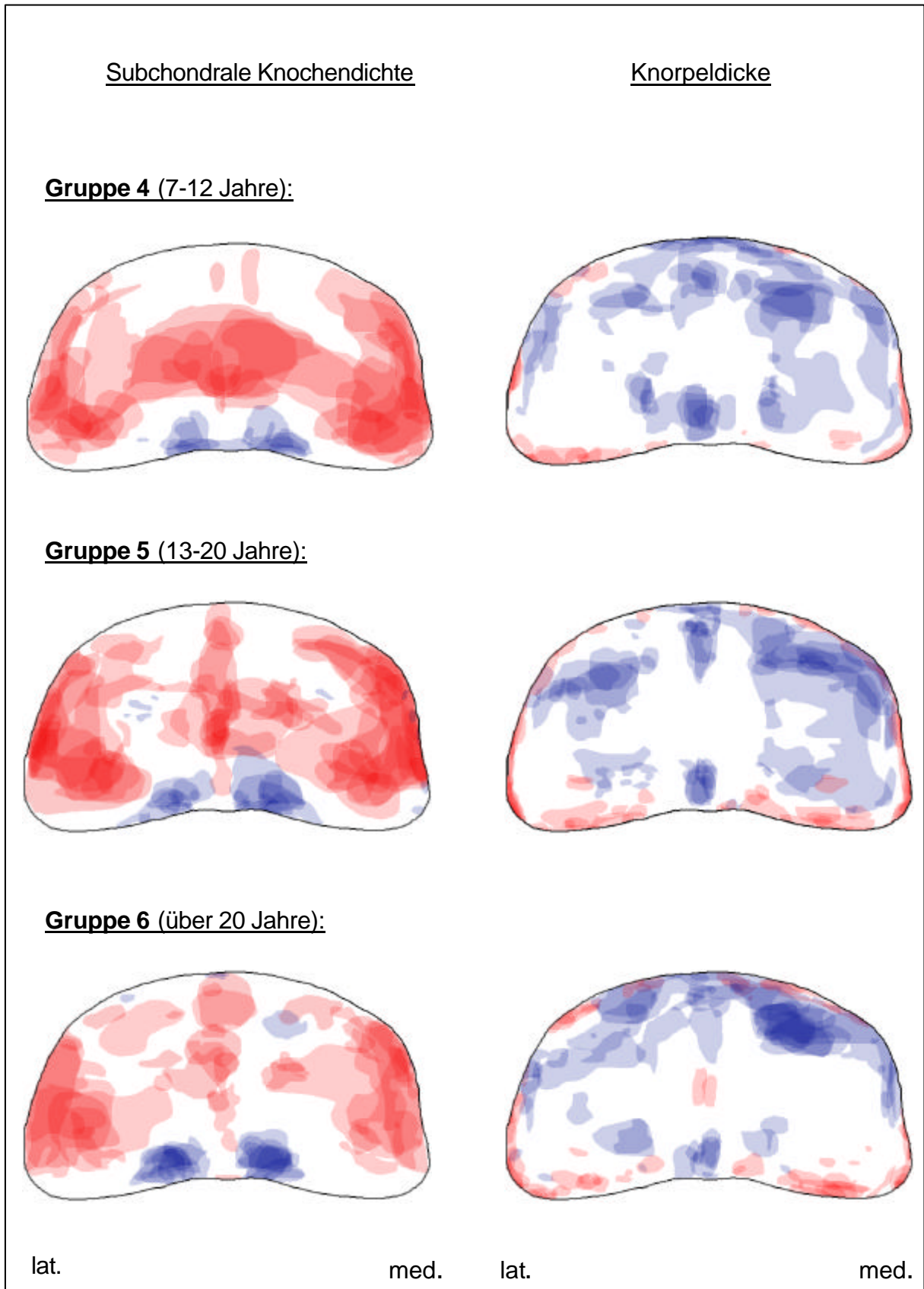


lat.

med.

lat.

med.



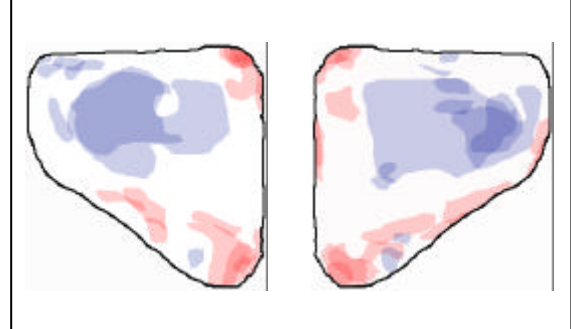
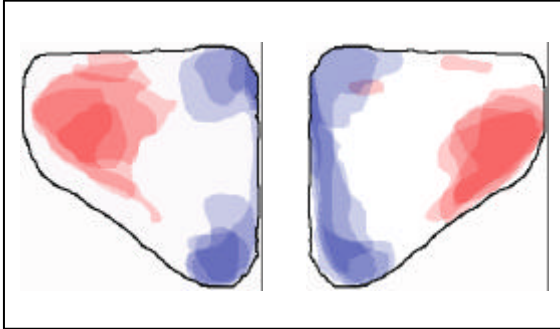
**Abb. 94:** Maxima- und Minimasummutation am Fesselbein (Fovea articularis) innerhalb der Altersgruppen (lat. - lateral; med. - medial)

**Maxima/Minima-Summation Gleichbeine (Facies articularis)**

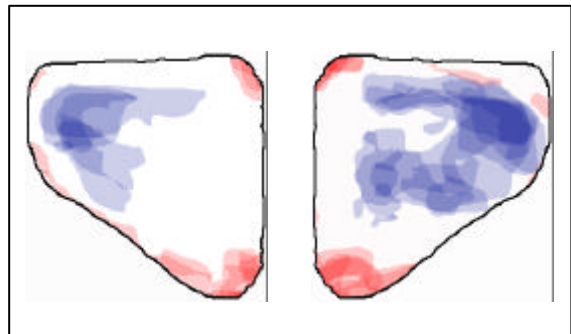
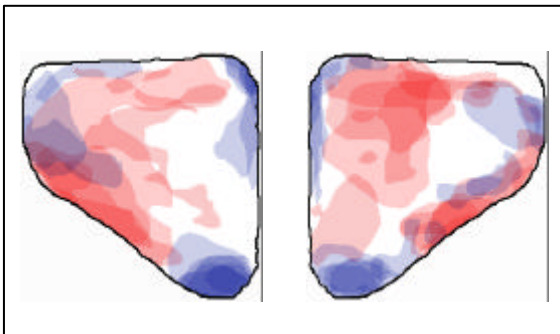
Subchondrale Knochendichte

Knorpeldicke

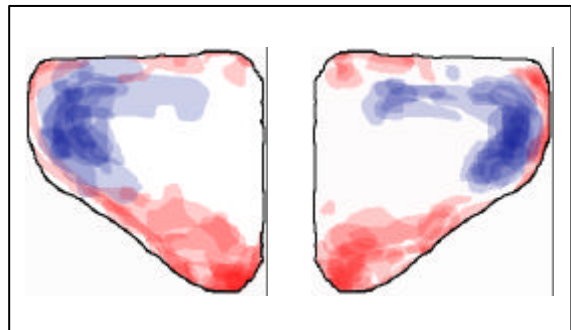
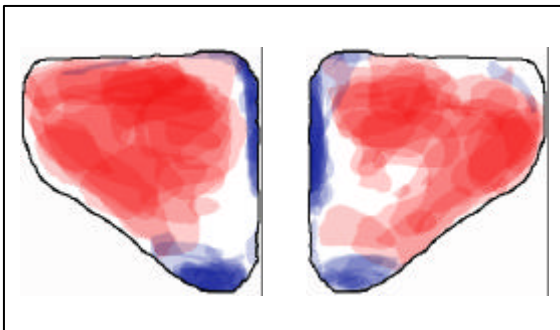
**Gruppe 1 (0-3 Monate):**



**Gruppe 2 (4 Monate-2 Jahre):**



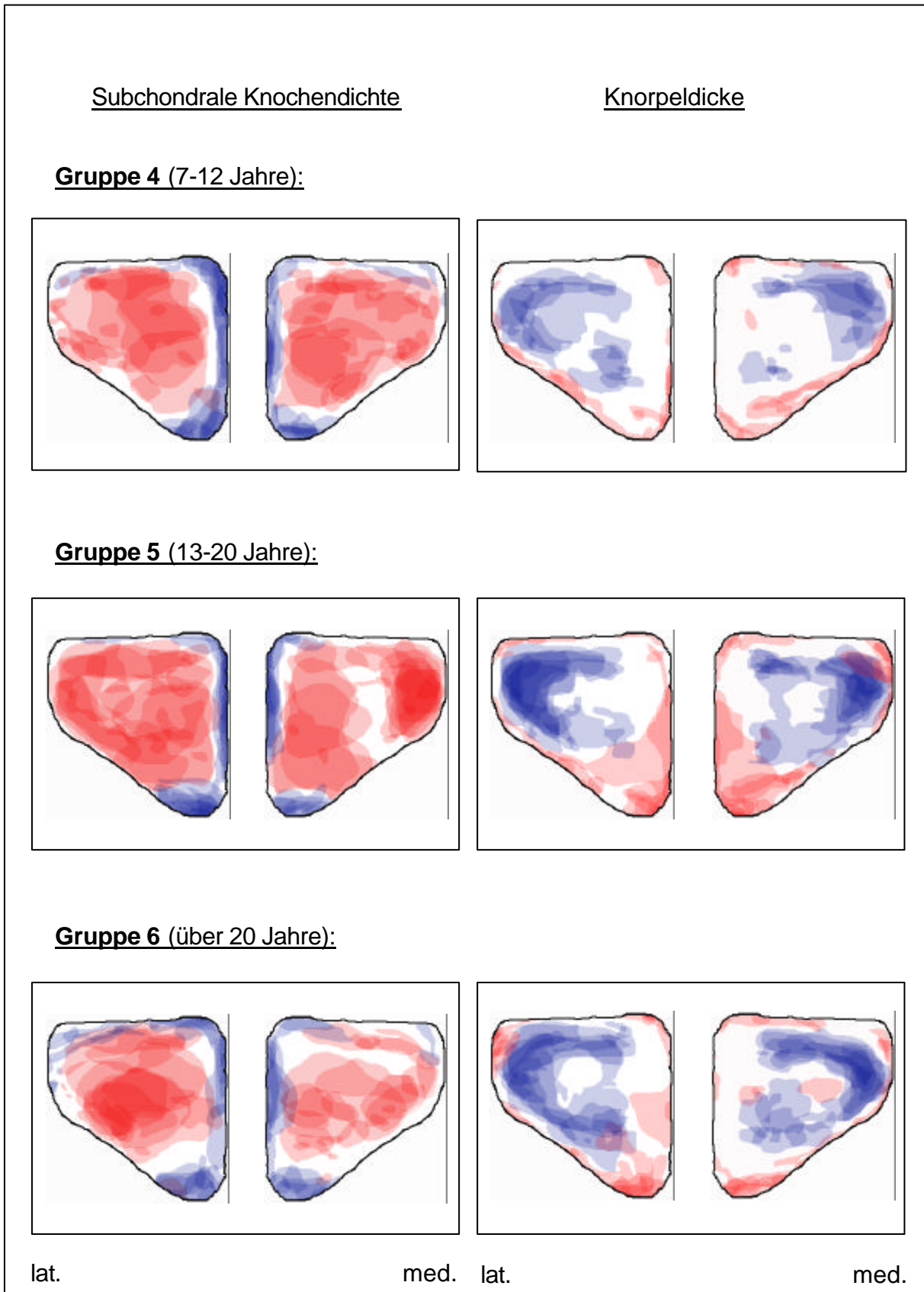
**Gruppe 3 (3-6 Jahre):**



lat.

med. lat.

med.



**Abb. 95:** Maxima- und Minimasummmation an den Gleichbeinen (Facies articularis) innerhalb der Altersgruppen (lat. - lateral; med. - medial)

**DANKSAGUNG**

Ich möchte mich in aller Form bei Herrn Professor Dr. Dr. h.c. H.-G. Liebich für die Überlassung der interessanten Thematik dieser wissenschaftlichen Arbeit, der Bereitstellung der technischen Einrichtungen und der Labors, sowie für die stets freundliche und motivierende Unterstützung bei der Fertigstellung bedanken.

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

Bedanken möchte ich mich auch bei Frau Prof. Dr. U. Matis für die Bereitstellung des Computertomographen in der Chirurgischen Tierklinik der LMU München und besonders Frau S. Hecht für die Betreuung an diesem Gerät.

Herzlichen Dank auch den Mitarbeitern des Institutes für Tieranatomie I für Ihre ständige Hilfsbereitschaft, im Besonderen bei Herrn Dr. P. Böttcher für seine Unterstützung in allen informatischen und computertechnischen Angelegenheiten, Herrn Dr. S. Reese für seine wertvolle Beratung und wissenschaftlichen Anregungen und Frau S. Mitterer, die für jedes Problem eine passende Lösung fand.

Danken möchte ich auch Silvia Boseckert, Klaus Schuller und Wigo Horstmann für die gemeinsame Beschaffung und Bereitstellung des Untersuchungsmaterials.

Mein besonderer Dank gilt meinen Eltern, ohne deren Unterstützung mir diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.