

# **Biomechanische Eigenschaften des Strahlbeins beim Pferd**

von Ellen Bärbel Exner

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

**Biomechanische Eigenschaften des Strahlbeins beim Pferd**

von Ellen Bärbel Exner  
aus Stuttgart

München 2025

Aus dem Veterinärwissenschaftlichen Department  
der Tierärztlichen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Lehrstuhl für Anatomie, Histologie und Embryologie

Arbeit angefertigt unter der Leitung von:  
Priv.-Doz. Dr. Sven Reese

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

**Dekan:** Univ.-Prof. Dr. Reinhard K. Straubinger, Ph.D.

**Berichterstatter:** Priv.-Doz. Dr. Sven Reese

**Korreferent/en:** Priv.-Doz. Dr. Bettina Wollanke  
Univ.-Prof. Dr. Helen P. Louton

Tag der Promotion: 26. Juli 2025

*Anne-Ly, meiner Familie & Bubulina*

## INHALTSVERZEICHNIS

<b>I.</b>	<b>EINLEITUNG .....</b>	<b>11</b>
<b>II.</b>	<b>LITERATURÜBERSICHT .....</b>	<b>12</b>
<b>1.</b>	<b>Anatomische Grundlagen .....</b>	<b>12</b>
1.1.	Die Anatomie des Strahlbeines und seine umgebenden Strukturen.....	12
1.1.1.	Entwicklung des Strahlbeines .....	12
1.1.2.	Das Strahlbein, knöcherne Strukturen.....	13
1.1.3.	Blutgefäßversorgung .....	15
1.1.4.	Nervale Versorgung .....	16
1.1.5.	Die Strahlbeinbänder.....	16
1.1.5.1.	Strahlbein-Hufbeinband .....	17
1.1.5.2.	Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinbänder .....	17
1.1.6.	Schleimbeutel .....	18
1.1.7.	Hufrolle .....	19
1.1.8.	Hufgelenk .....	19
1.1.9.	Funktionelle Anatomie .....	20
<b>2.</b>	<b>Krankheiten des Strahlbeins .....</b>	<b>23</b>
2.1.	Palmar-Huf-Syndrom .....	23
2.2.	Strahlbeinfrakturen.....	26
2.3.	Bipartite / Tripartite .....	26
<b>3.</b>	<b>Verfahren zur Untersuchung .....</b>	<b>27</b>
3.1.	Röntgen .....	27
3.2.	Computertomographie.....	30
3.3.	Periphere Quantitative Computertomographie (pQCT) .....	31
3.4.	Automated Indentation Mapping .....	35
<b>4.</b>	<b>Materialeigenschaften der untersuchten Strahlbeine .....</b>	<b>37</b>
4.1.	Faserknorpel .....	37
4.2.	Knochen .....	38
4.2.1.	Allgemeines .....	38
4.2.2.	Subchondraler Knochen .....	38
<b>5.</b>	<b>Einflussfaktoren auf Knochen- und Knorpelstruktur .....</b>	<b>40</b>
5.1.	Einflussfaktoren auf Knochenstruktur .....	40

---

<b>III.</b>	<b>MATERIAL UND METHODEN .....</b>	<b>43</b>
1.	<b>Material.....</b>	<b>43</b>
1.1.	Präparate.....	43
1.2.	Präparatvorbereitung .....	43
1.2.1.	Präparatvorbereitung für die Untersuchungen Röntgen, Computertomographie sowie periphere Quantitative Computertomographie .....	43
1.2.2.	Präparatvorbereitung für die Untersuchung des Faserknorpels der Facies flexoria der Strahlbeine .....	44
2.	<b>Methoden.....</b>	<b>46</b>
2.1.	Periphere Quantitative Computertomographie.....	46
2.2.	Röntgen und Computertomographie .....	51
2.2.1.	Röntgen .....	51
2.2.2.	Computertomographische Untersuchung.....	51
2.3.	Faserknorpel-Mapping .....	53
2.4.	Statistik.....	60
<b>IV.</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>61</b>
1.	<b>Form und Symmetrie des Strahlbeins.....</b>	<b>61</b>
2.	<b>Mikromorphologie des Strahlbeins .....</b>	<b>62</b>
2.1.	Allgemeines.....	62
2.2.	Untersuchung mit der pQCT .....	62
1.3	Faserknorpel-Mapping mit der Mach-1 v500css .....	71
1.4	Untersuchung des subchondralen Knochens im CT .....	76
3.	<b>Einflussfaktoren auf die Morphologie des Strahlbeins.....</b>	<b>77</b>
3.1.	Einflussfaktoren auf die Mikromorphologie des Strahlbeins.....	77
3.2.	Einflussfaktoren auf die röntgenologische Klassifizierung des Strahlbeins nach Dyson.....	79
3.3.	Zusammenhang zwischen röntgenologischer Klassifizierung des Strahlbeins nach Dyson und mikromorphologischen Befunden.....	81
<b>V.</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>84</b>
<b>VI.</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>104</b>
<b>VII.</b>	<b>SUMMARY.....</b>	<b>106</b>

<b>VIII.</b>	<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>108</b>
<b>IX.</b>	<b>TABELLENVERZEICHNIS .....</b>	<b>112</b>
<b>X.</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>113</b>
<b>XI.</b>	<b>DANKSAGUNG .....</b>	<b>125</b>

## ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

A.	<i>Arteria</i>
Aa.	<i>Arteriae</i>
Art.	<i>Articulatio</i>
Cann.	<i>Canaliculi</i>
COMP	<i>Cartilage Oligomeric Matrix Protein</i>
CRT_A	<i>Kortikale Querschnittsfläche</i>
CRT_CNT	<i>Kortikale Masse</i>
CRT_DEN	<i>Kortikale Dichte</i>
CRT_THK_C	<i>Kortikale Dicke</i>
DXA/DEXA	<i>Dual-Energy X-Ray Absorptiometry</i>
ENDO_C	<i>Endostaler Umfang</i>
HGM	<i>Hintergliedmaße</i>
HL	<i>hinten links</i>
HR	<i>hinten rechts</i>
IIM	<i>Indentation Instantaneous Modulus</i>
IML	<i>Indentation Maximum Load</i>
ISS	<i>Indentation Structural Stiffness</i>
Lig.	<i>Ligamentum</i>
M.	<i>Musculus</i>
MPa	<i>Megapascal</i>
N	<i>Newton</i>
N.	<i>Nervus</i>
NaCl	<i>Natriumchlorid</i>
NPT	<i>Needle Penetration Thickness</i>
PERI_C	<i>Periostaler Umfang</i>
PHS	<i>Palmares-Huf-Syndrom</i>
pQCT	<i>periphere Quantitative Computertomographie</i>
pSSI	<i>Polarer Stress Strain Index</i>
QCT	<i>Quantitative Computertomographie</i>
R.	<i>Ramus</i>
ROI	<i>Region of Interest</i>
SSI	<i>Stress Strain Index</i>
Sv	<i>Sievert</i>
SV-Scan	<i>Scout View-Scan</i>
TOT_A	<i>Gesamtquerschnittsfläche</i>
TOT_CNT	<i>Gesamtmasse</i>
TOT_DEN	<i>Gesamtdichte</i>
TRAB_A	<i>Trabekuläre Querschnittsfläche</i>
TRAB_CNT	<i>Trabekuläre Masse</i>
TRAB_DEN	<i>Trabekuläre Dichte</i>

V.	<i>Vena</i>
VGM	<i>Vordergliedmaße</i>
VL	<i>vorne links</i>
VR	<i>vorne rechts</i>

## I. EINLEITUNG

Das Strahlbein mit seiner besonderen anatomischen Lage zwischen Hufgelenk und tiefer Beugesehne ist Dreh- und Angelpunkt verschiedener biomechanischer Einflüsse. Nicht zuletzt in Bezug auf die Klärung der Pathogenese des Palmar-Huf-Syndroms (PHS) wäre es zu erwarten, dass mit der Untersuchung der Mikromorphologie der verschiedenen Gewebestrukturen des Strahlbeines Rückschlüsse gezogen werden können auf die Funktionseinheit von Knochen, Knorpel und Sehne. In der Humanmedizin ist die pQCT-Untersuchung zur Bestimmung von Osteoporosevorgängen längst etabliert und geeignet, Modeling- und Remodeling-Vorgänge im Knochen darzustellen. Es stellt sich die Frage, ob mittels pQCT Einblicke in degenerative Veränderungen am Knochen des Strahlbeines gewonnen werden können und inwieweit Unterschiede bestehen zwischen den Strahlbeinen der Schulter- und der Beckengliedmaße sowie innerhalb des Strahlbeins und welche Bedeutung sich daraus ergibt.

Um einer isolierten Betrachtung der knöchernen Strahlbeinanteile entgegenzuwirken, wäre es bedeutend, die osteochondrale Einheit der *Facies flexoria* des Strahlbeines positionsgleich zu dem darunter liegenden Knochen zu untersuchen. In dieser Arbeit wird dies mittels Faserknorpel-Mapping und Bestimmung der Hounsfield Einheiten des subchondralen Knochens mittels CT durchgeführt.

Mit diesen drei Untersuchungsmethoden sollen in dieser Arbeit zum einen biomechanische Basisdaten erstellt werden. Dabei spielt die Beckengliedmaße eine besondere Rolle, da sie vergleichsweise selten erkrankt und somit eventuell Hinweise auf physiologische Bereiche der neu erarbeiteten Parameter liefern kann.

Zum anderen könnten mögliche Zusammenhänge der verschiedenen Parameter und Strahlbein-Strukturen erfasst werden und somit zu neuen Erkenntnissen führen hinsichtlich der Pathogenese des PHS und dessen frühzeitige Erkennung.

## II. LITERATURÜBERSICHT

### 1. Anatomische Grundlagen

#### 1.1. Die Anatomie des Strahlbeines und seine umgebenden Strukturen

##### 1.1.1. Entwicklung des Strahlbeines

Das Strahlbein entwickelt sich aus einem einzelnen Ossifikationszentrum mittels enchondraler Ossifikation. Am 100. Trächtigkeitstag waren in einer Studie von Rijkenhuizen et al. die untersuchten Strahlbeine komplett verknorpelt. Durch appositionelles und interstitielles Wachstum weitete sich der Knorpel weiter aus (1). Im Zentrum der Strahlbeine fand sich am 270. Trächtigkeitstag bei 30 % ein ellipsenförmiges Ossifikationszentrum; am 330. Trächtigkeitstag war es bei allen vorhanden. Bei 2 von 66 untersuchten fetalen Strahlbeinen ließ sich ein zweites kleineres, peripher gelegenes Ossifikationszentrum ausmachen. Das zentrale Ossifikationszentrum breitete sich strahlenförmig aus. Es entwickelten sich im weiteren Verlauf Trabekel, welche sich verzweigten und Anastomosen ausbildeten, ohne eine spezifische Anordnung aufzuweisen. In den ersten Tagen nach der Geburt begannen sie sich senkrecht zum Faser- und Gelenksknorpel auszurichten, sodass sich der intertrabekuläre Raum vergrößerte und zwei Wochen später eine deutliche Anordnung erkennbar war. Das gesamte Strahlbein war 3 bis 4 Monate nach der Geburt komplett verknöchert. Die Palmarfläche des Strahlbeins war von Faserknorpel, die distalen und dorsalen Anteile des Strahlbeines waren von Gelenkknorpel bedeckt (1). Zwischen der linken und der rechten Vordergliedmaße wurden keine signifikanten Unterschiede in der Strahlbeinentwicklung ausgemacht (1). Makroskopisch stellte sich der Gelenkknorpel unabhängig vom Alter glatt und weiß bis weiß-bläulich, der Faserknorpel der Palmarfläche des Strahlbeins ab dem 100. Trächtigkeitstag glatt, glänzend und weiß dar (1). Etwa 2 Monate nach der Geburt waren zum ersten Mal Ausdünnungen des Faserknorpels auffällig. Nach 5 bis 7 Monaten war dies bei rund 20 % der untersuchten Strahlbeine der Fall, nach 7 bis 12 Monaten bei etwa 45 %. Die lokal begrenzten Ausdünnungen fanden sich in der Regel zentrodistal auf dem Sagittalkamm des Strahlbeins und wiesen eine Länge zwischen 1-10 mm und eine Breite von 1-4 mm auf (1).

### 1.1.2. Das Strahlbein, knöcherne Strukturen

Das Strahlbein, *Os sesamoideum distale*, gehört zum distalen Abschnitt der Vorder- und Hintergliedmaße des Pferdes. Es wird den Sesambeinen, *Ossa sesamoidea* zugeordnet (2). Es hat die Form eines Weberschiffchens, was sich in der englischsprachigen Bezeichnung “navicular bone” widerspiegelt, wobei axial der Umfang am größten ist und nach lateral und medial hin abnimmt (3). Die Form des Strahlbeins unterliegt einer genetischen Prädisposition; besonders auffällig sind Unterschiede am proximalen Strahlbeinrand. Er unterscheidet sich der Form nach in konkav, unduliert, gerade oder konvex (2). Das Strahlbein bildet gemeinsam mit dem Hufbein und dem Kronbein das Hufgelenk (*Art. interphalangea distalis*), wobei die Gelenkgrube von Huf- und Strahlbein gebildet wird und die sattelförmige Gelenkwalze durch das Kronbein (4). Man unterscheidet nach der NAV 2017 am Strahlbein *Facies flexoria*, *Facies articularis*, *Margo proximalis* und *Margo distalis* (siehe Abbildung 1). Ergänzend gibt es eine Einteilung im klinischen Bereich, die etwas detaillierter ist (siehe Abbildung 1). Hier benennt man sechs Begrenzungen: *Facies articularis phalangis mediae*, *Facies flexoria*, *Margo proximalis*, *Margo distalis*, *Facies medialis* und *Facies lateralis* (3).

Die *Facies articularis phalangis mediae* befindet sich dorsal und stellt den Bereich des Strahlbeins dar, der mit dem distalen Ende des Kronbeins artikuliert. Die Oberfläche ist glatt und von hyalinem Knorpel bedeckt. Mittig befindet sich eine konvexe Wölbung (3).

Die von Faserknorpel überzogene, palmar gelegene *Facies flexoria* dient der tiefen Beugesehne als distaler Gleitkörper, *Scutum distale* (3, 5). Sie hat einen Sagittalkamm sowie proximal und distal einen sich gratartig erhebenden Rand und ist somit breiter als die *Facies articularis phalangis mediae* (3). Der Faserknorpel ist zwischen 0,3 – 0,8 mm dick. Seine oberflächlich verlaufenden Faserknorpelfasern sind parallel zur Oberfläche ausgerichtet, während die tiefen Fasern senkrecht zu dieser verlaufen und sich im Knochen fixieren (6).

Bei etwa einem Viertel der Pferde werden sogenannte *Fossae nudatae*, Synovialgruben, gefunden. Das sind knorpelfreie Bereiche auf der *Facies flexoria*, die entweder in unmittelbarer Umgebung oder direkt auf dem Sagittalkamm sichtbar sind (3).

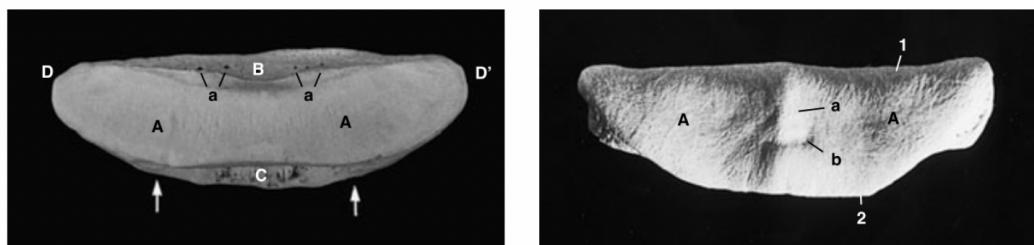


Abbildung 1: Strahlbein Dorsal- und Palmaransicht aus Wissdorf et al. (2011) (3)

Linke Abbildung: A – *Facies articularis phalangis mediae*, B – *Margo proximalis*, C – *Margo distalis*, D/D' – *Facies medialis* bzw. *lateralis*, ↑ - distaler Grat, a – kleine *Forr. nutricia*

Rechte Abbildung: A – *Facies flexoria*, a – Sagittalkamm, b – *Fossa nudata*, 1 – proximaler gratartiger Rand, 2 – distaler gratartiger Rand

Der proximale Rand, *Margo proximalis*, beinhaltet mehrere *Foramina nutricia proximalia*, welche im Röntgen erkennbar und gegebenenfalls zu *Canales sesamoidales* erweitert sein können. Zudem weist er die schmale Proximalfläche auf, welche mittig verbreitert und rauer Natur ist (3). Im Bereich des *Margo proximalis* vereinigen sich die Strahlbeinschenkel der beiden Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinbänder und inserieren dort. Der *Margo distalis* ist im Vergleich zum *Margo proximalis* breiter und weist folgende gut erkennbare Dreigliederung auf (siehe Abbildung 2), in dorsopalmarer Richtung:

- 1) *Facies articularis phalangis distalis*
- 2) *Zona intermedia*
- 3) *Margo ligamenti*

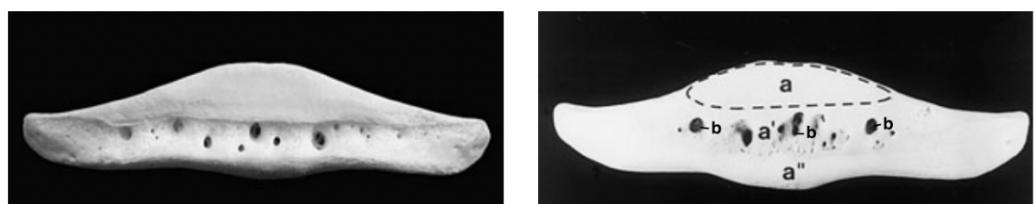


Abbildung 2: *Margo distalis* zweier Strahlbeine aus Wissdorf et al. (2011) (3)

a – *Facies articularis phalangis distalis*, a' – *Zona intermedia*, a'' – *Margo ligamenti*, b – *Canales sesamoidales distales*

Die *Facies articularis phalangis distalis* dient der Artikulation mit dem Hufbein, ist von hyalinem Knorpel bedeckt und bildet den dorsalen Teil des *Margo distalis*. Sie ist der Form nach länglich, jedoch nicht bis an die beiden Enden des *Margo distalis* gehend. Der hyaline Knorpel hat eine Dicke von etwa 1 mm (6). Die *Zona intermedia* befindet sich mittig des *Margo distalis*, reicht bis an dessen beide Enden, ist jedoch von unterschiedlicher Breite. Sie ist im Gegensatz zur *Facies articularis phalangis distalis* knorpelfrei. Hier befinden sich *Foramina nutricia distalia*, die ebenfalls zu *Canales sesamoidales distales* erweitert sein können. In den *Canales sesamoidales distales* verlaufen exzentrisch die *Aa. nutriciae distales*. Da die genannten *Foramina* von normal strukturierten Synovialzellen sowie vom *Stratum synoviale* der Gelenkkapsel ausgekleidet sind, werden sie dem Hufgelenk zugerechnet und nicht der Hufrolle. Der *Margo ligamenti* bildet den distalen Grat des *Margo distalis* und gleichzeitig die Ansatzfläche für das *Lig. sesamoideum distale impar*. Als *Facies medialis* und *Facies lateralis* werden die Areale bezeichnet, in denen oben genannte Strukturen jeweils medial und lateral aufeinandertreffen und bieten Ansatzstellen für das Hufknorpel-Strahlbeinband, die Gelenkkapsel sowie für die *Bursa podotrochlearis*.

### 1.1.3. Blutgefäßversorgung

Das Strahlbein wird durch die *Aa. digitales palmares medialis et lateralis* versorgt, welche durch die Gabelung der *A. digitalis palmaris communis II* entstehen. Sie verlaufen über das Fesselgelenk parallel der tiefen Beugesehne nach distal (7). Laut (7) wird das Strahlbein aus vier Richtungen versorgt. Aus der lateralen und der medialen Zehenarterie wird jeweils ein *R. palmaris phalangis mediae* entlassen, welcher, im entsprechenden *Lig. sesamoideum collaterale laterale* bzw. *mediale* verlaufend, eine Anastomose mit der Gegenseite bildet. Aus dieser gehen Gefäße hervor, die *Aa. nutriciae proximales*, die durch den *Margo proximalis* ins Strahlbein eintreten und so dessen proximales Drittel versorgen. Außerdem wird die *Bursa podotrochlearis* über Äste aus dieser Anastomose versorgt. Der mittlere und der distale Bereich des Strahlbeins werden über *Aa. nutriciae distales* versorgt, die aus einer weiteren Anastomose, dem *R. palmaris phalangis distalis* abgegeben werden und durch den *Margo ligamenti* ins Strahlbein gelangen. Der *R. palmaris phalangis*

*distalis* verläuft im *Lig. sesamoideum impar*. Die *Aa. nutriciae distales* werden auch *Cann. sesamoidales distales* genannt, wenn sie erweitert sind. Sie sind wichtig in Bezug auf die Diagnostik von Strahlbeinerkrankungen (3).

#### 1.1.4. Nervale Versorgung

Für die nervale Versorgung des Strahlbeins sind die Endäste des *N. digitalis palmaris lateralis* und *medialis* zuständig (2, 3). Sie befinden sich jeweils palmar der zugehörigen Arterie und versorgen durch Abgabe verschiedener Äste neben dem Strahlbein auch die *Bursa podotrochlearis*, den Ballen und die seitlichen Hufgelenksanteile (3).

#### 1.1.5. Die Strahlbeinbänder

Am Strahlbein unterscheidet man insgesamt drei Bänder: das unpaare Strahlbein-Hufbeinband und das mediale und laterale Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinband (siehe Abbildung 3). Man geht davon aus, dass sowohl das Strahlbein-Hufbeinband als auch die Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinbänder als eine Art Hängematte für den Hufbeinträger fungieren und als Unterstützung für das schwedende Hufgelenk wirken. Laut Schoenberg et al. überträgt das Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinband beim Ansatz am proximalen Rand des Strahlbeines die Kraft auf das Strahlbein-Hufbeinband, welches seinen Ansatz am distalen Strahlbeinrand hat (8).

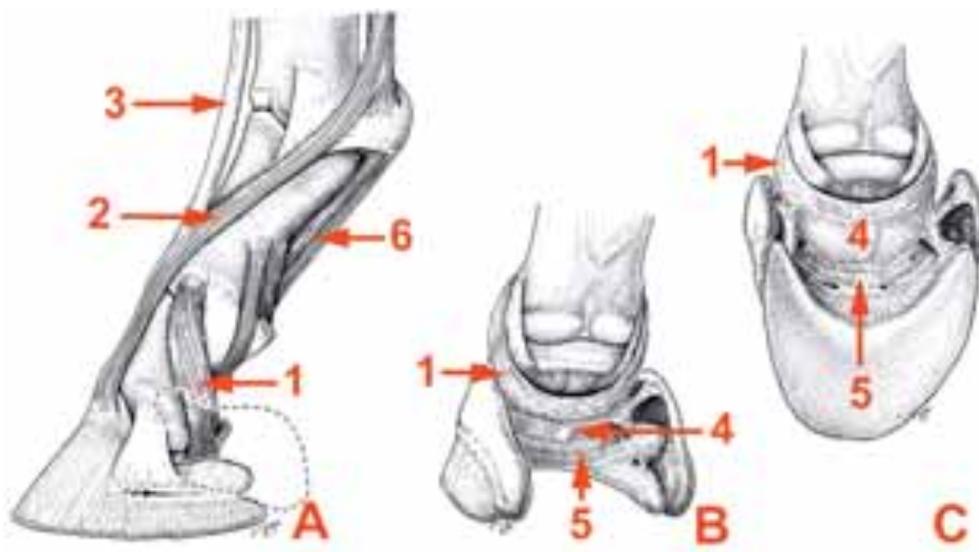


Abbildung 3: Übersicht über die Strahlbeinbänder aus Schoenberg et al. (2005) (8)

A Lateralansicht, B Kaudopalmaransicht, C Palmaransicht.

1 *Lig. sesamoideum collaterale*, 1 Unterstützungsast des *M. interosseus medius*, 3 Sehne des *M. extensor digitorum communis*, 4 Strahlbein, 5 *Lig. sesamoideum distale impar*, 6 distale Gleichbeinbänder.

#### 1.1.5.1. Strahlbein-Hufbeinband

Das Strahlbein-Hufbeinband, *Lig. sesamoideum distale impar*, verbindet über die gesamte Gelenksbreite das Strahlbein mit dem Hufbein. Vom *Margo distalis*, genauer vom *Margo ligamenti* des Strahlbeins ausgehend, verläuft es bis zum kaudalen Rand des Hufbeins bzw. dessen Hufbeinsohlenfläche (3, 5). Durch das Hufbein-Strahlbeinband werden *Bursa podotrochlearis* und Hufgelenk voneinander getrennt und die Gelenkkapsel erhält zudem distal eine Verstärkung. *Aa. nutriciae* gelangen durch das Hufbein-Strahlbeinband über die *Zona intermedia* des *Margo distalis* ins Strahlbein (3).

#### 1.1.5.2. Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinbänder

Das Strahlbein wird lateral und medial von jeweils einem elastischen Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinband, *Lig. sesamoideum collaterale laterale et mediale*, aufgehängt (5). Ihr Ursprung befindet sich in der Umgebung der distalen Bandgrube

des Fesselbeins und sie inserieren beide am *Margo proximalis* des Strahlbeines. Hier gehen sie ineinander über (3). Zuvor gibt jedes Band einen Schenkel an das Hufbein ab. Darüber hinaus haben beide Bänder Zwischeninsertionen an der axialen Fläche des Hufknorpels (5). Auch laut Schoenberg et al. entspringt das Fesselbein-Strahlbeinband distal am Fesselbein. Nach Zwischeninsertionen an Kron- und Strahlbein zieht es Richtung Hufbeinast. Die Insertionen am Strahlbein unterteilen sie in schwache und stärkere Anteile, wobei die schwachen Anteile die seitlichen Strahlbeinenden betreffen und die stärkeren Anteile den Proximalrand des Strahlbeines (8). „Hier inserieren die Bandmassen mit Hilfe von Sharpey-Fasern sukzessive ipsilateral und überwiegend kontralateral (nach Überquerung der medianen Zehenachse) unter Kreuzung mit dem gegenüberliegenden Seite“ (8). Bevor die Bandfasern, die über den Proximalrand des Strahlbeines verlaufen, inserieren, erhalten sie eine faserknorpelige Verstärkung. Der Faserknorpel ist eine Fortsetzung des Faserknorpels, welcher die Palmarfläche des Strahlbeines, die *Facies flexoria*, bedeckt und außerdem eine Wand des Hufrollenschleimbeutel bildet (8). Von proximal gelangen *Aa. nutriciae proximales* durch die Bänder in das Strahlbein (3).

### 1.1.6. Schleimbeutel

Der Hufrollenschleimbeutel, *Bursa podotrochlearis*, befindet sich zwischen dem Strahlbein und der tiefen Beugesehne bzw. deren Insertionsabschnitt (2, 3). Er überragt die *Facies flexoria* des Strahlbeines nach proximal, distal, medial und lateral. Der Hufrollenschleimbeutel ist der Hufrolle zugehörig und dient als Gleitschutzvorrichtung. Er bildet zwei Recessus:

- 1) *Recessus palmaris proximalis*
- 2) *Recessus palmaris distalis*

Die seitlichen Aussackungen des *Recessus palmaris proximalis* sind den Hufgelenkskapselaussackungen angrenzend bis auf Höhe der Kronbeinlehne. Der *Recessus palmaris distalis* zieht distal des *Lig. sesamoideum distale impar* in Richtung Hufbein, durch welches er von der Hufgelenkskapsel getrennt ist (3). Der distale Recessus trennt außerdem das distale Sesambeinband und den Endabschnitt der tiefen Beugesehne (9).

### 1.1.7. Hufrolle

Die Hufrolle, auch *Podotrochlea* genannt, besteht im engeren Sinne aus der *Facies flexoria* des Strahlbeins (Sehnengleitfläche), der *Bursa podotrochlearis* und dem darüber liegenden bzw. gleitenden Teil der tiefen Beugesehne. In erweiterter Form zählt man hierzu das ganze Strahlbein mit den dazugehörigen Bändern und den palmaren Anteil des Hufgelenks (2). Gemeinsam mit der *Bursa podotrochlearis* hat das Strahlbein die Funktion eines Hypomochlions inne und dient der tiefen Beugesehne als Gleitlager. Es vergrößert außerdem die Auflagefläche der Hufbeinpfanne für die Kronbeinwalze (10).

### 1.1.8. Hufgelenk

Das Hufgelenk (*Art. interphalangea distalis*) ist das Zehenendgelenk des Pferdes (5). Es ist ein zusammengesetztes Sattelgelenk, welches Streckung und Beugung ermöglicht sowie bis zu einem gewissen Grad Seitwärts- und Torsionsbewegungen als Ausgleichsbewegungen. Bei der Schultergliedmaße sind durchschnittlich bis zu 15°, bei der Beckengliedmaße bis zu 18° möglich. Damit sollen eventuelle Unebenheiten des Bodens ausgeglichen werden können (2, 3). Das Hufgelenk wird gebildet vom Hufbein (*Phalanx distalis*), der distalen Epiphyse des Kronbeins (*Caput phalangis mediae*) und dem Strahlbein (3). Die konkave *Facies articularis* des Hufbeines artikuliert vorwiegend mit dem Kronbein. Lediglich ein kleiner palmar gelegener Teil ist für die Artikulation mit dem Strahlbein (*Facies articularis phalangis distalis*) vorgesehen. Die Bänder des Hufgelenks können in zwei Gruppen unterteilt werden: die Strahlbeinbänder und die Seitenbänder, *Ligg. collateralia*. Lateral und medial verläuft jeweils ein Seitenband (*Lig. collaterale laterale* und *mediale*) zwischen dem Hufbein und den Bandgruben des Kronbeins. Die Strahlbeinbänder wurden bereits weiter oben genauer beschrieben. Von der Gelenkkapsel werden zwei größere Gelenkaussackungen gebildet, der *Recessus palmaris* und der *Recessus dorsalis* sowie mehrere kleinere seitliche Buchten (2, 5).

### 1.1.9. Funktionelle Anatomie

Pool et al. befassten sich bereits 1989 mit den strukturellen und degenerativen Veränderungen des Faserknorpels, der Kompakta und der Trabekelstruktur des Strahlbeines und setzten diese in Bezug zu Erkrankungen der Hufrolle (11). Er beschreibt unter anderem als Frühzeichen einer degenerativen Veränderung des Faserknorpels Glanzverlust und Farbveränderungen ins Gelbliche, gefolgt von einer ins körnige übergehenden Oberflächenbeschaffenheit und Ausdünnung der Knorpeldicke. In den häufig auftretenden *Fossae nudatae* sehen Pool et al. einen möglichen Ausgangspunkt für Verklebungen und Verwachsungen zwischen tiefer Beugesehne und Palmarfläche des Strahlbeines, da sich die Vertiefungen mit Granulationsgewebe füllen können. Darüber hinaus vermuten sie einen Zusammenhang zwischen Zunahme der Dicke der palmaren Kompakta und sportlicher Nutzung sowie einer degenerativen Veränderung des Faserknorpels der Palmarfläche. Einen teilweisen Verlust der Trabekelstruktur sowie Zeichen eines gesteigerten Knochenumbaus im Bereich der palmaren Kompakta finden sie bereits zwei Monate nach Auftreten einer Podotrochlose-Symptomatik (11). Mehrere Untersuchungen weisen darauf hin, dass das Strahlbein aufgrund seiner anatomischen Lage vor allem als Puffer fungiert, um die einwirkenden Kräfte auf die umliegenden Strukturen zu verteilen. In der Schubphase (Propulsivphase) des Schrittes muss im Speziellen der distale Anteil des Strahlbeins großen Kräften standhalten (11, 12). Zudem ist das Sesambein dafür verantwortlich, dass die tiefe Beugesehne einen konstanten Insertionswinkel beibehalten kann (13).

Bei gleichbleibender Knochengröße wirkt sich jede Richtungs- oder Größenänderung der Bodenreaktionskraft (GFR=Ground Reaction Force) auf die Kraft aus, welche die tiefe Beugesehne erfährt. Die Druckkraft der tiefen Beugesehne auf das Strahlbein ist daher sowohl proportional zum Tiefenbeugesehnwinkel (DDFT-angle) als auch zur Kraft, welche auf die tiefe Beugesehne einwirkt (siehe Abbildung 4).

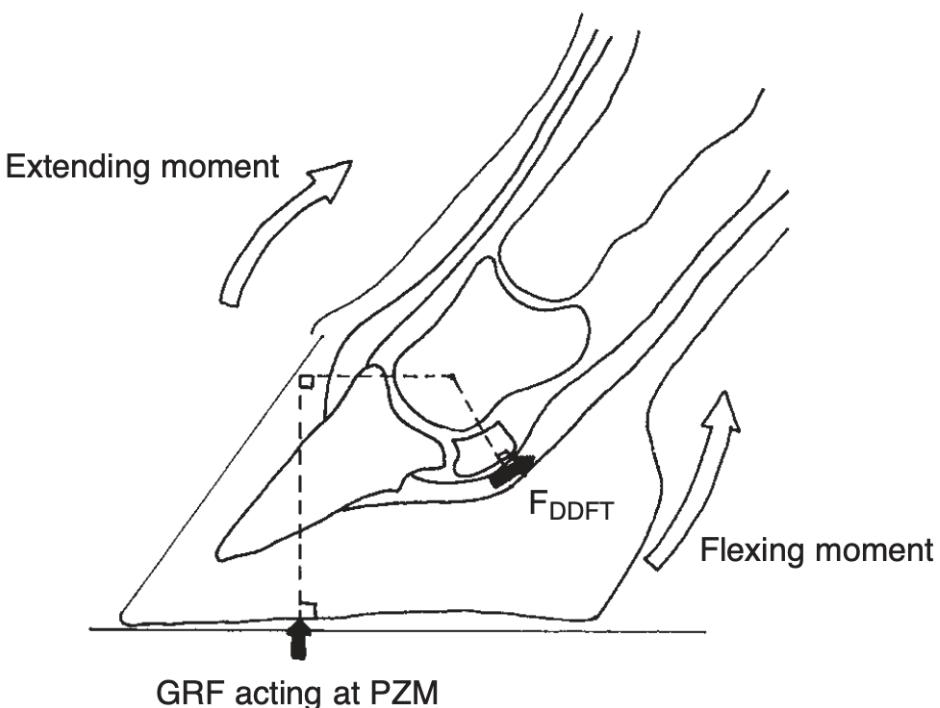


Abbildung 4: Abbildung der Kräfte und Hebelarme, welche im Stand auf das Hufgelenk einwirken nach Wilson et al. (2001) (14)

GRF = Ground Reaction Force, PZM = Point of Zero Moment, DDFT = Tiefe Beugesehne

Ground Reaction Force: Die Kraft, welche während dem Bodenkontakt vom Boden auf die Gliedmaße übertragen wird (15, 16).

Die größte Kontaktbelastung des Strahlbeines und der zugehörigen Gelenke entsteht während der Dorsalflexion (Streckung) der Gliedmaße. Die Fußungsphase in der Bewegung gliedert sich in Stand- und Schubphase, wobei das Strahlbein zu Beginn der Schubphase die maximale Belastung erfährt. Die Spitzenkräfte, welche auf das Strahlbein einwirken, werden auf das etwa 0,67-fache des Körpergewichtes während des Schrittes und auf das etwa 0,77-fache des Körpergewichtes während eines langsamen Trabes geschätzt (11, 17). Neben dem Körpergewicht sind weitere Faktoren entscheidend dafür, wie viel Kraft auf das Strahlbein übertragen wird. Dies sind die Art der Nutzung des Pferdes, die Art des Untergrundes, auf welchem sich das Pferd bewegt und die Gliedmaßen- sowie die Hufkonformation. Eine ungünstige Hufkonformation erhöht die Krafteinwirkung auf das Strahlbein. Im Besonderen werden eine lange Zehe und eine niedrige Ferse einhergehend mit einer Durchtrittigkeit der Fessel genannt. Diese Annahme unterstützt die Theorie, dass exzessive und sich wiederholende Kräfte, die auf das distale Drittel des Strahlbeines

einwirken, eine der Hauptursachen für sekundäre Erkrankungen des Strahlbeines darstellen. Es besteht eine negative Korrelation der Kraft, welche auf das Strahlbein einwirkt mit dem Sohlenwinkel, dem Winkel zwischen Zehe und Boden und dem Verhältnis zwischen Fersen- und Zehenhöhe (heel and toe height) (16, 18, 19) (siehe Abbildung 5).

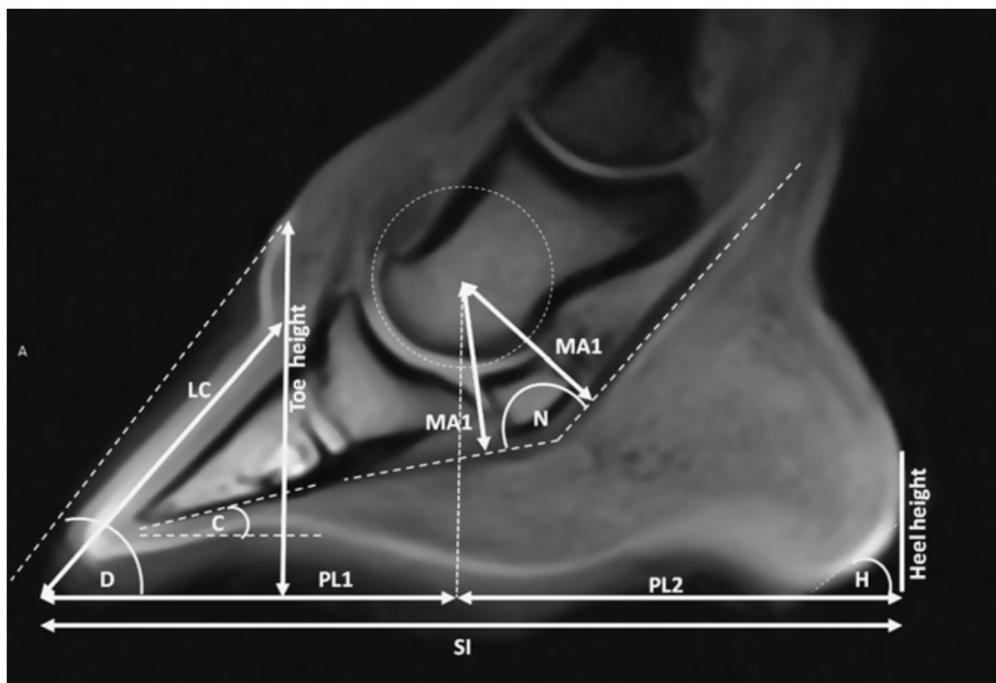


Abbildung 5: Übersicht über relevante Messungen bei Zusammenhängen zwischen Hufkonformation und Lahmheiten nach Holroyd et al. (2013) (19)

C Sohlenwinkel, D Zehenwinkel, H Fersenwinkel, N Tiefe-Beugesehnen-Winkel, MA1 proximales Drehmoment, MA2 distales Drehmoment, SI Länge der distalen Phalanx, LC Zehenlänge, PL1 und PL2 ergeben die Zehenlänge unterteilt durch die Senkrechte durch den Drehpunkt des Kronbeins

Bei besonders stark erniedrigten Fersen kann es zu einem negativen Sohlenwinkel kommen, wobei sich der Palmar- bzw. Plantarrand des Strahlbeines unterhalb des dorsalen Randes des Hufbeines befindet (19-21). Diese geänderte Hufkonformation führt zu einer deutlichen Erhöhung der auf das Strahlbein einwirkenden Kraft (contact stress) durch die tiefe Beugesehne. Eine Erhöhung der Ferse durch den Beschlag mindert daher die auf das Strahlbein einwirkenden Kräfte bei solchermaßen betroffenen Pferden (12, 16, 20, 22, 23).

Laut Weaver et al. ändert sich die Druckverteilung der tiefen Beugesehne auf die

Palmarfläche des Strahlbeines bei unterschiedlichem Fessel- und Fersenwinkel. Nicht in allen untersuchten Konstellationen ist eine Druckminderung durch eine Anhebung des Fersenwinkels nachzuvollziehen (24).

Wilson et al. fanden 2001 in einer Studie heraus, dass Pferde mit der Strahlbein-Krankheit zu Beginn der Stützbeinphase eine annähernd doppelt so große Druckbelastung des Strahlbeins durch die tiefe Beugesehne erfahren wie gesunde Pferde (14) (siehe Abbildung 6).

A. M. Wilson *et al.*

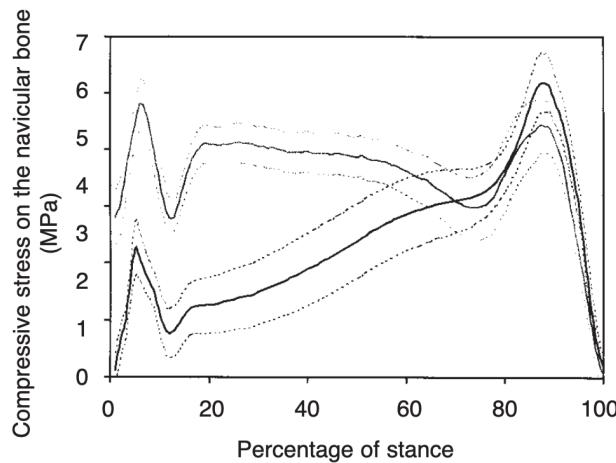


Abbildung 6: Druckbelastung des Strahlbeins im Schritt von Wilson et al. (2001) (14)

schwarze Linien: gesunde Pferde, graue Linien: Pferde, die an PHS erkrankt sind

## 2. Krankheiten des Strahlbeins

### 2.1. Palmar-Huf-Syndrom

Für die klinische Symptomatik der Podotrochlose wurde lange Zeit allein das Strahlbein als Ursache angesehen. Durch neue Untersuchungsmöglichkeiten stellte sich in den letzten Jahren heraus, dass auch andere Strukturen besagte Symptomatik verursachen können.

Demnach wurde eine neue Bezeichnung nötig, die diese beschreibt. Statt Podotrochlose verwendet man nun auch den Begriff Equines Palmar / Plantar Foot Syndrom (PFS) oder auch Palmar-Huf-Syndrom (PHS) (25).

**Definition:**

Navicular Disease bzw. Palmar-Huf-Syndrom wird definiert als chronische Lahmheit der Vordergliedmaße in Verbindung mit Schmerz, welcher aus dem Strahlbein und eng benachbarten Strukturen entsteht (13).

Aber auch wenn der Schmerz plötzlich auftritt oder wenn in sehr seltenen Fällen die Hintergliedmaße betroffen ist, kann ein Palmar-Huf-Syndrom zugrunde liegen (26). Befunde, die bei Pferden mit PHS vorkommen können, sind unter anderem Auffälligkeiten innerhalb des Strahlbeins, welche röntgenologisch oder mittels CT oder MRT dargestellt werden können, eine Bursitis der *Bursa podotrochlearis*, eine Tendinitis der tiefen Beugesehne, eine Entzündung des Hufgelenks oder Entzündungen bzw. Verletzungen des Hufrollenapparates (27).

**Vorkommen:**

Etwa ein Drittel aller chronischen Lahmheiten der Vordergliedmaße sollen auf das Palmar-Huf-Syndrom zurückzuführen sein (27, 28).

Auffällig ist meist eine intermittierende Stützbeinlahmheit, die sich insbesondere bei Reit-, seltener bei Zugpferden beobachten lässt. In der Regel sind beide Vordergliedmaßen betroffen in unterschiedlichen Ausbildungsgraden; eine Erkrankung der Hintergliedmaße ist möglich, aber äußerst selten. Eine Ausnahme bilden Traber (27, 29).

**Ätiologie:**

Durchschnittlich tritt die Erkrankung mit 6-14 Jahren in Erscheinung, wobei der Mittelwert bei etwa 8 Jahren liegt. Dennoch können auch jüngere Pferde erkranken. Auch eine genetische Disposition wird vermutet (29).

Als allgemein begünstigende Faktoren gelten laut Brehm et al. (29):

- Belastung der Hufrolle
- Hufform
- Korrektur- und Beschlagfehler
- Gliedmaßen- und Zehenstellung
- Zehenachsenverlauf
- Aufzuchtschäden
- Mangelnde Kondition

- Inadäquate Belastung sehr junger Pferde im Leistungssport
- Haltungsfehler
- Nutritive Einflüsse
- Stellungsanomalien
- Hufbeschaffenheit

Des Weiteren sind besonders Quarter Horses, Warmblut- sowie Vollblutpferde betroffen (13, 30). Jagd-, Military-, Fahr- und Turnierpferde (Polo, Springen) scheinen ebenfalls prädisponiert (27).

Pathogenese:

Im Laufe der Jahre wurden diverse Theorien zur Entstehung des Palmar-Huf-Syndroms aufgestellt und diskutiert. Aktuell geht man davon aus, dass die mechanische Belastung der Hufrolle sowie lokale Ischämien bzw. Durchblutungsprobleme mit für die Entstehung der Symptomatik verantwortlich sein können. Auch die genetische Disposition wird genannt. Wahrscheinlich ist, dass die Entstehung multifaktoriell bedingt ist. Zudem konnte bislang kein Palmar-Huf-Syndrom experimentell hervorgerufen werden. (31).

In einer Studie von Holroyd et al. von 2013 stellte sich heraus, dass ein kleinerer Sohlenwinkel in Zusammenhang mit einer gleichzeitigen Betroffenheit von Strahlbein und tiefer Beugesehne steht, nicht aber für eine Strahlbeinveränderung ohne Beteiligung der tiefen Beugesehne. Je größer der Sohlenwinkel, desto geringer ist die Wahrscheinlichkeit, dass eine gleichzeitige Veränderung von Strahlbein und tiefer Beugesehne vorliegt. Damit wurde gezeigt, dass zwischen Hufform bzw. -konformation und kombinierter veränderter tiefer Beugesehne und verändertem Strahlbein ein Zusammenhang besteht. Allerdings bleibt die Frage offen, ob die Hufform als Ursache angesehen werden kann oder ob sie eine Folge der Lahmheit ist (19).

Ein anderer Versuch, die verschiedenen Symptome und deren Zusammenhänge darzustellen und eine Erklärung hierfür zu finden, stammt von Osborn et al., welche in ihrem Review den Strahlbein-Apparat im Sinne einer (funktionellen) Enthese betrachten und mit dem Achillessehnen-Komplex vergleichen (32). Die Symptome und insbesondere deren individuell unterschiedliches Erscheinungsbild lässt sich in Einklang bringen mit der Vermutung, dass PHS entsteht, wo eine Reihe von miteinander verbundenen Strukturen versagt (32).

## 2.2. Strahlbeinfrakturen

Strahlbeinfrakturen sind sehr selten. Ihre Inzidenz liegt zwischen 0,09 und 0,25 %. bei Klinikpopulationen. In den meisten Fällen ist die Vordergliedmaße betroffen. Bislang konnte keine genetische Prädisposition bei bestimmten Pferderassen nachgewiesen werden, ebenso wenig wie bei bestimmten Nutzungsarten. Es wurde von einem Autor eine höhere Inzidenz bei Rennpferden genannt, bei anderen Autoren dagegen wurden Springpferde als häufiger betroffen eingestuft (33).

Frakturtypen:

Man unterscheidet

- 1) Einfache komplettte Fraktur (simple complete fracture):  
Diese Art der Fraktur tritt vertikal in der Sagittal- oder Frontalebene auf, leicht schräg oder transversal. Die mit Abstand am häufigsten vorkommenden Strahlbeinfrakturen sind die vertikalen oder leicht schrägen Frakturen in der Sagittalebene. Sie treten meist abaxial / achsenfern zur zentralen Region des Sagittalkammes auf, da das Strahlbein im Zentrum dicker ist und sich nach lateral und medial hin verjüngt.
- 2) Ausrißfraktur bzw. Chip des distalen, proximalen, medialen oder lateralen Rands
- 3) Trümmerfraktur
- 4) Angeborene nicht miteinander verbundene zwei- und dreigeteilte Strahlbeine

## 2.3. Bipartite / Tripartite

Eine bisher eher selten beschriebene und genauer untersuchte anatomische Abweichung des Strahlbeines ist das zwei- bzw. dreigeteilte Strahlbein, das im englischsprachigen Raum als „bi- or tripartite navicular bone“ bezeichnet wird.

Oft ist die Diagnose ein Zufallsbefund im Zuge einer Lahmheits- oder Ankaufsuntersuchung (34).

Klinisch wird meist nur eine leichte Lahmheit bemerkt und betroffene Pferde können zunächst unauffällig und unbeeinträchtigt ihrer sportlichen Tätigkeit

nachgehen.

Charakteristische Röntgenzeichen für das zwei- bzw. dreigeteilte Strahlbein sind abgerundete Knochenenden an den aneinander angrenzenden Teilen des Strahlbeins, ein weites, strahlendurchlässiges Gebiet am Ort der Teilung sowie häufig die Entwicklung zystischer Veränderungen des angrenzenden subchondralen Knochens. Diese röntgenologisch sichtbaren Veränderungen unterscheiden sich deutlich von denen, die eine Fraktur mit sich bringt (34).

### **3. Verfahren zur Untersuchung**

#### **3.1. Röntgen**

Zur röntgenologischen Beurteilung von Strahlbeinen gab es über die Jahre einige unterschiedliche Ansätze.

In Deutschland wurde 1991 eine Kommission gegründet, die Empfehlungen zu den röntgenologischen Untersuchungen von Pferden zu Kaufzwecken herausgeben sollte. Der Anlass für die Erstellung der Röntgenleitfäden war die Ankaufsuntersuchung von Pferden, damit den Tierärzten eine Grundlage zur Beurteilung geschaffen war, sowohl hinsichtlich der Standardaufnahmen, der Nomenklatur sowie Interpretationshinweise röntgenologischer Veränderungen. Hieraus entstand der erste Röntgenleitfaden von 1993. 2002 kam die erste überarbeitete Version heraus, der Röntgenleitfaden 2002. Die dritte Röntgenkommission überarbeitete diesen wiederum, sodass 2007 der Röntgenleitfaden 2007 erhältlich war. Die letzte Überarbeitung mit grundlegenden Änderungen wurde 2018 herausgegeben und ist im aktuellen Röntgenleitfaden 2018 zugänglich.

Sue Dyson hat 2011 eine Form der Strahlbein-Klassifizierung anhand von Röntgenaufnahmen veröffentlicht. Diese beruht im Gegensatz zu den in Deutschland erarbeiteten Röntgenleitfäden vielmehr auf der klinischen Diagnostik, weswegen im Zuge dieser Arbeit die Arbeit und Bewertung von Sue Dyson bei den Röntgenaufnahmen zugrunde gelegt wurde (35).

Laut ihr müssen für eine präzise Beurteilung des Strahlbeines mindestens drei Röntgenaufnahmen angefertigt werden:

- 1) True lateromedial / 90°: Dicke der palmaren Kortikalis, Vorhandensein von Ausziehungen der palmaren Kortikalis nach proximal und/oder distal, Abgrenzung von Kortikalis und Spongiosa, Vorhandensein von periartikulären Osteophyten (siehe Abbildung 7)

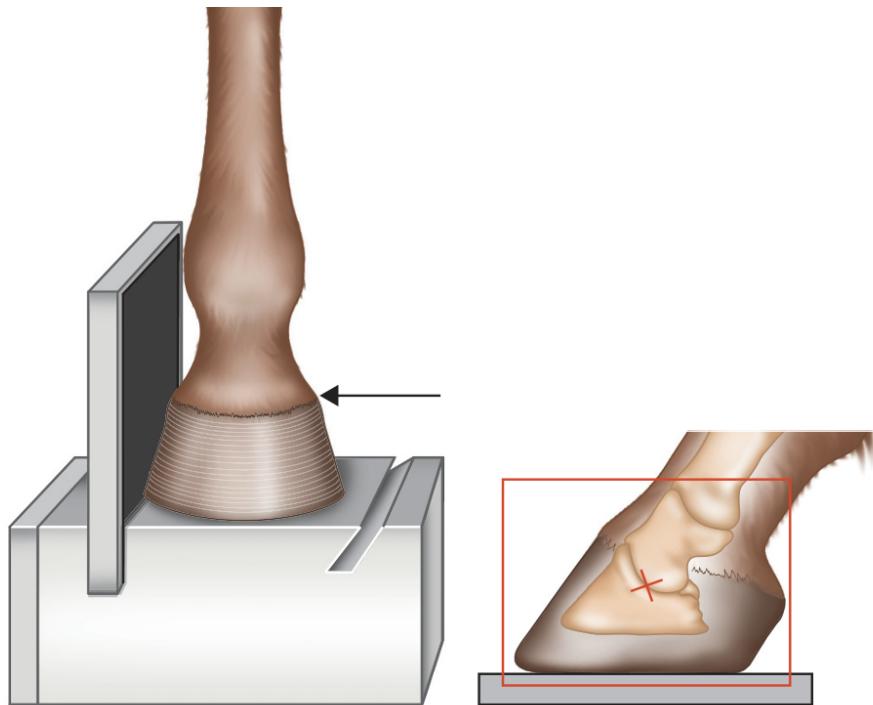


Abbildung 7: Positionierung des Hufs zur Anfertigung einer True lateromedial (90°)-Aufnahme aus Weaver und Barakzai (2010) (36)

- 2) Dorsoproximal-palmarodistal oblique / Oxspring: Anzahl, Größe, Form und Lage von aufgehellten Bereichen am distalen Strahlbeinrand, eventuell vorhandene zystenartige Läsionen zentral oder peripher in der Spongiosa des Strahlbeines, Entheseophytenbildung am proximalen oder distalen Strahlbeinrand, eventuelle proximale oder distale Randfragmente, eventuelle Frakturen (siehe Abbildung 8)

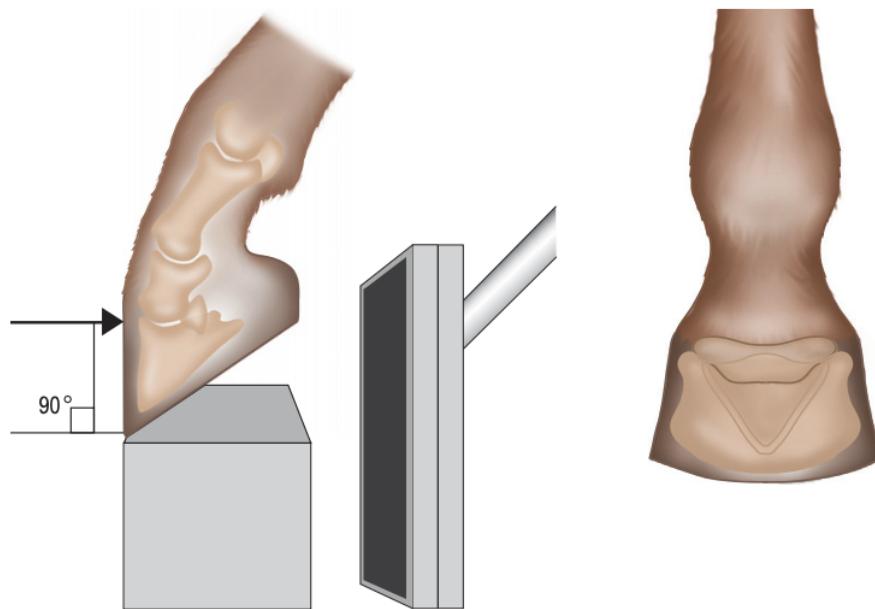


Abbildung 8: Positionierung zur Erstellung einer Dorsoproximal-palmarodistal oblique- bzw. Oxspring-Aufnahme, aus Weaver und Barakzai (2010) (36)

- 3) Palmaroproximal-palmarodistal oblique / Tangentialaufnahme / Skyline:  
aufgehelle Bereiche in der palmaren Kortikalis, Bestätigung der Kortikalsdicke, Bestätigung einer Strahlbeinfraktur, Beurteilung der spongiösen Trabekelarchitektur (siehe Abbildung 9)

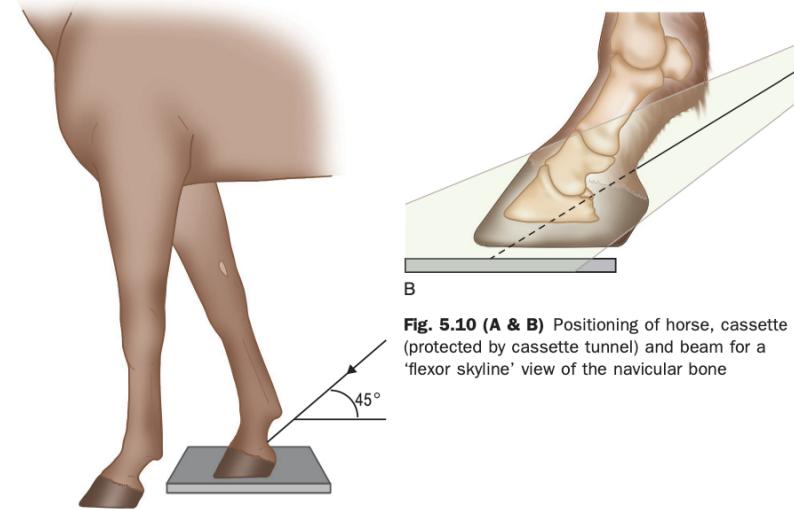


Abbildung 9: Positionierung zur Erstellung einer Palmaroproximal-palmarodistal oblique- bzw. Skyline-Aufnahme aus Weaver und Barakzai (2010) (36)

In manchen Fällen empfiehlt sie noch eine vierte Aufnahme:

- 4) Weightbearing dorsopalmar: Feststellung, ob ein zwei- oder dreigeteiltes Strahlbein vorliegt (siehe Abbildung 10) (35).

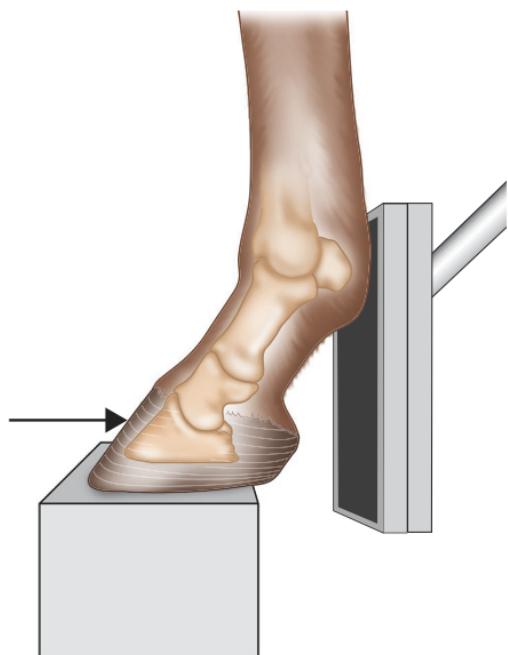


Abbildung 10: Positionierung zur Erstellung einer Weightbearing dorsopalmar-Aufnahme, aus Weaver und Barakzai (2010) (36)

Die Bewertung erfolgt in insgesamt 5 Graden, wobei Grad 0 für Excellent steht, Grad 1 für Good, Grad 2 für Fair, Grad 3 für Poor und Grad 4 für Bad (13, 35).

### 3.2. Computertomographie

Sue Dyson schreibt 2015, dass die Computertomographie im Vergleich zur röntgenologischen Untersuchung bei der Untersuchung des Strahlbeines als zunehmend zuverlässiger gilt. Dies betrifft die durch Computertomographie erhaltenen Informationen und die Bildinterpretation. Im Vergleich zur Magnetresonanztomographie muss die Computertomographie Abstriche bei der Darstellung der Weichteilstrukturen machen (31). Ein großer Nachteil ist die für die computertomographische Untersuchung notwendige Vollnarkose.

### 3.3. Periphere Quantitative Computertomographie (pQCT)

Die periphere Quantitative Computertomographie, kurz pQCT, ist ein Verfahren, um die Knochenmineraldichte zu bestimmen. Im Gegensatz zu anderen Knochendichthemessverfahren ist es der pQCT möglich, nicht-invasiv zwischen kortikalem und spongiösem Knochen zu unterscheiden (37). Aufgrund der größeren Fläche und dem damit verbundenen intensiveren Knochenstoffwechsel reagiert der trabekuläre Knochen acht mal schneller auf Veränderungen als der kortikale Knochen (38). Die pQCT eignet sich daher auch in besonderem Maße für Verlaufsstudien, da sie Veränderungen, die zum Beispiel über die Gabe von Medikamenten oder Hormonen hervorgerufen werden, schneller erfassen kann (37). Auch weist die Quantifizierung der Gesamtknochendichte und der Spongiosa durch die pQCT im Vergleich mit anderen Knochendichte-Messmethoden eine In-vivo-Reproduzierbarkeit von weniger als 1 % durch automatische Konturfindungsalgorithmen auf. Noch deutlicher zeigt sich dies bei der In-vitro-Reproduzierbarkeit, die zwischen 0,2 und 0,4 % liegt (39).

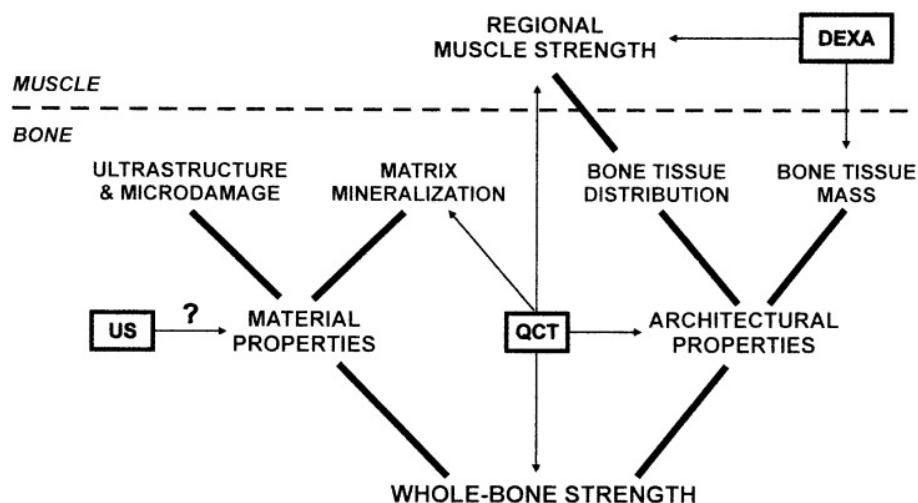


Abbildung 11: Schematische Darstellung verschiedener Faktoren, welche die Knochenstärke und die Muskel-Knochen-Interaktion beeinflussen, die von DEXA und QCT bestimmt werden können aus Ferretti et al. (2001) (40)

pQCT-Scanner werden verwendet, um die Knochendichte zu messen und geometrische Parameter zu bestimmen. Auch zur Unterstützung chirurgischer Eingriffe können sie sich als hilfreich erweisen durch Möglichkeit einer 3D-Konfiguration von Knochenläsionen (41). Sie sind jedoch nicht geeignet, um

beispielsweise zur Beurteilung von Weichteilstrukturen herangezogen zu werden (42).

In der Humanmedizin findet die Osteodensitometrie hauptsächlich in der Osteoporosediagnostik ihre Anwendung. Als Goldstandard gilt das DEXA-Verfahren. Im Vergleich mit der pQCT (siehe Tabelle 1) kann nicht zwischen Veränderungen der Kortikalis und der Spongiosa unterschieden werden. Ein weiterer Unterschied ist, dass bei diesem Verfahren ein dreidimensionales Objekt auf eine zweidimensionale Fläche projiziert wird, um die volumetrische Knochendichte zu erhalten. Diese kann von der tatsächlichen Knochendichte deutlich abweichen (37).

Prinzipiell setzt sich ein pQCT-Scanner aus zwei Hauptkomponenten zusammen. Dies sind eine „Scanner-Einheit“ (bestehend aus einer Röntgenstrahlquelle, einem nah neben dieser Quelle befindlichen Detektor, der die Intensität der Strahlung und die durch das untersuchte Gewebe verursachten Abschwächung messen kann und einem mechanischen System, welches Verschiebungen des Quelle-Detektor-Paars in drei Ebenen (radial, transversal und axial) ermöglicht, um verschiedene Scanpositionen des untersuchten Knochens zu erreichen) sowie ein Computersystem zur Kontrolle und Analyse (43).

Der zu untersuchende Knochenabschnitt wird zentral zwischen Quelle und Detektor positioniert. Im Anschluss findet die Erstellung des Scout-Views statt, indem sich das Quelle-Detektor-Paar schrittweise transversal in Mess-Längsrichtung verlagert bzw. vorbewegt. Ist der Scout-View fertiggestellt, kann anhand von Referenzpunkten die gewünschte Start-Position für den Messvorgang festgelegt werden (43). Beim eigentlichen Scan wird der Knochen durch einen Translations-Rotations-Mechanismus in gleichmäßigen transversalen Schnitten entlang der Längsachse untersucht. Die Aufgaben des zugehörigen Computersystems sind die Überwachung des Scanvorganges, die Verarbeitung der erhobenen Daten und deren Darstellung auf dem Bildschirm sowie die Analyse des Scans (43).

Das jeweilige Messfeld wird in sehr kleine quadratische Flächeneinheiten unterteilt. Diese sogenannten Pixel stellen die Basis von Volumeneinheiten, Voxel, dar. Die Voxel-Anzahl pro Messfeld ist für jeden pQCT-Scanner unterschiedlich. Diese Anzahl kann nicht verändert werden. Um mehr Informationen über das untersuchte Gewebe zu erhalten, muss daher das Messfeld verkleinert werden (43).

Bei der pQCT wird die Abschwächung der Strahlung gemessen, die den gesamten tomographischen Schnitt durchläuft (absorptiometrisches Verfahren). Die größte Rolle spielen hierbei die Knochenmineralien (43).

Für jedes Voxel wird ein Schwächungskoeffizient durch einen Integrationsalgorithmus kalkuliert. Da der pQCT-Scanner die absolute Knochenmineraldichte nicht direkt messen kann, findet ein spezielles Hydroxylapatit-Phantom Verwendung. Über dieses kann der Schwächungskoeffizient jedes Voxels in vBMC (volume mineral content) und vBMD (volumetric mineral density) transformiert werden (43).

$$\text{vBMD} = \text{vBMC}/\text{voxel volume}$$

Die Strahlenbelastung bei der pQCT-Untersuchung wird als sehr gering und als der beim DEXA-Verfahren erfahrenen Strahlenbelastung etwa gleichgesetzt (44).

2002 wurde ein pQCT-Scanner speziell für Pferde entwickelt (Equine XCT 3000, Norland-Stratec Medical Sys.) mit dem es möglich ist, die distale Gliedmaße sowohl im stehenden als auch im liegenden Zustand zu untersuchen. Die stehende Anwendung dieses pQCT-Scanners wurde von den Pferden gut angenommen und war laut der Autoren durchaus praktikabel (42).

Untersuchungsgegenstand von pQCT-Studien beim Pferd waren bislang z.B. der Seitenvergleich der proximalen Phalangen der linken und rechten Vordergliedmaßen an ausgewählten Lokalisationen hinsichtlich bestimmter Knochendichte- und Knochengeometrie-Parameter oder die Evaluierung des Effekts von Training auf die Knochenstabilität des Radius und der Tibia bei jungen Vollblutpferden (38, 45). Die Anwendung der pQCT wird unter anderem für Verlaufskontrollen empfohlen (46).

Tabelle 1: Überblick über mögliche Parameter, die man durch die pQCT erhalten kann

<b>Dichte- und Massenwerte</b>	
TOT_CNT	Gesamtmasse (mg). Der Wert bezieht sich auf die Mineralmasse einer Scheibe von 1 mm Dicke
TOT_DEN	Gesamtdichte (mg/cm <sup>3</sup> )

TRAB_CNT	Trabekuläre Masse (mg). Der Wert bezieht sich auf die Mineralmasse einer Scheibe von 1 mm Dicke
TRAB_DEN	Spongiosadichte (mg/cm <sup>3</sup> )
CRT_CNT	Kortikale Masse (mg). Der Wert bezieht sich auf die Mineralmasse einer Scheibe von 1 mm Dicke (CORTBD)
CRT_DEN	Kortikale Dichte (mg/cm <sup>3</sup> ) (CORTBD)
<b>Geometrische Parameter</b>	
TOT_A	Gesamtquerschnittsfläche (mm <sup>2</sup> )
TRAB_A	Querschnittsfläche der Spongiosa (mm <sup>2</sup> )
CRT_A	Querschnittsfläche der Kortikalis (mm <sup>2</sup> ) mit CORTBD berechnet
<b>Nach Ringmodell berechnete Parameter</b>	
CRT_THK_C	Kortikale Dicke nach dem Ringmodell berechnet
PERI_C	Periostaler Umfang /mm), nach dem Ringmodell berechnet
ENDO_C	Endostaler Umfang (mm), nach dem Ringmodell berechnet
<b>Andere geometrische Parameter, berechnet aus der Gesamtfläche</b>	
SSIpolar/RP_CM_W	Polares Widerstandsmoment = IP_CMW/(max. Abstand zum Schwerpunkt) (mm <sup>3</sup> )

### 3.4. Automated Indentation Mapping

Das Automated Indentation Mapping wird durch eine 1999 entwickelte mehrachsige mikromechanische Prüfmaschine durchgeführt, welche ursprünglich dazu gedacht war, Gelenksknorpel zu testen. Mittlerweile wird sie unter anderem für das Testen verschiedener Biomaterialien eingesetzt. Die Einsatzmöglichkeiten sind vielfältig, da die Maschine durch verschiedene Module aufgebaut und entsprechend des gewünschten Anwendungsbereiches konfiguriert werden kann (47).

Ein Vorteil ist, dass das zu testende Knorpelgewebe nicht aus seiner natürlichen Umgebung herausgenommen werden muss. Zudem wird es durch die Indentation nicht zerstört, wodurch auch wiederholte Testungen möglich sind (48). Durch das Mehrachsen-System und die dazugehörige Software (Mach-1 Motion) mit den beiden zusätzlichen Funktionen „Scan XY“ und „Normal Indentation“ sind neue Möglichkeiten der Messung entstanden. „Scan XY“ bewegt die Tische X und Y auf der horizontalen Ebene an Positionen, die zuvor definiert und in einer Liste festgehalten wurden. Diese Liste kann mittels eines Fotos erstellt und mit der zugehörigen Software „Cartilage Mapping“ bearbeitet werden. „Normal Indentation“ ist in der Lage, die genaue Ausrichtung und Höhe der zu untersuchenden Oberfläche zu erfassen und außerdem durch eine multiaxiale Kraftdose die jeweils entsprechende Belastung darzulegen.

#### „Automated Thickness Mapping“

Wenn der kugelförmige Messtaster durch eine Nadelsonde ersetzt wird, ist es auch möglich, die Knorpeldicke über die gesamte Gelenkfläche abzubilden. Dies geschieht mit den Funktionen "Scan XY" (zuvor beschrieben) und "Find Contact". Die Funktion "Find Contact" bewegt die Nadel mit konstanter Geschwindigkeit, bis sie die Knorpeloberfläche durchstößt und im Inneren des Knochens stoppt. Die Differenz zwischen der vertikalen Position der Oberfläche (Position, an der die Belastung zuzunehmen beginnt) und der vertikalen Position der Knorpel/Knochen-Grenzfläche (erster Wendepunkt der Verschiebungs-/Kraftkurve) ergibt die vertikale Dicke. Die Knorpeldicke kann anhand der Oberflächenausrichtung berechnet werden, die zuvor mit der Funktion "Normal Indentation" ermittelt wurde.

### Mapping Toolbox:

Die Mapping Toolbox ist eine Datenverwaltungssoftware zur Erfassung, Verwaltung, Analyse und Anzeige verschiedener Arten von lokalen Charakterisierungsdaten auf der Oberfläche einer Probe. Die Charakterisierungsdaten (.map, tabulatorgetrennte Textdatei) werden in Form von Karten verarbeitet, die einem repräsentativen Bild der Probenoberfläche überlagert werden. Mit einer Kamera ausgestattet, kann die Software auch als Kamera-Registrierungs-Positionierungssystem verwendet werden, um ein Bild der Probenoberfläche zu erfassen und die manuelle Charakterisierungskartierung zu erleichtern. Diese Software kann verschiedene Arten von quantitativen Wertdaten verwalten, um Zuordnungen von z. B. Steifigkeit, Dicke, chemischem Gehalt, Dichte, Temperatur, usw. zu erstellen. Mit der Zeit werden neue statistische Module (Software Add-on) veröffentlicht, um verschiedene statistische Analysen innerhalb einer einzelnen Charakterisierungskartierung oder zwischen mehreren Kartierungen vergleichbarer Proben durchzuführen (49).

Parameter, welche man bestimmen kann, sind Structural Stiffness (ISS), Maximum Load (IML), Needle Penetration Thickness (NPT) sowie aus den erhaltenen Daten der Instantaneous Modulus (IIM) (siehe Abbildung 12, Abbildung 13). Dieser ist vergleichbar mit dem Young's Modulus in anderen Versuchsaufbauten (50)

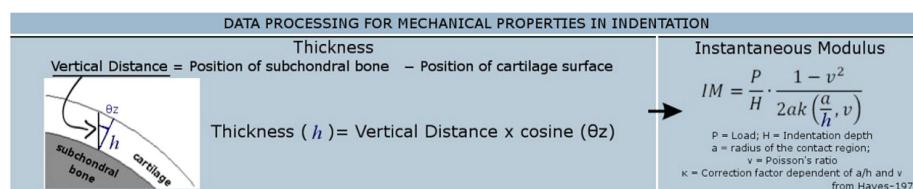


Abbildung 12: Übersicht über den Erhalt des Instantaneous Modulus nach der Gleichung von Hayes aus Sim et al. (2017) (51)

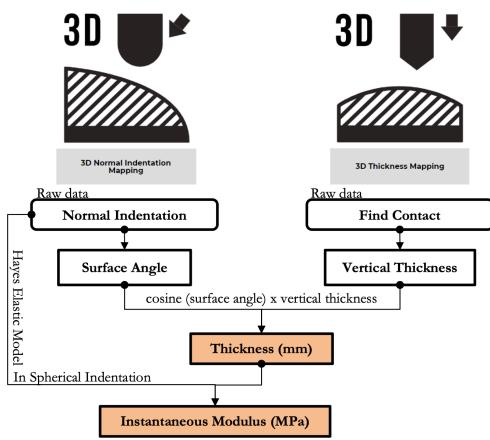


Abbildung 13: Schritt 1 (Normal Indentation) und Schritt 2 (Find Contact) aus deren Kombination man den Instantaneous Modulus erhalten kann, aus Mach-1 Analysis User Manual, Version 6.4, Biomomentum Inc. (2020) (52)

## 4. Materialeigenschaften der untersuchten Strahlbeine

### 4.1. Faserknorpel

Am Strahlbein findet man zwei verschiedene Arten von Knorpel. Die Bereiche, die am Hufgelenk beteiligt sind, sind von hyalinem Knorpel bedeckt. Auf der Palmar- bzw. Plantarfläche dagegen findet sich Faserknorpel (6). Die Faserknorpeldicke bewegt sich nach einer Arbeit von Geyer und Löschmann in einem Dickenbereich zwischen 0,3 bis 0,8 mm. Zum Faserverlauf schreiben sie, dass es in der Tiefe Verankerungen des Faserknorpels im Knochen gibt. Die Fasern sind senkrecht zur Oberfläche gerichtet. Im Vergleich dazu verlaufen die oberflächlich gelegenen Faserzüge parallel der Oberfläche (6). Viitanen et al. untersuchten den Faserknorpel des Strahlbeins, dessen hyalinen Knorpel und die tiefe Beugesehne hinsichtlich ihrer biochemischen Zusammensetzung bei an PHS erkrankten Pferden sowie an als gesund eingestuften Pferden. Der Faserknorpel wurde zudem verglichen mit dem Faserknorpel des medialen Meniskus sowie dem „collateral cartilage of the hoof“ (53). Bei den an PHS erkrankten Pferden konnten keine Läsionen des hyalinen Knorpels ausgemacht werden, jedoch stellte sich heraus, dass bei vorhandenen Faserknorpel-Läsionen zum einen ein verringelter Glykosaminoglykan-Gehalt bestand und außerdem die extrazellulären Matrixproteine (COMP) beim Faserknorpel, aber insbesondere beim hyalinen

Knorpel deutlich erhöht war.

Ein weiteres Ergebnis ihrer Untersuchung war, dass jüngere Pferde im Vergleich zu älteren Pferden eine höhere Zelldichte aufwiesen und dass mit zunehmendem Alter der Glykosaminoglykan-Gehalt sank (54).

## **4.2. Knochen**

### **4.2.1. Allgemeines**

Die Hauptfunktionen von Knochen bestehen darin, den Körper zu stützen, die von der Muskulatur erzeugten Kräfte zu übertragen, um Bewegungen zu ermöglichen, die Organe zu schützen und Mineralstoffe zu speichern, wie zum Beispiel Kalzium und Phosphor. Die mechanischen Eigenschaften eines Knochens werden durch dessen Knochengeometrie, Dichte, Mikrostruktur und Materialeigenschaften bestimmt (55-57).

Der physiologische Knochenstatus variiert im Laufe des Lebens. Während der Wachstumsphase überwiegt die Knochenneubildung und das Skelett ist insgesamt biegsamer. Es fehlt ihm an Dichte (35% Mineralstoffe, 65% Matrix und Zellen). Im Erwachsenenalter steigt die Dichte zunehmend (bis zu 65% Mineralstoffe und 35% Matrix und Zellen). Außerdem findet eine Verschiebung des Knochen-Mineral-Gleichgewichts in Richtung erhöhte Resorption und verminderter Knochenneubildung statt. Der Mineralstoffgehalt setzt sich zusammen aus etwa 35% Kalzium, 17% Phosphat und 12% Kupfer und anderen Mineralien. Veränderungen des Gesamtmineralstoffgehaltes von weniger als 30% sind röntgenologisch nicht nachzuvollziehen. Manche Veränderungen des Knochens sind auf zurückliegende statt auf aktuelle Ereignisse oder Reize zurückzuführen. Daher sind manche Röntgenbefunde Zufallsbefunde, die zum Zeitpunkt der Röntgenuntersuchung keine klinische Bedeutung (mehr) haben (58).

### **4.2.2. Subchondraler Knochen**

Hyaliner Knorpel wird von oben nach unten in drei verschiedene Zonen eingeteilt. Direkt anschließend an die dritte, tiefe Zone erscheint der kalzifizierte Knorpel, welcher der Festigung der Verbindung von subchondralem Knochen und hyalinem

Knorpel dient. Dieser bildet zusammen mit dem subchondralen Knochen die subchondrale Platte (59). „Aufgrund der engen anatomischen, mechanischen und biochemischen Beziehung zwischen hyalinem Knorpel und subchondralem Knochen werden beide auch als osteochondrale Einheit zusammengefasst. Dieser Begriff deutet bereits auf die enge gegenseitige Abhängigkeit beider Strukturen hin“(60). Bekannt ist, dass aus hyalinem Knorpel und subchondralem Knochen gemeinsam eine Mikroarchitektur gebildet wird, welche mechanische Belastungen absorbiert und verteilt und dass Veränderungen bei einem der zwei Komponenten jeweils Veränderungen bzw. Adaptationen bei der jeweils anderen Komponente bewirkt (60). Diese sogenannte osteochondrale Einheit wird durch eine dünne kalzifizierte Knorpelschicht voneinander getrennt (60).

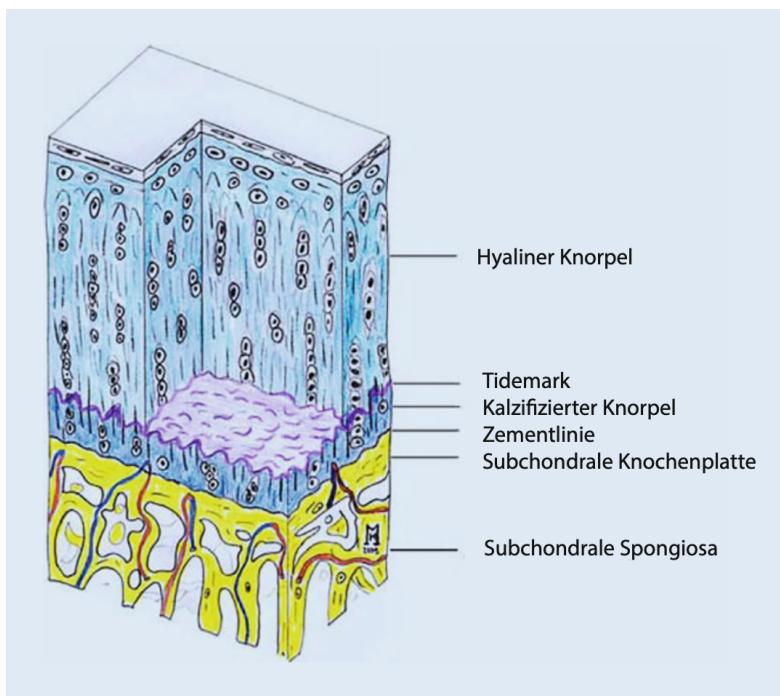


Abbildung 14: Schematische Darstellung osteochondrale Einheit aus Madry et al., modifiziert von Ackermann et al. (59, 60)

Subchondraler Knochen ist hinsichtlich seiner Dichte, Dicke und mineralischen Komposition sehr unterschiedlich. Die genannten Parameter bzw. deren Architektur und Zusammensetzung sind unter anderem abhängig von der mechanischen Last (59-63).

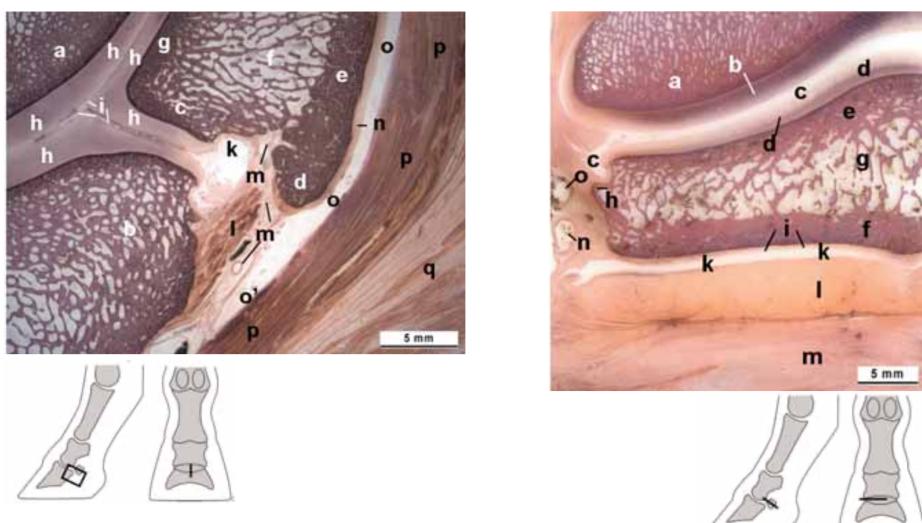


Abbildung 15: Histologischer Axialschnitt (links) und Querschnitt (rechts) des Strahlbeines aus Geyer und Löschmann (2007) (6)

Linke Abbildung: a Kronbein, b Hufbein, c-g Strahlbein: c *Margo distalis*, d *Margo ligamenti*, e Kompakta der *Facies flexoria*, f Spongiosa, g Kompakta unter Gelenkfläche, h hyaliner Knorpel des Hufgelenks; i Gelenkspalte des Hufgelenks, k *Canalis sesamoidalis* vom Hufgelenk im *Margo distalis*; I Strahlbein-Hufbeinband; m Blutgefäße; n Faserknorpel auf *Facies flexoria* des Strahlbeins; o *Bursa podotrochlearis*; o' ihr distales Ende; p tiefe Beugesehne; q Ballenpolster

Rechte Abbildung: a Kronbein; b hyaliner Knorpel an Gelenkfläche; c Gelenkspalte des Hufgelenks; d hyaliner Knorpelüberzug auf Gelenkfläche des Strahlbeins; e-h Strahlbein laterale Hälfte: e Kompakta der Gelenkfläche; f Kompakta der *Facies flexoria*; g Spongiosa; h *Margo lateralis*; i Faserknorpel auf *Facies flexoria*; g Spongiosa, h *Margo lateralis*; i Faserknorpel; k *Bursa podotrochlearis*; l tiefe Beugesehne, laterale Hälfte; m Ballenpolster; n Arterie; o Vene

## 5. Einflussfaktoren auf Knochen- und Knorpelstruktur

### 5.1. Einflussfaktoren auf Knochenstruktur

Knochen ist ein lebendes, gut durchblutetes Gewebe, welches sich gut eignet, um sich bis zu einem gewissen Grad selbst zu reparieren (64). Die Knochenoberfläche wird von Osteoblasten und Osteoklasten bedeckt, welche für den konstanten Knochenauf- und – abbau verantwortlich sind (65). Eine weitere zelluläre

Komponente sind die Osteozyten, die sich im Knochengewebe befinden und mit den angrenzenden Osteoblasten und Osteoklasten kommunizieren. Durch dieses Netzwerk ist es diesen drei Arten von Zellen möglich, schnell auf metabolische und mechanische Bedürfnisse zu reagieren (66).

Bereits normale tägliche Aktivitäten üben ein komplexes Muster an Krafteinwirkungen auf jeden einzelnen Knochen aus, was kleine Deformationen der Knochen verursacht (67). Markel beschreibt lokale Deformation innerhalb eines Knochens als „strain“ und die lokale Krafteinwirkung an den Seiten als „stress“ (66). Entscheidend für die einzelne Reaktion ist die Art des Stimulus, ob die Belastung des Knochens statischer oder dynamischer Natur ist und ob die Belastung einmalig, mehrfach oder regelmäßig erfolgt. Das Ausmaß der Reaktion des Individuums ist neben dem betroffenen Gewebe und der Regelmäßigkeit der Belastung auch vom Alter abhängig (66, 68). Der Knochen stellt sich auf die Art der Belastung ein und adaptiert dementsprechend Festigkeit und Form (69). Für diese fortwährenden Anpassungsvorgänge (Knochenmodeling und -remodeling) hat Frost ein Modell entwickelt, welches diese Anpassungsvorgänge sowie Knochenwachstum berücksichtigt, das Mechanostat-Modell (70). Dieses wurde von Kerschan-Schindl modifiziert (siehe Abbildung 16).

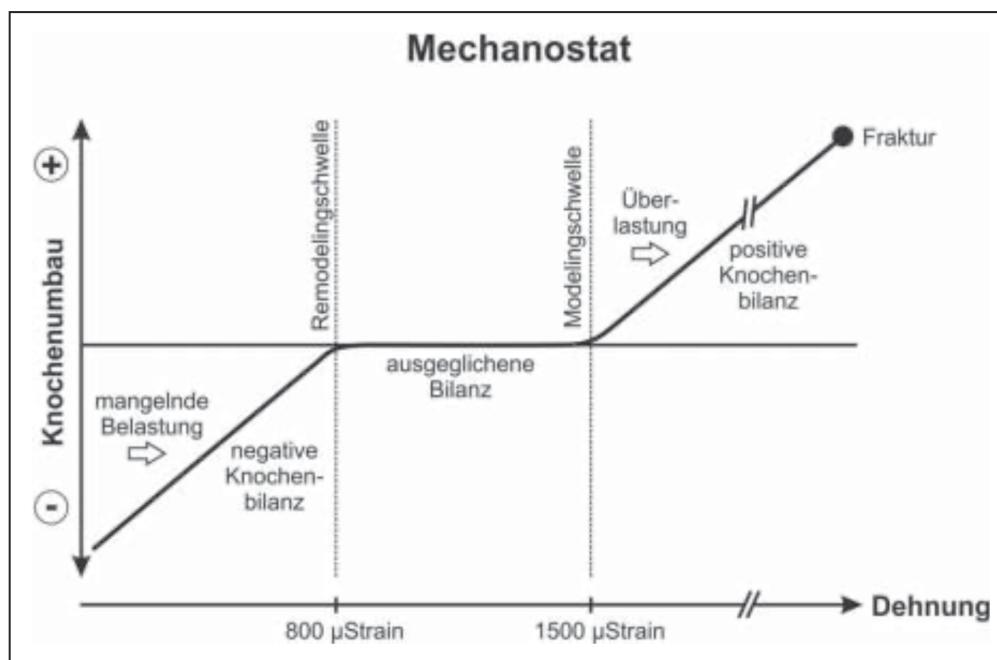


Abbildung 16: Mechanostat-Modell nach H. Frost, modifiziert durch Kerschan-Schindl (2012) (69, 70)

Kerschan-Schindl beschreibt zusammenfassend die einzelnen Schritte der Adaptation des Knochens anhand eines Schaubildes (siehe Abbildung 17).

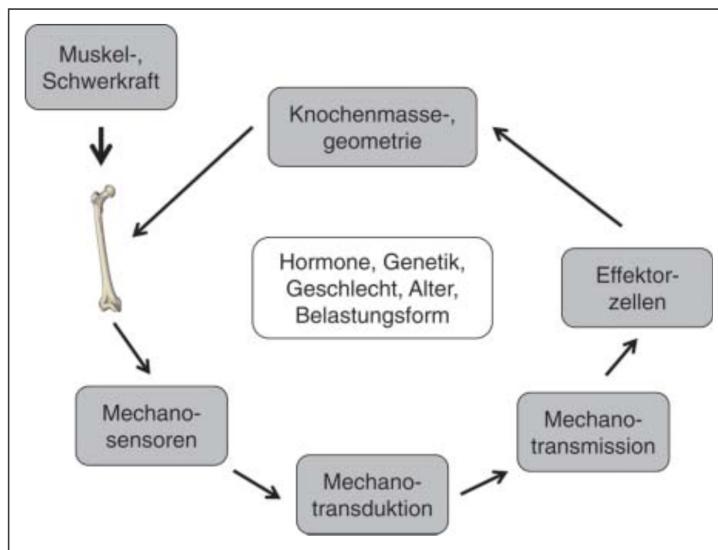


Abbildung 17: Schritte der Knochenadaptation an mechanische Belastungen und Faktoren, welche die Adaptation beeinflussen, von Kerschan-Schindl (2012) (69)

Zunächst kommt es zu einer bestimmten Belastung durch Muskelzug und Schwerkraft, woraufhin der Knochen verformt wird. Dies wird über die Osteozyten in ihrer Funktion als Mechanosensoren wahrgenommen und über Mechanotransduktion an die Osteoblasten und Osteoklasten weitergegeben. Zu einer Erhöhung der Knochenfestigkeit führen Osteoblasten. Dies geschieht ab einer bestimmten Grenzwertüberschreitung. Ebenso gibt es die Möglichkeit, dass niedrige Schwellenwerte regelmäßig nicht überschritten werden, was in der Folge zu einem Knochenabbau durch die Osteoklasten führen würde (69). Das Ergebnis dieser aufeinander folgenden Faktoren ist eine maximale Festigkeit des Knochens bei minimaler Masse und Gewicht, wobei neben dem Alter, dem Geschlecht, der Genetik und dem Hormonstatus auch die Belastungsform ausschlaggebend ist (69).

### **III. MATERIAL UND METHODEN**

#### **1. Material**

##### **1.1. Präparate**

Für die Arbeit wurden 84 Strahlbeine den Vorder- und Hintergliedmaßen von insgesamt 22 Pferden entnommen. Bei 2 Pferden standen jeweils nur die beiden Vordergliedmaßen zur Verfügung. Das Alter der Pferde erstreckt sich vom Fetus bis zum adulten 25 Jahre alten Pferd, wobei die meisten Präparate Pferden im Alter zwischen 10 und 20 Jahren zugeordnet werden können. Die Präparate 1 bis 72 stammten von 18 Pferden aus zwei Schlachthöfen. Die Vorder- und Hintergliedmaßen der Pferde der Präparate 73 bis 82 wurden vom Lehrstuhl für Anatomie, Histologie und Embryologie der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München zur Verfügung gestellt. Unter letztgenannten Präparaten befinden sich 8 Präparate zweier Feten im Alter von 8 und 11 Monaten sowie die Strahlbeine von 2 Fohlen, von denen jeweils nur die beiden Vordergliedmaßen zur Verfügung standen. Die Schlachtung oder Euthanasie der Tiere stand nicht im Zusammenhang mit dieser Arbeit.

##### **1.2. Präparatvorbereitung**

###### **1.2.1. Präparatvorbereitung für die Untersuchungen Röntgen, Computertomographie sowie periphere Quantitative Computertomographie**

Zur Entnahme der Strahlbeine wurde ein dorsaler Zugang gewählt, um die Unversehrtheit der Strahlbeine zu gewährleisten.

Alle Strahlbeine wurden anschließend in Kunststoff-Rechteckdosen der Firma Licefa in ein verflüssigtes Wachs-Vaseline-Gemisch eingegossen (Wachs: Modellierwachs FINOVAX, Standard, rosa, 2500 g, der Firma FINO, Vaseline: VASELINE der Firma Balea, dm, 125 ml). Dafür wurden Wachs und Vaseline im Verhältnis 1:1 (in Gramm) abgewogen und in einem Wasserbad bis zur

vollständigen Verflüssigung erhitzt, allerdings nicht bis zum Kochen. Das flüssige Gemisch wurde knapp bodenbedeckend in die jeweilige Rechteckdose gegossen.

Mit Beginn der Verfestigung wurde das Strahlbein in gefrorenem Zustand mit der *Facies flexoria* nach unten und dem *Margo distalis* nach vorne wandnah in das Wachs-Vaseline-Gemisch eingelegt. Der Sagittalkamm der *Facies flexoria* lag mittig auf und die beiden Seitenteile befanden sich auf gleicher Höhe, sodass eine horizontale Lage gewährleistet war. Im Anschluss wurde das Strahlbein mit demselben Wachs-Vaseline-Gemisch übergossen, bis es gerade bedeckt war. Nach 2 Minuten wurde ein beschriftetes Kärtchen mit der eindeutigen Präparatzuordnung auf die bereits fest werdende Oberfläche gelegt. Nach 30 Minuten bei Raumtemperatur war das Wachs-Vaseline-Gemisch in den Festzustand übergegangen. Der Deckel der Rechteckdose wurde aufgesetzt und die Dose bei – 20 °C bis zur weiteren Verwendung tiefgefroren. Solchermaßen in ihrer Lage fixiert wurden die Strahlbeine geröntgt und mittels CT und pQCT untersucht. Durch diese Art der Einbettung und Lagerung konnte gewährleistet werden, dass die Strahlbeine für jede der folgenden Untersuchungen ihre Lageposition nicht veränderten.

### **1.2.2. Präparatvorbereitung für die Untersuchung des Faserknorpels der *Facies flexoria* der Strahlbeine**

Die Präparate mussten für die Untersuchung des Faserknorpels der *Facies flexoria* umgebettet werden. Auch hier wurde sichergestellt, dass Lagebezug und die genaue Position erhalten blieben. Zunächst wurde die obere Wachs-Vaseline-Schicht abgetragen, bis der Knochen etwa zur Hälfte freigelegt war. In den Rand wurde die Präparatbezeichnung eingeritzt (siehe Abbildung 18). Zur Rehydrierung der Strahlbeine wurden die Kunststoffdosen mit isotoner 0,9%-iger NaCl-Lösung der Firma Braun aufgefüllt und nach mehreren Stunden bei – 20 °C über Nacht eingefroren. Am darauffolgenden Vormittag wurden sie angetaut und die NaCl-Lösung wieder abgegossen. Statt der Kochsalzlösung wurden die Kunststoffdosen mit vorbereitetem Rocky Mountain Spezialstumpfgips der Farbe „sahara“ übergossen, welcher nach Angaben des Herstellers die Eigenschaft besitzt, sich nicht über 35 °C zu erwärmen. 100 g des Gipses wurden jeweils mit 20 bis 21 ml Wasser vermischt und mit einem Vakuumrührer über einen Zeitraum von 7

Minuten angerührt. Anschließend blieben 25 Minuten Zeit, um den Gips zu verarbeiten. Die Kunststoffdosen wurden mit dem Gips bis zum oberen Rand aufgefüllt. Der Gips richtete sich selbstständig und unter Zuhilfenahme eines Rüttlers so aus, dass eine glatte, plane Oberfläche entstand. Nach etwa einer Stunde war der Gips so fest, dass er nicht weiter verformt werden konnte. Laut Hersteller ist der Gips nach 25 Minuten entformbar und weist nach einer Stunde eine Druckfestigkeit von  $> 65 \text{ N/mm}^2$  auf sowie nach 24 Stunden eine Härte von etwa  $310 \text{ N/mm}^2$ . Die Strahlbeine wurden mit Gips und Wachs-Vaseline-Bedeckung aus den Kunststoffdosen entnommen. Die Gipsschicht wurde an den Ecken abgeschliffen und an eine kreisförmige Messkammer mit einem Durchmesser von 8 cm angepasst. Anschließend wurden die Strahlbeine umgedreht, sodass sie auf der neu hinzugefügten Gipsschicht zum Liegen kamen. Die *Facies flexoria* lag nun oben. Das sie bedeckende Wachs-Vaseline-Gemisch wurde abgehoben und entfernt. Die im Gips lagefixierten Strahlbeine kamen zurück in die Kunststoffdose und wurden mit einem in 0,9%iger NaCl-Lösung getränkten Tupfer umwickelt, rehydriert und anschließend bis zur Untersuchung bei  $-20^\circ\text{C}$  eingefroren.



Abbildung 18: Vorbereitete Strahlbeine nach Abtragung der oberflächlichen Wachs-Vaseline-Schicht, vorbereitet für das folgende Umbetten



Abbildung 11: Umgebettete Strahlbeine eines Pferdes, bereit für das nachfolgende Faserknorpel-Mapping

## 2. Methoden

### 2.1. Periphere Quantitative Computertomographie

Die pQCT-Untersuchung wurde mit dem Gerät XCT2000 im Testlabor der Firma Stratec Medizintechnik GmbH mit Sitz in Pforzheim durchgeführt.

Zum Gerät XCT 2000:

Laut Bedienungsanleitung des Herstellers Stratec Medizintechnik GmbH ist das XCT 2000 ein vollautomatisches Messgerät, mit dem sowohl die Knochendichte als auch geometrische Parameter des Knochens bestimmt werden können.

Technische Daten:

Röntgenröhre:

- Hochspannung 56 – 60 kV
- Anodenstrom 140 – 220 µA
- Mittlere Röntgenenergie 37 keV, 355 µm Cu Filter, Energieverteilung nach Filterung 22 keV

- Linearität der Strahlungsintensität =  $\pm 1,5\%$

Detektoren:

- 12 Halbleiterdetektoren mit Verstärker

Positionierhilfe:

- Diodenlaser < 1 mW

Mechanik:

- Translations-Rotationsprinzip
- Linearer Scanweg: 140 mm
- Rotationswinkel: 186 °
- Messgeschwindigkeit: ca. 90 s
- Rotationsgeschwindigkeit: 20 ° / s
- Maximale axiale Weglänge: 400 mm
- Axiale Geschwindigkeit: ca. 30 mm/s
- Zentrale Durchtrittsöffnung: 140 mm

Strahlenexposition während des Messvorganges:

Die effektive Dosis beträgt laut Hersteller etwa 0,22 µSv.

Messvorgang:

Hierfür wurden die vorbereiteten Präparate so gelagert, dass die *Facies flexoria* des Strahlbeines nach unten und der *Margo proximalis* nach links zeigte, sodass bei der Untersuchung der Strahlbeine der linken Gliedmaßen die Messung von medial nach lateral und bei den Strahlbeinen der rechten Gliedmaßen dementsprechend von lateral nach medial erfolgte. Einmal pro Tag vor der ersten Messung wurde eine QA-Messung durchgeführt. Diese dient der Qualitätssicherung dahingehend, dass mit einem speziell dafür vorgesehenen Standard-Phantom, bestehend aus mehreren Ringen vorgegebener Dichte, die Messwertstandardisierung überprüft wurde. War die QA-Messung in Ordnung, konnte mit den tatsächlichen Messungen begonnen werden (Röhrenspannung: 57,5 kV, Anodenstrom: 0,181 mA, Röntgenleistung: 10,4 W). Hierfür wurde jedes Präparat mit den zugehörigen Tier-Daten angelegt. Die Kunststoffdose wurde wie oben beschrieben gelagert und das Gerät in

Startposition gebracht. Die Messung begann mit dem Scout View Scan (SV-Scan), der dazu dient, den gewünschten Messort zu lokalisieren und festzulegen. Man erhielt ein Übersichtsbild, in das eine Referenzlinie sowie 30 parallele Messlinien im Abstand von 2,2 mm eingezeichnet waren. Je nach Strahlbeigöße wurden die Referenzlinie und die Messlinien in ihrer Anzahl und ihrer Position entsprechend angepasst, sodass sich der gesamte Knochen innerhalb des Messbereichs befand und die Referenzlinie an der Stelle lag, an der der Messvorgang gestartet werden sollte. Die Gantry fuhr an die gewählte Startposition und die Messung wurde durchgeführt. Eine automatische Auswertung wurde nach dem Ende der Messung gestartet. Diese konnte parameterweise manuell angepasst werden. Die Regions of Interest (ROI) wurden manuell überprüft und bei Bedarf geändert oder angepasst werden, um eventuelle Fehler durch das Analyseprogramm zu vermeiden. Für die Auswertung wurde eine Voxelgröße von 0,5 sowie eine Schichtdicke von 2,2 mm gewählt. Im Anschluss wurden für die einzelnen Auswertefunktionen die gewünschten Schwellenwerte eingetragen (siehe Abbildung 19).

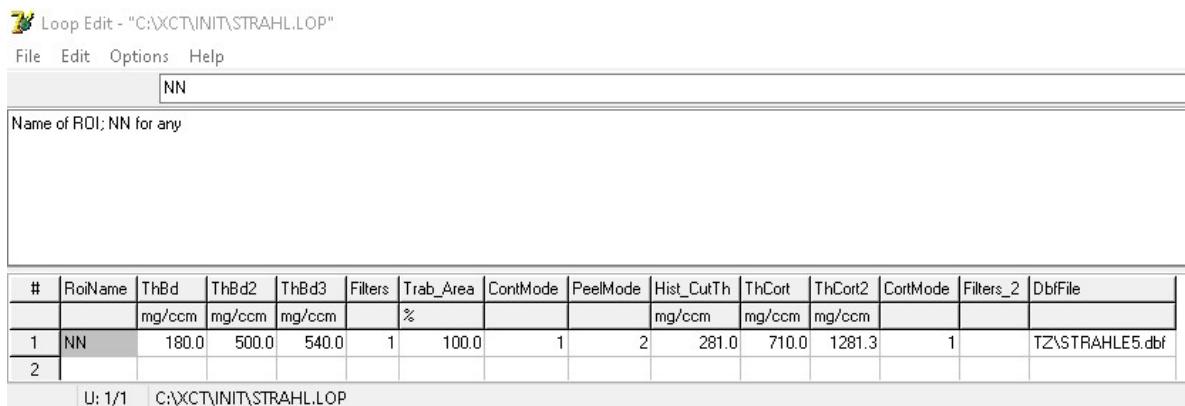


Abbildung 19: Übersicht Voreinstellungen der loop-Auswertung

Für die Funktion CALCBD wurden folgende Schwellenwerte zur Berechnung verwendet:

Schwellenwert für CALCBD (THBD): 180 mg/cm<sup>3</sup>

Als innere Schwelle für den Abschälmodus (PEELMODE 2): 500 mg/cm<sup>3</sup>

Für die Funktion CORTBD wurden die nachfolgenden Schwellenwerte eingesetzt:

ThreshCRT: 710 mg/cm<sup>3</sup>

ThreshCRT2: 1281 mg/cm<sup>3</sup>

### Contmode: 1

Contmode = Konturmodus: dient der Unterscheidung von Weichteilen und Knochen und der Berechnung der Gesamtknochenfläche

1 = Schwellenalgorithmus, d. h. Weichteile und Knochen werden anhand eines Schwellenwertes unterschieden

### Peelmode: 2

Peelmode = Abschälmodus: dient der Unterscheidung von Kortikalis und Spongiosa

(1 = konzentrische Abschälung, d.h. 45% Spongiosa, 55% Kortikalis)

2 = Schwellenalgorithmus mit Bildfilter, d. h. Kortikalis und Spongiosa werden anhand eines inneren Bildfilters getrennt

In der folgenden Tabelle (siehe Tabelle 2) werden die erhaltenen Parameter aufgeführt und definiert.

Tabelle 2: Übersicht und Definition der verwendeten Parameter

<b>Dichte- und Massenwerte</b>	
TOT_CNT	Gesamtmasse (mg). Der Wert bezieht sich auf die Mineralmasse einer Scheibe von 1 mm Dicke
TOT_DEN	Gesamtdichte (mg/cm <sup>3</sup> )
TRAB_CNT	Trabekuläre Masse (mg). Der Wert bezieht sich auf die Mineralmasse einer Scheibe von 1 mm Dicke
TRAB_DEN	Spongiosadichte (mg/cm <sup>3</sup> )
CRT_CNT	Kortikale Masse (mg). Der Wert bezieht sich auf die Mineralmasse einer Scheibe von 1 mm Dicke (CORTBD)
CRT_DEN	Kortikale Dichte (mg/cm <sup>3</sup> ) (CORTBD)

<b>Geometrische Parameter</b>	
TOT_A	Gesamtquerschnittsfläche (mm <sup>2</sup> )
TRAB_A	Querschnittsfläche der Spongiosa (mm <sup>2</sup> )
CRT_A	Querschnittsfläche der Kortikalis (mm <sup>2</sup> ) mit CORTBD berechnet
<b>Nach Ringmodell berechnet</b>	
CRT_THK_C	Kortikale Dicke nach dem Ringmodell berechnet
PERI_C	Periostaler Umfang (mm) nach dem Ringmodell berechnet
ENDO_C	Endostaler Umfang (mm) nach dem Ringmodell berechnet
<b>Andere geometrische Parameter, berechnet aus der Gesamtfläche</b>	
SSIpolar/RP_CM_W	Polares Widerstandsmoment = IP_CMW/(max. Abstand zum Schwerpunkt) (mm <sup>3</sup> )

Im Anschluss an diese Auswertung wurde für jedes Strahlbein ausgehend vom größten gemessenen periostalen Umfang des Strahlbeins lateral und medial, jeweils bei 25 %, 50 % und 75 % der Länge, der für die endgültige Auswertung vorgesehene Schnitt ausgewählt. Damit wurde gewährleistet, dass bei jedem Strahlbein unabhängig von der absoluten Größe vergleichbare Schnittebenen untersucht wurden

Schnitt 1 = medial bei 25 %

Schnitt 2 = medial bei 50 %

Schnitt 3 = medial bei 75 %

Schnitt 4 = größter periostaler Umfang

Schnitt 5 = lateral bei 75 %

Schnitt 6 = lateral bei 50 %

Schnitt 7 = lateral bei 25 %

## **2.2. Röntgen und Computertomographie**

### **2.2.1. Röntgen**

Es wurden von jedem Strahlbein Röntgenaufnahmen in drei Ebenen angefertigt:

- 1.) Aufnahme nach Oxspring
- 2.) 90°-Aufnahme
- 3.) Tangential-Aufnahme/Skyline

Diese wurden anhand folgender ausgewählter Kriterien der Strahlbeinklassifizierung nach Sue Dyson mit dem Programm „Horos“ an einem Macbook Pro betrachtet und ausgewertet (35):

- 1) Abgrenzung Kompakta-Spongiosa
- 2) Ausziehung der Palmarfläche
- 3) Palmare Kompaktadicke
- 4) Gesamtbewertung

### **2.2.2. Computertomographische Untersuchung**

Die computertomographische Untersuchung der Strahlbeine wurde mit einem 64-zeiligen Computertomographen (Somatom Definition AS) der Firma Siemens an der Chirurgischen Kleintierklinik der LMU München in der Abteilung für Radiologie durchgeführt. Die Schichtdicke betrug 0,6 mm bei einer Einstellung von 120 kV und 350 mAs. Um die Präparate später zweifelsfrei zuordnen zu können, wurden sie mit kleinen Drahtbuchstaben von A bis W für das jeweilige Pferd sowie den römischen Ziffern I bis IV versehen und somit eindeutig gekennzeichnet. Dabei steht I für linke Vordergliedmaße, II für rechte Vordergliedmaße, III für linke Hintergliedmaße und IV für rechte Hintergliedmaße. Zusätzlich wurden die Kunststoffdosen auf zugeschnittenen Plexiglasscheiben befestigt, nachdem sie

vorab individuell pferdebezogen sortiert worden sind. Die Lagerung gestaltete sich wie bei der Untersuchung der pQCT so, dass die *Facies flexoria* nach unten zeigte und der *Margo distalis* nach links, wodurch die Strahlbeine der linken Gliedmaßen von medial nach lateral gescannt wurden und die Strahlbeine der rechten Gliedmaßen von lateral nach medial. Dies wurde bei der späteren Auswertung der erhobenen Daten berücksichtigt. Die Präparate wurden individuell pferdebezogen auf dem Patiententisch platziert. Diese wurden jeweils zu 4 Präparaten nebeneinander und in insgesamt 7 Reihen sowohl hintereinander als auch in maximal 4 Schichten übereinander angeordnet. Zur Auswertung wurde ausschließlich mit dem Programm Horos an einem Macbook Pro gearbeitet. Die bei der pQCT bereits bestimmten 7 Schnitte wurden rechnerisch über die CT-Daten der einzelnen Strahlbeine gelegt. Von jedem Schnitt (siehe Abbildung 20) wurden folgende Parameter bestimmt:

1) Den gesamten Schnitt betreffend:

Querschnittsfläche des Schnittes in cm<sup>2</sup>

Durchschnittlicher Hounsfield-Einheiten-Wert

Minimaler Hounsfield-Wert

Maximaler Hounsfield-Wert

Umfahrungs-Länge/Umfang in cm

2) Die *Facies flexoria* betreffend (siehe Abbildung 21):

Distaler Wert der Hounsfield-Einheit des subchondralen Knochens

Mittlerer Wert der Hounsfield-Einheit des subchondralen Knochens

Proximaler Wert der Hounsfield-Einheit des subchondralen Knochens

- in der Regel aus 3 Einzelmesspunkten ermittelt, selten in den Schnitten 1 und 7 aus 2 Einzelmesspunkten (aus platztechnischen Gründen) → Berechnung des Durchschnittswerts der 3 genannten Werte des Schnittes

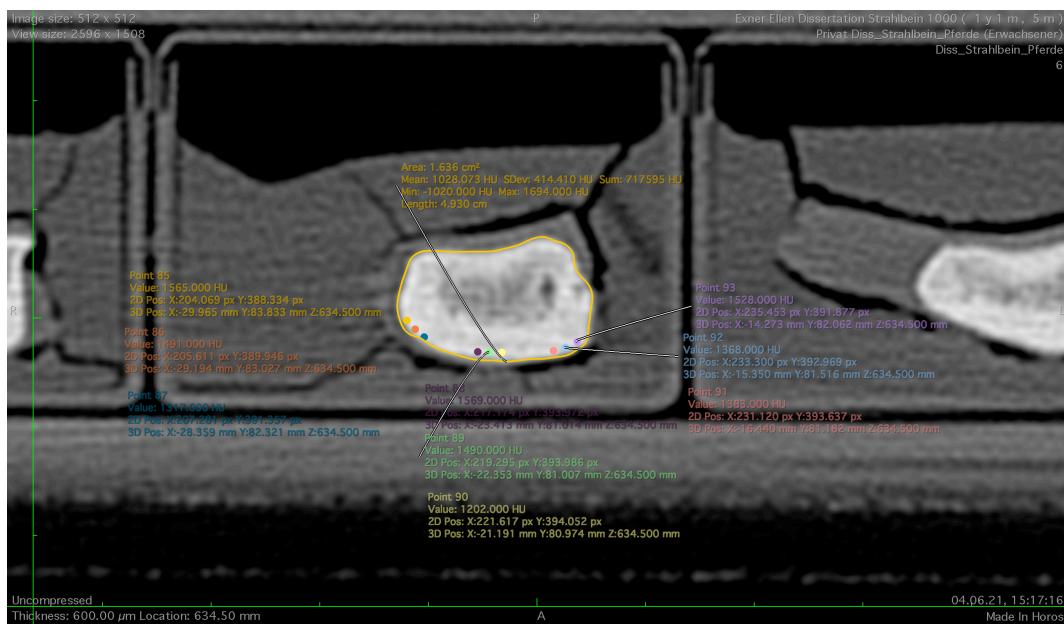


Abbildung 20: Auswertung der CT-Daten

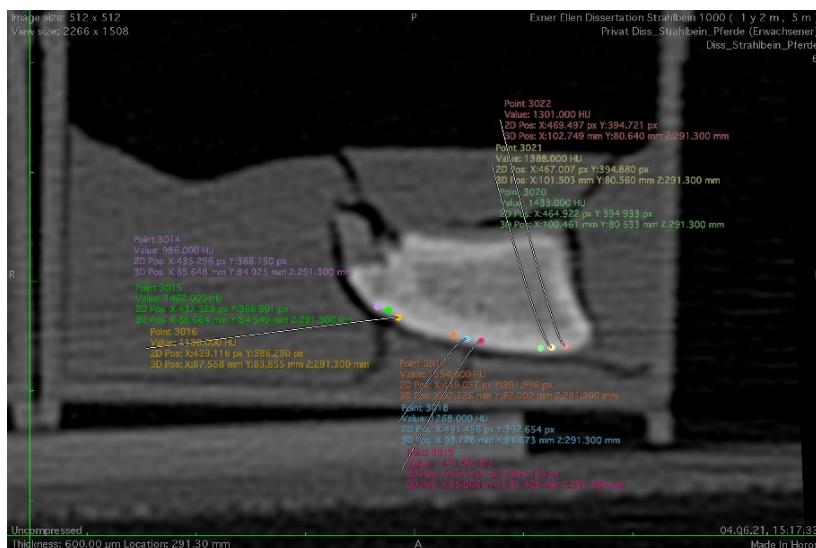


Abbildung 21: CT-Auswertung der Messpunkte des subchondralen Knochens

### 2.3. Faserknorpel-Mapping

Vorbereitend für das Faserknorpel-Mapping mit dem Gerät Mach-1 v500ccs der Firma Biomomentum (siehe Abbildung 22) wurde das Strahlbein wie oben schon beschrieben mit 0,9 %iger NaCl-Lösung rehydriert.

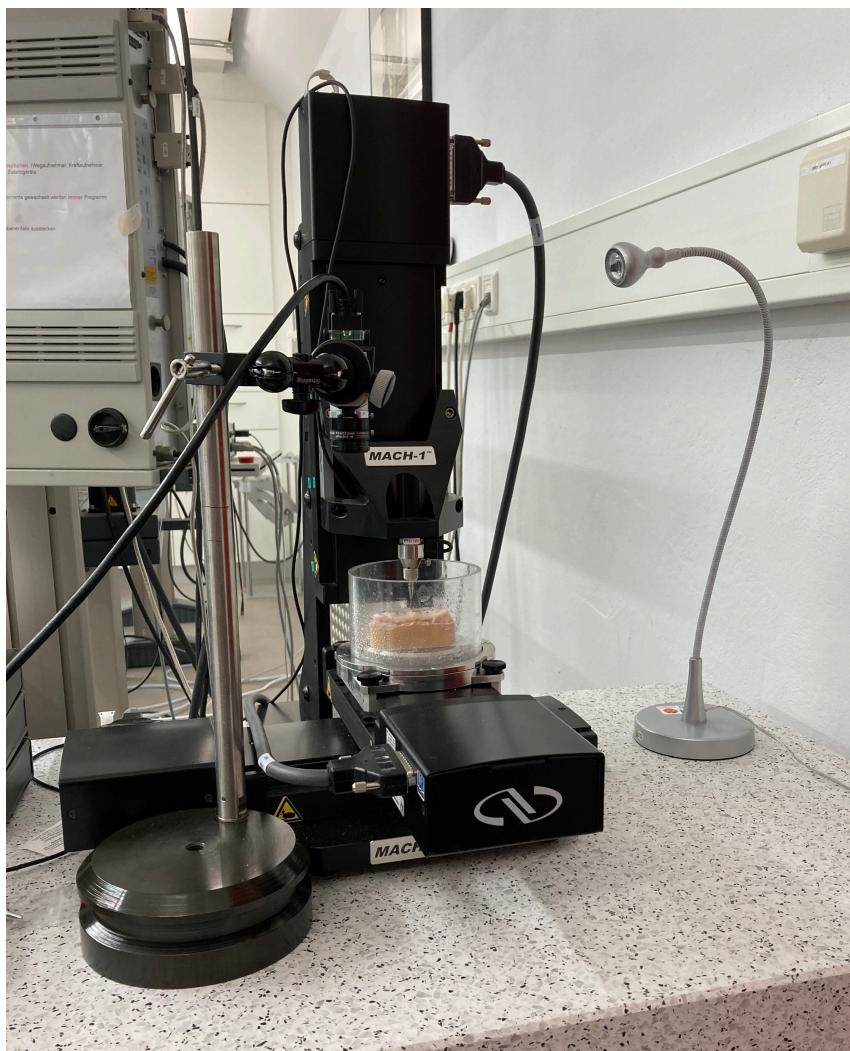


Abbildung 22: Gerät: Mach-1 v500css der Firma Biomomentum

Die Punkte, die gemessen werden sollten, wurden genau über die 7 ausgewählten Schnitte des pQCT gelegt. Ausgehend vom größten Umfang des Strahlbeins wurde lateral und medial, jeweils bei 25 %, 50 % und 75 % der Länge, ein Schnitt ausgewählt. Dementsprechend wurden die „Kartierungspunkte“ mit einem speziellen Gewebestift auf der Knorpeloberfläche ausgemessen und eingezeichnet (siehe Abbildung 23).



Abbildung 23: Vorbereitetes Strahlbein für das Mapping mit den aufgezeichneten Mess- sowie Referenzpunkten (blau oben links, rot unten rechts)

Die Punkte, die mit dem Mapping erfasst werden sollten, wurden auf den Knorpel projiziert und anhand von zwei Referenzpunkten, blau und rot, zielgerichtet abgefahrene und mit Koordinaten versehen. Vor Beginn der eigentlichen Messung fuhr das Gerät die Messpunkte ab, sodass Fehleingaben erkannt werden konnten. Verlief dieser Durchgang wie geplant, konnte das eigentliche Mapping gestartet werden. Zunächst wurde das Mapping mit dem kugelförmigen 1 mm-Rubinkopf-Indenter durchgeführt (siehe Abbildung 24 und Abbildung 26).



Abbildung 24: Messvorgang beim "Mapping" mittels 1 mm-Rubinkopf-Indenter an einem Messpunkt mittels der Mach-1 v500css der Firma Biomomentum



Abbildung 25: Bestimmung der Knorpeldicke eines Messpunktes durch die MAach-1 v500css der Firma Biomomentum



Abbildung 26: 1mm-Rubinkopf-Indenter (Messtaster)

Getätigte Voreinstellungen:

Normal Indentation:

Z-Contact Velocity in mm/s: 0,5

Contact Criteria in N: 0,1015

Stage Limit in mm: 30,0

Scanning grid in mm: 0,25

Indentation Amplitude in mm: 0,2

Indentation Velocity, mm/s: 0,1

Relaxation time, s: 20

Gap from surface, mm: 0,0

Load Limit, N: 50,0010

Messvorgang:

Der 1mm-Rubinkopf-Indenter suchte sich an jedem Kartierungspunkt 4 Messpunkte im nächsten Umkreis und wählte anschließend den Punkt, an dem er am besten messen konnte. Fand er nicht auf Anhieb den richtigen Punkt, wurde der Vorgang wiederholt, bis doch ein passender Punkt gefunden oder der Messvorgang dieses Punktes abgebrochen wurde. Der Fasernorpel sollte an allen Punkten 0,2 mm tief eingedrückt werden, bei einer Geschwindigkeit von 0,1 mm/s, mit einer Kraft, die aus Sicherheitsgründen (verwendete Kraftmessdose mit einer Maximalkraft von 70 N) 50,0010 N nicht überschreiten durfte. Die anschließende Relaxationszeit wurde auf 20 Sekunden festgelegt.

Pro Strahlbein wurden in der Regel 20 bis 21 Messpunkte vorab bestimmt. Diese befanden sich über den insgesamt 7 Schnitten, die zuvor bereits bei pQCT und CT festgelegt wurden. Wenn möglich wurde bei jedem Schnitt je ein Messpunkt distal, mittig und proximal bestimmt und mit einem speziellen Gewebestift auf der *Facies flexoria* des Strahlbeines eingezeichnet. Aus Platzgründen wurde bei sehr kleinen Strahlbeinen an Schnitt 1 und Schnitt 7 der mittlere Messpunkt ausgelassen.

Die Messpunkte wurden von 1 bis 20 bzw. 21 der Reihe nach angefahren und gemessen.

Im Anschluss an diese Kartierung wurden dieselben aufgezeichneten Punkte mit einer schwarzen Kanüle (Sterican, 22 G x 1 ¼“, 0,7 x 3mm) in derselben Reihenfolge angefahren (siehe Abbildung 25). Während des Mappings wurde das Präparat konstant mit zuvor genannter Kochsalzlösung besprüht und feucht gehalten. Wenn beide „Mappings“ abgeschlossen waren, konnten die Daten mit

zugehörigen Analyseprogrammen ausgewertet werden. Aus diesen zwei Mapping-Methoden konnte man biomechanische Eigenschaften des Knorpels berechnen. Dies war z. B. der Instantaneous Modulus. Außerdem konnte der Mittelwert der jeweiligen Parameter berechnet werden, inklusive der entsprechenden Standardabweichung. Man erhielt so eine Kartierung der getesteten Knorpelfläche, deren Eigenschaften farbig mit einer Skala dargestellt und die auf die vorab fotografierte *Facies flexoria* des Strahlbeins gelegt werden konnten (siehe Abbildung 27, Abbildung 28, Abbildung 29).

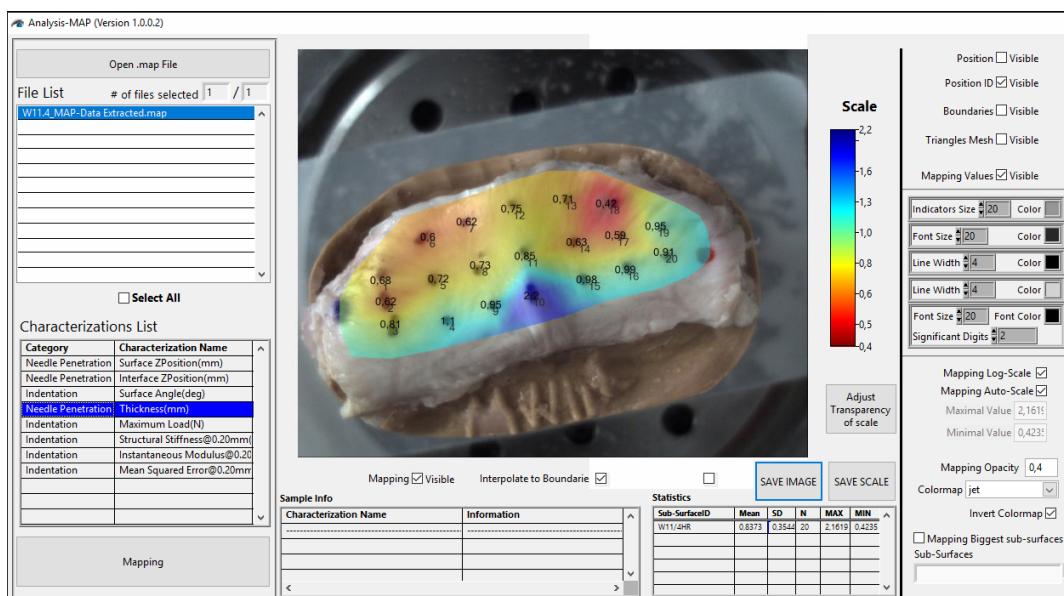


Abbildung 27: Screenshot des Auswerteprogramms "Analysis-MAP". Mithilfe des zugehörigen Auswerteprogramms der Firma Biomomentum („Analysis-MAP“, Version 1.0.0.2) konnten die Messergebnisse in dieser Form dargestellt werden.

Man unterscheidet zwei Kategorien:

- 1) Needle Penetration
- 2) Indentation

Der Kategorie Needle Penetration werden folgende Parameter zugeordnet:

- Surface ZPosition (mm)
- Interface ZPosition (mm)
- Thickness (mm)
-

Der Kategorie Indentation:

- Surface Angle (deg)
  - Maximum Load (N)
  - Structural Stiffness @0,20 mm
  - Instantaneous Modulus @0,20 mm
  - Mean Squared Error @0,20 mm



Abbildung 28: Software "Analysis-MAP", Version 1.0.0.2, Darstellung des Instantaneous Modulus des Faserknorpels auf der *Facies flexoria* des Strahlbeins

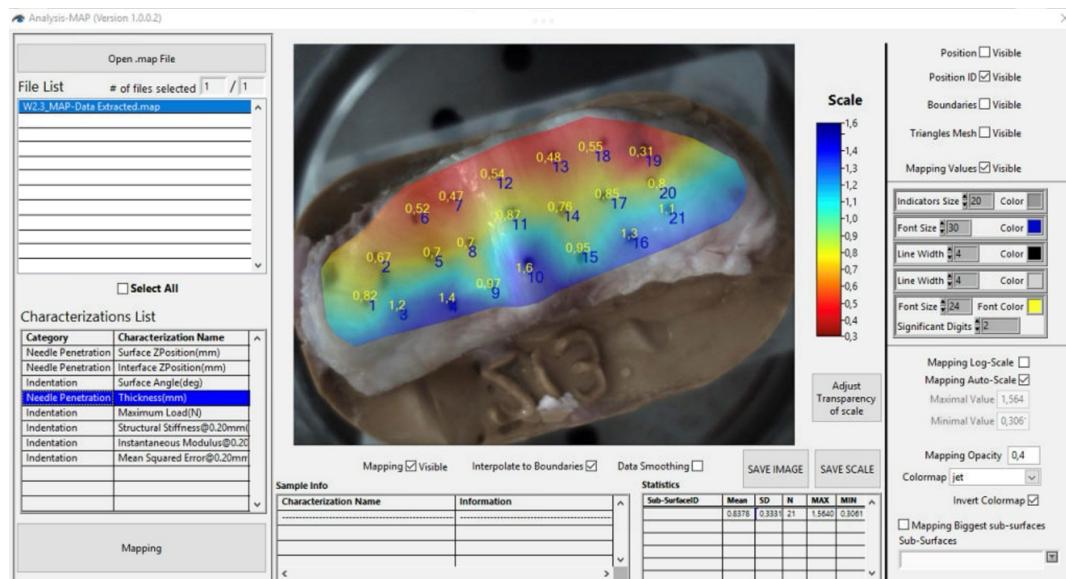


Abbildung 29: Software "Analysis-MAP", Version 1.0.0.2, Darstellung der Needle Penetration Thickness des Faserknorpels auf der *Facies flexoria* des Strahlbeins

## 2.4. Statistik

Die statistische Analyse erfolgte mit der Software IBM SPSS 29.02.0.

Metrische Daten wurden vorab mit dem Shapiro-Wilk Test auf Normalverteilung geprüft. Lag keine Normalverteilung vor, wurden nichtparametrische Testverfahren eingesetzt. Dies war insbesondere für Körpermasse und Alter der Fall. Deskriptiv statistisch wurden für die metrischen Parameter arithmetisches Mittel und Standardabweichung berechnet. Die grafische Darstellung erfolgte primär mit Liniendiagrammen, die von medial nach lateral die Sagittalscheiben durch das Strahlbein abbilden. In diesen Liniendiagrammen wurde bewusst auf die Darstellung von Streuparametern verzichtet, da dies die Diagramme durch Überlagerungen sehr unübersichtlich gemacht hätte. Um einen vergleichenden Eindruck der Variabilität der ermittelten Parameter über die 7 Sagittalscheiben, die 4 Strahlbeine und der individuellen Pferde zu bekommen, wurde global der Variationskoeffizient berechnet.

Analytisch statistisch wurden Vergleiche der Daten von der Schulter- und Beckengliedmaße, der verschiedenen Scheiben, der Ebenen in proximodistaler Reihe mit Hilfe des t-Tests oder Mann-Whitney-U-Tests sowie des generalisierten linearen Modells, das die verschiedenen Abhängigkeiten der Daten (Scheiben innerhalb eines Strahlbeines, Schulter-Beckengliedmaße eines Pferdes) berücksichtigt. Als Effektmaß zur Quantifizierung der Mittelwertunterschiede wurde bei den pQCT-Parametern zusätzlich das Cohen's d berechnet. Zur Berechnung des Zusammenhangs zwischen ordinalen und metrischen Daten wurde der Korrelationskoeffizient Spearman rho berechnet. Zusammenhänge zwischen nominalen und ordinalen Daten wurden mit dem Chi-Quadrat-Test und dem generalisierten linearen Modell analysiert. Als Signifikanzniveau wurde  $p < 0,05$  gewählt.

## IV. ERGEBNISSE

### 1. Form und Symmetrie des Strahlbeins

Für die Untersuchungen standen die Strahlbeine von Feten, Fohlen und adulten Pferden zur Verfügung. Bei vergleichender Betrachtung der Strahlbeine der Schulter- und Beckengliedmaße eines Pferdes ist augenfällig, dass die Strahlbeine der Beckengliedmaße kleiner sind als die der Schultergliedmaße. Diese unterschiedliche Größe ist schon bei den fetalnen Gleichbeinen gegeben. Die Strahlbeine der adulten Pferde zeigen beim Blick auf die *Facies flexoria* eine typische Form mit einer proximal geraden Kontur und einer distalen bogenförmigen konvexen Kontur (siehe Abbildung 30). Die Fläche wird durch den Sagittalkamm in eine laterale und mediale Teilfläche unterteilt. Bei den adulten Pferden liegt hier eine deutliche Asymmetrie vor mit einem medial aus der Symmetriearchse verschobenen Sagittalkamm und damit einer lateral größeren Teilfläche. Diese Form ist auch schon bei den fetalnen Strahlbeinen angelegt. Der schwach ausgeprägte Sagittalkamm liegt noch in der Symmetriearchse. Bei den Strahlbeinen der Fohlen war schon eine beginnende Verschiebung des Sagittalkammes aus der Symmetriearchse zu erkennen.

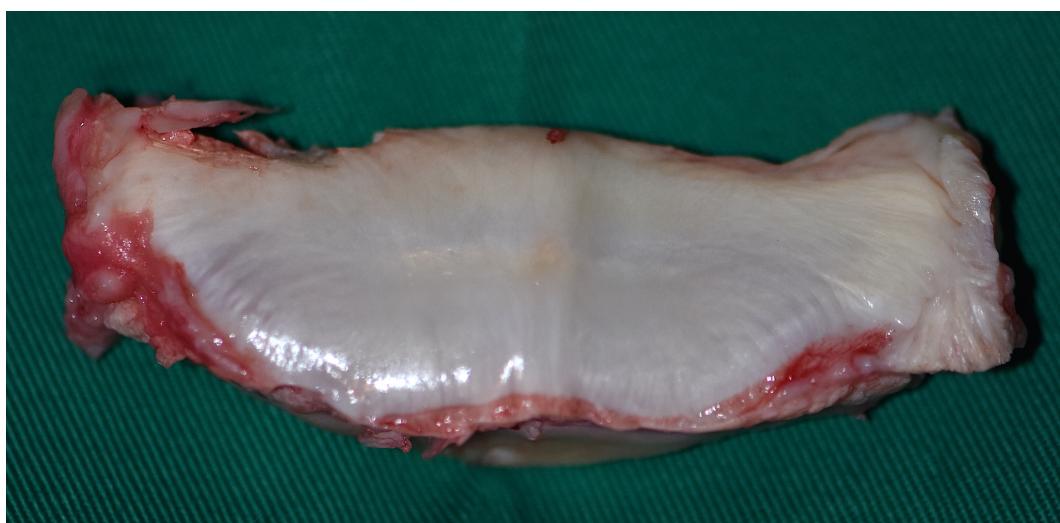


Abbildung 30: Strahlbein mit Sicht auf die Palmarfläche (*Facies flexoria*)

## 2. Mikromorphologie des Strahlbeins

### 2.1. Allgemeines

Primäres Ziel der Untersuchung war die Ermittlung von mikromorphologischen Daten zum Strahlbein des Pferdes unter vergleichender Betrachtung der Strahlbeine der Schulter- und Beckengliedmaßen. Für diesen ersten Teil der Arbeit wurden nur Strahlbeine herangezogen, die entsprechend der Kriterien nach Dyson als excellent, good oder fair eingeordnet werden konnten. Wegen der unzureichenden Mineralisierung der fetalen Strahlbeine und der Strahlbeine der Fohlen konnte diese Untersuchung nur an den Strahlbeinen adulter Pferde durchgeführt werden.

Für die tomographischen Untersuchungen wurden die Strahlbeine in 7 sagittale Standardschnittebenen unterteilt, die es ermöglichen, die analogen Abschnitte der Strahlbeine auch von verschiedenen großen Pferden zu vergleichen.

Für die Auswertung des Mappings der Faserknorpeloberfläche der *Facies flexoria* wurden innerhalb dieser Scheiben 3 Messpunkte gewählt, die dann 3 Messpunktreihen proximal, mittig und distal bildeten.

### 2.2. Untersuchung mit der pQCT

Bei der Untersuchung mittels pQCT wurden die Gesamtdichte des Knochens (TOT\_DEN), die Spongiosadichte (TRAB\_DEN), die Kortikaldichte (CRT\_DEN), der periostale Umfang (PERI\_C), die Gesamtquerschnittsfläche (TOT\_A) und der Stress Strain Index (SSI) als berechneter Wert jeder Scheibe für die Bestimmung der Basisdaten ausgewählt (siehe Tabelle 3, siehe Abbildung 31).

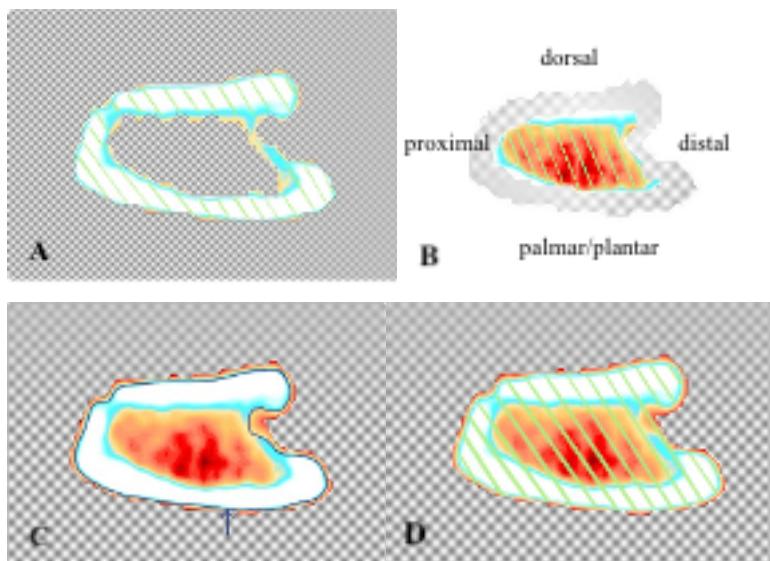


Abbildung 31: A - pQCT-Messbereich CRT\_DEN (grün schraffiert), B - TRAB\_DEN (grün schraffiert), C - PERI\_C (dunkelblaue Linie), D - TOT\_A, TOT\_DEN (grün schraffiert)

Tabelle 3: Übersicht über die Mittelwerte mit Standardabweichung der Parameter TOT\_DEN, TRAB\_DEN, CRT\_DEN, SSI, TOT\_A und PERI\_C

Scheibe	TOT_DEN	TRAB_DEN	CRT_DEN	SSI	TOT_A	PERI_C
vorne						
1	689,87±101,66	316,57±198,32	906,64±57,32	97,10±53,03	104,31 ± 21,93	36,00±3,93
2	675,84±82,77	397,47±78,71	918,73±42,80	184,80±78,13	155,86 ± 24,09	44,12±3,53
3	641,46±68,36	397,93±34,38	912,67±30,27	249,87±78,20	201,71±27,39	50,23±3,55
4	626,82±68,76	377,23±32,53	908,09±38,08	336,48±110,57	246,14±36,46	55,46±4,17
5	642,08±75,48	392,17±35,98	914,62±33,95	249,05±78,81	200,49±28,87	50,06±3,73
6	663,06±85,63	387,98±81,81	912,39±50,35	175,12±67,02	157,37±24,21	44,34±3,49
7	655,92±89,75	356,99±157,15	891,50±48,23	84,33±43,87	108,64±25,55	36,69±4,41
hinten						

Scheibe	TOT_DEN	TRAB_DEN	CRT_DEN	SSI	TOT_A	PERI_C
1	650,52±88,19	377,02±143,26	883,41±45,30	84,51±51,93	108,36±20,58	36,74±3,48
2	698,93±83,33	381,08±125,52	937,76±38,69	190,87±65,50	154,11±19,74	43,92±2,84
3	662,72±64,28	396,10±33,96	930,65±27,10	262,83±80,86	196,76±24,43	49,63±3,08
4	642,65±66,62	380,35±36,71	915,66±38,19	370,97±121,31	241,61±28,13	55,01±3,23
5	652,44±65,96	394,02±35,27	927,10±27,06	275,59±76,66	206,62±25,16	50,86±3,10
6	682,39±64,44	406,96±35,53	933,16±31,28	217,12±71,15	164,45±21,19	45,36±2,97
7	663,53±76,45	382,63±145,72	886,16±45,09	99,70±45,89	114,42±19,84	37,78±3,29

Die Werte der **Gesamtknochendichte (TOT\_DEN)** bewegen sich unabhängig von der untersuchten Scheibe zwischen 626,82 und 698,93 mg/cm<sup>3</sup> (siehe Tabelle 3). Dies entspricht einem relativ kleinen Variationskoeffizienten von 14,5 % als Ausdruck dafür, dass die Knochendichte im Vergleich der Strahlbeine der Schulter- und Beckengliedmaßen und über die Breite von medial und lateral sowie individuell über die 22 untersuchten Pferde sich nur relativ wenig unterscheiden. Über die sieben Scheiben zeigen sich im Mittel zwischen der Schulter- und Beckengliedmaße nur geringe Unterschiede (Abb. 34) mit in der Regel etwas höheren Werten für die Strahlbeine der Beckengliedmaße. Trotz der relativ geringen Effektmaße des Cohen's d zwischen -0,33 und 0,36 (siehe Tabelle 4) unterscheiden sich die Werte an der Beckengliedmaße für 6 der 7 Scheiben signifikant (p-Werte siehe Tabelle 4). Die Mittelwertsverläufe der Strahlbeine der Schulter- und Beckengliedmaße von medial nach lateral zeigen beide eine schwach ausgeprägte M-förmige Verlaufsform mit den höchsten Werten in Scheibe 2 und 6 und den niedrigsten Werten im Bereich des Sagittalkammes. Im Vergleich der kongruierenden medialen und lateralen Scheiben zeigt sich nur eine geringfügige Asymmetrie mit medial leicht höheren Werten als lateral. Nur an den lateralen und medialen Enden kommt es wieder zu einem leichten Abfall der Knochendichte (p-Werte siehe Tabelle 4) (siehe Abbildung 32). Im Vergleich der medialen und

lateralen Schnitte bestehen Cohen's d Werte zwischen -0,15 und 0,34. Hier finden sich keine signifikanten Unterschiede (siehe Tabelle 5).

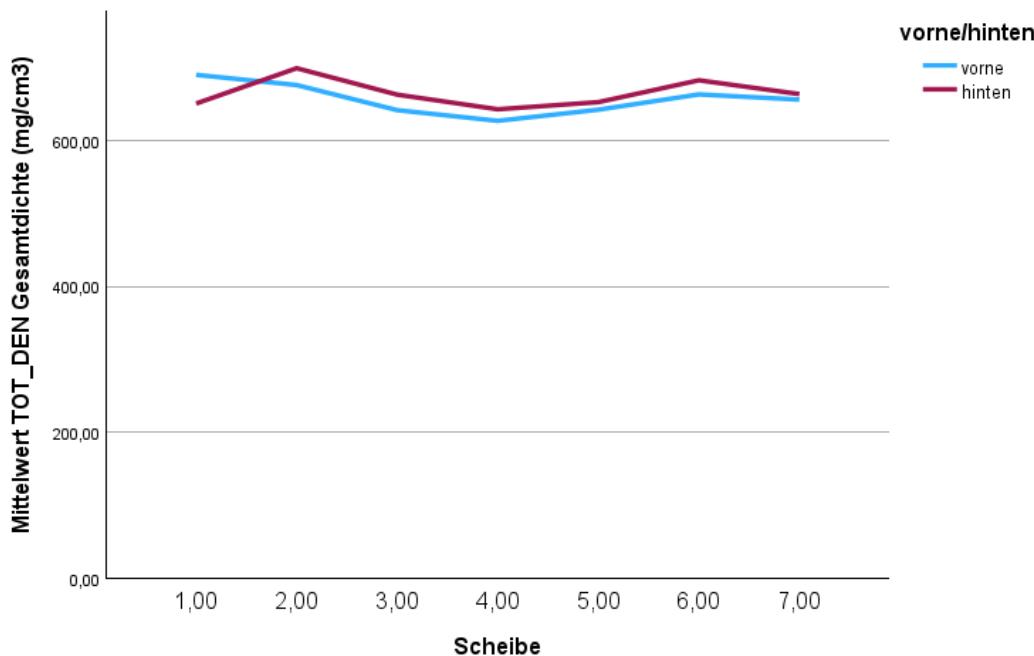


Abbildung 32: Liniendiagramm der Mittelwertsverläufe der 7 Sagittalschnitte (von medial (1,00) nach lateral (7,00)) des Gesamtmineraldichte (TOT\_DEN) der untersuchten Strahlbeine, vergleichend für Schulter- (blau) und Beckengliedmaße (rot)

Die Werte der **Knochendichte der Spongiosa (TRAB\_DEN)** bewegen sich unabhängig von der Scheibe zwischen 316,57 und 406,96 mg/cm<sup>3</sup> (siehe Tabelle 3). Dies entspricht einem mittleren Variationskoeffizienten von 39,60 %. Auch hier zeigt sich wieder ein abgeschwächter M-förmiger Verlauf über die Scheiben 1 bis 7, fast deckungsgleich für die Vorder- und Hintergliedmaße (siehe Abbildung 33). Hier differieren die Werte der Vorder- und Hintergliedmaße lediglich im Bereich der Scheiben 1, 2, 6 und 7. Die Effektmaße des Cohen's d liegen zwischen -0,51 und 0,17. Es bestehen keine signifikanten Unterschiede (siehe Tabelle 4). Im Vergleich der medialen und lateralen Schnitte liegen die Effektmaße des Cohen's d zwischen -0,20 und 0,14. Auch hier ergaben sich keine signifikanten Unterschiede (siehe Tabelle 5). Der angehobene Variationskoeffizient scheint daher in den individuellen Parametern des Untersuchungsgutes begründet zu liegen, welches an späterer Stelle Berücksichtigung findet.

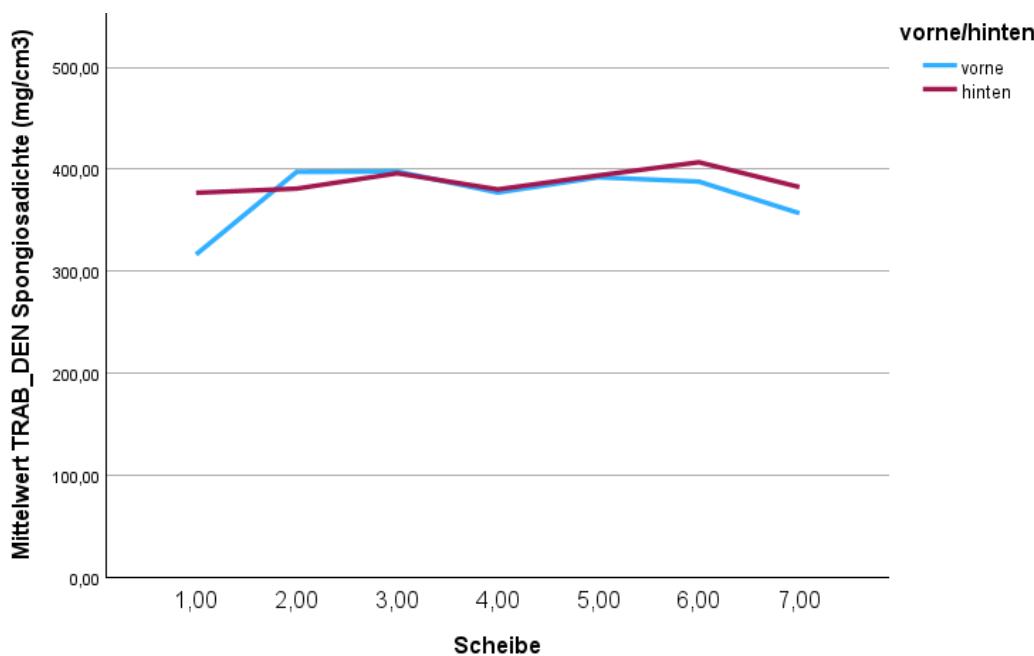


Abbildung 33: Liniendiagramm der Mittelwertsverläufe der 7 Sagittalschnitte (von medial (1,00) nach lateral (7,00)) der Spongiosadichte (TRAB\_DEN) der untersuchten Strahlbeine, vergleichend für Schulter- (blau) und Beckengliedmaße (rot)

Die Werte der **Knochendichte der Kortikalis (CRT\_DEN)** liegen zwischen 883,41 und 937,76 mg/cm<sup>3</sup> (siehe Tabelle 3) mit vergleichbarer Kurvenverlaufsform wie bei den vorherigen Parametern TRAB\_DEN und TOT\_DEN. Der Variationskoeffizient liegt bei 4,87 % und ist damit sehr klein. Die M-Form ist annähernd linienförmig, wobei sich die Mittelwertsverläufe der Strahlbeine der Schulter- und Beckengliedmaße kaum unterscheiden (siehe Abbildung 34). Trotz der dicht beieinander liegenden Werte der Vorder- und Hintergliedmaße ist der p-Wert der Scheiben 1 bis 6 hochsignifikant. Die Effektmaße liegen zwischen -0,70 und 0,34 (siehe Tabelle 4).

Im Vergleich der kongruierenden medialen und lateralen Scheiben liegen die Effektmaße zwischen -0,10 und 0,29 (siehe Tabelle 5). Es finden sich keine signifikanten Unterschiede in den Werten.

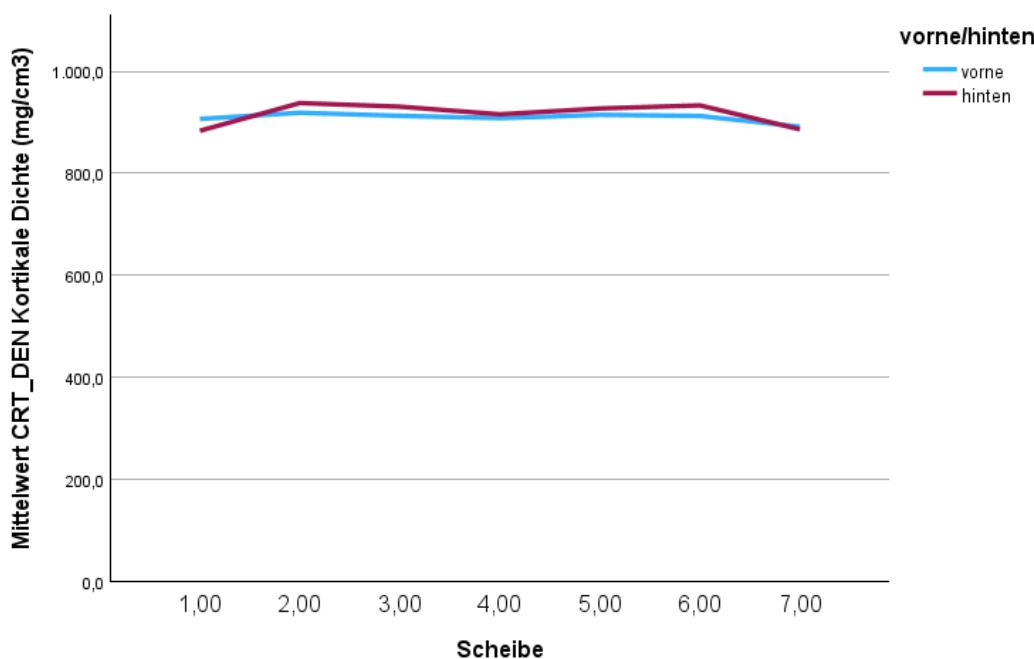


Abbildung 34: Liniendiagramm der Mittelwertsverläufe der 7 Sagittalschnitte (von medial (1,00) nach lateral (7,00)) der kortikalen Knochenmineraldichte (CRT\_DEN) der untersuchten Strahlbeine, vergleichend für Schulter- (blau) und Beckengliedmaße (rot)

Im Gegensatz zu den vorherigen Parametern haben der Stress Strain Index (SSI), der periostale Umfang (PERI\_C) und die Gesamtquerschnittsfläche (TOT\_A) einen ansteigenden Verlauf zur Scheibe 4 hin.

Die Werte des **Stress Strain Index (SSI)** bewegen sich unabhängig von der untersuchten Scheibe zwischen 84,33 und 370,97 (siehe Tabelle 3). Dies entspricht einem Variationskoeffizienten von 57,29 %. Die Mittelwertsverläufe der Strahlbeine der Vorder- und Hintergliedmaßen zeigen einen deutlichen Anstieg von medial bis hin zur Scheibe 4, um danach bis nach lateral wieder steil abzufallen. In den Scheiben 4 bis 7 liegen die Werte der Strahlbeine der Beckengliedmaße oberhalb der Werte der Strahlbeine der Schultergliedmaße (siehe Abbildung 35). Die Effektmaße des Cohen's d befinden sich zwischen -0,51 und 0,01. An den Scheiben 1 und 6 konnten hochsignifikante Unterschiede im p-Wert festgestellt werden (siehe Tabelle 4).

Bei Betrachtung der kongruierenden medialen und lateralen Scheiben liegen die Effektmaße des Cohen's d zwischen -0,37 und 0,24. Beim Vergleich der Scheiben 2 und 6 der Hintergliedmaße ist der SSI-Wert signifikant unterschiedlich (siehe Tabelle 5).

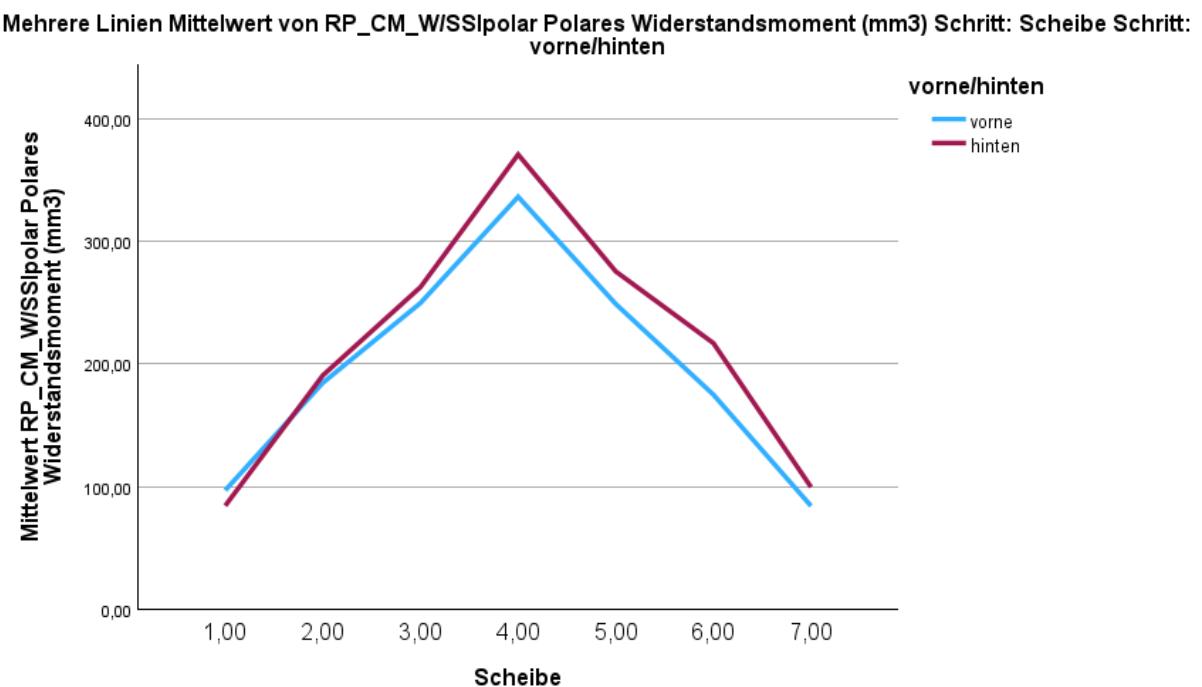


Abbildung 35: Liniendiagramm der Mittelwertsverläufe der 7 Sagittalschnitte (von medial (1,00) nach lateral (7,00)) des Stress Strain Index (SSI) der untersuchten Strahlbeine, vergleichend für Schulter- (blau) und Beckengliedmaße (rot)

Die Werte des **periostalen Umfangs (PERI\_C)** liegen zwischen 36,00 bis 55,46 mm (siehe Tabelle 3). Dies entspricht einem kleinen Variationskoeffizienten von 17,8 %. Auch hier zeigen die Mittelwertsverläufe der Strahlbeine der Vorder- und Hintergliedmaße einen Anstieg von Scheibe 1 bis zur Scheibe 4, um anschließend bis zur Scheibe 7 hin wieder abzufallen. Beide Mittelwertsverläufe sind in der Abbildung beinahe deckungsgleich, wobei vor allem lateral im Bereich der Scheiben 5 bis 7 die Werte der Hintergliedmaße höher zu sein scheinen (siehe Abbildung 36). Die Effektmaße des Cohen's d liegen zwischen -0,1 und 0,37. Hochsignifikante Unterschiede zwischen den Strahlbeinen der Schulter- und Beckengliedmaße findet man bei den Scheiben 2, 3 und 4 (siehe Tabelle 4). Bei Vergleich der medialen und lateralen Scheibenpaare befindet sich der Cohen's d zwischen -0,38 und 0,08. Bei der Hintergliedmaße findet sich ein signifikanter Unterschied bei den Scheiben 2 und 6 (siehe Tabelle 5).

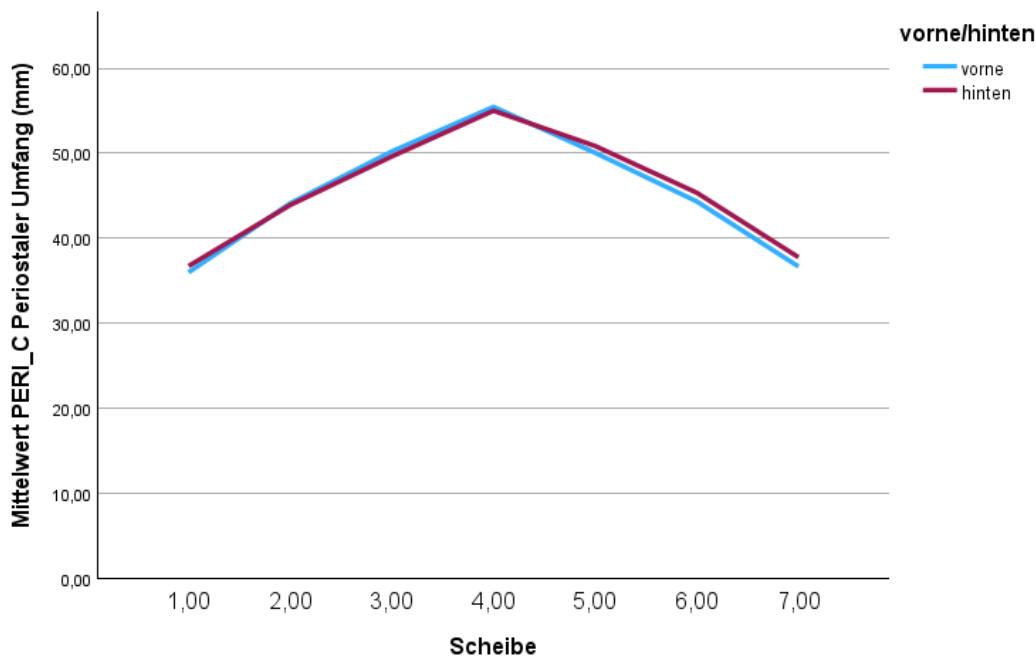


Abbildung 36: Liniendiagramm der Mittelwertsverläufe der 7 Sagittalschnitte (von medial (1,00) nach lateral (7,00)) des periostalen Umfangs (PERI\_C) der untersuchten Strahlbeine, vergleichend für Schulter- (blau) und Beckengliedmaße (rot)

Die Werte der **Gesamtquerschnittsfläche (TOT\_A)** liegen zwischen 104,31 bis 246,14 mm<sup>2</sup> (siehe Tabelle 3). Der Variationskoeffizient liegt bei 34,23 %. Auch hier ist wie bei den beiden vorausgegangenen Parametern der Kurvenverlauf deutlich ansteigend bis zur Scheibe 4 und medial und lateral abfallend (siehe Abbildung 37). Die Mittelwertsverläufe liegen ebenfalls dicht beieinander und auch hier sind die Werte der Strahlbeine der Beckengliedmaße im lateralen Bereich höher als diejenigen der Schultergliedmaße (siehe Tabelle 4). Die Effektmaße des Cohen's d liegen zwischen -0,09 und 0,38. Hochsignifikante Unterschiede finden sich in den Scheiben 2, 3 und 4. Beim Vergleich der medialen und lateralen Scheiben liegt der Cohen's d zwischen -0,41 und 0,08. An der Hintergliedmaße gibt es einen signifikanten Unterschied bei den Scheiben 2 und 6 (siehe Tabelle 5).

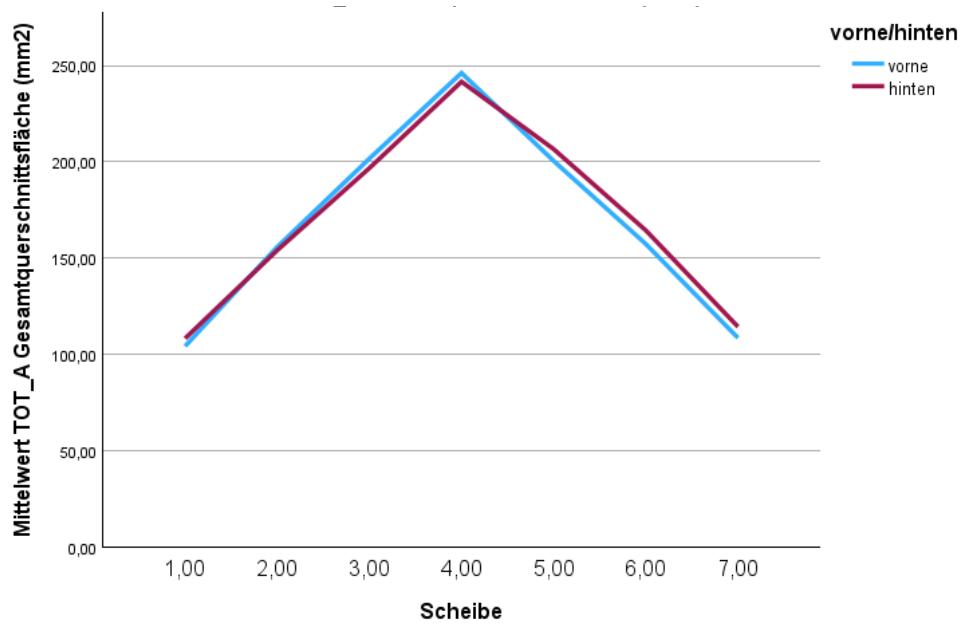


Abbildung 37: Liniendiagramm der Mittelwertsverläufe der 7 Sagittalschnitte (von medial (1,00) nach lateral (7,00)) der Gesamtquerschnittsfläche (TOT\_A) der untersuchten Strahlbeine, vergleichend für Schulter- (blau) und Beckengliedmaße (rot)

Tabelle 4: p-Werte und Cohen's der pQCT- und CT-Parameter im Vergleich der Strahlbeine der Vordergliedmaße und Hintergliedmaße

Parameter		Scheibe						
		1	2	3	4	5	6	7
Mean HU	p-Wert	0,055	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,032
	Cd	0,14	-0,41	-0,40	-0,37	-0,35	-0,41	-0,12
TOT_CNT	p-Wert	0,033	0,519	0,011	0,005	0,422	0,001	0,066
	Cd	0,16	0,04	0,17	0,17	-0,05	-0,27	-0,16
TOT_DEN	p-Wert	<0,001	<0,001	0,014	0,034	0,214	<0,001	0,014
	Cd	0,36	-0,30	-0,24	-0,17	-0,09	-0,33	-0,16
TRAB_CNT	p-Wert	0,001	<0,001	0,053	0,032	0,565	0,051	0,14
	Cd	-0,28	0,30	0,21	0,22	-0,05	0,18	0,11
TRAB_DEN	p-Wert	0,006	0,269	0,389	0,025	0,950	0,018	0,715
	Cd	-0,31	0,17	0,08	-0,24	-0,01	-0,51	0,03
TOT_A	p-Wert	0,487	<0,001	<0,001	<0,001	0,953	0,217	0,318
	Cd	-0,04	0,27	0,38	0,34	0,00	-0,08	-0,09
TRAB_A	p-Wert	<0,001	0,002	0,090	0,017	0,783	0,107	0,141
	Cd	-0,29	0,27	0,17	0,22	-0,03	0,14	0,11
CRT_CNT	p-Wert	<0,001	0,089	0,499	0,945	0,222	<0,001	0,141
	Cd	0,31	-0,14	-0,06	-0,01	-0,40	-0,46	-0,12
CRT_DEN	p-Wert	<0,001	<0,001	<0,001	0,003	<0,001	<0,001	0,63
	Cd	0,34	-0,47	-0,70	-0,29	-0,47	-0,58	-0,04
CRT_A	p-Wert	<0,001	0,258	0,837	0,690	0,558	<0,001	0,128
	Cd	0,29	-0,09	0,02	0,04	-0,05	-0,43	-0,12

PERI_C	p-Wert	0,458	<0,001	<0,001	<0,001	0,865	0,218	0,27
		-0,05	0,26	0,37	0,33	0,01	-0,07	-0,10
ENDO_C	p-Wert	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,689	0,002	0,952
		-0,34	0,38	0,43	0,33	0,03	0,25	0,00
SSI	p-Wert	<0,001	0,958	0,884	0,075	0,018	<0,001	0,014
		0,31	0,00	0,01	-0,13	-0,16	-0,51	-0,24

Tabelle 5: p-Werte und Cohen's d der pQCT-Parameter im Vergleich der kongruierenden Scheibenpaare medial und lateral des Sagittalkamms

Parameter		Scheibenpaare Schultergliedmaße			Scheibenpaare Beckengliedmaße		
		1 / 7	2 / 6	3 / 5	1 / 7	2 / 6	3 / 5
TOT_DEN	p-Wert	0,009	0,023	0,809	0,051	0,009	0,180
	Cd	0,34	0,18	-0,02	-0,15	0,18	0,11
TRAB_DEN	p-Wert	0,230	0,456	0,547	0,455	0,275	0,969
	Cd	-0,20	0,14	0,08	0,14	-0,20	0,00
CRT_DEN	p-Wert	0,029	0,084	0,298	0,534	0,271	0,185
	Cd	0,29	0,19	-0,10	-0,07	0,09	0,11
SSI	p-Wert	0,146	0,172	0,821	0,037	0,001	0,167
	Cd	0,24	0,14	0,02	-0,27	-0,37	-0,14
TOT_A	p-Wert	0,339	0,835	0,550	0,077	0,002	0,013
	Cd	-0,18	-0,03	0,08	-0,23	-0,41	-0,31
PERI_C	p-Wert	0,365	0,829	0,540	0,090	0,003	0,013
	Cd	-0,16	-0,03	0,08	-0,22	-0,38	-0,29

### 1.3 Faserknorpel-Mapping mit der Mach-1 v500css

Der Faserknorpel auf der *Facies flexoria* des Strahlbeins zeigt schon mit bloßem Auge eine deutliche fächerförmige Ausrichtung der kollagenen Faserbündel. Im Bereich des Sagittalkamms verlaufen diese parallel proximo-distal. Jeweils lateral und medial laufen die Faserbündel fächerartig in disto-lateraler bzw. disto-medialer Ausrichtung, so dass die Faserbündel im annähernd rechten Winkel auf die bogige distale Kontur des Faserknorpels treffen (siehe Abbildung 38).



Abbildung 38: Blick auf die von Faserknorpel bedeckte *Facies flexoria* eines Strahlbeins mit deutlich erkennbaren Faserverläufen

Mit der Faserknorpel-Mapping-Methode mit der Mach-1 v500css wurden Daten zur Faserknorpeldicke (NPT) und zum Instantaneous Modulus (IIM) über die *Facies flexoria* des Strahlbein ermittelt. Die Messpunkte wurden so ausgewählt, dass sie, je Reihe, distal, mittig und proximal im Schnittpunkt zu den jeweiligen Scheiben gemessen wurden (siehe Abbildung 39).

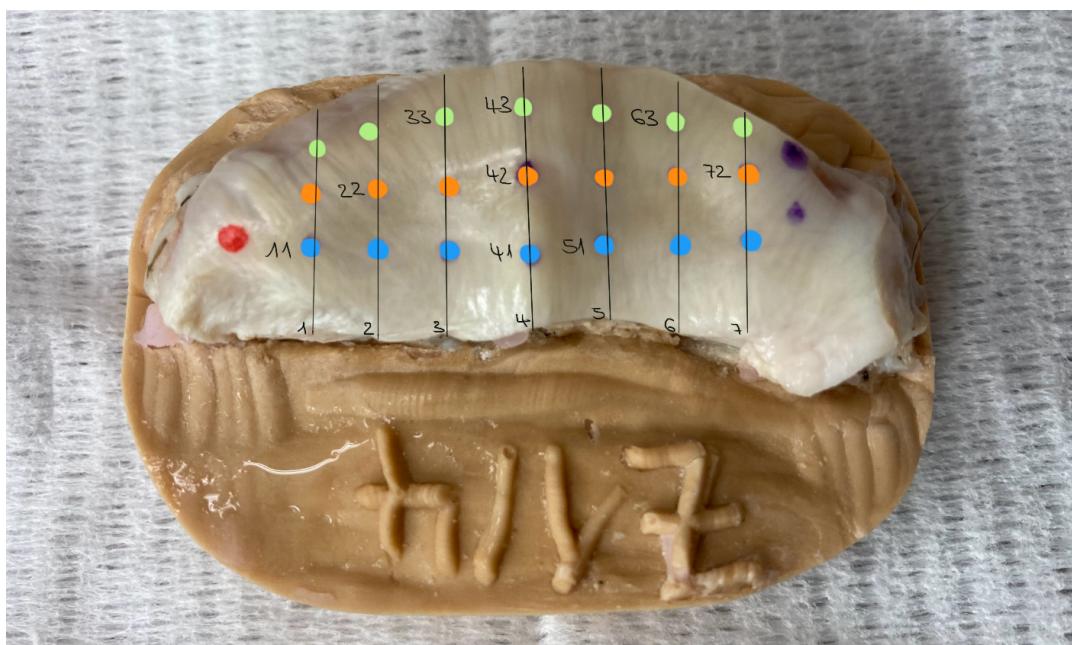


Abbildung 39: Darstellung der Messpunkte und -reihen beim Mapping des Faserknorpels der *Facies flexoria* des Strahlbeins auf Höhe der Scheibe 1 bis 7 von medial nach lateral

grün – distale, Messreihe orange - mittige Messreihe, blau - proximale Messreihe

Auf Höhe der Scheiben 1 bis 7 von medial nach lateral.

Tabelle 6: Mittelwerte mit Standardabweichung der Faserknorpeldicke in mm an Einzelmesspunkten

Messpunkt	Vordergliedmaße	Hintergliedmaße
11	$1,05 \pm 1,81$	$0,99 \pm 1,79$
12	$0,86 \pm 0,43$	$0,71 \pm 0,40$
13	$1,19 \pm 0,71$	$1,10 \pm 0,51$
21	$0,68 \pm 0,40$	$0,56 \pm 0,16$
22	$0,66 \pm 0,13$	$0,61 \pm 0,18$
23	$1,00 \pm 0,42$	$1,37 \pm 1,26$
31	$0,64 \pm 0,45$	$0,56 \pm 0,14$
32	$0,61 \pm 0,14$	$0,61 \pm 0,15$
33	$0,94 \pm 0,44$	$1,14 \pm 1,10$
41	$0,77 \pm 1,07$	$0,66 \pm 0,32$
42	$0,69 \pm 0,21$	$0,77 \pm 0,27$
43	$1,17 \pm 0,73$	$1,46 \pm 0,67$
51	$0,56 \pm 0,13$	$0,58 \pm 0,13$
52	$0,60 \pm 0,16$	$0,67 \pm 0,16$
53	$0,86 \pm 0,47$	$0,97 \pm 0,46$
61	$0,57 \pm 0,13$	$0,62 \pm 0,16$
62	$0,60 \pm 0,14$	$0,63 \pm 0,18$
63	$0,86 \pm 0,39$	$1,16 \pm 1,11$
71	$0,56 \pm 0,20$	$0,55 \pm 0,41$
72	$0,61 \pm 0,23$	$0,55 \pm 0,28$
73	$0,88 \pm 0,32$	$1,25 \pm 1,32$

Die **Faserknorpeldicke** der Strahlbeine der Vordergliedmaßen betrug durchschnittlich  $0,78 \pm 0,61$  mm und die der Hintergliedmaßen  $0,84 \pm 0,77$  mm (siehe Tabelle 6). Insgesamt variiert die Faserknorpeldicke über alle Messpunkte recht deutlich (Variationskoeffizient 41,34 %). Dies erklärt sich zum einen aus einem deutlichen Unterschied der Messwerte an den Strahlbeinen der Schulter- und Beckengliedmaßen. In allen 3 Messwertreihen ist der Faserknorpel hinten signifikant dicker als vorne ( $p < 0,001$ ). Zum anderen unterscheiden sich auch die drei Messwertreihen innerhalb eines Strahlbeins deutlich (siehe Abbildung 40). In der distalen Reihe ist der Faserknorpel signifikant dicker ( $p < 0,001$ ) als in der proximalen und mittleren Reihe, die sich kaum und nicht signifikant unterschieden (vorne:  $p = 0,181$ ; hinten:  $p = 1,000$ ). Zusätzlich besteht augenscheinlich besonders deutlich an den Strahlbeinen der Schultergliedmaße eine Asymmetrie. Im Bereich der medialen Scheiben sind die Faserknorpel signifikant dicker als in den

korrespondierenden lateralen Scheiben ( $p < 0,001$  über alle Paare). Zudem ist der Faserknorpel im Bereich des Sagittalkammes signifikant dicker als in den angrenzenden Scheiben ( $p < 0,001$ ). Eine entsprechende, aber deutlich weniger ausgeprägte Asymmetrie findet sich an den Strahlbeinen der Beckengliedmaßen, die aber auch signifikant sind ( $p < 0,001$ ).

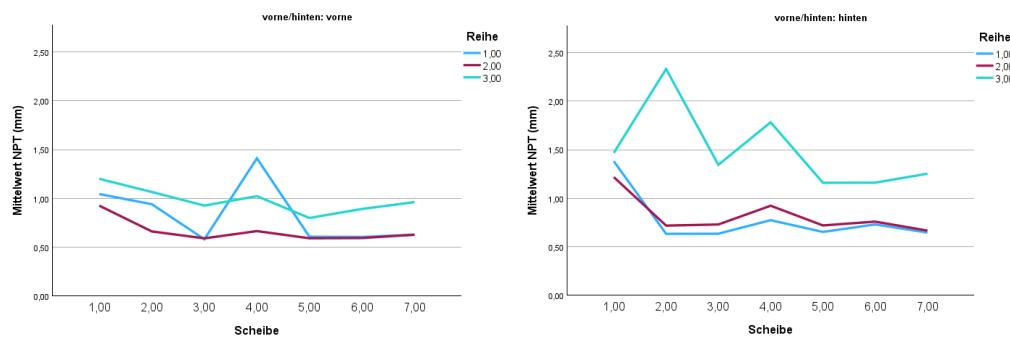


Abbildung 40: Liniendiagramme der Faserknorpeldicke (NPT) über die Scheiben 1 bis 7 von medial nach lateral, in den Mappingreihen 1 bis 3, Schultergliedmaße linke Grafik, Beckengliedmaße rechte Grafik

Beim **Instantaneous Modulus des Faserknorpels** befinden sich die Werte zwischen 5,22 und 10,59 MPa. Die Mittelwerte betrugen vorne  $7,49 \pm 3,86$  MPa und hinten  $7,07 \pm 3,77$  MPa (siehe Tabelle 7). Insgesamt variiert der Instantaneous Modulus über alle Messpunkte deutlich (Variationskoeffizient 27,19 %). Dies erklärt sich zum einen aus einem deutlichen Unterschied der Messwerte an den Strahlbeinen der Schulter- und Beckengliedmaßen. In allen drei Messwertreihen ist der Instantaneous Modulus hinten signifikant geringer als vorne ( $p < 0,001$ ). Zum anderen unterscheiden sich auch die drei Messwertreihen innerhalb eines Strahlbeins deutlich. Von der proximalen über die mittlere zur distalen Reihe sinkt der Instantaneous Modulus sowohl an der Schulter- als auch der Beckengliedmaße stetig und signifikant ab ( $p < 0,001$ ). Zusätzlich besteht augenscheinlich besonders deutlich an den Strahlbeinen der Schultergliedmaße eine Asymmetrie. Im Bereich der medialen Scheiben ist der Instantaneous Modulus signifikant geringer als in den korrespondierenden lateraleren Scheiben ( $p < 0,001$  über alle Paare). Auch ist der Instantaneous Modulus im Bereich des Sagittalkammes signifikant geringer als in den angrenzenden Scheiben ( $p < 0,001$ ). Dieser Befund ist an den Strahlbeinen der Beckengliedmaßen besonders stark ausgeprägt.

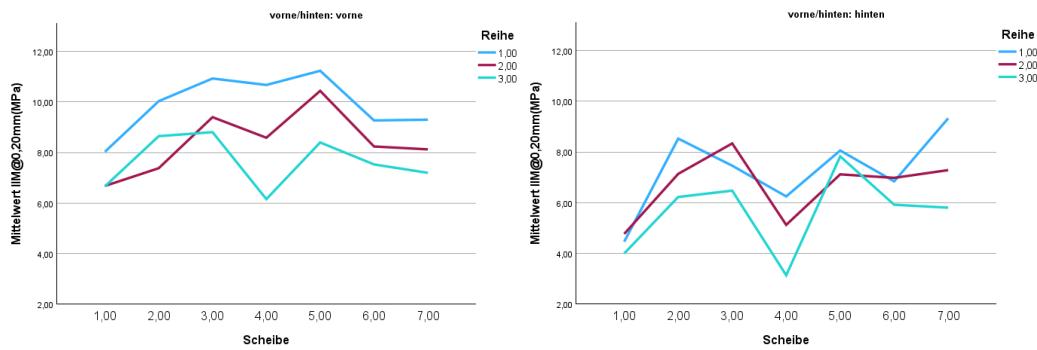


Abbildung 41: Liniendiagramme des Instantaneous Modulus (IIM) des Faserknorpels der *Facies flexoria* des Strahlbeines über die Scheiben 1 bis 7 von medial nach lateral, in den Mappingreihen 1 bis 3, Schultergliedmaße linke Grafik, Beckengliedmaße rechte Grafik

Tabelle 7: Instantaneous Modulus an den Einzelmesspunkten, Maßeinheit: MPa

Messpunkt	Vordergliedmaße	Hintergliedmaße
11	$6,92 \pm 4,03$	$6,58 \pm 3,50$
12	$6,59 \pm 2,78$	$7,27 \pm 3,49$
13	$5,42 \pm 3,59$	$4,68 \pm 1,78$
21	$7,97 \pm 4,04$	$9,10 \pm 4,40$
22	$7,18 \pm 3,21$	$7,21 \pm 3,45$
23	$6,76 \pm 3,04$	$6,13 \pm 2,58$
31	$9,19 \pm 3,38$	$9,45 \pm 3,39$
32	$8,26 \pm 4,56$	$8,23 \pm 3,12$
33	$6,92 \pm 3,25$	$6,41 \pm 2,77$
41	$8,98 \pm 5,10$	$6,73 \pm 2,98$
42	$6,27 \pm 4,55$	$5,87 \pm 5,25$
43	$5,22 \pm 2,36$	$3,00 \pm 1,67$
51	$10,59 \pm 4,47$	$9,30 \pm 3,10$
52	$8,97 \pm 4,04$	$8,25 \pm 5,68$
53	$7,30 \pm 2,19$	$6,13 \pm 2,41$
61	$8,93 \pm 4,00$	$9,13 \pm 3,09$
62	$7,63 \pm 3,59$	$7,46 \pm 2,97$
63	$6,64 \pm 2,70$	$5,87 \pm 2,82$
71	$7,82 \pm 4,36$	$9,31 \pm 4,62$
72	$7,33 \pm 3,32$	$6,49 \pm 3,52$
73	$6,03 \pm 2,68$	$5,88 \pm 2,52$

## 1.4 Untersuchung des subchondralen Knochens im CT

Die Messpunkte der subchondralen Knochenwerte entsprechen den Messpunkten des Mappings, wobei die Mittelwerte aus drei Einzelmessungen bestimmt wurden. Für den subchondralen Knochen bewegen sich die Werte zwischen 1056 und 1264 HU (siehe Tabelle 8):

Tabelle 8: Hounsfield-Einheiten der Messpunkte des subchondralen Knochens

Messpunkt	Vordergliedmaße	Hintergliedmaße
11	1101 ± 183	1068 ± 166
12	1142 ± 202	1142 ± 122
13	1202 ± 172	1171 ± 161
21	1192 ± 166	1170 ± 192
22	1191 ± 153	1241 ± 147
23	1206 ± 154	1220 ± 140
31	1220 ± 130	1251 ± 141
32	1238 ± 166	1264 ± 154
33	1235 ± 129	1246 ± 157
41	1170 ± 150	1213 ± 144
42	1125 ± 143	1147 ± 140
43	1203 ± 137	1193 ± 136
51	1220 ± 132	1239 ± 145
52	1205 ± 138	1221 ± 155
53	1242 ± 148	1204 ± 153
61	1192 ± 161	1212 ± 142
62	1229 ± 191	1186 ± 158
63	1257 ± 142	1254 ± 121
71	1106 ± 175	1056 ± 175
72	1189 ± 240	1137 ± 188
73	1179 ± 192	1165 ± 175

Insgesamt variieren die Werte der **Hounsfield Units des subchondralen Knochens** über alle Messpunkte nur wenig (Variationskoeffizient 11,97 %). Entsprechend finden sich im Vergleich der Werte von der Schulter- und Beckengliedmaße keine signifikanten Unterschiede (proximale Reihe  $p = 0,397$ , mittlere Reihe  $p = 0,787$ , distale Reihe  $p = 0,221$ ). Zum anderen unterscheiden sich auch die drei Messwertreihen innerhalb eines Strahlbeins nicht signifikant ( $p$ -Werte zwischen 0,185 und 1,000) (siehe Abbildung 42). Unterschiede finden sich nur im

Vergleich der verschiedenen Scheiben. Die äußereren medialen und lateralen Scheiben sowie die Scheibe im Bereich des Sagittalkammes weisen die geringsten Werte auf. Im Bereich der Scheibe 3 und 5 liegen die Werte der Hounsfield Units des subchondralen Knochens dagegen relativ hoch. Diese milden, aber messbaren Unterschiede sind signifikant ( $p < 0,001$ ).

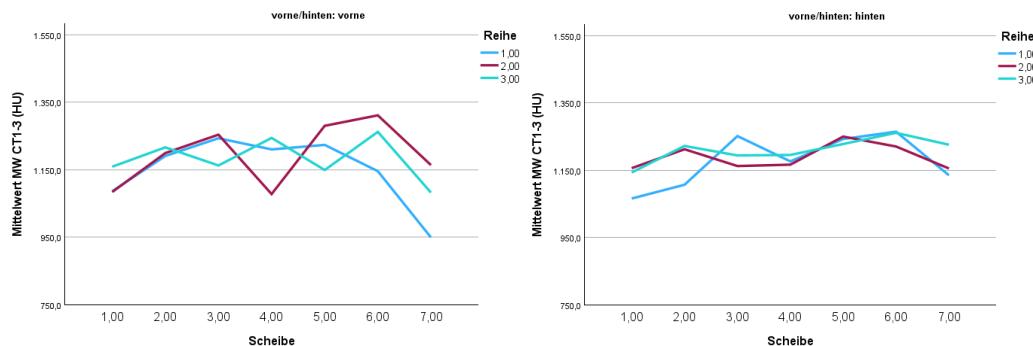


Abbildung 42: Liniendiagramme der Hounsfield Units des subchondralen Knochens über die Scheiben 1 bis 7 von medial nach lateral, in den Mappingreihen 1 bis 3, Schultergliedmaße linke Grafik, Beckengliedmaße rechte Grafik

### 3. Einflussfaktoren auf die Morphologie des Strahlbeins

#### 3.1. Einflussfaktoren auf die Mikromorphologie des Strahlbeins

Wie im vorherigen Kapitel aufgezeigt, nimmt die funktionelle Belastung einen starken Einfluss auf die verschiedenen untersuchten mikromorphologischen Parameter. Aber auch Faktoren wie Alter, Gewicht, Geschlecht und Nutzungsart der Pferde nehmen potenziell Einfluss auf die Mikromorphologie des Strahlbeins und sollen im Folgenden betrachtet werden. Für die Nutzungsart lagen bei dem verwendeten Schlachtpferdematerial keine ausreichend detaillierten Daten vor, um eine sinnvolle Auswertung vorzunehmen. Daher wurde auf die Auswertung dieses Parameters verzichtet. Da gerade für die Knochendichtheparameter die Unterschiede zwischen den verschiedenen Scheiben absolut nicht sehr groß sind, wurde für die Betrachtung der Einflussfaktoren verzichtet. Wie eine Vorabanalyse zeigte, bringen die Zusammenhangsanalysen für die Einzelscheiben keinen relevanten Mehrwert in der Aussage, weshalb darauf in der folgenden Darstellung verzichtet wurde.

Die Korrelationsanalyse ergab für das **Lebensalter** der Pferde insbesondere für die Strahlbeine der Schultergliedmaße auf zahlreiche Parameter einen signifikanten

Einfluss. So sinkt die mittlere (über alle Scheiben gemittelt betrachtet) Gesamtknochendichte mit steigendem Lebensalter ( $\rho = -0,751, p < 0,001$ ) (siehe Abbildung 43). Dies ist insbesondere bedingt durch eine sinkende Kortikaldichte im höheren Alter ( $\rho = -0,602, p < 0,001$ ). Parallel kommt es zu einer Verdickung des Strahlbeins. Sowohl die Gesamtquerschnittsfläche ( $\rho = 0,294, p = 0,040$ ) als auch der periostale Umfang ( $\rho = 0,294, p = 0,040$ ) nehmen mit steigendem Lebensalter an den Strahlbeinen der Schultergelenke leicht zu. An den Strahlbeinen der Beckengelenke ist ebenfalls eine Abnahme der Knochendichte mit steigendem Lebensalter zu verzeichnen (Gesamtknochendichte:  $\rho = -0,748, p < 0,001$ ; Kortikaldichte:  $\rho = -0,505, p < 0,001$ ). Diese Abnahme der Knochendichte wird aber an der Beckengelenke nicht durch eine signifikante Verdickung der Strahlbeine kompensiert (Gesamtquerschnittsfläche:  $\rho = 0,017, p = 0,905$ ; periostaler Umfang:  $\rho = 0,017, p = 0,905$ ). Auf die Spongiosadichte wie auch den Stress-Strain-Index (SSI) nimmt das Lebensalter dagegen sowohl bei den Strahlbeinen der Schulter- wie der Beckengelenke keinen signifikanten Einfluss (Schultergelenke Spongiosadichte  $\rho = -0,193, p = 0,183$ , SSI  $\rho = -0,093, p = 0,524$ ; Beckengelenke Spongiosadichte  $\rho = 0,258, p = 0,073$ , SSI  $\rho = -0,127, p = 0,385$ ).

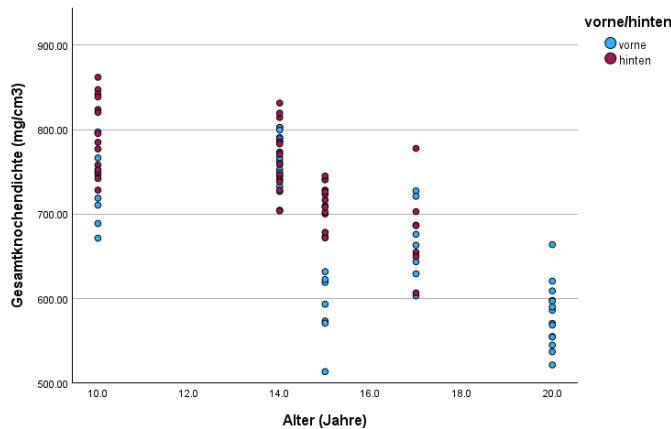


Abbildung 43: Zusammenhang der Gesamtknochendichte (TOT\_DEN) der Strahlbeine und dem Alter vergleichend für Schulter- und Beckengelenke

Die Faserknorpeldicke sowie der Instantaneous Modulus des Faserknorpels stehen an den Strahlbeinen der Schulter- wie der Beckengelenke nicht signifikant im Zusammenhang mit dem Lebensalter. Gleichermaßen gilt für die Hounsfield Units des subchondralen Knochens.

Die **Körpermasse** nimmt signifikant Einfluss auf die Mikromorphologie der

Strahlbeine der Beckengliedmaßen, aber kaum auf die der Schultergliedmaße. Mit steigender Körpermasse sinkt die Gesamtknochendichte der Strahlbeine der Beckengliedmaße ( $\rho = -0,424$ ,  $p = 0,001$ ). Dies betrifft sowohl die Spongiosadichte ( $\rho = -0,432$ ,  $p < 0,001$ ) als auch die Kortikalsdichte ( $\rho = -0,310$ ,  $p = 0,014$ ). Der SSI sinkt leicht ab, wobei dieses Absinken gerade nicht signifikant ist und in weiterführenden Untersuchungen verifiziert werden müsste ( $\rho = -0,245$ ,  $p = 0,053$ ). An den Strahlbeinen der Schultergliedmaße ist ein signifikanter Anstieg des SSI mit steigender Körpermasse zu verzeichnen ( $\rho = 0,291$ ,  $p = 0,030$ ). Die anderen Parameter stehen dagegen an der Schultergliedmaße nicht in signifikantem Zusammenhang mit der Körpermasse (Gesamtknochendichte  $\rho = -0,022$ ,  $p = 0,871$ , Spongiosadichte  $\rho = -0,136$ ,  $p = 0,318$ , Kortikalsdichte  $\rho = -0,037$ ,  $p = 0,785$ , Gesamtquerschnittsfläche  $\rho = 0,192$ ,  $p = 0,156$ , periostaler Umfang  $\rho = 0,192$ ,  $p = 0,156$ ).

Die Faserknorpeldicke wie die Hounsfield Units des subchondralen Knochens der Strahlbeine werden sowohl an der Schulter- wie an der Beckengliedmaße nicht signifikant von der Körpermasse beeinflusst. Der Instantaneous Modulus des Faserknorpels steigt dagegen an den Strahlbeinen der Beckengliedmaßen mit steigender Körpermasse hochsignifikant leicht an ( $\rho = 0,280$ ,  $p < 0,001$ ).

Für das **Geschlecht** ist nur auf einzelne Parameter der Mikromorphologie der Strahlbeine der Schultergliedmaße ein signifikanter Einfluss nachweisbar nicht aber auf die der Beckengliedmaße. Bei Wallachen ist die Gesamtknochendichte ( $p = 0,004$ ) wie die Kortikalsdichte ( $p = 0,025$ ) signifikant höher als bei Stuten.

Für die Faserknorpeldicke, den Instantaneous Modulus des Faserknorpels und die Hounsfield Units des subchondralen Knochens sind an den Strahlbeinen der Schultergliedmaße keine geschlechtsabhängigen signifikanten Unterschiede nachweisbar. An den Strahlbeinen der Beckengliedmaße ist dagegen die Faserknorpeldicke bei Stuten signifikant höher als bei Wallachen ( $p = 0,048$ ).

### 3.2. Einflussfaktoren auf die röntgenologische Klassifizierung des Strahlbeins nach Dyson

Für die röntgenologischen Beurteilung der Strahlbeine wurde der Kriterienkatalog

nach Dyson verwendet. Es wurde ein Gesamtscore ermittelt und es wurden zudem die drei Einzelkriterien palmare Kompaktadicke, Abgrenzbarkeit zwischen Kompakta und Spongiosa sowie Ausziehungen an der Palmarfläche betrachtet.

Initial erfolgte eine vergleichende Betrachtung der Ergebnisse für die Schulter- und Beckengliedmaße.

Die Häufigkeiten der Gradeinteilungen sind folgenden Kreuztabellen zu entnehmen (siehe Tabelle 9, Tabelle 10, Tabelle 11, Tabelle 12):

Tabelle 9: Kreuztabelle der röntgenologischen Gesamtbewertung der Strahlbeine nach S. Dyson (2011) (35)

		DysonRöLFgesamt			Total
		Grad 2 = Fair	Grad 3 = Poor	Grad 4 = Bad	
vorne/hint vorne en	Count	8	25	3	36
	% within vorne/hinten	22,2%	69,4%	8,3%	100,0%
	hinten	Count	9	25	2
	% within vorne/hinten	25,0%	69,4%	5,6%	100,0%
Total	Count	17	50	5	72
	% within vorne/hinten	23,6%	69,4%	6,9%	100,0%

Tabelle 10: Kreuztabelle der röntgenologischen Bewertung der palmaren Kompaktadicke der Strahlbeine nach S. Dyson (2011) (35)

		DysonRöLFpalmareKompaktadicke				Total
		palmare Kompakta gleichmäßig dick oder proximal am dicksten, homogene Opazität	Grad 2 = Fair, sichelförmige Verschattung Sagittalkamm	Verdickung der palmaren/dosalen Kompakta, schlecht abzugrenzende(r) Bereich(e) innerhalb der	aufgehelle Region in der palmaren Kompakta, Knochenneubildung an der palmaren	
vorne/hint vorne en	Count	10	9	15	2	36
	% within vorne/hinten	27,8%	25,0%	41,7%	5,6%	100,0%
	hinten	Count	13	11	12	36
	% within vorne/hinten	36,1%	30,6%	33,3%	0,0%	100,0%
Total	Count	23	20	27	2	72
	% within vorne/hinten	31,9%	27,8%	37,5%	2,8%	100,0%

Tabelle 11: Kreuztabelle der röntgenologischen Bewertung der Strahlbeine hinsichtlich der Abgrenzung von Kompakta und Spongiosa nach S. Dyson (2011) (35)

		DysonRöLFAbgrenzungKompaktaSpongiosa			Total
		Grad 0 = Excellent, gute kortikomedulläre Abgrenzung	Grad 2 = Fair, etwas schlechtere kortikomedulläre Abgrenzung	Grad 3 = Poor, schlechte kortikomedulläre Abgrenzung	
vorne/hint vorne en	Count	6	12	18	36
	% within vorne/hinten	16,7%	33,3%	50,0%	100,0%
	hinten	Count	6	22	36
	% within vorne/hinten	16,7%	61,1%	22,2%	100,0%
Total	Count	12	34	26	72
	% within vorne/hinten	16,7%	47,2%	36,1%	100,0%

Tabelle 12: Kreuztabelle der röntgenologischen Bewertung der Strahlbeine hinsichtlich der Ausziehungen der Palmarfläche nach S. Dyson (2011) (35)

		Dyson	RöLF	Ausziehungen	Palmarfläche	Kompakta	
		Grad 0 = Excellent, keine distale Ausziehung der Palmarfläche	Grad 1 = Good, kleine Ausziehung der Palmarfläche nach distal		Grad 2 = Fair, Ausziehung der Palmarfläche nach proximal oder distal		Total
vorne/hinten	vorne	Count	1	7	28	36	
		% within vorne/hinten	2,8%	19,4%	77,8%	100,0%	
	hinten	Count	0	12	24	36	
		% within vorne/hinten	0,0%	33,3%	66,7%	100,0%	
Total		Count	1	19	52	72	
		% within vorne/hinten	1,4%	26,4%	72,2%	100,0%	

Unterschiede der röntgenologischen Beurteilung der Strahlbeine **vergleichend zwischen Schulter- und Beckengliedmaße** sind bei den untersuchten Schlachtpferden primär nur für das Kriterium Abgrenzbarkeit zwischen Spongiosa und Kompakta zu sehen, die an Strahlbeinen der Schultergliedmaße signifikant häufiger nur schlecht möglich ist ( $p = 0,034$ ).

Bei dem vorliegenden Schlachtpferdematerial wurde nur für die kortikomedulläre Abgrenzbarkeit an der Schultergliedmaße ein signifikanter Zusammenhang mit dem **Lebensalter** gefunden ( $\rhoho = -0,437$ ,  $p = 0,010$ ).

Für die **Körpermasse** wurde ebenfalls nur für die kortikomedulläre Abgrenzbarkeit ein signifikanter Zusammenhang gefunden aber in diesem Fall für die Strahlbeine der Beckengliedmaße ( $\rhoho = 0,404$ ,  $p = 0,018$ ).

In Bezug auf das **Geschlecht** bestehen für den Gesamtscore sowohl für die Schulter- wie Beckengliedmaße keine signifikanten Geschlechtsunterschiede. Nur für zwei Teilkriterien wurde Geschlechtsunterschiede gefunden. An der Schultergliedmaße war der mittlere Score der palmaren Kompaktadicke bei Stuten signifikant schlechter als bei Wallachen (mittlerer Score Wallach = 2,31, Stute = 3,36;  $p = 0,031$ ). An der Beckengliedmaße ist der mittlere Score für Ausziehungen an der Palmarfläche bei Stuten signifikant höher als bei Wallachen (mittlerer Score Wallach = 2,38, Stute = 3,00;  $p = 0,003$ ).

### 3.3. Zusammenhang zwischen röntgenologischer Klassifizierung des Strahlbeins nach Dyson und mikromorphologischen Befunden

Insbesondere der Gesamtscore korreliert mit einem großen Teil der im pQCT

ermittelten Parameter signifikant, wobei die Stärke des Zusammenhangs eher schwach ist und meist unter einem Spearman rho von 0,2 liegt (siehe Tabelle 13, Tabelle 14). Auffällig ist, dass der Score nach Dyson zur palmaren Kompaktadicke an den Strahlbeinen der Schultergliedmaßen mit keinem der pQCT-Parameter signifikant korreliert, während an der Beckengliedmaße die Gesamtknochendichte schwach aber signifikant mit dem Score korreliert ( $\rho = -0,162$ ,  $p = 0,010$ ). Zudem ist – nicht verwunderlich – eine Zunahme der palmaren Kompaktadicke positiv mit der Gesamtquerschnittsfläche und dem korrespondierenden periostalen Umfang korreliert (Gesamtquerschnittsfläche:  $\rho = 0,209$ ,  $p = 0,001$ , periostaler Umfang:  $\rho = 0,209$ ,  $p = 0,001$ ). Einen deutlicheren positiven signifikanteren Zusammenhang findet man zwischen dem Score zur kortikomedullären Abgrenzbarkeit und den verschiedenen Knochendichteparametern sowie dem SSI. Dies gilt insbesondere für die Schultergliedmaße (siehe Tabelle 13), aber mit Ausnahme des SSI auch für die Beckengliedmaße. Der Score zu palmaren Ausziehungen korreliert an den Strahlbeinen der Schultergliedmaßen erwartungsgemäß signifikant positiv mit den Parametern zur Dicke des Strahlbeins, wobei die Stärke des Zusammenhangs gering ist ( $\rho = 0,126$ ,  $p = 0,0446$ ). Überraschenderweise korrelieren die Maße zur Dicke des Strahlbeins an der Beckengliedmaße nicht mit dem Score zu den palmaren Ausziehungen, sondern recht deutlich negativ mit den verschiedenen Knochendichteparametern (siehe Tabelle 14).

Tabelle 13: Korrelationstabelle der röntgenologischen Klassifizierung nach S. Dyson (35) und den pQCT-Parametern der Schultergliedmaße

		TOT_DEN Gesamtdichte (mg/cm³)	TRAB_DEN Spongiosadichte (mg/cm³)	TOT_A Gesamtquerschnittsfläche (mm²)	CRT_CNT Kortikale Masse (mg)	PERI_C Periostaler Umfang (mm)	RP_CM_W/SSI Polares Widerstandsmoment (mm³)
DysonRöLFgesamt	Correlation Coefficient	0,093	.181**	.159*	.180**	.159*	.160*
	Sig. (2-tailed)		0,004	0,012	0,004	0,012	0,011
	N	252	252	252	252	252	252
DysonRöLFpalmareKompaktadicke	Correlation Coefficient	-0,051	0,028	0,098	0,026	0,098	0,029
	Sig. (2-tailed)						
	N	252	252	252	252	252	252
DysonRöLFAbgrenzungKompaktaSpontangiosa	Correlation Coefficient	0,419	0,655	0,120	0,682	0,120	0,653
	Sig. (2-tailed)						
	N	252	252	252	252	252	252
DysonRöLFAusziehungenPalmarflächekomplexeKompakta	Correlation Coefficient	.263**	.279**	0,096	.232**	0,096	.169**
	Sig. (2-tailed)						
	N	252	252	252	252	252	252
	Correlation Coefficient	-0,093	0,017	.126	0,064	.126	0,068
	Sig. (2-tailed)						
	N	252	252	252	252	252	252

Tabelle 14: Korrelationstabelle der röntgenologischen Klassifizierung nach S. Dyson (35) und den pQCT-Parametern der Beckengliedmaße

		TOT_DEN Gesamtdichte (mg/cm3)	TRAB_DEN Spongiosadichte (mg/cm3)	TOT_A Gesamtquerschnittsfläche (mm2)	CRT_CNT Kortikale Masse (mg)	PERI_C Periostaler Umfang (mm)	RP_CM_W/SSIpolar Polares Widerstandsmoment (mm3)
DysonRöLFgesamt	Correlation Coefficient	-.248**	-0,001	-.189**	-.343**	-.189**	-.263**
	Sig. (2-tailed)	0,000	0,989	0,003	0,000	0,003	0,000
	N	252	252	252	252	252	252
DysonRöLFpalmarKompatadicke	Correlation Coefficient	-.162**	-0,068	.209**	0,061	.209**	0,106
	Sig. (2-tailed)	0,010	0,282	0,001	0,338	0,001	0,093
	N	252	252	252	252	252	252
DysonRöLFAbgrenzungKompataktaSpontangiosa	Correlation Coefficient	.248**	.302**	0,056	146*	0,056	0,101
	Sig. (2-tailed)	0,000	0,000	0,376	0,021	0,376	0,110
	N	252	252	252	252	252	252
DysonRöLAusziehungenPalmarflächekompatika	Correlation Coefficient	-.318**	-.302**	-0,003	-.159*	-.003	-0,106
	Sig. (2-tailed)	0,000	0,000	0,962	0,011	0,962	0,094
	N	252	252	252	252	252	252

## V. DISKUSSION

Im Allgemeinen kann man davon ausgehen, dass die Struktur eines Knochens Ausdruck seiner funktionellen Belastung ist. Im Zuge dieser Arbeit ist bei der Entnahme von insgesamt 8 fetalen Sesambeinen aufgefallen, dass die Strahlbeine der Schultergliedmaße größer als die der Beckengliedmaße sind und zu diesem Zeitpunkt keine Anzeichen für Asymmetrie aufweisen (siehe Abbildung 44). Anders verhält es sich bei den entnommenen Strahlbeinen von Fohlen. Diese zeigen bereits den Beginn der asymmetrischen Züge, wie sie bei den Strahlbeinen adulter Pferde deutlich zu erkennen sind (siehe Abbildung 45). Auch bei den adulten Pferden sind die untersuchten Strahlbeine der Beckengliedmaße kleiner als die der Schultergliedmaße (siehe Abbildung 46).



Abbildung 44: Alle vier Strahlbeine eines Fetus mit Blick auf die *Facies flexoria*



Abbildung 45: Strahlbeine von zwei Fohlen mit Blick auf die *Facies flexoria*



Abbildung 46: Alle vier Strahlbeine eines adulten Pferdes mit Blick auf die *Facies flexoria*, links oben Strahlbein der rechten Vordergliedmaße, rechts oben Strahlbein der linken Vordergliedmaße, links unten Strahlbein der rechten Hintergliedmaße, rechts unten Strahlbein der linken Hintergliedmaße

Harold Frost schreibt, dass bei der Geburt bereits die Art und Weise festgelegt ist, wie das Skelettsystem auf Einflüsse mechanischer und nicht-mechanischer Natur reagiert. Dies gilt auch für die Grundform und Größe der einzelnen Knochen sowie deren Beziehungen zu anderen Strukturen und die Neuroanatomie (70). Insbesondere die Größe der Strahlbeine scheint - wie die unterschiedliche Größe der fetalen Strahlbeine von Schulter- und Beckengliedmaße vermuten lässt – genetisch angelegt zu sein.

Für die Adaptation des Knochens an die zunehmenden täglichen Anforderungen der Bewegung ist nach Kerschan-Schindl das Netzwerk der Osteozyten von großer Bedeutung. Es steuert die mechanischen Eigenschaften des Knochens wie Festigkeit, Steifigkeit und Elastizität (69). Daher kann man davon ausgehen, dass die Struktur eines Knochens Ausdruck seiner funktionellen Belastung ist. Ein Ausdruck hierfür ist die sich in der Fetalzeit unter der zunehmenden funktionellen Belastung ausbildende Asymmetrie der Strahlbeine, wie sich ja auch der gesamte Huf in den ersten Lebensmonaten von einem bilateral symmetrischen Organ zu einem medial und lateral unterschiedlich gewinkelten Organ mit bei vielen Pferden schräger Zehenachse umformt.

Das Strahlbein ist das am weitesten distal befindliche Sesambein an der Vorder- und der Hintergliedmaße des Pferdes. Bis heute ist über die Entwicklung von

Sesambeinen bei Pferden nicht allzu viel bekannt, doch im Vergleich mit anderen Tierarten sind die Sesambeine des Pferdes hinsichtlich ihrer Anzahl, Größe und Position stabil (71). Rijkenhuizen beschäftigte sich bereits 1989 mit der Entwicklung des Strahlbeines, welches über enchondrale Ossifikation aus einem einzelnen Ossifikationskern entsteht (1).

Der Aufhängeapparat des Strahlbeins spiegelt deutlich wider, dass das Strahlbein vorwiegend Zug- und Druckbelastungen ausgesetzt ist. Das starke *Lig. sesamoideum distale impar* muss einer Zugbelastung entgegenwirken, da das Strahlbein aufgrund seiner anatomischen Lage lediglich eine Verlagerung nach proximal erfahren kann. Nach distal ist eine solche Verlagerung nicht möglich, da es hier am Hufbein anstoßen würde. Bei regelmäßiger hoher Belastung sowie bei Überlastung und im Zuge zunehmenden Alters können sich an den Bandansätzen Mineralisierungen bilden bis hin zur Verknöcherung, wodurch es in der Folge zu röntgenologisch sichtbaren Knochenausziehungen am *Margo distalis* sowie am lateralen und medialen Strahlbeinrand an den Ansatzstellen der beiden Kollateralbänder kommen kann. Auch Ausrissfrakturen sind an den Verknöcherungsstellen möglich.

Das Krankheitsgeschehen mit dem das Strahlbein am häufigsten in Verbindung gebracht wird, ist die als Palmares-Huf-Syndrom beschriebene Symptomatik. Diese äußert sich in der Regel durch eine progressive Lahmheit mit fortschreitender chronischer Degeneration des Strahlbeines. In der Regel sind beide Vordergliedmaßen betroffen, meist jedoch in unterschiedlichem Ausprägungsgrad. Im Laufe der Jahre stellte sich zunehmend heraus, dass neben dem Strahlbein auch die umgebenden Weichteilstrukturen Teil dieser Symptomatik sind. Osborn et al. verglichen in diesem Zusammenhang den Strahlbein-Apparat mit dem humanen Achillessehnen-Komplex (32). Ihrer Ansicht nach ist es möglich, dass das Strahlbein mit seinen umgebenden Strukturen der Funktion nach der Achillessehne mit deren Strukturen ähnelt. Die infolge mechanischer Belastung angestoßenen Anpassungsvorgänge sorgen dafür, dass einwirkende Kräfte so verteilt werden, dass sie vom Ansatzpunkt der Sehne am Knochen weg bewegt werden und ihn somit schützen. Dies unterstützt die Vermutung, dass es sich beim Strahlbein-Apparat um eine Enthese handeln könnte. Der vorhandene Faserknorpel ist hinweisgebend für ein erhebliches Ausmaß an einwirkenden Kräften (32).

Die detailliertere Bewertung der Veränderungen der Strahlbeinränder bei der

Röntgenklassifizierung nach Sue Dyson war Anlass für die Ausklammerung schwer veränderter Strahlbeine bei der Ermittlung von Basisdaten. Da das Untersuchungsgut aus zufällig ausgewählten Pferden besteht, ist diese Gruppe schwer veränderter Strahlbeine nicht geeignet für die Ermittlung von Basisdaten. Sie könnte aber möglicherweise in weiteren Untersuchungen zur Klärung beitragen, inwieweit pQCT-Daten bei derartigen Veränderungen von den hier bestimmten Basisdaten abweichen.

Die Knochendichte und die Knochengröße bestimmen die Kompressionsfestigkeit des Knochens (69). Die Knochendichte lässt sich anhand von Osteodensitometrie-Verfahren bestimmen. Diese sind aus der Humanmedizin, vor allem aus der Osteoporose-Diagnostik, bekannt. Wie bereits im Literaturteil beschrieben sind hier verschiedene Verfahren gängig. Das DXA-Verfahren existiert bereits länger und wird nach wie vor zur Osteoporosediagnostik verwendet. Es ist allerdings im Vergleich mit der peripheren quantitativen Computertomographie in mehrerlei Hinsicht im Nachteil, da es im Gegensatz zur pQCT keine Daten zur Knochengeometrie liefert, welche grundlegend für die Knochenfestigkeit ist. Mittels zugehöriger Software können mechanische Eigenschaften wie Widerstands- und Trägheitsmoment berechnet werden. Das pQCT-Verfahren kann zwischen kortikalem und trabekulärem Knochen unterscheiden, wodurch früher Änderungen im Knochenstoffwechsel erkannt werden können, weswegen sich pQCT auch für Verlaufsstudien oder -kontrollen sehr gut eignet (46). Des Weiteren wird mit der pQCT die physikalisch korrekte Dichte (volumetric BMD) in g/cm<sup>3</sup> gemessen, wogegen es beim DXA-Verfahren die flächenprojizierte Masse ist (g/cm<sup>2</sup>). Ein weiterer Punkt, der berücksichtigt werden sollte, ist das Zusammenspiel von Muskulatur und Knochen.

Trotz der Vielfalt an Informationen, die eine pQCT-Untersuchung liefern kann, gibt es bislang verhältnismäßig wenig Studien in der Veterinärmedizin. Insbesondere zu „Normwerten“ finden sich nur vereinzelt Informationen. Dies gilt auch für den Bereich der Pferdemedizin. Immerhin scheint das Thema „pQCT“ nun auch in aktueller Literatur mit Hinweisen zu möglichen Untersuchungsverfahren und deren wissenschaftlichen Nutzen Einzug gehalten zu haben. Bei Whitton liest sich zum Beispiel der Hinweis, dass die Möglichkeit besteht, beim pQCT Trainingseffekte nachzuvollziehen (46).

Hinzu kommt, dass insgesamt kaum Untersuchungen des Strahlbeines vergleichend

für Vorder- und Hintergliedmaße durchgeführt wurden. So ist es auch bei der Studie von Bentley et al. von 2007. Hier wurden vergleichend die Strahlbeine von Vollblütern, Ponys sowie von PHS betroffenen Pferden unter anderem mittels pQCT untersucht. Jedoch wurden die Hintergliedmaßen nicht miteinbezogen (72).

Die Ergebnisse der Knochendichte zeigen wie in dieser Arbeit ebenfalls ermittelt für den Sagittalkamm (hier Scheibe 4) eine geringere trabekuläre Knochendichte im Vergleich zu den parasagittalen Schnittebenen. Zudem zeigen sich auch in dieser Studie im medialen Parasagittalschnitt (hier Scheibe 2 und 3) höhere Werte als im lateralen Parasagittalschnitt (hier Scheibe 5 und 6) (siehe Abbildung 47, Abbildung 33).

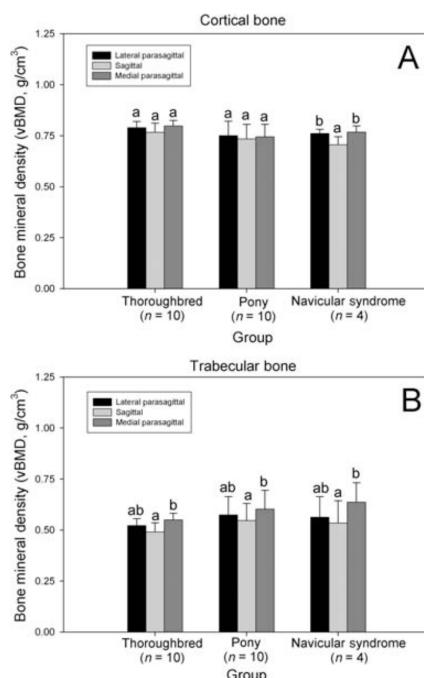


Abbildung 47: Mittels pQCT bestimmte kortikale und trabekuläre Knochendichte der Strahlbeine vergleichend von Vollblütern, Ponys und an PHS erkrankten Pferden, aus Bentley et al. (2007) (72)

Es verwundert nicht, dass sich unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Funktion der Vorder- und Hintergliedmaße Unterschiede in der Ausprägung der Strahlbeineigenschaften der Schulter- und Beckengliedmaße ergeben.

Bei anatomischen Bewegungsstudien zeigt sich eine deutlich unterschiedliche Funktion der Vorder- und Hintergliedmaße derart, dass die Krafteinwirkung auf das Strahlbein vorne überwiegt während der Stützbeinphase erfolgt (Tragefunktion).

Die Hintergliedmaße ist in der Lage, nicht zuletzt durch die vorhandene Winkelung am Sprunggelenk und der kräftigen Muskelmasse, den Körper in die Vorwärtsrichtung zu bewegen. Die dort wesentlich kräftiger ausgeprägte tiefe Beugesehne scheint erheblich mehr physiologische Krafteinwirkung auf das Strahlbein auszuüben als die der Vordergliedmaße (Vorwärtsstemmen) (73).

Beispielgebend für die rein optische Schädigung der Strahlbeine und den Grad der Verwachsungen mit dem Aufhängeapparat des Strahlbeines sind die Strahlbeine eines Kutschpferdes (siehe Abbildung 48) und eines Springpferdes (siehe Abbildung 49).



Abbildung 48: Alle 4 Strahlbeine eines Kutschpferdes mit Blick auf die palmar liegende *Facies flexoria*



Abbildung 49: Alle 4 Strahlbeine eines Springpferdes mit Blick auf die palmar liegende *Facies flexoria*

Es bedarf weiterer Untersuchungen für die Abklärung der Mutmaßung, dass die in

den Abbildungen sichtbaren Mehrbeschädigungen der Vordergliedmaßen beim Springpferd durch die extreme Belastung während der Landung verursacht wurden. Auch die Veränderungen unterschiedlichen Ausmaßes zwischen links und rechts könnten durch die nicht zeitgleiche Landung beider Vordergliedmaßen bedingt sein.

Bei Betrachtung der verschiedenen Parameter der pQCT-Wertebestimmung ist die Knochenmineraldichte (TOT\_DEN) der Schultergliedmaße im Mittel geringer als die Knochenmineraldichte der Beckengliedmaße. Neben den oben genannten funktionellen Unterschieden in der Kräfteeinwirkung zwischen Vorder- und Hintergliedmaße, scheint das Strahlbein der Schultergliedmaße durch den jahrelangen Gebrauch als Kutsch- bzw. Reitpferd (z.B. Dressur-, Spring- und/oder Westernpferd, insbesondere intensiv sportlich genutzt) wesentlich mehr Symptome der Überbelastung zu entwickeln. In der Arbeit von Bentley et al. von 2007 wurde herausgefunden, dass regionale Unterschiede in der Knochendichte nur bei Pferden mit PHS auffällig waren, nicht jedoch in den Vergleichsgruppen der Vollblüter oder Ponys (72). Hier bleiben bedauerlicherweise die Strahlbeine der Beckengliedmaßen unberücksichtigt.

Die Reaktion eines Knochens auf Überlastung ab etwa 3000 Microstrain wird von Frost dem „pathologic overload window“ (POW) zugeordnet. In diesem Bereich der Belastung kann es infolge multipler Mikroschäden am Knochen zu einem Anstieg der Knochenmasse bei gleichzeitiger Schwächung des Knochens kommen, was in Knochenschäden oder gar Frakturen resultieren kann (74).

Das vorhandene Untersuchungsgut besteht überwiegend aus Pferden höheren Alters mit jahrelanger Nutzung unterschiedlicher Art. Das Geschlecht der Tiere war zum Teil nicht bekannt, jedoch stellten Fürst et al. 2008 fest, dass die Knochendichte und -mikroarchitektur weder durch Rasse noch Geschlecht beeinflusst zu werden scheint (75). Es ist nicht auszuschließen, dass die geringere Knochenmineraldichte eine Antwort auf die lang andauernde Belastung durch den Gebrauch darstellt. Bentley et al. stellten zur Diskussion, ob die geringere Knochendichte im Bereich des Sagittalschnittes, im Vergleich zu den Parasagittalschnitten bei an PHS erkrankter Pferde, Folge einer wiederkehrenden Mehrbelastung sein könnte. Da die Hintergliedmaßen außen vor gelassen wurden, stellt sich nun die Frage, ob eventuell auch eine weniger hohe Druckbelastung auf den Sagittalkamm die Ursache für die niedrigere Knochendichte in diesem Bereich

sein könnte. In dieser Arbeit lässt sich auch für die Strahlbeine der Hintergliedmaßen eine solche Absenkung der Knochendichte im Bereich des Sagittalkammes nachvollziehen. Möglicherweise ist die Druckbelastung physiologischerweise parasagittal höher, da in der oben genannten Studie eventuell der Einfluss der tiefen Beugesehne auf die parasagittalen Anteile des Strahlbeines nicht berücksichtigt wurde.

Unter extremer Stützbelastung mit hochgradiger Hyperextension im Fesselgelenk kommt es vermutlich zur Kompression der *Bursa podotrochlearis* sowie des Ballenpolsters, so dass das Strahlbein sich der Bodenfläche annähert und so das Fesselbein einen Tiefstand erreichen kann. In diesem Moment unterliegt das Strahlbein einer extremen Druckbelastung durch die tiefe Beugesehne. Weaver kann mit seiner Versuchsanordnung mit Anhebung der Sohle eine wesentliche Druckentlastung des Strahlbeines nachweisen (76). Nach genauer Durchsicht der Literatur gibt es aber keine wirklichen Angaben und Untersuchungsergebnisse über die Stellung von Hufbein, Strahlbein und Kronbein zueinander im Moment der Extrembelastung. Diese Angaben wären aber wichtig, um die mikromorphologischen Umbauvorgänge und degenerativen Veränderungen, die bei sportlicher Belastung mit häufiger extremer Hyperextension im Fesselgelenk – wie im Springsport – verstehen zu können. Aus diesem Grunde haben wir in einer kleinen Pilotstudie röntgenologisch die Stellung des Strahlbeins zum Hufbein und Kronbein in verschiedenen Belastungsphasen am Schlachttierpräparat untersucht (siehe Abbildung 50). Hierbei zeigt sich mit zunehmender Last eine Verschiebung und unter extremer Stützlast eine Rotation des Strahlbeins, die letztendlich zu einem Druck des *Margo distalis* gegen das Hufbein führt. Es ist zu vermuten, dass in der Phase dieser Rotation die für die Blutversorgung des Strahlbeins wichtigen Gefäße abgeklemmt werden. Dieser Befund würde die These unterstützen, dass die Pathogenese des PHS auch ganz wesentlich durch ischämische Prozesse gefördert wird (77). Die erheblichen Druckbelastungen auf den *Margo distalis* bei dieser Strahlbeinrotation unter extremer Stützlast erklären auch, dass ein Großteil der für das PHS beschriebenen Strahlbeinveränderungen im Bereich des *Margo distalis* lokalisiert sind.



Abbildung 50: 90°-Röntgenaufnahmen des Hufgelenks in unterschiedlichen Belastungszuständen, mit Zunahme der Beugung im Hufgelenk kommt es zu einer Rotation des Strahlbeins um seine Transversalachse

Bei der nutzungsbedingten Überbelastung des Strahlbeins der Vordergliedmaße in der Bewegung erscheint es vorstellbar, dass die Grenze des physiologischen Knochenaufbaus und -stoffwechsels überschritten wird, was sich in einer Degeneration der Knochenmineraldichte und -festigkeit äußert (siehe Abbildung 51) (78). Auch ein niedrigerer SSI im Vergleich zur Hintergliedmaße spiegelt derartige Umbauvorgänge möglicherweise wider.

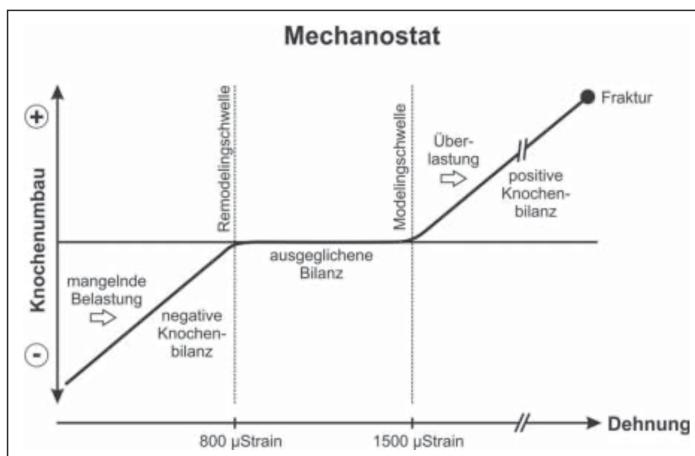


Abbildung 51: Das Mechanostat-Modell modifiziert nach Kerschan-Schindl (69)

Es wäre auch denkbar, dass die Hintergliedmaße von Natur aus eine erheblich größere dynamische Grundbelastung hat und somit das Strahlbein auch physiologisch höhere Messwerte der pQCT-Parameter aufweisen könnte. Angesichts der Tatsache, dass die für die Untersuchung verwendeten Knochen unter anderem von Tieren stammen, die der Nutzung mit Mehrbelastung der Schultergliedmaße durch den Gebrauch unterlagen, bedarf es einer endgültigen Abklärung durch vergleichende Studien zwischen Vorder- und Hintergliedmaße bei bekannter Nutzungsart.

Der anatomisch kleinere Huf der Beckengliedmaße und damit auch das entsprechend kleinere Strahlbein erfährt nach der Gleichung  $P=F/A$  eine höhere Druckbelastung als die Schultergliedmaße, da diese mit dem anatomisch größeren Huf und Strahlbein ausgestattet ist (78).

Ein Hinweis auf die natürlichen Anpassungsvorgänge an die Zug- und Druckkräfte, welche auf das Strahlbein einwirken, findet sich bei Betrachtung der Knochenmineraldichte, der kortikalen und der trabekulären Mineraldichte der verschiedenen Scheiben. Die Scheibe 4 befindet sich zwischen den beiden Schenkeln der tiefen Beugesehne und erfährt daher die geringste Krafteinwirkung und somit den niedrigsten Wert dieser Parameter. Bei den Scheiben 3/5 und 2/6 liegen die Messungen unter der tiefen Beugesehne. Die dort angehobenen Dichtewerte könnten als Folge der stärkeren Belastung durch die tiefe Beugesehne medial und lateral der Scheibe 4 entstanden sein. Ein Hinweis auf diese Zusammenhänge findet sich in der Arbeit von Felsenberg. Hier sind die Knochenmineraldichte-Werte bei Gewichthebern, welche eine Maximalkraft erfahren, wesentlich höher als bei Ausdauersportlern (79). Der Unterschied zwischen Hinter- und Vordergliedmaße könnte eine Folge unterschiedlicher Maximalkrafteinwirkung sein. Hier sind die Werte an der Hintergliedmaße insgesamt gesehen höher als an der Vordergliedmaße.

In einer Arbeit von Jones finden sich ähnliche Beziehungen bei Sportlern mit unilateraler Belastung, wie zum Beispiel Tennisspielern (80). Solche Unterschiede zwischen rechter und linker Gliedmaße wurden in dieser Arbeit nicht berücksichtigt aufgrund der Zufallsauswahl der Pferde. Jedoch ließe eine Studie an Sportpferden mit vergleichbarer Belastung, wie z.B. Springpferde, welche zunächst mit einer Vordergliedmaße aufkommen, ähnliche Ergebnisse erwarten.

Der Einfluss der Muskelkräfte wirkt sich möglicherweise stärker auf die Eigenschaften des Strahlbeines aus als die über die Schwerkraft einwirkenden Kräfte (69, 72, 81, 82). Beispielsweise finden Bentley et al. bei gut trainierten Rennpferden wesentlich höhere Werte der kortikalen Knochendichte. In der Studie von Firth dagegen fanden sich im Vergleich von trainierten zu nur auf der Weide gehaltenen Fohlen bis Jährlinge bei den trainierten Tieren ein größerer periostaler Umfang, ein höherer SSI sowie eine geringere Knochendichte. Die Messungen wurden an Radius und Tibia an mehreren Schnitten ermittelt.

Vergleicht man dies mit den Ergebnissen von A. Hofberger, die pQCT-Untersuchungen an Gleichbeinen durchgeführt hat, fällt auf, dass die Knochenmineraldichte, anders als beim Strahlbein, im Mittel an der Vordergliedmaße höher als an der Hintergliedmaße war (83). Dies könnte in den unterschiedlichen biomechanischen Einflussparametern begründet liegen.

Im Direktvergleich der Mittelwerte der Knochenmineraldichte weisen die untersuchten Strahl- und Gleichbeine vergleichbare Werte auf, wobei die Werte der Hintergliedmaße der Strahlbeine näher am Mittelwert der Gleichbeine ( $686,95 \pm 88,88$  mg) liegen. Ähnlich verhält es sich bei der kortikalen Knochenmineraldichte (CRT\_DEN). Hier liegt der Mittelwert der untersuchten Gleichbeine bei  $1034,08 \pm 35,24$  mg/cm<sup>3</sup>. Deutliche Unterschiede finden sich bei den Ergebnissen bezüglich der spongiösen Knochenmineraldichte (TRAB\_DEN) sowie beim Stress Strain Index (SSI). Diese Parameter liegen beim Strahlbein deutlich niedriger als bei den Gleichbeinen. Der SSI, welcher die Biegefesteitigkeit eines Knochens widerspiegelt, hat im Gegensatz zu den sich auf Druckkräfte verändernden pQCT-Parameter in dieser Studie am Sagittalkamm (Scheibe 4) die höchsten Werte. Die Tatsache, dass Frakturen am Strahlbein überwiegend parasagittal lokalisiert sind, spricht für eine besondere Biegefesteitigkeit im Bereich des Sagittalkamms (33). Dzierecka ermittelte am Fesselbein Durchschnittswerte für den SSI zwischen 2775 und 21246 (38). Trotz der erheblichen Schwankung sind die Werte weit höher als beim Strahlbein. Es darf davon ausgegangen werden, dass das Strahlbein nur wenigen Biegekräften ausgesetzt ist. Firth untersucht Fohlen im Alter von 4 Tagen bis zu 17 Monaten. Hier reicht der SSI des Fesselbeines von 701,9 beim 4-tägigen Fohlen bis zu 5169,5 beim 17 Monate alten Jährling. Im Vergleich zum Strahlbein liegt der Wert selbst beim 4 Tage alten Fohlen bereits deutlich höher als beim Strahlbein erwachsener Pferde (Schwankungen zwischen 84,5 und 370,9). Firth bestimmt außerdem den

SSI am *Os metacarpale III*. Auch hier ist der SSI bereits beim 4 Tage alten Fohlen mit einem Minimum von 1447,7 erheblich höher als beim Strahlbein (84).

Willnecker und Gasser untersuchen den vergleichbaren BSI-Wert an der proximalen Tibia bei Ratten und ermitteln hier Werte um 0,877 (85). Positioniert man das Strahlbein in dieser Wertepalette, so erstaunt der niedere Wertebereich.

In der Studie von Jiang et al. unterscheiden sich die SSI-Werte von als frakturgefährdet eingestuften Personen nicht von der als gesund eingestuften Vergleichsgruppe (86). Hier wird ausführlich diskutiert, welche möglichen Einflüsse zu diesem Ergebnis geführt haben. Trotz der Beteiligung des Strahlbeines am Hufgelenk scheint es weit weniger den direkten Zug- und Druckkräften während der Bewegung ausgesetzt zu sein als es die darüber liegenden Knochen sind. Angesichts der Tiefstellung des Fesselgelenks beim Aufkommen in der Stützbeinphase der Fortbewegung, kann erwartet werden, dass das Strahlbein der Vordergliedmaße eine deutlich höhere Druckbelastung als das Strahlbein der Hintergliedmaße durch die tiefe Beugesehne erfährt. Alternativ zu den genannten Beziehungen ist es denkbar, dass die natürliche Bewegung ohne Nutzungsbelastung eine Angleichung oder sogar Umkehrung der Messwertdifferenz zwischen Vorder- und Hintergliedmaße ergeben würde. Hierzu fanden sich jedoch keine entsprechenden Untersuchungen, da die Arbeiten in Bezug auf die biomechanischen Belastungen des Strahlbeines die Hintergliedmaße außen vor gelassen haben (16, 72, 76).

Der optische Eindruck der asymmetrischen Form der medial und lateral des Sagittalkammes gelegenen Flächen gibt Anlass für die Vermutung, dass in den Schnittebenen unterschiedliche pQCT-Werte ermittelt werden. In dieser Arbeit gab es wenig signifikante Unterschiede in den Parametern medial und lateral des Sagittalkammes. Lediglich für die Parameter SSI, PERI\_C und TOT\_A konnte an der Beckengliedmaße ein signifikanter Unterschied der kongruierenden Scheiben 2 und 6 gefunden werden. An der Schultergliedmaße konnte für keinen der untersuchten pQCT-Parameter ein signifikanter Unterschied im Vergleich von medial und lateral festgestellt werden. Daher könnte man darauf schließen, dass die Belastungen beidseits des Sagittalkammes gleichförmig sind. Auffällig ist, dass die anatomischen Gegebenheiten medial und lateral unterschiedlich sind, wobei die Flächenausdehnung lateral größer ist als medial. Der Aufhängeapparat ist ebenfalls lateral kräftiger als medial, aber die pQCT-Daten der Sagittalschnitte haben lateral

und medial keine Unterschiede an der Schultergliedmaße ergeben.

Mittels bivariater Korrelation wurden alle für diese Arbeit herangezogenen Parameter zueinander in Bezug gesetzt. Aus der Vielzahl der möglichen Korrelationen ergaben sich Bezüge zur Röntgenklassifizierung nach Sue Dyson. Die Gesamtknochendichte an der Hintergliedmaße korreliert negativ mit dem Gesamtscore der Röntgenklassifizierung nach Sue Dyson. Im Untersuchungsgut nimmt mit zunehmender Veränderung im Röntgenbild die Gesamtknochendichte TOT\_DEN ab. Die kortikale Knochendichte CRT\_DEN korreliert im Auflagebereich der tiefen Beugesehne an der Beckengliedmaße ebenfalls negativ. Die kortikale Querschnittsfläche CRT\_A verhält sich gleichsinnig. Die spongiöse Querschnittsfläche TRAB\_A der Hintergliedmaße korreliert an den Scheibenpaaren 2/6 und 3/5 positiv signifikant. Ein derartiger Bezug konnte an der Schultergliedmaße nicht erarbeitet werden. Möglicherweise liegt die Begründung darin, dass die Strahlbeine der Vordergliedmaßen weit mehr nutzungsbedingten Veränderungen unterlagen als die der Hintergliedmaßen.

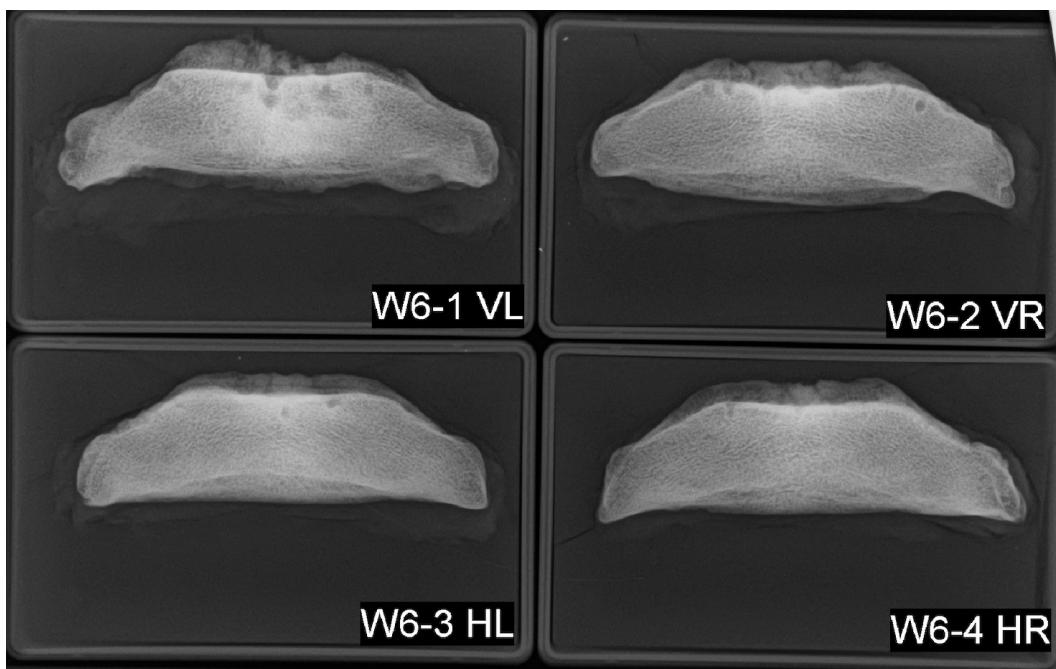


Abbildung 52: Röntgenaufnahme (Oxspring) von den 4 Strahlbeinen eines Pferdes mit deutlich stärkeren Veränderungen der Strahlbeine der beiden Vordergliedmaßen (W 6-1 VL, W 6-2 VR)

Die Spongiosa-Dichte TRAB\_DEN sowie die Gesamtmineralmasse TOT\_CNT der Hinterextremität sinkt an fast allen Scheiben mit zunehmender Ausziehung der Palmarfläche des Strahlbeins ab. Auch hier scheint an der Vorderextremität durch

die Vielfalt der Veränderungen die Erarbeitung eines Zusammenhangs zwischen Ausziehungen der Palmarfläche und Spongiosa-Dichte nicht möglich. Umgekehrt zeigt es sich bei der spongiösen Querschnittsfläche TRAB\_A.

Ein besonderes Augenmerk gilt der Scheibe 4 der Beckengliedmaße, die dem Schnitt durch den Sagittalkamm entspricht. Der überwiegende Teil der Dichte- und Masse-Parameter sowie der SSI sinken mit zunehmendem Schweregrad der Veränderungen in der röntgenologischen Bewertung der Ausziehungen der Palmarfläche nach Sue Dyson.

Mit zunehmender Ausprägung der Insertionsdesmopathien des unpaaren Strahlbein-Hufbeinbandes weisen die absinkenden Dichte- und Masseparameter sowie die Absenkung des SSI darauf hin, dass die Zubildungen Versuche sein könnten, übermäßiger Belastung entgegenzusteuern. Sie scheinen jedoch keinen Beitrag zur Stabilisierung des Strahlbeines zu leisten (87).

Frost beschreibt Parameter nicht-mechanischer Art, welche sich auf die Anpassungsvorgänge von Knochen auf mechanische Nutzung und Strain (Deformation/Dehnbeanspruchung) potenziell auswirken können. Neben dem Genom, Hormonen, Aminosäuren, Vitaminen, Mineralstoffen, dem Geschlecht, Mangelernährung und weiteren Faktoren nennt er auch das Alter (88).

Das Alter als nicht-mechanischer Faktor führt zu einer signifikanten Abnahme der Gesamtknochendichte TOT\_DEN, der kortikalen Knochendichte CRT\_DEN, der Gesamtmineralmasse, der kortikalen Mineralmasse und der kortikalen Querschnittsfläche. Gleichzeitig steigen die Gesamtquerschnittsfläche und die spongiöse Querschnittsfläche an der Schultergliedmaße an.

Bei den Wallachen findet sich im Vergleich zu den Stuten in dieser Arbeit eine signifikant höhere Gesamtknochen- sowie Kortikalisdichte.

Hinzu kommt der signifikante Einfluss der Körpermasse auf die Mikromorphologie der Strahlbeine mit besonderer Ausprägung an der Beckengliedmaße. Hier sinken bei steigendem Körpergewicht TOT\_DEN, CRT\_DEN und TRAB\_DEN signifikant. In Ermangelung von Untersuchungen von Strahlbeinen der Hintergliedmaße lässt sich das leichte Absinken des SSI im Gegensatz zum signifikanten Anstieg des SSI an der Vordergliedmaße in Zusammenhang mit steigender Körpermasse nicht erklären und bedarf weiterer Untersuchungen.

Möglicherweise antwortet der SSI auf die Überlastungsgegebenheiten der Vordergliedmaße und ist bereits Teil von pathologischen Umbauvorgängen des Strahlbeins.

Razi et al. führen die abnehmende Mineralisierung mit geringerem Kalziumgehalt sowie die sinkende Elastizität des Knochens mit zunehmendem Alter auf eine altersbedingte Minderung der Osteoblastenaktivität zurück (89). Bei Betrachtung der Messwerte fällt auf, dass sich bei Schulter- und Beckengliedmaße gleichermaßen ein Altersbezug herstellen lässt, wohingegen die Schultergliedmaße bei der Beurteilung der Röntgenklassifizierung nach Sue Dyson nur eingeschränkt Korrelationen mit einzelnen Parametern aufweist.

Die Beckengliedmaße hat im Gegensatz hierzu gleichsinnige Bezüge wie zum Alter. Da die Röntgenklassifizierung nicht frei von subjektiven Beurteilungen ist, scheint es denkbar, dass die Unterschiede darin begründet werden können (90).

Grundsätzlich spiegeln die pQCT-Daten weit früher Veränderungen der Knochenstruktur wider als sie im Röntgenbild ersichtlich werden können. Laut Butler et al. zum Beispiel ist es röntgenologisch nicht möglich, Verminderungen der Knochenmineralisierung festzustellen, welche weniger als 30 % des Gesamtmineralgehalts betragen. Bender et al. fügen jedoch hinzu, dass bei sehr dichten Knochen bereits Veränderungen ab 6,6 % regelmäßig erkannt werden können (58, 91). Darüber hinaus obliegt es der Gewichtung der Bewertung im Röntgenbild, welcher Klasse das einzelne Strahlbein zugeordnet wird. Veränderungen des Knochens, welche jenseits der physiologischen Leistungsanpassung liegen, können bei extremer Ausprägung im pQCT anders dargestellt sein als durch eine Röntgenklassifizierung wiedergegeben werden kann. Dies wäre ein denkbarer Ansatz für die Abweichungen im Bereich der Schultergliedmaße.

Ein weiterer alterskorrelierter Parameter ist der mittels CT bestimmte Wert der mittleren Hounsfield-Einheit (Mean HU). Auch hier findet sich eine negative Korrelation, da sich mit zunehmendem Alter Mean HU vermindert.

Die Gewebeabsorption von Röntgenstrahlen ist für die Erstellung von Röntgenbildern, CT-Bildern und pQCT-Daten der physikalische Ausgangspunkt jeder Messung. Für die Untersuchung eines Pferdes mittels CT ist eine Narkose unabdingbar, wohingegen zur Bestimmung von pQCT-Parametern lediglich eine

Sedierung erforderlich ist. Da mittels pQCT gleichwertige bzw. vielfältigere Parameter ohne Narkose ermittelt werden können, erscheint es sinnvoll dieser Untersuchungsmethode, z. B. für die Bewertung des Strahlbeins in Zusammenhang mit Podotrochlose, künftig einen höheren Stellenwert beizumessen. Zudem befindet sich die Strahlenbelastung für das Tier im sehr geringen Bereich (44). Bei der Untersuchung der isolierten Strahlbeine betrug die Strahlendosis unter 0,4 µSv.

Im Gegensatz zu den oben beschriebenen Untersuchungen mittels Röntgenstrahlen muss die Untersuchung des Faserknorpels am eingebetteten Präparat durchgeführt werden. Um auswertbare Daten zu erhalten, muss der Feuchtigkeitsgehalt des Faserknorpels den physiologischen Gegebenheiten entsprechend sein und das Präparat vollkommen bewegungsfrei bei der Impression des Knorpels gelagert werden. Eine klinische Anwendung dieser Untersuchungsart ist daher nicht möglich. Eine Beziehung zu den mittels Röntgenstrahlung erhobenen Daten konnte im Untersuchungsgut mit Ausnahme der subchondralen Knochenwerte nicht nachvollzogen werden. Dies gibt Anlass zu der Vermutung, dass der Faserknorpel auf andere biologische Einwirkungen reagiert. Der dem Faserknorpel angrenzende subchondrale Knochen zeigt einen gleichsinnigen Werteverlauf bezogen auf Scheiben wie der durch das Mapping bestimmte Instantaneous Modulus.

Die Aussage, dass es im Verlauf der Podotrochlose-Erkrankung zu degenerativen Veränderungen am Faserknorpel kommt, jedoch keine makroskopischen Veränderungen am hyalinen Knorpel gefunden werden konnten, war der Anlass für die Entscheidung Knorpeluntersuchungen nicht am hyalinen Knorpel der Gelenksflächen durchzuführen, sondern am Faserknorpel der Palmar-/Plantarfläche des Strahlbeins (53, 92).

Eine Bewertung der ermittelten biomechanischen Basisdaten ist dadurch erschwert, dass in der Literatur keine derartigen Untersuchungen am Faserknorpel des Strahlbeins gefunden werden konnten.

Im Untersuchungsgut konnte ein wesentlicher Unterschied zwischen Vorder- und Hintergliedmaße erarbeitet werden. In allen drei Messreihen ist der Faserknorpel der Strahlbeine der Beckengliedmaße signifikant dicker als der der Strahlbeine der Vordergliedmaße. Auch bei der Bestimmung des IIM zeigten sich signifikante Unterschiede beim Vergleich der Werte der Strahlbeine der Schulter- und Beckengliedmaße. Der IIM des Faserknorpels des Strahlbeins der

Beckengliedmaße ist signifikant niedriger als der Vordergliedmaße.

Bei steigender Körpermasse steigt auch der IIM an der Beckengliedmaße hochsignifikant an. Auch hier bleibt zu bedenken, dass das Untersuchungsgut überwiegend von älteren Pferden stammt und Abweichungen an der Schultergliedmaße möglicherweise pathologischen Ursprungs sind. Um faktorenbedingte Einflüsse von pathologischen Veränderungen zu trennen, reicht das vorhandene Untersuchungsgut nicht aus.

Interessanterweise zeigt sich eine signifikant höhere Faserknorpeldicke der Strahlbeine der Beckengliedmaßen bei Stuten im Vergleich zum Wallach. Inwieweit hormonelle Einflüsse hierfür verantwortlich sind, lässt sich derzeit nicht ermessen.

Unterstützt wird der Gedanke, dass der Faserknorpel auf dynamische Kräfte der Beugesehne antwortet, durch die Tatsache, dass die Messwerte im Bereich der Scheibe 4 deutliche Unterschiede zu den Messwerten auf der Scheibe 3 und 5 aufweisen. Bei der Scheibe 4 liegen die Messwerte zwischen den beiden Schenkeln der tiefen Beugesehne und sind im Instantaneous Modulus wesentlich niederer. Die Knorpeldicke verhält sich umgekehrt. Es ist erstaunlich, dass die Hounsfield Einheiten des subchondralen Knochens ebenfalls bei der Scheibe 4 wesentlich niederer sind als bei den Scheiben 3 und 5. Der subchondrale Knochen scheint ebenfalls anderen Kräfteeinwirkungen zu unterliegen als die darüber liegenden Knochenanteile des Strahlbeines. Dies könnte erklären, warum keine Wertesetzung des subchondralen Knochens zu den pQCT-Daten erarbeitet werden konnte. Sollten sich Zusammenhänge zwischen subchondralem Knochen und Faserknorpel in weiteren Untersuchungen unter Verwendung eines hochauflösenden pQCT-Scanners (HR-pQCT) erarbeiten lassen, so wäre es denkbar, dass man mittels pQCT-Diagnostik rückschlüssig auf den Zustand des Faserknorpels schließen könnte (60).

Untersuchungen des Faserknorpels anderer Regionen und Tierarten bzw. des Menschen wurden zu Vergleichszwecken nicht herangezogen. Dies lag daran, dass die Messmethoden entweder zu verschieden und dadurch nicht vergleichbar waren oder die Basisdaten zu große Unterschiede aufwiesen, sodass sie trotz gleicher Messmethoden nicht mit den in der Arbeit erhobenen Daten in Verbindung gebracht werden konnten.

Welche Bedeutung den Unterschieden in der Knorpeldicke der Messreihen von proximal nach distal zukommt, bedarf weiterer Untersuchungen zwischen tiefer Beugesehne und Faserknorpel des Strahlbeins. Es lässt sich mutmaßen, dass die deutlich angehobene Knorpeldicke der distalen Messreihe (Reihe 3) in Zusammenhang mit dem Umlenkpunkt der tiefen Beugesehne an das Hufbein steht. Der subchondrale Knochen zeigt dort keine derartigen Unterschiede.

Während bei der Knorpeldicke lediglich die Messwerte der Reihe 3 erheblich höher liegen als bei den Messreihen 1 und 2, nimmt beim Instantaneous Modulus die Elastizität kontinuierlich von distal nach proximal ab und ist überall im Spalt zwischen den Anteilen der tiefen Beugesehne deutlich erhöht. Es erscheint sehr wahrscheinlich, dass dies Anpassungsvorgänge an die Kräfteeinwirkung durch die tiefe Beugesehne sind. Am Umlenkpunkt auf das Hufbein erscheint es sinnvoll, eine hohe reversible Elastizität des Faserknorpels zu haben, um schadensfrei die Umlenkung der Sehne möglich zu machen. Eine hohe Knorpeldicke bei niedrigem Instantaneous Modulus erscheint biomechanisch logisch.

Viitanen et al. (2003) beschreiben Unterschiede in der chemischen Faserknorpelzusammensetzung bei gesunden Pferden und Pferden mit Erkrankungen im Bereich des Strahlbeins. Inwieweit eine solch unterschiedliche Knorpelzusammensetzung auch die Basis für die gemessenen Mappingdaten darstellt bedarf weiterer Untersuchungen. Viitanen erkennt in der chemischen Zusammensetzung des Faserknorpels einen Unterschied in Bezug auf das Alter; bei der Bestimmung der Knorpeldicke und des IM lässt sich dies nicht nachweisen. Möglicherweise liegt dies in der Auswahl der Messpunkte begründet, da diese nicht bezogen auf die Faserverläufe, sondern anhand der Position der Scheiben gewählt wurden. Zudem war möglicherweise die Zufallsauswahl der Pferde eine Ursache hierfür. Im Untersuchungsgut fanden sich nur wenige Tiere unter 10 Jahren. Beim humanen Meniskus erfolgten bereits mehrere Studien, in denen untersucht wurde, ob und inwiefern ein Zusammenhang besteht zwischen Arthrose des Kniegelenks und der Degeneration des Meniskus (93-95). Hier wurde deutlich, dass es einen Altersbezug gibt in Bezug auf den Grad der Degeneration des Meniskus. Dies könnte auch beim Pferd möglich sein, ließ sich aber im Zuge dieser Arbeit nicht nachvollziehen. Hierfür wären Vergleichsstudien bei Pferden verschiedener Altersgruppen sinnvoll. Des Weiteren hat man beim humanen Meniskus mehrfach die Beobachtung gemacht, dass die biomechanischen Eigenschaften und die

Zusammensetzung des Meniskus regional deutlich unterschiedlich sind. Dies war vor allem bei jüngeren Menschen der Fall. Mit zunehmendem Alterungsprozess wurde die Differenzierung weniger deutlich und bei zusätzlich vorliegender Arthrose in manchen Parametern nicht mehr nachzuvollziehen.

Der Faserknorpel im Zwischenspalt der tiefen Beugesehne unterliegt nicht derselben Einwirkung der Zug- und Druckkräfte durch die Sehne wie die parasagittal befindlichen Regionen. Es erscheint dadurch möglich, dass die Werteabsenkung im IIM bzw. die erhöhte Knorpeldicke auch Ausdruck unterschiedlicher Anteile an kollagenen Fasern und mineralischen Substanzen ist.

Das Strahlbein des Pferdes verfügt wie kein anderer Knochen über die Beteiligung am Gelenk und die Kommunikation mit einer Sehne über alle möglichen Gegebenheiten von Verbindungen zwischen Knorpel und Knochen.

Ackermann untersucht in seiner Arbeit die Bedeutung des subchondralen Knochens in Zusammenhang mit Defekten am hyalinen Knorpel und betont die Bedeutung des Zusammenspiels zwischen Knorpel und Knochen. Der Begriff der osteochondralen Einheit spiegelt die enge Beziehung zwischen diesem Knochen und dem darüber liegenden Knorpel wider (60).

Es scheint eine solche Kommunikation auch in Zusammenhang mit subchondralem Knochen und Faserknorpel am Strahlbein zu geben.

Der dem Faserknorpel direkt anliegende subchondrale Knochen hat in den Messpunkten unter der tiefen Beugesehne höhere HU-Werte als im Zwischenspalt. Es scheint, dass die Knochendichte dieser Schicht, wie beim Faserknorpel, nicht nur den generellen Zug- und Druckbelastungen ausgesetzt ist, sondern im Besonderen die lokal unterschiedlichen Einwirkungen der Beugesehnenschenkel und des Zwischenspalts widerspiegelt. Welche Parameter für diese Unterschiede verantwortlich sind, lässt sich derzeit nicht ermessen. Auch konnten keine Literaturhinweise hierzu gefunden werden.

Inwieweit auf der Palmarseite des Strahlbeins belastungsbedingte Anpassungen bzw. Veränderungen des subchondralen Knochens gegeben sind, lässt sich mit den in dieser Arbeit erhobenen Daten nicht näher verifizieren. Erste Hinweise darauf finden sich in den erniedrigten HU-Werten der Scheibe 4. Die in der Zwischenzeit entwickelten hochauflösenden pQCT-Scanner machen es möglich, subchondralen

Knochen darzustellen (96). Bei weiterer Klärung der Beziehung zwischen dem Faserknorpel des Strahlbeins und dem darunter befindlichen subchondralen Knochen erscheint es möglich, nichtinvasiv frühzeitig pathologische Veränderungen zu erkennen und diesen therapeutisch entgegenzuwirken.

Das Strahlbein ähnelt mit seiner rundherum vorhandenen Kompakta und innenliegenden Spongiosa platten Knochen. Darüber hinaus verfügt das Strahlbein zusätzlich über einerseits mit hyalinem Knorpel bedeckte gelenkige Verbindungen zum Kron- und Hufbein, andererseits über eine mit Faserknorpel bedeckte Facies flexoria, welche vom Hufrollenschleimbeutel sowie der tiefen Beugesehne unterlagert ist. Dieses besondere „anatomische Sandwich“, welches viele unterschiedliche biomechanische Ansprüche erfüllt, wurde in dieser Arbeit im Bereich des Faserknorpels und des Knochens untersucht. Dadurch konnten erste Hinweise über komplexe Zusammenhänge zwischen physiologischen Anpassungsvorgängen und deren Grenzüberschreitungen gewonnen werden. Das vorhandene Datenmaterial wäre geeignet, um weitere statistische Auswertungen durchzuführen und diese, insbesondere mit der in dieser Arbeit ausgeklammerten Gruppe der röntgenologisch schwer veränderten Strahlbeine, mit den hier erarbeiteten Ergebnissen in Bezug zu setzen.

Das Strahlbein als Spiegel der verschiedenen biomechanischen Einflüsse sollte Anlass sein für weitere Untersuchungen wie pQCT-Verlaufsstudien an allen vier Gliedmaßen und für die Klärung der Beziehung zwischen Faserknorpel und subchondralem Knochen mittels Mapping und HR-pQCT. Es könnten so neue Erkenntnisse gefunden werden für die Entstehung des Palmaren Huf Syndroms. Dies wäre ein Beitrag für die Gesunderhaltung der Pferde durch frühzeitige Erkennung pathologischer Prozesse im Bereich des Strahlbein-Apparates. Die in unserer Pilotstudie zur Verlagerung des Strahlbeins unter extremer Stützlast erhobenen Befunde sollten durch entsprechende weiterführende Untersuchungen evtl. unter gleichzeitiger angiographischer Gefäßdarstellung vorgeführt werden und könnten ganz neue Einblicke in die vaskulären Aspekte der Pathogenese des PHS geben.

## VI. ZUSAMMENFASSUNG

Die Pathogenese des Palmar-Huf-Syndroms ist heutzutage nach wie vor nicht endgültig geklärt. Man geht davon aus, dass der Großteil der Symptome auf biomechanische Ursachen zurückzuführen ist.

Ziel dieser Arbeit war es, biomechanische Eigenschaften der verschiedenen anatomischen Strukturen des Strahlbeines zu erarbeiten. Hierfür wurden 84 Strahlbeine der Vorder- und der Hintergliedmaßen von insgesamt 22 Pferden unterschiedlichen Alters herangezogen und Daten der Kompakta und Spongiosa sowie des subchondralen Knochens und des Faserknorpels der *Facies flexoria* erhoben. Wert wurde insbesondere auf die vergleichende Betrachtung der Strahlbeine der Schulter- und der Beckengliedmaße gelegt, da letztere häufig außen vor gelassen wird. Für die Bestimmung der Basis- und Vergleichsdaten im pQCT erfolgte eine Vorabklassifizierung der Strahlbeine mittels röntgenologischer Klassifizierung nach Sue Dyson. Schwer veränderte Strahlbeine der Grade 3 (poor) und 4 (bad) sowie diejenigen der Feten und Fohlen blieben unberücksichtigt. Aus der Vielzahl der erhaltenen Messwerte wurden aus den pQCT-Daten die Parameter Gesamtknochendichte (TOT\_DEN), Spongiosadichte (TRAB\_DEN), Kortikalsdichte (CRT\_DEN), Gesamtquerschnittsfläche (TOT\_A), periostaler Umfang (PERI\_C) sowie der Stress Strain Index (SSI) ausgewertet.

Hierfür wurden Mittelwerte an 7 sagittalen Schnittebenen von medial nach lateral bestimmt. Diese sind erheblich niedriger als erhobene Werte anderer equiner Knochen. Beim Vergleich der pQCT-Werte von medial nach lateral ergibt sich ein flacher M-förmiger Kurvenverlauf für die Parameter TOT\_DEN, TRAB\_DEN und CRT\_DEN. Bei den Parametern TOT\_A, PERI\_C und SSI ist der Kurvenverlauf steil ansteigend bis zur Scheibe 4 und danach steil abfallend bis zur Scheibe 7. Alle Messwerte der Scheibe 4, die sich im Bereich des Sagittalkammes befindet, weichen von denen der medial und lateral gelegenen Scheiben ab. Der Messbereich der Scheibe 4 liegt zwischen den beiden Schenkeln der tiefen Beugesehne. Signifikante Unterschiede in den pQCT- und CT-Daten von Kompakta und Spongiosa finden sich beim Vergleich der Schulter- und Beckengliedmaße.

Die Messwerte des Faserknorpel-Mappings der *Facies flexoria* des Strahlbeins

sowie die des darunter liegenden subchondralen Knochens wurden in einer proximalen, mittleren und distalen Messreihe auf Höhe der Scheiben erhoben. Der Kurvenverlauf der Mittelwerte ist M-förmig für die erhobenen Parameter Fasernorpeldicke (NPT) und Instantaneous Modulus (IIM). In allen drei Messreihen ist die mittlere Fasernorpeldicke der Strahlbeine der Beckengliedmaße signifikant dicker als die der Strahlbeine der Schultergliedmaße und in der distalen Reihe signifikant dicker als bei der mittleren und proximalen Reihe. An der Schultergliedmaße sind die korrespondierenden Messwerte medial des Sagittalkammes signifikant höher als die lateral davon gelegenen Messwerte. Beim IIM sind die Verhältnisse umgekehrt. Die Messwerte des subchondralen Knochens unter der Fasernorpelschicht der *Facies flexoria* der Strahlbeine zeigen ebenfalls einen M-förmigen Verlauf. Hierbei gibt es keine Unterschiede im Vergleich von Schulter- und Beckengliedmaße sowie der medial und lateral des Sagittalkammes gelegenen korrespondierenden Messwerte.

Verantwortlich hierfür sind möglicherweise unterschiedliche Einflüsse von Trage- und Schubfunktion der Vorder- bzw. Hintergliedmaße sowie der nutzungsbedingten Einflüsse. Ergänzend hierzu konnte in dieser Arbeit eine hochsignifikante Altersbeziehung für die pQCT-Daten erarbeitet werden, nicht jedoch für die Werte des subchondralen Knochens und des Fasernorpel-Mappings.

## VII. SUMMARY

### Biomechanical Properties of the Equine Navicular Bone

The pathogenesis of palmar hoof syndrome is still not fully understood. It is assumed that the majority of the symptoms are due to biomechanical causes.

The aim of this study was to determine the biomechanical properties of the various anatomical structures of the navicular bone. For this purpose, 84 navicular bones of the forelimbs and hind limbs from a total of 22 horses of different ages were used and data of the compacta and spongiosa as well as the subchondral bone and the fibrocartilage of the *facies flexoria* were collected. Particular emphasis was placed on the comparative analysis of the navicular bones of the shoulder and pelvic limb, as the latter is often left out. To determine the baseline and comparative data in pQCT, the navicular bones were classified in advance using the Sue Dyson radiographic classification system. Severely altered navicular bones of grades 3 (poor) and 4 (bad) as well as those of the foetuses and foals were not taken into account. The parameters total bone density (TOT\_DEN), cancellous bone density (TRAB\_DEN), cortical bone density (CRT\_DEN), total cross-sectional area (TOT\_A), periosteal circumference (PERI\_C) and the stress strain index (SSI) were evaluated from the large number of measured values obtained from the pQCT data.

For this purpose, mean values were determined at 7 sagittal sectional planes from medial to lateral. These are considerably lower than the values obtained for other equine bones. A comparison of the pQCT values from medial to lateral shows a flat M-shaped curve for the parameters TOT\_DEN, TRAB\_DEN and CRT\_DEN. For the parameters TOT\_A, PERI\_C and SSI, the curve rises steeply up to slice 4 and then falls steeply down to slice 7. All measured values of slice 4, which is located in the area of the sagittal crest, deviate from those of the medial and lateral slices. The measurement range of slice 4 lies between the two legs of the deep flexor tendon. Significant differences in the pQCT and CT data of compacta and cancellous bone are found when comparing the shoulder and pelvic limb.

The measured values of the fibrocartilage mapping of the *facies flexoria* of the navicular bone and the underlying subchondral bone were recorded in a proximal, middle and distal series of measurements at the level of the disks. The curve of the mean values is M-shaped for the measured parameters fibrocartilage thickness

(NPT) and instantaneous modulus (IIM). In all three measurement series, the mean fibrocartilage thickness of the navicular bones of the pelvic limb is significantly thicker than that of the navicular bones of the shoulder limb and significantly thicker in the distal row than in the middle and proximal row. On the shoulder limb, the corresponding measurements medial to the sagittal crest are significantly higher than those lateral to it. The ratios are reversed for the IIM. The measured values of the subchondral bone under the fibrocartilage layer of the *facies flexoria* of the navicular bones also show an M-shaped course. There are no differences in the comparison of the shoulder and pelvic limb measurements and the corresponding measurements medial and lateral to the sagittal crest.

This may be due to different influences of weight-bearing and pushing function of the forelimb and hind limb as well as usage-related influences. In addition to this, a highly significant age relationship was established for the pQCT data in this study, but not for the values of the subchondral bone and fibrocartilage mapping.

## VIII. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

<i>Abbildung 1: Strahlbein Dorsal- und Palmaransicht aus Wissdorf et al. (2011)</i>	
(3) .....	14
<i>Abbildung 2: Margo distalis zweier Strahlbeine aus Wissdorf et al. (2011) (3).</i>	14
<i>Abbildung 3: Übersicht über die Strahlbeinbänder aus Schoenberg et al. (2005)</i>	
(8) .....	17
<i>Abbildung 4: Abbildung der Kräfte und Hebelarme, welche im Stand auf das Hufgelenk einwirken nach Wilson et al. (2001) (14)</i>	21
<i>Abbildung 5: Übersicht über relevante Messungen bei Zusammenhängen zwischen Hufkonformation und Lahmheiten nach Holroyd et al. (2013) (19)</i>	22
<i>Abbildung 6: Druckbelastung des Strahlbeins im Schritt von Wilson et al. (2001) (14)</i>	23
<i>Abbildung 7: Positionierung des Hufs zur Anfertigung einer True lateromedial (90°)-Aufnahme aus Weaver und Barakzai (2010) (36)</i>	28
<i>Abbildung 8: Positionierung zur Erstellung einer Dorsoproximal-palmarodistal oblique- bzw. Oxspring-Aufnahme, aus Weaver und Barakzai (2010) (36)</i>	29
<i>Abbildung 9: Positionierung zur Erstellung einer Palmaroproximal-palmarodistal oblique- bzw. Skyline-Aufnahme aus Weaver und Barakzai (2010) (36)</i>	29
<i>Abbildung 10: Positionierung zur Erstellung einer Weightbearing dorsopalmar-Aufnahme, aus Weaver und Barakzai (2010) (36)</i>	30
<i>Abbildung 11: Schematische Darstellung verschiedener Faktoren, welche die Knochenstärke und die Muskel-Knochen-Interaktion beeinflussen, die von DEXA und QCT bestimmt werden können aus Ferretti et al. (2001) (40)</i>	31
<i>Abbildung 12: Übersicht über den Erhalt des Instantaneous Modulus nach der Gleichung von Hayes aus Sim et al. (2017) (51)</i>	36
<i>Abbildung 13: Schritt 1 (Normal Indentation) und Schritt 2 (Find Contact) aus deren Kombination man den Instantaneous Modulus erhalten kann, aus Mach-1 Analysis User Manual, Version 6.4, Biomomentum Inc. (2020) (52)</i>	37
<i>Abbildung 14: Schematische Darstellung osteochondrale Einheit aus Madry et al., modifiziert von Ackermann et al. (59, 60)</i>	39
<i>Abbildung 15: Histologischer Axialschnitt (links) und Querschnitt (rechts) des Strahlbeines aus Geyer und Löschmann (2007) (6)</i>	40
<i>Abbildung 16: Mechanostat-Modell nach H. Frost, modifiziert durch Kerschan-</i>	

<i>Schindl (2012) (69, 70) .....</i>	41
<i>Abbildung 17: Schritte der Knochenadaptation an mechanische Belastungen und Faktoren, welche die Adaptation beeinflussen, von Kerschan-Schindl (2012) (69))</i>	42
<i>.....</i>	
<i>Abbildung 18: Vorbereitete Strahlbeine nach Abtragung der oberflächlichen Wachs-Vaseline-Schicht, vorbereitet für das folgende Umbetten.....</i>	45
<i>Abbildung 19: Übersicht Voreinstellungen der loop-Auswertung.....</i>	48
<i>Abbildung 20: Auswertung der CT-Daten .....</i>	53
<i>Abbildung 21: CT-Auswertung der Messpunkte des subchondralen Knochens ...</i>	53
<i>Abbildung 22: Gerät: Mach-1 v500css der Firma Biomomentum.....</i>	54
<i>Abbildung 23: Vorbereitetes Strahlbein für das Mapping mit den aufgezeichneten Mess- sowie Referenzpunkten (blau oben links, rot unten rechts) .....</i>	55
<i>Abbildung 24: Messvorgang beim "Mapping" mittels 1 mm-Rubinkopf-Indenter an einem Messpunkt mittels der Mach-1 v500css der Firma Biomomentum.....</i>	55
<i>Abbildung 25: Bestimmung der Knorpeldicke eines Messpunktes durch die MAach-1 v500css der Firma Biomomentum.....</i>	56
<i>Abbildung 26: 1mm-Rubinkopf-Indenter (Messtaster) .....</i>	56
<i>Abbildung 27: Screenshot des Auswerteprogramms "Analysis-MAP" .....</i>	58
<i>Abbildung 28: Software "Analysis-MAP", Version 1.0.0.2, Darstellung des Instantaneous Modulus des Faserknorpels auf der Facies flexoria des Strahlbeins .....</i>	59
<i>Abbildung 29: Software "Analysis-MAP", Version 1.0.0.2, Darstellung der Needle Penetration Thickness des Faserknorpels auf der Facies flexoria des Strahlbeins .....</i>	59
<i>Abbildung 30: Strahlbein mit Ansicht auf die Palmarfläche (Facies flexoria) ....</i>	61
<i>Abbildung 31: A - pQCT-Messbereich CRT_DEN (grün schraffiert), B - TRAB_DEN (grün schraffiert), C - PERI_C (dunkelblaue Linie), D - TOT_A, TOT_DEN (grün schraffiert).....</i>	63
<i>Abbildung 35: Liniendiagramm der Mittelwertsverläufe TOT_DEN von Scheibe 1 bis 7 im Vergleich von Vorder- und Hintergliedmaße .....</i>	65
<i>Abbildung 36: Liniendiagramm der Mittelwertsverläufe von TRAB_DEN der Scheiben 1 bis 7 im Vergleich von Vorder- und Hintergliedmaße.....</i>	66
<i>Abbildung 37: Liniendiagramm von CRT_DEN der Vorder- und Hintergliedmaße über die Scheiben 1 bis 7 .....</i>	67
<i>Abbildung 38: Liniendiagramm der Mittelwerte des SSI der Scheiben 1 bis 7 ....</i>	68

<i>Abbildung 39: Liniendiagramm der Mittelwertsverläufe des PERI_C der Scheiben 1 bis 7 .....</i>	69
<i>Abbildung 40: Liniendiagramm der Mittelwerte von TOT_A der Scheiben 1 bis 7 .....</i>	70
<i>Abbildung 41: Blick auf die von Faserknorpel bedeckte Facies flexoria eines Strahlbeins mit deutlich erkennbaren Faserverläufen.....</i>	72
<i>Abbildung 42: Darstellung der Messpunkte und -reihen beim Mapping des Faserknorpels der Facies flexoria des Strahlbeins auf Höhe der Scheibe 1 bis 7 von medial nach lateral.....</i>	72
<i>Abbildung 43: Liniendiagramme der Faserknorpeldicke (NPT) über die Scheiben 1 bis 7 von medial nach lateral, in den Mappingreihen 1 bis 3, Schultergliedmaße linke Grafik, Beckengliedmaße rechte Grafik.....</i>	74
<i>Abbildung 44: Liniendiagramme des Instantaneous Modulus (IIM) des Faserknorpels der Facies flexoria des Strahlbeines über die Scheiben 1 bis 7 von medial nach lateral, in den Mappingreihen 1 bis 3, Schultergliedmaße linke Grafik, Beckengliedmaße rechte Grafik.....</i>	75
<i>Abbildung 45: Liniendiagramme der Hounsfield Units des subchondralen Knochens über die Scheiben 1 bis 7 von medial nach lateral, in den Mappingreihen 1 bis 3, Schultergliedmaße linke Grafik, Beckengliedmaße rechte Grafik .....</i>	77
<i>Abbildung 46: Alle vier Strahlbeine eines Fetus mit Blick auf die Facies flexoria .....</i>	84
<i>Abbildung 47: Strahlbeine von zwei Fohlens mit Blick auf die Facies flexoria ...</i>	84
<i>Abbildung 48: Alle vier Strahlbeine eines adulten Pferdes mit Blick auf die Facies flexoria, links oben Strahlbein der rechten Vordergliedmaße, rechts oben Strahlbein der linken Vordergliedmaße, links unten Strahlbein der rechten Hintergliedmaße, rechts unten Strahlbein der linken Hintergliedmaße .....</i>	85
<i>Abbildung 49: Mittels pQCT bestimmte kortikale und trabekuläre Knochendichte der Strahlbeine vergleichend von Vollblütern, Ponys und an PHS erkrankten Pferden, aus Bentley et al. (2007) (72) .....</i>	88
<i>Abbildung 51: Alle 4 Strahlbeine eines Kutschpferdes mit Blick auf die palmar liegende Facies flexoria .....</i>	89
<i>Abbildung 52: Alle 4 Strahlbeine eines Springpferdes mit Blick auf die palmar liegende Facies flexoria .....</i>	89
<i>Abbildung 53: Das Mechanostat-Modell modifiziert nach Kerschan-Schindl .....</i>	92

- Abbildung 55: Röntgenaufnahme (Oxspring) von den 4 Strahlbeinen eines Pferdes mit deutlich stärkeren Veränderungen der Strahlbeine der beiden Vordergliedmaßen (W 6-1 VL, W 6-2 VR) ..... 96*

**IX. TABELLENVERZEICHNIS**

<i>Tabelle 1: Überblick über mögliche Parameter, die man durch die pQCT erhalten kann .....</i>	33
<i>Tabelle 2: Übersicht und Definition der verwendeten Parameter.....</i>	49
<i>Tabelle 3: Übersicht über die Mittelwerte mit Standardabweichung der Parameter TOT_DEN, TRAB_DEN, CRT_DEN, SSI, TOT_A und PERI_C.....</i>	63
<i>Tabelle 4: p-Werte und Cohen's der pQCT- und CT-Parameter im Vergleich der Strahlbeine der Vordergliedmaße und Hintergliedmaße.....</i>	70
<i>Tabelle 5: p-Werte und Cohen's d der pQCT-Parameter im Vergleich der kongruierenden Scheibenpaare medial und lateral des Sagittalkammes .....</i>	71
<i>Tabelle 6: Mittelwerte mit Standardabweichung der Faserknorpeldicke in mm an Einzelmesspunkten .....</i>	73
<i>Tabelle 7: Instantaneous Modulus an den Einzelmesspunkten, Maßeinheit: MPa .....</i>	75
<i>Tabelle 8: Hounsfield-Einheiten der Messpunkte des subchondralen Knochens .</i>	76

## X. LITERATURVERZEICHNIS

1. Rijkenhuizen AB, Németh F, Dik K, Goedegebuure S. Development of the navicular bone in foetal and young horses, including the arterial supply. Equine veterinary journal. 1989;21(6):405-412.
2. Budras A. Atlas der Anatomie des Pferdes. herausgegeben von Christoph Mülling, Christiane Pfarrer, Sven Reese, Sabine Kölle, Klaus-Dieter Budras. Hannover: Schlütersche; 2014. 22-55.
3. H. Wissdorf BO, F. Geburek, A. Fürst, B. Hertsch, H. Keller. Praxisorientierte Anatomie und Propädeutik des Pferdes. In: Huskamp B, editor. Hannover: Schlütersche; 2011. 375-517.
4. Nickel R, Schummer A, Seiferle E. Lehrbuch der Anatomie der Haustiere Band I: Bewegungsapparat. In: Frewein J, Wille K-H, Wilkens H, Augsburger H, editors. Bewegungsapparat. Lehrbuch der Anatomie der Haustiere. 8., unveränderte Auflage ed. Stuttgart: Parey Verlag; 2004. 22 f. .
5. Nickel R, Frewein J, Schummer A, Seiferle E, Wille KH, Wilkens H. Lehrbuch der Anatomie der Haustiere: Bewegungsapparat. Parey; 2004. 195-216.
6. Geyer H, Löschmann Y. Histologie der Beugesehnen und ihrer Nachbarorgane distal an der Zehe des Pferdes. Pferdeheilkunde. 2007;23(1):39-46.
7. Rijkenhuizen ABM, Németh F, Dik KJ, Goedegebuure SA. The arterial supply of the navicular bone in the normal horse. Equine veterinary journal. 1989;21(6):399-404.
8. Schoenberg A, Probst A, Macher R, Polsterer E, Budras K-D, Böck P, et al. Passive Haltestrukturen am Hufgelenk des Pferdes. Pferdeheilkunde. 2005;21(3):212-216.

9. Rollot Y, Lécuyer E, Chateau H, CREVIER-DENOIX N. Development of a 3D model of the equine distal forelimb and of a GRF shoe for noninvasive determination of in vivo tendon and ligament loads and strains. *Equine veterinary journal*. 2004;36(8):677-682.
10. Brehm W, Litzke L-F. Hufrollenerkrankungen – Palmares Huf-Syndrom. In: Brehm W, Gehlen H, Ohnesorge B, Wehrend A, editors. *Handbuch Pferdepraxis*. 4., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Enke Verlag; 2016.
11. Pool RR, Meagher DM, Stover SM. Pathophysiology of navicular syndrome. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*. 1989;5(1):109-129.
12. Rijkenhuizen A. Navicular disease: a review of what's new. *Equine veterinary journal*. 2006;38(1):82-88.
13. Dyson SJ. Chapter 30 - Navicular Disease. In: Ross MW, Dyson SJ, editors. *Diagnosis and Management of Lameness in the Horse (Second Edition)*. Saint Louis: W.B. Saunders; 2011. 324-342.
14. Wilson A, McGuigan M, Fouracre L, MacMahon L. The force and contact stress on the navicular bone during trot locomotion in sound horses and horses with navicular disease. *Equine veterinary journal*. 2001;33(2):159-165.
15. Kawcak CE. 2 - Biomechanics in Joints. In: McIlwraith CW, Frisbie DD, Kawcak CE, van Weeren PR, editors. *Joint Disease in the Horse (Second Edition)*. Edinburgh: W.B. Saunders; 2016. 25-32.
16. Eliashar E, McGuigan M, Wilson A. Relationship of foot conformation and force applied to the navicular bone of sound horses at the trot. *Equine veterinary journal*. 2004;36(5):431-435.

17. Stashak T. Navicular syndrome (navicular disease). Current techniques in equine surgery and lameness 2nd ed Philadelphia: WB Saunders Co. 1998:537-544.
18. Parkes RS, Newton JR, Dyson SJ. An investigation of risk factors for foot-related lameness in a United Kingdom referral population of horses. *The veterinary journal*. 2013;196(2):218-225.
19. Holroyd K, Dixon JJ, Mair T, Bolas N, Bolt DM, David F, et al. Variation in foot conformation in lame horses with different foot lesions. *The veterinary journal*. 2013;195(3):361-365.
20. Dyson S, Tranquille C, Collins S, Parkin T, Murray R. An investigation of the relationships between angles and shapes of the hoof capsule and the distal phalanx. *Equine veterinary journal*. 2011;43(3):295-301.
21. Dorner C, Fueyo P, Olave R. Relationship between the distal phalanx angle and radiographic changes in the navicular bone of horses: A radiological study. *Glob J Med Res*. 2017;17(2):7-13.
22. Wright I, Douglas J. Biomechanical considerations in the treatment of navicular disease. *The Veterinary Record*. 1993;133(5):109-114.
23. Willemen M, Savelberg H, Barneveld A. The effect of orthopaedic shoeing on the force exerted by the deep digital flexor tendon on the navicular bone in horses. *Equine veterinary journal*. 1999;31(1):25-30.
24. Weaver M, Shaw D, Munaiwa G, FitzPatrick D, Bellenger C. Pressure distribution between the deep digital flexor tendon and the navicular bone, and the effect of raising the heels in vitro. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 2009;22(04):278-282.
25. Rijkenhuizen A. Neue Erkenntnisse zum Equine-Palmar-Foot-Syndrom Teil 1. *pferde spiegel*. 2008;11(02):57-63.

26. Dyson S, Murray R, Schramme M, Blunden T. Current concepts of navicular disease. *Equine Veterinary Education*. 2011;23(1):27-39.
27. Eggleston RB, Baxter GM, Belknap J, Parks A, Dern K, Watts AE, et al. Lameness of the Distal Limb. *Adams and Stashak's Lameness in Horses* 2020. 439-595.
28. Colles C. Navicular disease and its treatment. *In Practice*. 1982;4(2):29-36.
29. Brehm W, Hagen J, Litze L. Krankheiten der distalen Gliedmaßen. : Handbuch Pferdepraxis: Enke Verlag; 2017. 1002-1099.
30. Sampson SN, Schneider RK, Gavin PR. Magnetic resonance imaging findings in horses with recent and chronic bilateral forelimb lameness diagnosed as navicular syndrome. *Proceedings Am Assoc Equine Practice*. 2008;54:419-434.
31. Dyson S. Navicular Disease and Injuries of the Podotrochlear Apparatus. *Robinson's Current Therapy in Equine Medicine*: Elsevier; 2015. 856-861.
32. Osborn ML, Cornille JL, Blas-Machado U, Uhl EW. The equine navicular apparatus as a premier enthesis organ: Functional implications. *Veterinary Surgery*. 2021;50(4):713-728.
33. Schramme MC, Smith RKW. Fractures of the Navicular Bone. *Equine Fracture Repair* 2019. 242-256.
34. van der Zaag EJ, Weerts EA, van den Belt AJ, Back W. Clinicopathological findings in horses with a bi- or tripartite navicular bone. *BMC veterinary research*. 2016;12(1):1-10.
35. Dyson S. Radiological interpretation of the navicular bone. *Equine Veterinary Education*. 2011;23(2):73-87.

36. Weaver M, Barakzai S. *Handbook of equine radiography*. 2010. New York Edinburgh: Saunders/Elsevier; [19-33].
37. Gasser JA. Assessing bone quantity by pQCT. *Bone*. 1995;17(4, Supplement):145-154.
38. Dzierżęcka M, Charuta A. The analysis of densitometric and geometric parameters of bilateral proximal phalanges in horses with the use of peripheral quantitative computed tomography. *Acta Veterinaria Scandinavica*. 2012;54(1):1-10.
39. Schneider P, Börner W. Periphere quantitative Computertomographie zur Knochenmineralmessung mit einem neuen speziellen QCT-Scanner. Methodik, Normbereiche, Vergleich mit manifesten Osteoporosen. 1991;154(03):292-299.
40. Ferretti J, Cointry G, Capozza R, Capiglioni R, Chiappe M. Analysis of biomechanical effects on bone and on the muscle-bone interactions in small animal models. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2001;1(3):263-274.
41. VANDEWEERD JME, Perrin R, Launois T, Brogniez L, Clegg PD, Desbrosse FG. Use of computed tomography in standing position to identify guidelines for screw insertion in the distal phalanx of horses: an ex vivo study. *Veterinary Surgery*. 2009;38(3):373-379.
42. Desbrosse FG, Vandeweerd J-MEF, Perrin RAR, Clegg PD, Launois MT, Brogniez L, et al. A technique for computed tomography (CT) of the foot in the standing horse. *Equine Veterinary Education*. 2008;20(2):93-98.
43. Ferretti JL. Peripheral quantitative computed tomography for evaluating structural and mechanical properties of small bone. *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*: CRC Press; 1999. 409-430.

44. Engelke K. Quantitative Computertomographie. JOURNAL FUR MINERALSTOFFWECHSEL. 2002;9(4):22-22.
45. Nicholson C, Firth E. Assessment of bone response to conditioning exercise in the radius and tibia of young thoroughbred horses using pQCT. J Musculoskeletal Neuronal Interact. 2010;10(3):199-206.
46. Whitton C. 12 - Skeletal Physiology: Responses to Exercise and Training. In: Hinchcliff KW, Kaneps AJ, Geor RJ, van Erck-Westergren E, editors. Equine Sports Medicine and Surgery (Third Edition): W.B. Saunders; 2024. 233-251.
47. Mach-1 User Manual: Biomomentum Inc.; 2020.
48. Seidenstuecker M, Watrinet J, Bernstein A, Suedkamp NP, Latorre SH, Maks A, et al. Viscoelasticity and histology of the human cartilage in healthy and degenerated conditions of the knee. Journal of orthopaedic surgery and research. 2019;14(1):1-10.
49. Mapping Toolbox: Biomomentum Inc.; 2015.
50. Seitz AM, Warnecke D, Dürselen L. Cartilage biomechanics. Human Orthopaedic Biomechanics: Elsevier; 2022. 151-176.
51. Sim S, Chevrier A, Garon M, Quenneville E, Lavigne P, Yaroshinsky A, et al. Electromechanical probe and automated indentation maps are sensitive techniques in assessing early degenerated human articular cartilage. Journal of orthopaedic research. 2017;35(4):858-867.
52. Mach-1 Analysis User Manual: Biomomentum Inc.; 2020.

53. Viitanen M, Bird J, Smith R, Tulamo RM, May SA. Biochemical characterisation of navicular hyaline cartilage, navicular fibrocartilage and the deep digital flexor tendon in horses with navicular disease. Research in veterinary science. 2003;75(2):113-120.
54. Viitanen M, Bird J, Smith R, Tulamo R-M, May S. Biochemical characterisation of navicular hyaline cartilage, navicular fibrocartilage and the deep digital flexor tendon in horses with navicular disease. Research in veterinary science. 2003;75(2):113-120.
55. Dall'Ara E, San Cheong V. Bone biomechanics. Human orthopaedic Biomechanics: Elsevier; 2022. 97-120.
56. Hayes WC, Carter DR. Biomechanics of bone. Skeletal research: An experimental approach. 1979;1:263.
57. Markel MD. Fracture Healing. Equine Fracture Repair2019. 24-34.
58. Butler JA, Colles CM, Dyson SJ, Kold SE, Poulos PW. Clinical radiology of the horse. John Wiley & Sons; 2017. 1-40.
59. Madry H, van Dijk CN, Mueller-Gerbl M. The basic science of the subchondral bone. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2010;18(4):419-433.
60. Ackermann J, Günther D, Laky B, Mathis D, Deichsel A, Münch LN, et al. Die Bedeutung des subchondralen Knochens in der Behandlung von Knorpeldefekten. Arthroskopie. 2024;37(3):208-216.
61. Armstrong SJ, Read RA, Price R. Topographical variation within the articular cartilage and subchondral bone of the normal ovine knee joint: a histological approach. Osteoarthritis and Cartilage. 1995;3(1):25-33.

62. Bullough PG, Yawitz PS, Tafra L, Boskey AL. Topographical variations in the morphology and biochemistry of adult canine tibial plateau articular cartilage. *Journal of orthopaedic research*. 1985;3(1):1-16.
63. Müller-Gerbl M, Putz R, Kenn R. Distribution pattern of subchondral mineralization in the glenoid cavity in normal subjects, athletes and patients. *Zeitschrift fur Orthopadie und Ihre Grenzgebiete*. 1993;131(1):10-13.
64. Arnoczky SP, Wilson JW. The connective tissues. 1990.
65. BOSKEY AL. Current concepts of the physiology and biochemistry of calcification. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1976-2007). 1981;157:225-257.
66. Markel MD. Bone Structure and the Response of Bone to Stress. *Equine Fracture Repair* 2019. 1-11.
67. Carter DR, Spengler DM. Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1976-2007). 1978;135:192-217.
68. Smith RK, Goodship AE. The effect of early training and the adaptation and conditioning of skeletal tissues. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*. 2008;24(1):37-51.
69. Kerschan-Schindl K. Das Mechanostat-Modell. *Journal für Mineralstoffwechsel & Muskuloskelettale Erkrankungen*. 2012;19(4):159-162.
70. Frost HM. The Utah paradigm of skeletal physiology: an overview of its insights for bone, cartilage and collagenous tissue organs. *Journal of bone and mineral metabolism*. 2000;18(6):305-316.

71. Adam E. Embryology and Anatomy of the Neonatal Musculoskeletal System. *Equine Neonatal Medicine* 2024; 940-949.
72. Bentley VA, Sample SJ, Livesey MA, Scollay MC, Radtke CL, Frank JD, et al. Morphologic changes associated with functional adaptation of the navicular bone of horses. *Journal of anatomy*. 2007;211(5):662-672.
73. Klein TT. Zyklische biomechanische Testung der tiefen Beugesehne der Schulter- und Beckengliedmaße des Pferdes: lmu; 2022.
74. Frost HM. Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone and Mineral*. 1992;19(3):257-271.
75. Fürst A, Meier D, Michel S, Schmidlin A, Held L, Laib A. Effect of age on bone mineral density and micro architecture in the radius and tibia of horses: an Xtreme computed tomographic study. *BMC veterinary research*. 2008;4(1):1-12.
76. Weaver MP, Shaw DJ, Munaiwa G, FitzPatrick DP, Bellenger CR. Pressure distribution between the deep digital flexor tendon and the navicular bone, and the effect of raising the heels in vitro. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2009;22(04):278-282.
77. Rijkenhuizen ABM. The arterial supply of the equine navicular bone and its relation with navicular disease. *Pferdeheilkunde (Germany, FR)*. 1990.
78. Frost HM. A 2003 Update of Bone Physiology and Wolff's Law for Clinicians. *The Angle Orthodontist*. 2004;74(1):3-15.
79. Felsenberg D, Gowin W. Bone densitometry: applications in sports-medicine. *European journal of radiology*. 1998;28(2):150-154.
80. Jones HH, Priest JD, Hayes WC, Tichenor CC, Nagel DA. Humeral hypertrophy in response to exercise. *JBJS*. 1977;59(2):204-208.

81. Lu T-W, Taylor SJG, O'Connor JJ, Walker PS. Influence of muscle activity on the forces in the femur: An in vivo study. *Journal of biomechanics*. 1997;30(11):1101-1106.
82. Hamrick MW, Samaddar T, Pennington C, McCormick J. Increased muscle mass with myostatin deficiency improves gains in bone strength with exercise. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2006;21(3):477-483.
83. Hofberger A. Biomechanische Eigenschaften der equinen Gleichbeine: lmu; 2024.
84. Firth EC, Rogers CW, van Weeren PR, Barneveld A, McIlwraith CW, Kawcak CE, et al. Mild exercise early in life produces changes in bone size and strength but not density in proximal phalangeal, third metacarpal and third carpal bones of foals. *The veterinary journal*. 2011;190(3):383-389.
85. Gasser JA, Willnecker J. Bone Measurements by Peripheral Quantitative Computed Tomography in Rodents. *Bone Research Protocols*: Springer; 2019. 533-558.
86. Robinson DL, Jiang H, Song Q, Yates C, Lee PVS, Wark JD. The application of finite element modelling based on clinical pQCT for classification of fracture status. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. 2019;18(1):245-260.
87. BLUNDEN A, DYSON S, MURRAY R, SCHRAMME M. Histopathology in horses with chronic palmar foot pain and age-matched controls. Part 1: Navicular bone and related structures. *Equine veterinary journal*. 2006;38(1):15-22.
88. Frost HM. From Wolff's law to the Utah paradigm: insights about bone physiology and its clinical applications. *The Anatomical Record: An Official Publication of the American Association of Anatomists*. 2001;262(4):398-419.

89. Razi H, Birkhold AI, Weinkamer R, Duda GN, Willie BM, Checa S. Aging leads to a dysregulation in mechanically driven bone formation and resorption. *Journal of Bone and Mineral Research.* 2015;30(10):1864-1873.
90. Huskamp B, Becker M. Diagnose und Prognose der roentgenologischen Veraenderungen an den Strahlbeinen der Vordergliedmassen der Pferde unter besonderer Beruecksichtigung der Ankaufsuntersuchung. Ein Versuch zur Schematisierung der Befunde. *Praktische Tierarzt.* 1980;61.
91. Bender I. Factors influencing the radiographic appearance of bony lesions. *Journal of endodontics.* 1982;8(4):161-170.
92. Asquith RL, Kivipelto J. The navicular syndrome. *Journal of Equine Veterinary Science.* 1994;14(8):408-410.
93. Seitz AM, Osthaus F, Schwer J, Warnecke D, Faschingbauer M, Sgroi M, et al. Osteoarthritis-related degeneration alters the biomechanical properties of human menisci before the articular cartilage. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology.* 2021;9.
94. Fischenich KM, Lewis J, Kindsfater KA, Bailey TS, Donahue TLH. Effects of degeneration on the compressive and tensile properties of human meniscus. *Journal of biomechanics.* 2015;48(8):1407-1411.
95. Kwok J, Grogan S, Meckes B, Arce F, Lal R, D'Lima D. Atomic force microscopy reveals age-dependent changes in nanomechanical properties of the extracellular matrix of native human menisci: implications for joint degeneration and osteoarthritis. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine.* 2014;10(8):1777-1785.
96. Chiba K, Okazaki N, Motoi M, Osaki M. Analysis of Subchondral Bone Microstructure by HR-PQCT: A New Imaging Technique for Knee OA. *Osteoarthritis and Cartilage.* 2017;25:S261-S262.



## XI. DANKSAGUNG

Einen ganz besonderen Dank möchte ich Herrn Priv.-Doz. Dr. Reese aussprechen für das Überlassen dieses so vielschichtigen Themas und der tatkräftigen Hilfe bei der Umsetzung. Danke für die vielen Stunden und die fachliche und menschliche Unterstützung bis zur letzten Minute.

Herrn Dr. Willnecker möchte ich dafür danken, dass er mir jedwede Frage hinsichtlich pQCT und Knochenstoffwechsel stets geduldig und ausführlich beantwortet und sich immer die Zeit genommen hat, um die Untersuchung der Strahlbeine mittels pQCT zu ermöglichen.

Luisa de Roy möchte ich auch ganz herzlich danken. Für die gute fachliche Unterstützung und Einführung in den Bereich des Faserknorpel-Mappings, für die Beantwortung aller Fragen, die sich hierbei aufgetan haben und für die ansteckende Begeisterung für biomechanische Fragestellungen und die Ideen, wie diese umgesetzt werden könnten.

Herrn Dr. Lichtenberg möchte ich ebenfalls danken. Vor allem dafür, dass er mich trotz stressigem Klinikalltag bei der Aufnahme und Klassifizierung der Röntgenaufnahmen fachlich und bereitwillig unterstützt hat.

Joachim Litz danke ich für die Hilfe und fachliche Beratung bei der Auswahl der geeigneten Materialien, die für die korrekte Lagerung der Strahlbeine bei sämtlichen Messvorgängen unabdingbar waren.

Und nicht zuletzt bin ich sehr dankbar dafür, dass ich Menschen in meinem Umfeld habe, die mich die ganze Zeit über mit ganzem Herzen, rund um die Uhr und voller Tatkraft unterstützt haben: meine Familie, vor allem Mama, Papa und Martin, meine Maike, Franzi und Chris, Florian und Verena Schäfer, Uli und Doris, Gina, Kristina, Rosalie und Vivien. Und ganz besonders Anne-Ly, Danke für alles. Es in Worte zu fassen ist nicht möglich.