

# Die subchondrale Knochendichte am Fesselgelenk des Pferdes. Teil 1: Computertomographische Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)

J. Maierl<sup>1</sup>, C. Schäfer<sup>1</sup>, P. Böttcher<sup>2, 1</sup> und H.-G. Liebich<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut für Tieranatomie und <sup>2</sup>Chirurgische Tierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität, München

## Zusammenfassung

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 ist es, die Verteilung der subchondralen Knochendichte als Maß für die Langzeitbelastung des Gelenkes darzustellen. Dazu wurde das Verfahren der Computertomographischen Osteoabsorptiometrie (CT-OAM, Müller-Gerbl *et al.*, 1989) angewandt. Zur Untersuchung kamen 45 Fesselgelenkspräparate von 26 Pferden verschiedener Rassen und Größe, beiderlei Geschlechts, vom Fohlenalter bis zum 30. Lebensjahr.

Die Gelenke wurden im Computertomographen Somatom AR (Siemens, Erlangen) in der Sagittalebene gescannt. Aus diesen Datensätzen wurden die Knochen des Fesselgelenks dreidimensional rekonstruiert und die subchondrale Knochendichte in topographischer Verteilung im Falschfarbenmodus dargestellt.

An der Gelenkwalze des Hauptmittelfußknochens ist im dorso-distalen Bereich ein breiter transversaler Streifen hoher Dichte zu beobachten. Palmar sind zwei annähernd dreieckige Bereiche hoher Knochendichte an der Gelenkwalze vorhanden. An der Fesselbeingelenkfläche sind insbesondere die Randbereiche stark mineralisiert. Die Sesambeine weisen durchweg eine mittlere subchondrale Knochendichte auf.

Vergleichsweise wenig mineralisiert sind dagegen der dorsale und palmare Randbereich, sowie der disto-axiale Abschnitt der Gelenkwalze. Dies trifft auch für den palmaren Rand der Gelenkfläche des Fesselbeins zu. Im Zuge des Altersganges kommt es zu einer deutlichen Zunahme der Knochendichte.

Die Dichteverteilung des subchondralen Knochens weist auf Gelenkabschnitte hin, die besonders hohen Belastungen ausgesetzt sind. Dies sind die im Standwinkel korrespondierenden Abschnitte der Gelenkwalze mit dem Fesselbein und den Sesambeinen.

Mit der CT-OAM steht eine nicht-invasive Methode zur Verfügung um die Langzeitbelastung eines Gelenkes zu untersuchen. Dies gestattet die Anwendung am lebenden Pferd zu Verlaufskontrollen nach Operationen oder zu wissenschaftlichen Zwecken.

**Schlüsselwörter:** Pferd, Fesselgelenk, Subchondrale Knochendichte, CT-OAM, Computertomographische Osteoabsorptiometrie

## Subchondral bone density on the fetlock joint of the horse. Part 1: Computertomographic osteoabsorptiometry (CT-OAM)

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 the distribution of the subchondral bone density as a measure for the longterm loading of the fetlock joint.

The method of Computed Tomographic Osteoabsorptiometry (CT-OAM, Müller-Gerbl *et al.*, 1989) was used.

45 joint preparations of the fetlock joint from 26 horses of different breeds and sizes, male and female were examined. The horses ranged from foal to 30 years of age.

The joints were scanned in the sagittal plane in a CT-scanner Somatom AR (Siemens, Erlangen, Germany). Using these CT-data sets the bones of the fetlock joint were reconstructed three-dimensionally and the subchondral bone density was displayed topographically in a colour coded picture.

In the dorso-distal aspect of the trochlea a broad transversal band of high bone density can be observed. Palmar there are two almost triangular areas of high bone density at the trochlea. On the articular surface of the proximal phalanx band shaped areas close to the dorsal and abaxial edges are heavily mineralized. The sesamoid bones display an average level of bone density throughout the articular facet.

A relatively low bone density can be found in the dorsal and palmar part close to the border of the facet as well as in the axial area distally. This also applies to the palmar border of the phalangeal articular surface. Bone density increases significantly during growth of the animals. The density distribution of subchondral bone refers to areas of the articular surface which are exposed to extremely high loading. These are parts of the trochlea which correspond to the proximal phalanx and the proximal sesamoid bone at the angle of stance.

CT-OAM is a non-invasive method, which allows the investigation of the articular longterm loading. It can be put to use in the living horse for follow-up studies after surgery or for scientific purposes.

**Keywords:** Horse, fetlock joint, subchondral bone density, CT-OAM, Computertomographic Osteoabsorptiometry

## Einleitung

Das Fesselgelenk des Pferdes (*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. Dies wird besonders deutlich wenn nach einem Sprung oder im Galopp der Fesselkopf Bodenberührung zeigt.

Die Vielzahl an Kräften, die auf das Gelenk wirken, führt abhängig von Alter und Nutzung zu umfangreichen Anpassungsvorgängen im anatomischen Aufbau der beteiligten Strukturen.

Aufgrund der großen Bedeutung des Fesselgelenks für die Klinik sollen zunächst im ersten Teil dieser Publikation die technischen Möglichkeiten aufgezeigt werden. Im zweiten Teil wird

dann die subchondrale Knochendichte detailliert dargestellt und in ihrer biologischen Bedeutung diskutiert.

## Literatur

### Anpassungsvorgänge im Knochengewebe

Das Knochengewebe reagiert sehr sensibel auf die einwirkenden Druck- und Zugkräfte. Gut erkennbar wird dies an der trajektorialen Ausrichtung der Knochenbälkchen in der Spongiosa, die im physikalischen Sinn als Hauptspannungslinien oder Druck- und Zugtrajektoren beschrieben werden (Pauwels, 1955). Durch das Einwirken dieser Kräfte passt sich der Knochen reaktiv durch An-, Ab- und Umbauvorgänge im Sinne eines „bone remodeling“ im Laufe des Wachstums, aber auch im ausgewachsenen Zustand zeitlebens den entsprechenden Bedürfnissen an (Kummer, 1972).

So weisen Bereiche höherer Belastung eine höhere Knochendichte beziehungsweise eine dickere Kortikalis auf, als Zonen geringerer Beanspruchung (Pauwels, 1965; Kummer, 1972; Cowin und Hegedus, 1976).

Die Gesamtbeanspruchung eines Gelenkes wird einerseits durch seine Geometrie (Größe und Form der Gelenkfläche), andererseits durch die Größe und Richtung der resultierenden Kräfte bestimmt. Diese wiederum hängen vom Zusammenspiel der beteiligten Knochen, Muskeln und Bänder ab. 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 subchondralen Knochen hängt maßgeblich von der Lage des Durchstoßpunktes der resultierenden Kraft durch die Gelenkfläche ab. Diese wiederum ist abhängig vom momentanen Gelenkwinkel (Oberländer, 1973). So führen erhöhte Belastungen zu einer Dichtezunahme des Knochens (Pauwels, 1954; Chamay und Tschantz, 1972; Jones et al., 1977) beziehungsweise der subchondralen Knochenplatte (Müller-Gerbl et al., 1989; Müller-Gerbl, 1991; Müller-Gerbl, 1998). Bei Minderbeanspruchungen kommt es hingegen zu einer Abnahme der Mineralisierung (Donaldson et al., 1970; Wheadon, 1984; Kannus et al., 1996). Als biologische Reaktion auf die langfristigen unterschiedlichen Belastungen entwickelt sich eine bestimmte charakteristische Verteilung der subchondralen Knochendichte (Pauwels, 1965).

Es besteht ein einheitliches Verteilungsmuster zwischen der kalzifizierten Zone, der Dicke- und Dichteverteilung des subchondralen Knochens, die wiederum in Korrelation zur Verteilung der Belastung steht. So kann zur Interpretation der individuellen mechanischen Situation jeder Parameter (subchondrale Knochendichte und -dicke) für sich allein herangezogen werden (Müller-Gerbl et al., 1987).

### Die subchondrale Knochenplatte

Der Begriff „subchondraler Knochen“ wird in der Literatur unterschiedlich definiert. Nach Whitehouse und Dyson (1974) und Duncan et al. (1987) besteht der subchondrale Knochen aus

der kalzifizierten Zone des Gelenkknorpels (Abb. 1/vkn) und aus der unmittelbar benachbarten lamellären Knochenschicht (Abb. 1/sck). Im computertomographischen Bild lassen sich die beiden Schichten nicht voneinander trennen (Müller-Gerbl, 1998). Müller-Gerbl (1998) bezeichnet mit der subchondralen Knochenzone nur die erste, direkt unter der kalzifizierten Zone des Gelenkknorpels liegende knöcherne Lamelle, die beim Menschen ungefähr eine Stärke von 2–4 mm aufweist. Eine Übereinstimmung in den Verteilungsmustern subchondraler Dichte, Mineralisierung und Gefäßdichte, sowie in mechanischen Parametern (Härte, Stärke, Steifigkeit) wurde festgestellt (Müller-Gerbl, 1998; Müller-Gerbl et al., 1999).

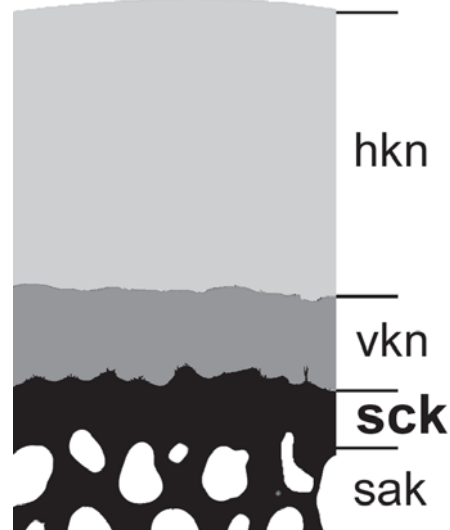


Abb. 1: Schematische Darstellung der subchondralen Knochenschicht (sck)

Schematic drawing of the subchondral bone layer (sck)

hkn - hyaliner Gelenkknorpel	hyaline articular cartilage
vkn - verkalkter Gelenkknorpel	calcified articular cartilage
sak - subartikuläre Spongiosa	subarticular cancellous bone

Fehlbelastungen führen zu einer ungleichen Verteilung der Druckspannung innerhalb der Gelenkfläche. In Bereichen mit Spitzenspannungswerten kommt es auf Dauer zu Schädigungen des Knochens, der darauf mit einer Zunahme der Mineralisierung reagiert und so arthrotische Veränderungen die Folge sein können (Radin und Rose, 1986; Müller-Gerbl et al., 1989).

### Knochendichtemessung

Die Arbeitsgruppe um Müller-Gerbl führte das Verfahren der Computertomographischen Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) ein (Müller-Gerbl et al., 1989; Müller-Gerbl et al., 1990), mit der eine topographische, dreidimensionale Dichteverteilung im subchondralen Knochen darstellbar ist. Diese Methode ist im Gegensatz zu der von Schleier et al. (1980) angewandten herkömmlichen Röntgendensitometrie (in-vitro-Verfahren) auch am lebenden Individuum anwendbar (in-vivo-Verfahren).

Die computertomographischen Bilder stellen eine flächenhafte Verteilung der röntgenologischen Dichtewerte in Form von Pixeln dar. Je nach Dicke des Strahlenbündels werden den Pixel

Volumenelemente (Voxel = volume element) der entsprechenden Dicke zugeordnet.

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 Absorption im wesentlichen von Elementen höchster Ordnungszahlen, den Mineralsalzen, ab, so dass es sich hier mehr um ein Maß für den Mineralisierungsgrad als für die physikalische Dichte handelt (Müller-Gerbl et al., 1990).

Durch die CT-OAM sollen innerhalb der subchondralen Knorpelschicht Dichteverteilungsunterschiede zur Darstellung von Gelenkflächen-Dichtekarten ermittelt werden. Lokalisation und Höhe der Dichte in den Verteilungsmustern reflektieren die Beanspruchung der untersuchten Gelenkfläche.

Dabei ist zunächst nicht die Berechnung von absoluten Werten von primärem Interesse. Vielmehr sollen relative Konzentrationsunterschiede beziehungsweise die Lokalisation von Dichtemaxima und -minima innerhalb der Gelenkfläche dargestellt werden. In der Kleintiermedizin wurde das Verfahren der CT-OAM ebenfalls bereits erfolgreich angewandt. So konnte die subchondrale Knochendichte für das Schulter- (Maierl et al., 2000a), das Ellbogen- (Maierl et al., 1998) und das Hüftgelenk (Maierl et al., 2000b) des Hundes eingesetzt werden.

Die Gelenke von Pferden, insbesondere das Fesselgelenk, sind sehr großen Belastungen ausgesetzt. Deshalb ist die Mineralisierung der Knochen sehr massiv und die durchstrahlte Knochenmasse entsprechend groß. Daher war es das Ziel dieser Arbeit, die Methode der CT-OAM auf ihre Tauglichkeit am Fesselgelenk des Pferdes zu prüfen und die grundsätzliche Verteilung der subchondralen Knochendichte darzustellen.

## Untersuchungsgut und Methoden

### Untersuchungsgut

Die computertomographische Datenerhebung erfolgte an 45 Gelenkpräparaten von 26 Pferden verschiedener Rassen und Größen, beiderlei Geschlechts, vom Fohlenalter bis zum 30. Lebensjahr (siehe Tabelle 1).

**Tab. 1:** Untersuchte Rassen

*Investigated breeds*

Rasse	Alter	n	n männl.	n weibl.
Warmblut	6 Monate – 30 Jahre	18	13	5
Vollblut	8 – 15 Jahre	2	2	0
Kaltblut	3 Monate	1	0	1
Haflinger	3 Monate – 17 Jahre	5	2	3

Eine detaillierte Auflistung der Altersverteilung sowie der einzelnen Präparate folgen im zweiten Teil der Publikation.

Pferde mit Erkrankungen des Fesselgelenks oder anderer Gelenke, sowie Pferde mit Anzeichen einer Lahmheit wurden ebenso wie Extremitäten mit unphysiologischer Abnutzung der Hornkapsel oder Sonderbeschlägen von der Untersuchung ausgeschlossen. Gelenkpräparate von älteren Tieren wurden auch mit geringen Knorpelschäden (max. Durchmesser 5 mm) zugelassen.

Vorberichtlich oder anlässlich der pathologischen Sektion war bei keinem der Tiere ein Hinweis auf eine Störung des Kalzium- bzw. des Phosphatstoffwechsels gegeben.

### Datenerhebung

Die Datenerhebung zur Bestimmung des Verteilungsmusters der subchondralen Knochendichte an der Gelenkfläche des Fesselgelenks 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. Die Fesselgelenkspräparate waren quer zur Gantry gelagert, so dass die Schnittebene im sagittalen Strahlengang senkrecht zum Gelenkspalt lag (Abb. 2). Die Gelenke wurden aus zwei Gründen im exartikulierten Zustand gescannt: Einerseits wurde so sichergestellt, dass nur Gelenke mit unverändertem oder gering geschädigtem Knorpel untersucht wurden. Andererseits ist der Knorpel sowohl gegen Luft als auch gegen die subchondrale Knochenplatte gut abgegrenzt. Ein solcher Datensatz erlaubt es, die topographische Verteilung der Knorpeldicke dreidimensional darzustellen. Davon soll an anderer Stelle berichtet werden. Pro Gelenk wurden durchschnittlich 65 – 70 Scans (Schichtaufnahmen) erstellt. Die Schnittdicke betrug 2 mm, der Tischvorschub 1 mm. Diese Vorgehensweise erlaubt, die Gelenkpräparate mit einer größeren Auflösung in der Z-Richtung zu rekonstruieren als mit einer „reinen“ 2-mm-Sequenz.

### Datenverarbeitung

Für die weitere Verarbeitung der CT-Daten ist eine Reihe von Programmen notwendig, die überwiegend im Institut für Tieranatomie erstellt wurden.

Die CT-Bilddaten (ACR-NEMA-Format) wurden zunächst mit dem Freeware Programm Dicom2<sup>1</sup> von Sebastian Barre in \*.raw Dateien umgewandelt. Dabei bleibt der volle Informationsgehalt von 12 bit (= 4096 Graustufen) erhalten.

Mit dem Programm „Measure“ kann die Gelenkfläche graphisch isoliert werden. In einem nächsten Schritt wird vom Computer am dreidimensionalen Modell der Gelenkfläche entlang des Normalvektors jeweils der größte Dichtewert in einer zuvor festgelegten Tiefe (10 mm) ermittelt und an die Oberfläche projiziert („maximal intensity projection“ = mip). Das Graustufenspektrum der CT-Bilder wurde dann mit Falschfarben kodiert (Abb. 3/isolierte Gelenkfläche, oben rechts). Auf diese Weise lassen sich die Bereiche unterschiedlicher Röntgendichte an der Gelenkfläche anschaulich darstellen und schließlich in das dreidimensional rekonstruierte Modell des Knochens projizieren (Abb. 3).

<sup>1</sup> <ftp://sic.sp2mi.univ-poitiers.fr/pub/barre/medical/dicom2/w32/dicom2.exe.gz>

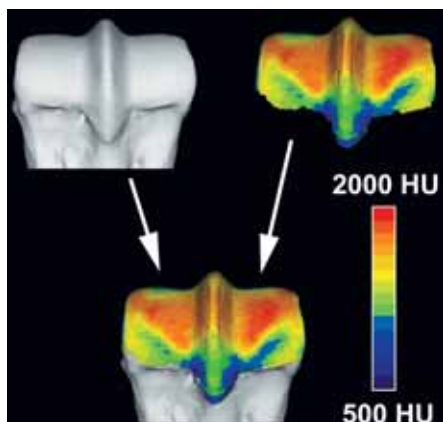


**Abb. 2:** CT-Schnitt durch ein Fesselgelenkspräparat. Die subchondrale Knochenschicht ist rot umrandet.

*CT-scan of a prepared fetlock joint. The subchondral bone layer is encircled by a red line.*

Für alle Altersstufen wurde die gleiche Falschfarbenkodierung verwendet. Dadurch sind die unterschiedlichen Gruppen miteinander vergleichbar (Falschfarbentabelle in (Abb. 3)). Die Spanne erstreckt sich von 500 HU bis 2000 HU.

Zur Auswertung wurden in der dreidimensionalen Darstellung standardisierte Ansichten verwendet (Abb. 4). Vom Hauptmittelfußknochen sind drei Blickrichtungen notwendig, um alle Abschnitte der Gelenkfläche beurteilen zu können (Abb. 4/a, b, c). Für die proximale Gelenkfläche des Fesselbeins (Abb. 4/e) wie auch für die Gleichbeine (Abb. 4/d) sind jeweils eine Ansicht ausreichend. Dabei wurden die Knochen interaktiv je-



**Abb. 3:** Vorgehensweise bei der Computertomographischen Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) am Fesselgelenk der linken Vordergliedmaße (Warmblutstute, 30 Jahre)

*Procedure used for the computed tomographic osteoabsorptiometry (CT-OAM) in the fetlock joint of the left foreleg (warmblooded mare, 30 years)*

weils so ausgerichtet, dass die Blickrichtung möglichst senkrecht auf die Gelenkflächen fiel.

*Prüfung der Technischen Präzision*

Ein Gelenk eines Pferdes (Warmblut-Stute, 30 Jahre, vorne, links) wurde im Zuge dieser Untersuchung fünfmal im CT gescannt. Zwischen den einzelnen Scanserien wurde das Gelenkpräparat

erneut gelagert. Die CT-Daten wurden somit jedes Mal in der gleichen Ausrichtung der Schnittebene aber in einer anderen Position erhoben. Alle Datensätze wurden wie oben beschrieben verarbeitet. Die erhaltenen standardisierten Ansichten wurden miteinander an exakt korrespondierenden Punkten verglichen (49 Punkte je Gelenkfläche). Den 15 Falschfarben wurde jeweils ein Zahlenwert von 1–15 zugeordnet. Zwischen den Datensätzen 1–5 lassen sich 10 Vergleichspaare bilden (1–2; 1–3; 1–4; 1–5; 2–3; 2–4; 2–5; 3–4; 3–5; 4–5). Zwischen den korrespondierenden Punkten zweier Datensätze wurde die Differenz der jeweiligen Zahlenwerte ermittelt. Auf diese Weise ließen sich die relativen Häufigkeiten der Punktpaare mit einer Differenz „0“, „± 1“, „± 2“ usw. ermitteln (siehe Tabelle 2).

**Tab. 2:** Bestimmung der Reproduktionsgenauigkeit (Präzision): 95 % der Punktpaare zeigen keine Differenz oder weichen nur um eine Stufe ab („0“, „± 1“, graue Felder).

*Determination of technical precision: in 95 % of the corresponding pairs of dots there is no difference or a deviation of only a single step („0“, „± 1“, Grey fields).*

Abweichung um:	0	±1	±2	±3
Anzahl der Punktpaare (n = 490 Punkte)	368	100	18	4
relative Häufigkeit (%)	75	20	4	1

Verwendet wurde für diese Untersuchung jeweils nur die Gelenkfläche des Fesselbeins, da sich dieses leichter standardisiert ausrichten lässt als die Ansichten der Trochlea.

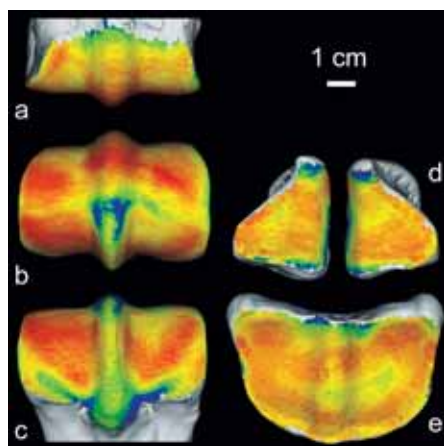
**Ergebnisse**

Die Reproduzierbarkeit wurde anhand eines Gelenkes überprüft, das in fünf unterschiedlichen Positionen gescannt wurde. Die erhobenen Datensätze wurden wie oben beschrieben bearbeitet. Die quantitative Analyse in 49 korrespondierenden Punkten der Fesselbein-Gelenkflächen ergab in 95% eine Übereinstimmung des Knochendichtewerts oder nur 1 Stufe Abweichung.

*Verteilung der subchondralen Knochendichte am Fesselgelenk*

Allgemein lässt sich festhalten, dass sich in der subchondralen Knochendichteverteilung der Trochlea im dorso-distalen Bereich ein breiter transversaler Streifen hoher Dichte befindet (Abb. 4/b). Besonders am Sagittalkamm und am Seitenrand der Gelenkfläche kristallisieren sich hier deutliche Dichtemaxima heraus (Abb. 4/b).

Darüber hinaus kann von einer starken Verdichtung des subchondralen Knochens an den Seitenrändern der Gelenkwalze gesprochen werden. Eine weitere biaxial des Rollkamms symmetrisch angelegte Zone hoher Dichte in einer mehr oder weniger dreieckigen Form ist an der palmaren Seite der Trochlea in Höhe der korrespondierenden Gleichbeine lokalisiert (Abb. 4/c).



**Abb. 4:** Farb-kodierte Darstellung der subchondralen Knochendichte am Fesselgelenk der rechten Vordergliedmaße (Warmblutwallach, 12 Jahre)

a-c: Hauptmittelfußknochen (Mc III), dorsale (a), distale (b) und palmare (c) Ansicht

d: proximale Sesambeine, Gelenkfläche

e: Fesselbein, proximale Gelenkfläche

*Colour-coded picture of the subchondral bone density in the fetlock joint of the right foreleg (warmblooded gelding, 12 years)*

*a-c: third metacarpal bone (Mc III), dorsal (a), distal (b) and palmar (c) view*

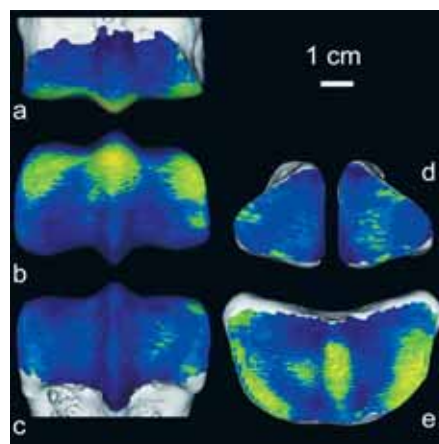
*d: proximal sesamoid bones, articular surface*

*e: proximal phalanx, proximal articular surface*

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 der palmarer Randbereich sind wenig verdichtet (Abb. 4/b).

An der Fovea articularis des Fesselbeins (Abb. 4/e) 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 liegt. 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 (Abb. 4/d) zeigen allgemein eine hohe Knochendichte im Hauptanteil der Gelenkfläche. Lediglich der axiale Randbereich, sowie der axio-distale Winkel und besonders der proximale Pol der Facies articularis weisen eine minimale Dichte auf. Im allgemeinen ist die Knochendichte junger Tiere (Abb. 5) deutlich niedriger als die erwachsener Pferde. Dorsodistal ist, ähnlich wie bei den erwachsenen Tieren, ein querverlaufender Bereich hoher Knochendichte an der Gelenkwalze des Hauptmittelfußknochens (Abb. 5/b). An der palmarer Seite sind allerdings die Knochendichtemaxima noch nicht so deutlich ausgeprägt. Am Fesselbein (Abb. 5/e) ist ebenfalls am dorso-abaxialen Rand der Gelenkfläche, sowie in der Sagittalrinne die Mineralisierung hoch. Die Sesambeine (Abb. 5/d) sind vor allem im zentralen Teil etwas röntgendichter, insgesamt jedoch noch verhältnismäßig wenig mineralisiert.



**Abb. 5:** Farb-kodierte Darstellung der subchondralen Knochendichte am Fesselgelenk der rechten Vordergliedmaße (Haflingerhengst, 2 Jahre)

a-c: Hauptmittelfußknochen (Mc III), dorsale (a), distale (b) und palmare (c) Ansicht

d: proximale Sesambeine, Gelenkfläche

e: Fesselbein, proximale Gelenkfläche

*Colour-coded picture of the subchondral bone density in the fetlock joint of the right foreleg (Haflinger stallion, 2 years)*

*a-c: third metacarpal bone (Mc III), dorsal (a), distal (b) and palmar (c) view*

*d: proximal sesamoid bones, articular surface*

*e: proximal phalanx, proximal articular surface*

Dichteminima finden sich bei jungen Tieren dorsal, distal und palmar (Abb. 5/a, b, c) an der Gelenkwalze des Röhrbeins als querorientierte Bereiche. An der Gelenkfacette des Fesselbeins (Abb. 5/e) sind dorsal und palmar unmittelbar neben der Sagittalrinne wenig mineralisierte Bereiche vorhanden.

Eine ausführliche Darstellung der Veränderungen im Altersgang ist im zweiten Teil dieser Publikation zu finden.

## Diskussion

### Methodik

Ein wesentlicher Vorteil der CT-OAM liegt im nicht-invasiven Charakter dieser Methode (Müller-Gerbl et al., 1990). Dies gestattet grundsätzlich die Untersuchung lebender Tiere. Damit sind längerfristige Nachuntersuchungen möglich, sei es an operierten Pferden als Erfolgskontrolle oder aus wissenschaftlichem Interesse an einer Langzeituntersuchung zur Beurteilung der normalen oder pathologisch veränderten Anatomie.

Aus anatomischer Sicht ist es vorteilhaft, dass das jeweilige Präparat erhalten bleibt für weitere Untersuchungen wie zum Beispiel die Beurteilung der Spongiosaorientierung im subartikulären Knochengewebe (Riggs et al., 1999b).

Die Reproduktionsgenauigkeit des Verfahrens ist mit 95 % ausreichend hoch für eine zuverlässige Beurteilung der subchondralen Knochendichte im Gelenk. Die exakte Ausrichtung der 3D-rekonstruierten Gelenkflächen am Computer, die interaktiv erfolgen muss, ist eine mögliche Fehlerquelle, die sich auf die Beurteilung der Reproduktionsgenauigkeit negativ auswirken kann.

Ein Vergleich der tatsächlichen Graustufenwerte der einzelnen Datensätze miteinander konnte bisher aufgrund technischer Schwierigkeiten noch nicht durchgeführt werden, wird aber angestrebt. Die Aussage über die Präzision wird sich dadurch aber möglicherweise nicht verbessern, da es allein durch das sogenannte Rauschen zu CT-immanenten Ungenauigkeiten im Messvorgang kommt. Dies konnte an einem Festkörperphantom der Firma Siemens nachvollzogen werden. Daher reicht für praktische Belange die vorliegende Genauigkeit aus.

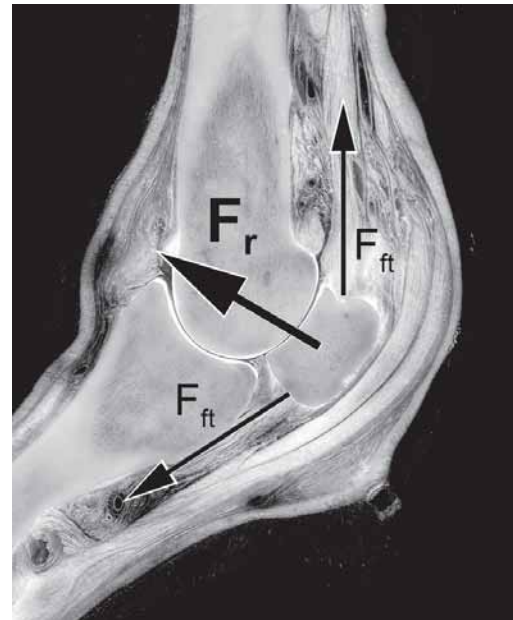
Die Scanrichtung der Präparate war so gewählt, dass die Schnittebene möglichst senkrecht zur Gelenkoberfläche verläuft. Auf diese Weise wird der Partial-Volumen-Effekt so gering wie möglich gehalten. Dies ist eine der wesentlichen Forderungen für die CT-OAM (Müller-Gerbl, 1998). Ein weiterer Vorteil ist die bessere Abgrenzbarkeit der subchondralen Knochenschicht durch den Untersucher. Für die Anwendung am lebenden Pferd bedeutet dies, dass der Datensatz nach der Erhebung am CT in einem ersten Schritt aus einem axialen Datensatz in einen sagittalen umgerechnet werden müsste. Dies stellt einen gewissen Aufwand dar, der sich allerdings im Rahmen hält, wie neuere Arbeiten an Kleintiergelenken zeigen (Körbel, 2000).

#### Biologische Bedeutung der subchondralen Knochendichte

Allgemein kann gesagt werden, dass die subchondrale Knochendichte in allen am Fesselgelenk beteiligten Knochen mit zunehmendem Alter ansteigt. Eine detaillierte Darstellung der altersabhängigen Art und Verteilung der subchondralen Knochendichte erfolgt im Teil 2 dieser Publikation.

Die Studie legt im Hinblick auf die Biomechanik den Schluss nahe, dass in der zeitlichen Summation die resultierende Kraft im Fesselgelenk durch den zentralen Teil der Gelenkflächen verläuft. Für die Gesamtbeanspruchung eines Gelenkflächenanteils sind sowohl statische als auch dynamische Belastungen in zeitlicher Summation verantwortlich. Die langfristige Wirkung dieser Kräfte lässt sich mit Hilfe der CT-OAM in den Densitogrammen widerspiegeln.

Die ungleichmäßige Verteilung der Knochendichte an den Gelenkflächen der Trochlea und des Fesselbeins lassen jedoch den Verdacht aufkommen, dass das Fesselgelenk nicht ganz kongruent ist. Aufgrund von in-vitro Untersuchungen zum Kontakt der Gelenkflächen im Fesselgelenk muss jedoch von einer Kongruenz des Gelenkes ausgegangen werden (Vilar et al., 1995). Das Fesselbein ist ein wesentlicher, aber nicht alleiniger Träger der Körperlast. Die Gleichbeine beteiligen sich indirekt über die Gesamtkonstruktion des Fesseltrageapparats ebenso an der Stützfunktion des Körperstamms (Riggs et al., 1999a). 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 sehen, die das Gelenk spannt. Der das Fesselgelenk in Hyperextension stabilisierende Bandapparat sowie die über die Gleichbeine „umgelenkten“ Beugesehnen üben einen hohen Druck über die proximalen Sesambeine auf das Gelenk aus (Abb. 6/F.). Die Verlagerung



**Abb. 6:** Paramedianer Schnitt durch das belastete Fesselgelenk. Der mittlere Vektor repräsentiert die resultierende Kraft  $F_r$ , die auf die Sesambeine wirkt.

$F_{ft}$  – Kräfte im Fesseltrageapparat

Paramedian section through the loaded fetlock joint. The middle vector represents the resulting force acting on the sesamoid bones.

der Last auf den Fesseltrageapparat ist umso größer je stärker das Fesselgelenk überstreckt wird (Thomason, 1985). Daher ist es nicht verwunderlich, dass sich die proximalen Sesambeine in Form erhöhter Knochendichte gleichsam im Knochen der Fesselgelenkswalze „abdrücken“. Nach Schätzungen von Riggs et al. (1999b) kommt es im Galopp zu einer Belastung der Sesambeine von rund 24 MPa, während das Fesselbein nur etwa die Hälfte davon (rund 11 MPa) zu tragen haben. Diese Überlegungen machen es verständlich, wieso die palmare Seite der Mittelfußwalze derart dichten subchondralen Knochen zeigt. Nicht ganz nachzuvollziehen ist allerdings die Tatsache, dass die Sesambeine selbst nicht ähnlich hohe Dichtewerte erreichen. Im zweiten Teil dieser Publikation werden die Veränderungen der Knochendichte im Altersgang dargestellt. Darüber hinaus wird durch Summationsbilder der Maxima / Minima eine Darstellung besonders belasteter Abschnitte des Fesselgelenks den beobachteten Knorpelschäden gegenübergestellt.

#### Literatur

- Chamay, A. und P. Tschantz (1972): Mechanical influences in bone remodeling. Experimental research on Wolff's law. J. Biomech. 5, 173–180.
- Cowin, S. C. und D. H. Hegedus (1976): Bone remodeling I: theory of adaptive elasticity. Elasticity 6, 313–326.
- Donaldson, C., S. Hulley, J. Vogel, R. Hattner, J. Bayers und D. McMillan (1970): Effects of prolonged bed rest on bone mineral. Metabolism 19, 1071–1084.
- Duncan, H., J. Jundt, J. M. Riddle, P. W. W und T. Christopherson (1987): The tibial subchondral plate. J. Bone Jt. Surg. (Am) 69, 1212–1220.

- Jones, H. H., J. D. Priest, W. C. Hayes, C. C. Tichenor und D. A. Nagel (1977): Humeral hypertrophy in response to exercise. *J. Bone Jt. Surg. (Am)* 59-A, 204–208.
- Kannus, P., L. Jozsa, M. Kvist, T. L. Jarvinen, V. M. Maunu, T. Hurme und M. Jarvinen (1996): Expression of osteocalcin in the patella of experimentally immobilized and remobilized rats. *J. Bone Miner. Res.* 11, 79–87.
- Körbel, J. (2000): Ellbogengelenkdysplasie des Hundes – eine computertomographische und CT-osteabsorptiometrische Studie. Diss. med. vet., München.
- Kummer, B. K. F. (1972): Biomechanics of bone: mechanical properties, functional structure, functional adaptation. In: Y. C. Fung, N. Perrone and M. Anliker. *Biomechanics: its foundations and objectives*: 237-271. Englewood Hall, Prentice Hall.
- Maierl, J., P. Böttcher, S. Hecht, F. Misof und H.-G. Liebich (2000a): The canine shoulder joint – new functional aspects. XXIII Congress of the European Association of Veterinary Anatomists, Olsztyn.
- Maierl, J., P. Böttcher, S. Rigl und H.-G. Liebich (2000b): Subchondral bone density in the canine hip joint. *Polish J. Vet. Sci. (Suppl.)* 3, 27.
- Maierl, J., W. Kaser, M. Müller-Gerbl, R. Putz und H.-G. Liebich (1998): CT-Osteoabsorptiometry in the canine elbow joint – a new method to assess the loading history. *Anat. Histol. Embryol.* 27, 432.
- Müller-Gerbl, M. (1991): CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) und ihr Einsatz zur Analyse der Langzeitbeanspruchung der großen Gelenke in vivo. Habilitationsschrift, München.
- Müller-Gerbl, M. (1998): The subchondral bone plate. Berlin, Springer.
- Müller-Gerbl, M., M. Dalstra, D. Ming, U. Linsenmeier, I. Hvid und R. Putz (1999): Festigkeitsprofile der subchondralen Platte und der subartikulären Spongiosa des Tibiaplateaus. *Ann. Anat. (suppl.)* 181, 22.
- Müller-Gerbl, M., R. Putz, N. Hodapp, E. Schulte und B. Wimmer (1989): Computed tomography-osteabsorptiometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long-term mechanical adaptation in individual joints. *Skeletal Radiol.* 18, 507–512.
- Müller-Gerbl, M., R. Putz, N. Hodapp, E. Schulte und B. Wimmer (1990): Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden. *Z. Orthop.* 128, 128–133.
- Müller-Gerbl, M., E. Schulte und R. Putz (1987): The thickness of the calcified layer in different joints of a single individual. *Acta Morphol. Neerl. Scand.* 25, 41–49.
- Oberländer, W. (1973): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. V. Die Verteilung der Knochendichte im Acetabulum. *Zschr. Anat. Entw.gesch.* 140, 367–384.
- Pauwels, F. (1954): Über die Verteilung der Spongiosadichte und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens. *Morph. Jb.* 95, 35–54.
- 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.
- Pauwels, F. (1965): *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Berlin, Springer.
- Radin, E. L., H. G. Parker, G. W. Pugh, R. S. Steinberg, I. L. Paul und R. M. Rose (1973): Response of joints to impact loading. 3. Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration. *J. Biomech.* 6, 51–57.
- Radin, E. L. und R. M. Rose (1986): Role of subchondral bone in the initiation and progression of cartilage damage. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 213, 34–40.
- Riggs, C. M., G. H. Whitehouse und A. Boyde (1999a): Pathology of the distal condyles of the third metacarpal and third metatarsal bones. *Equine Vet. J.* 31, 140–148.
- Riggs, C. M., G. H. Whitehouse und A. Boyde (1999b): Structural variation of the distal condyles of the third metacarpal and third metatarsal bones in the horse. *Equine Vet. J.* 31, 130–139.
- Schleier, A., B. Tillmann und K. Zilles (1980): Quantitative analysis of x-ray images with a television image analyser. *Microscopia Acta* 83, 189–196.
- Thomason, J. J. (1985): The relationship of structure to mechanical function in the third metacarpal bone of the horse, *Equus caballus*. *Can. J. Zool.* 63, 1420–1428.
- Vilar, J. M., M. Pinedo, M. J. De, F. Castejon und C. Riber (1995): Equine metacarpophalangeal joint surface contact changes during walk, trot and gallop. *J. Equine Vet. Sci.* 15, 315–319.
- Wheadon, D. (1984): Disuse osteoporosis: physiologic aspects. *Calcif. Tissue Int.* 36, 146–150.
- Whitehouse, W. und E. Dyson (1974): Scanning electronmicroscopic study of trabecular bone in the proximal end of the human femur. *J. Anat.* 118, 417–444.

Dr. med. vet. Johann Maierl

Institut für Tieranatomie  
Veterinärstr. 13  
D-80539 München

Tel.: 089 / 2180 – 2573  
Fax: 089 / 2180 – 3202

j.maierl@anat.vetmed.uni-muenchen.de