

Biomechanische Eigenschaften der equinen Gleichbeine

von Alina Hofberger, geb. Anacker

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

**Biomechanische Eigenschaften der
equinen Gleichbeine**

von Alina Hofberger, geb. Anacker
aus Fritzlar

München 2024

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

Korreferentin: Univ.-Prof. Dr. Angelika Schoster

Tag der Promotion: 10. Februar 2024

Meiner Familie

INHALTSVERZEICHNIS

I.	EINLEITUNG	1
II.	LITERATURÜBERSICHT	3
1.	Anatomie	3
1.1.	Gleichbeine.....	3
1.2.	Gleichbeinbänder	4
1.3.	Blutversorgung und Innervation der Gleichbeine.....	6
1.4.	Anatomie des Fesselgelenks	7
1.5.	Fesseltrageapparat.....	10
1.6.	Zehenfaszien	11
2.	Biomechanik des Fesselgelenks und der Gleichbeine.....	12
2.1.	Biomechanik des Fesselgelenks	12
2.2.	Biomechanik der Gleichbeine	17
3.	Erkrankungen der Gleichbeine	19
3.1.	Sesamoidose.....	19
3.2.	Osteitis.....	21
3.3.	Gleichbeinfrakturen	22
3.4.	Erkrankungen mit Beteiligung der Gleichbeinstrukturen	24
3.4.1.	Erkrankungen des <i>M. interosseus medius</i>	24
3.4.2.	Proximale Fesselbeinfraktur.....	25
3.4.3.	<i>Periostitis chronica ossificans</i> des Fesselbeins.....	25
4.	Knochen.....	26
4.1.	Aufbau von Knochen	26
4.2.	Mechanische Adaptation von Knochen	27
4.3.	Subchondraler Knochen	29
4.4.	Knöcherne Besonderheiten equiner Gleichbeine.....	30
4.5.	Bildgebung der Gleichbeine	31
4.5.1.	Röntgen	31
4.5.1.1.	Röntgenleitfaden 2007.....	32
4.5.1.2.	Röntgenleitfaden 2018.....	33
4.5.2.	Periphere quantitative Computertomographie	35
4.5.3.	Microcomputertomographie	37

III.	MATERIAL UND METHODEN	39
1.	Material	39
1.1.	Signalement.....	39
1.2.	Präparation und Markierung der Gleichbeine	41
2.	Methode	42
2.1.	Röntgen	42
2.1.1.	Morphometrische Messung.....	44
2.2.	Periphere quantitative Computertomographie	45
2.3.	Microcomputertomographie	47
2.4.	Biomechanische Untersuchungen	49
2.4.1.	Zugversuch	49
2.4.2.	Druckversuch.....	50
3.	Statistik.....	52
IV.	ERGEBNISSE	54
1.	Ergebnisse der Röntgenuntersuchung.....	54
1.1.	Ergebnisse der morphometrischen Messung	54
1.1.1.	Ergebnisse der morphometrischen Messung der Juvenilen.....	58
1.2.	Ergebnisse gemäß Röntgenleitfaden 2007	58
1.2.1.	Ergebnisse gemäß Röntgenleitfaden 2007 der Juvenilen.....	61
1.3.	Ergebnisse gemäß Röntgenleitfaden 2018	61
1.3.1.	Ergebnisse gemäß Röntgenleitfaden 2018 der Juvenilen.....	65
2.	Ergebnisse der peripher quantitativen Computertomographie .	66
2.1.	Korrelation pQCT zu Signalement, Morphometrie und Topografie ...	66
2.2.	Zusammenhang pQCT zu RÖLF 2007	72
2.3.	Zusammenhang pQCT zu RÖLF 2018.....	73
2.4.	Ergebnisse der pQCT- Analyse der Juvenilen	76
3.	Ergebnisse Microcomputertomographie	77
3.1.	Korrelation μ CT zu Signalement, Morphometrie und Topografie	77
3.2.	Visualisierung der μ CT-Analyse	82
3.3.	Korrelation der μ CT-Parameter untereinander	83
3.4.	Zusammenhang μ CT zu RÖLF 2007	84
3.5.	Zusammenhang μ CT zu RÖLF 2018	86

3.6.	Methodenvergleich Analyse der Knochendichte im pQCT und μ CT...	92
3.7.	Ergebnisse μ CT-Analyse der Juvenilen	93
4.	Ergebnisse der biomechanischen Tests	95
4.1.	Ergebnisse Zugversuch	95
4.1.1.	Korrelation Zugversuch zu Signalement, Morphometrie und Topografie	95
4.1.2.	Zusammenhang Zugversuch zu Rölf 2007	97
4.1.3.	Zusammenhang Zugversuch zu Rölf 2018	99
4.1.4.	Korrelation Zugversuch zu pQCT	104
4.1.4.1.	Korrelation Zugversuch zu μ CT	107
4.1.5.	Ergebnisse des Zugversuchs der Juvenilen	111
4.2.	Ergebnisse Druckversuch	112
4.2.1.	Korrelation Druckversuch zu Signalement, Morphometrie und Topografie	112
4.2.2.	Zusammenhang Druckversuch zu Rölf 2007	115
4.2.3.	Zusammenhang Druckversuch zu Rölf 2018	115
4.2.4.	Korrelation Druckversuch zu pQCT	118
4.2.5.	Korrelation Druckversuch zu μ CT	119
4.2.6.	Korrelation Druckversuch zu Zugversuch	121
4.2.7.	Ergebnisse des Druckversuchs der Juvenilen	122
V.	DISKUSSION	123
VI.	ZUSAMMENFASSUNG	156
VII.	SUMMARY	158
VIII.	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	161
IX.	TABELLENVERZEICHNIS	166
X.	LITERATURVERZEICHNIS	170
XI.	ANHANG	182
XII.	DANKSAGUNG	184

Abkürzungsverzeichnis

°C	<i>Grad Celsius</i>
A.	<i>Arteria</i>
Aa.	<i>Arteriae</i>
Art.	<i>Articulatio</i>
BMD	<i>Bone Mineral Density</i>
BV/TV	<i>Bone volume fraction</i>
Conn. D	<i>Connectivity Density</i>
CRT_CNT	<i>kortikale Masse</i>
CRT_DEN	<i>kortikale Dichte</i>
CRTSUB_CNT	<i>subkortikale Masse</i>
CRTSUB_DEN	<i>subkortikale Dichte</i>
DA	<i>Degree of anisotropy</i>
DXA	<i>Dual-Energy X-ray Absorptiometry</i>
kV	<i>Kilovolt</i>
Lig.	<i>Ligamentum</i>
Ligg.	<i>Ligamenta</i>
M.	<i>Musculus</i>
mAs	<i>Milliamperesekunden</i>
MC III	<i>Os metacarpale tertium</i>
MIO	<i>Musculus interosseus medius</i>
MPa	<i>Megapascal</i>
MT III	<i>Os metatarsale tertium</i>
N.	<i>Nervus</i>
OBS	<i>Oberflächliche Beugesehne</i>
pQCT	<i>periphere quantitative Computertomographie</i>

RöLF 2007	<i>Röntgenleitfaden 2007</i>
RöLF 2018	<i>Röntgenleitfaden 2018</i>
SMI	<i>Structural Modell Index</i>
SSI	<i>Sress Strain Index</i>
Tb.N	<i>Trabecular Number</i>
Tb.Sp.....	<i>Trabecular separartion</i>
TBS.....	<i>Tiefe Beugesehne</i>
TOT_A.....	<i>Gesamtquerschnittsfläche</i>
TOT_CNT.....	<i>Gesamtmasse</i>
TOT_DEN	<i>Gesamtdichte des Knochens</i>
TRAB_CNT	<i>trabekuläre Masse</i>
TRAB_DEN	<i>trabekuläre Dichte</i>

I. EINLEITUNG

„Form follows function“ (Sullivan, 1896)

Die Erkrankungen der Gleichbeine des Pferdes als Anteil des Fesseltrageapparates stellen eine häufige Lahmheitsursache der distalen Gliedmaßen dar. Die Gleichbeine besitzen während der Belastung die Funktion eines Stoßdämpfers und verhindern eine unphysiologische Hyperextension des Fesselgelenks. Weiterhin dienen sie der oberflächlichen und tiefen Beugesehne als *Hypomochlion*, vergrößern die Hebelkraft dieser Strukturen (Martin et al., 2015a) und haben damit erheblichen Einfluss auf die Lokomotion des Zehenspitzengängers Pferd. Die komplexe Interaktion von anatomischen und biomechanischen Faktoren beeinflussen ihre äußere Form und Kinetik. Die Gleichbeine und der Fesseltrageapparat insgesamt sind erheblichen Druck- und Zugbelastungen ausgesetzt und eine typische Lokalisation von Überlastungsschäden an der Zehe des Pferdes. Bei Rennpferden sind Gleichbeinfrakturen sogar der häufigste Grund für tödlich verlaufende muskuloskelettale Verletzungen der Gliedmaßen (Johnson et al., 1994; Sarrafian et al., 2012; Stover & Murray, 2008).

Für das Verständnis des komplexen Zusammenspiels aller Strukturen rund um den Fesseltrageapparat des Pferdes ist es essenziell, auch die Bedeutung und Eigenschaften der Gleichbeine zu entschlüsseln. Bislang wurden die Gleichbeine von Warmblütern nicht hinreichend auf ihr osteodensitometrischen und mikroarchitektonischen Eigenschaften untersucht. Ziel dieser Arbeit ist es, die mikromorphologischen und biomechanischen Eigenschaften der Gleichbeine des Pferdes mit Hilfe verschiedener bildgebender Untersuchungen und mechanischer Tests zu analysieren und gliedmaßenvergleichend zu betrachten. Zur Ergänzung des aktuellen Forschungsstandes sollten in-vitro sowohl bildgebende Untersuchungen mittels Röntgen, peripher quantitativer Computertomographie und Mikrocomputertomographie, als auch biomechanische Zug- und Druckversuche vorgenommen werden. Ziel ist es, den Grad und die Art der mikromorphologischen individuellen Unterschiede in Abhängigkeit von Alter, Körpergröße und röntgenologischen Veränderungen aufzuzeigen. Die so gewonnenen Ergebnisse stellen die Basis zur quantitativen Bewertung der

Knochendichte und der Mikroarchitektur von Gleichbeinen in einer zukünftigen klinisch-diagnostischen Nutzung neuer klinischer Untersuchungsmethoden wie der quantitativen peripheren Computertomographie dar. Diese Arbeit bildet damit die Grundlage, um frühzeitig mikromorphologische Veränderungen der Gleichbeine zu erkennen, entsprechend therapeutisch gegenzusteuern und bietet auf lange Sicht die Möglichkeit, die sportliche Nutzungszeit der Tiere zu verlängern.

II. LITERATURÜBERSICHT

1. Anatomie

1.1. Gleichbeine

Die Gleichbeine der Zehe des Pferdes, im Fachterminus als *Ossa sesamoidea proximalia* oder *Sesama bina* bezeichnet, sind zwei dreiseitig pyramidenförmige Knochen auf der palmaren bzw. plantaren Seite der Gliedmaßen des Pferdes. Sie sind paarig angelegt und symmetrisch und werden daher auch als Gleichbeine bezeichnet. Die Gleichbeine werden gegliedert in eine proximal gelegene Spitze, den *Apex*, und eine distal gelegene *Basis*. Auf der konkaven Dorsalfläche bilden sie die *Facies articularis*, die mit dem Röhrbein artikuliert. Auf der Palmarfläche befindet sich die *Facies flexoria*, die der Tiefen Beugesehne (TBS), der Endsehne des *M. flexor digitalis profundus* als Gleitfläche dient (Nickel et al., 2004). Die Richtung des Sehnenverlaufs ändert sich hier und die Hebelwirkung sowohl der tiefen als auch der oberflächlichen Beugesehne wird durch die konvexe Fläche der Gleichbeine an dieser Stelle vergrößert (Wieland-Findeis et al., 2021). Die angeraute abaxiale Fläche der Gleichbeine dient dem *M. interosseus medius* (MIO) als Ansatz und heißt deswegen auch *Facies musculi interossei* (Nickel et al., 2004). Nach Kadletz (1932) sind die Gleichbeine der Vordergliedmaße (VGM) höher als die der Hintergliedmaße (HGM) (Kadletz, 1932). Zusammen mit dem Röhrbein und dem Fesselbein bilden sie die knöchernen Grundlage für das Fesselgelenk und sind in die Gelenkkapsel eingebunden (Nickel et al., 2004).

1.2. Gleichbeinbänder

Die Bänder der Gleichbeine dienen in ihrer Gesamtheit, zusammen mit den Seitenbändern (*Ligg. collateralia*) des Fesselgelenks, als Halteapparat. Sie stehen untereinander und mit dem Fesselbein, Kronbein und Röhrbein in Verbindung. Bandstrukturen, welche an den Gleichbeinen entspringen oder ansetzen, können in proximale, mittlere und distale Tragestrukturen unterteilt werden (Budras, 2014). Zu den proximalen Gleichbeinbändern zählen das elastische *Lig. metacarpointersesamoideum*, welches mit seinen zwei Schenkeln am distalen Ende des *Os metacarpale tertium* und nach ihrer Vereinigung am *Lig. palmare* bzw. *Lig. plantare* ansetzen. Vor allem dienen jedoch die Endschenkel des MIO als Unterstützung der proximalen Gleichbeinbänder. Den Ursprung hat der MIO distal am Karpus und proximal am MC III. Seine Endsehne gabelt sich in einen medialen und lateralen Schenkel und inseriert jeweils proximal und abaxial an den Gleichbeinen (Nickel et al., 2004; Wissdorf et al., 2010b).

Die seitlichen Gleichbeinbänder, *Lig. sesamoideum collaterale mediale* und *laterale* welche zu den mittleren Gleichbeinbändern gehören, haben ihren Ursprung abaxial am gleichseitigen Gleichbein und inserieren mit einem Schenkel in der Bandgrube des Hauptmittelfußknochens/MCIII sowie am Bandhöcker, der *Eminentia palmaris* des Fesselbeins. Eine mediane Verbindung zwischen den beiden Gleichbeinen stellt das faserknorpelige *Lig. palmare* her, welches die Gleichbeine proximal ziehend noch überragt. Es bildet außerdem palmar/plantar zusammen mit den Gleichbeinen den proximalen Gleitkörper, das *Scutum proximale*, für die TBS (Liebich & König, 2019; Nickel et al., 2004).

Zum distalen Abschnitt des Fesseltrageapparates zählen die sieben distalen Gleichbeinbänder (Abb. 1): das gerade Sesambeinband (*Lig. sesamoidale rectum*), welches mit einem stärkeren oberflächlichen Anteil bis zur Kronbeinlehne, sowie mit einem schwächeren tiefen Anteil, der an der Basis der Gleichbeine seinen Ursprung nimmt, an der Spitze des Fesselbeindreiecks ansetzt. Die beiden schiefen Gleichbeinbänder (*Ligg. sesamoidea obliqua*), die ihren Ursprung an der abaxialen Seite der Gleichbeinbasis nehmen und - zum Teil vom *Lig. sesamoideum rectum* bedeckt - in ihrem axialen und distalen Verlauf lateral bzw. medial an der Fesselbeinleiste ansetzen. Die paarigen gekreuzten Gleichbeinbänder (*Ligg. sesamoidea*

cruciata) inserieren am palmaren/plantaren Rand der Gelenkgrube des Fesselbeins und haben ihren Ursprung an der Basis der Gleichbeine. Sie kreuzen sich in ihrem Verlauf in der Medianen und werden dabei sowohl vom geraden als auch von den schiefen Gleichbeinbändern bedeckt. Zudem gibt es die zwei kurzen Gleichbeinbänder (*Ligg. sesamoidea brevia*), welche an der Gleichbeinbasis entspringen und medioproximal sowie lateroproximal am Fesselbein bis zu den Unterstützungsästen des MIO zur gemeinsamen Strecksehne ziehen. (Liebich & König, 2019; Nickel et al., 2004).

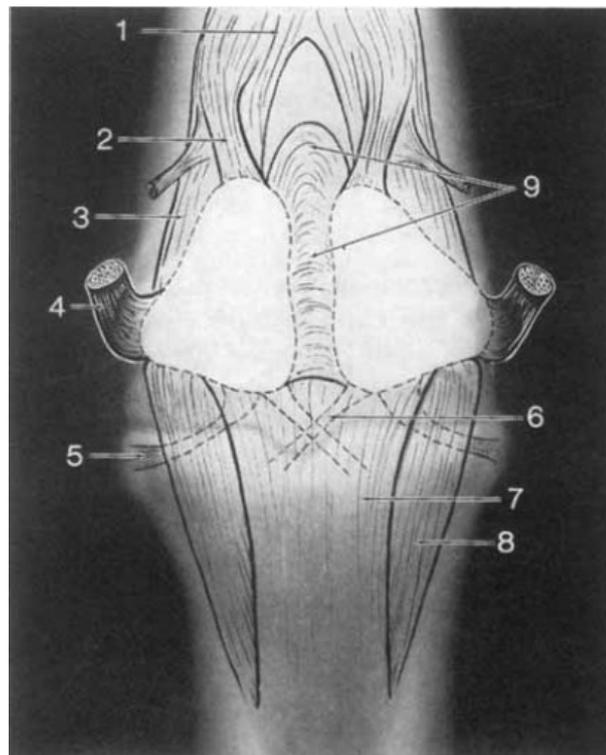


Abbildung 1: Übersicht der Gleichbeinbänder: 1: MIO, 2: axialer Schenkel des MIO, 3: abaxialer Schenkel des MIO, 4: *Lig. sesamoideum collaterale mediale/laterale*, 5: *Ligg. sesamoidea brevia*, 6: *Ligg. sesamoidea cruciata*, 7: *Lig. sesamoidaleum rectum*, 8: *Lig. sesamoidea obliqua*; 9: *Lig. intersesamoideum* (aus O'Brien et al., 1971)

1.3. Blutversorgung und Innervation der Gleichbeine

Die Blutversorgung des Fesselgelenks erfolgt aus den *Aa. digitalis palmaris* bzw. *plantaris laterales et mediales*, die aus der Hauptmittelfußarterie der *A. digitalis palmaris communis II* bzw. der *A. metatarsa dorsalis III* entspringen (König et al., 2019). Die daraus entspringenden Arterien, die die Gleichbeine versorgen, treten im proximalen, abaxialen und palmaren/plantaren nicht gelenksbildenden Teil der Gleichbeine ein und verzweigen sich von dort aus in distaler, axialer und dorsaler Richtung (Trumble et al., 1995). Laut Wintzer und Schlarmann (1971) geben die *Aa. digitales* auf Höhe der Gleichbeine ein bis drei kurze Gefäße zur Versorgung der Gleichbeine ab, welche sich distal des Fesselgelenks zu einem Gefäßbogen vereinen und dort zahlreiche Gefäße im Bereich der distalen, kurzen und schrägen Gleichbeinbänder an die Gleichbeine abgeben. Dabei werden die umliegenden Gleichbeinbänder mitversorgt. Die Autoren beschreiben, dass sowohl an den Gelenkflächen als auch an der Palmar- bzw. Plantarflächen der Gleichbeine keine Gefäße eintreten (Wintzer & Schlarmann, 1971). Die Gleichbeine werden über ein dichtes Arteriennetz versorgt, wobei übereinstimmend festgestellt wurde, dass dieses am medialen Gleichbein deutliche ausgeprägter ist als am lateralen Gleichbein (Freddi & Soana, 1980; Pohlmeier, 1979). Spike-Pierce et al. stellten 2003 in einer Studie an 487 Vollblutpferden fest, dass Jährlinge mit Gefäßkanälen breiter als 2 mm und nicht parallelem Verlauf, schlechtere Rennleistungen zeigten (Spike-Pierce & Bramlage, 2003). Dagegen werden parallel verlaufende Gefäßkanäle mit einer Weite unter 2 mm als klinisch nicht relevant angesehen (Hardy et al., 1991).

Die sensorische Innervation der Gleichbeine erfolgt aus dem *N. sesamoideus lateralis und medialis*, welche aus dem *N. palmaris lateralis und medialis* entstammen und abaxial in das Gleichbein eintreten. Diese Lokalisation kann bei der diagnostischen Anästhesie genutzt werden, um von den Gleichbeinen ausgehende Schmerzzustände auszuschließen (Cornelissen et al., 1994; Rijkenhuizen, 2001). Weiterhin konnte Cornelissen et al. (1998) durch den Nachweis von nozizeptiv wirksamen Peptiden zeigen, dass auch die angrenzenden Bänder der Gleichbeine und dabei insbesondere die Ansatzstellen durch diese Äste sensitiv versorgt werden (Cornelissen et al., 1998).

1.4. Anatomie des Fesselgelenks

Das Fesselgelenk (*Art. metacarpophalangea*) wird neben den Gleichbeinen aus den folgenden Knochen zusammengesetzt (siehe Abb. 2): das Röhrlbein ist der am stärksten ausgebildete Strahl der drei *Ossa metacarpalia*, und wird als Hauptmittelfußknochen (*Os metacarpale tertium*, MC III) bezeichnet. Die Knochen des zweiten und dritten Strahls „sind zu griffelförmigen Stäben zurückgebildet und liegen als Nebenmittelfußknochen dem Hauptknochen seitlich-palmar/plantar an (Nickel et al., 2004). Der distale Anteil des Röhrlbeins bildet mit seinem *Caput ossis metacarpalis III* das zylindrisch geformte Ende. Die *Trochlea* wird hier in eine laterale und mediale Fläche unterteilt, wobei sich die laterale als etwas größer darstellt. Der Mittelfußknochen an der HGM (*Os metatarsale tertium*) besitzt einen längsovalen und rundlichen Querschnitt, das *Os metacarpale tertium* stellt sich im Gegensatz dazu eher queroval dar. Das MT III ist etwa um ein Fünftel länger als das MC III. Die Kompakta von MT III ist an der *Facies dorsalis* infolge höherer Belastungen und Schrägstellung stärker verdickt und entspricht dabei der höheren funktionellen Beanspruchung (Nickel et al., 2004). Das Fesselbein, auch *Os compedale* oder *Phalanx proximalis* bezeichnet, gehört zu den *Ossa digitorum manus*, welche den einzig vollständig ausgebildeten dritten Strahl der Zehenglieder des Pferdes bilden. Seine Form wird als eine „dorsopalmar komprimierte Röhre“ beschrieben (Nickel et al., 2004). Die proximal gelegene Basis, *Basis phalangis proximalis*, bildet mit ihrer *Fovea articularis* den Hauptteil der Gelenkvertiefung und wird durch eine Sagittalrinne in eine etwas größere mediale und kleinere laterale Fläche unterteilt. Auf der Palmarseite befinden sich die Fesselbeinleisten, die sich jeweils distal konvergierend vereinen und das Fesselbeindreieck, das *Trigonum phalangis proximalis* bilden. An den proximalen Enden der Fesselbeinleisten sind seitlich und gelenksnah die *Eminentia palmaris medialis* und *lateralis* ausgebildet (Wissdorf et al., 2010b). Nickel et al. (2004) sprechen in diesem Zusammenhang auf der Palmarseite von den proximalen Bandhöckern und den distalen Bandhöckern und -gruben, die eher dorsal liegen (Nickel et al., 2004).



Abbildung 2: Knochen des Fesselgelenks: in dorsaler (a), lateraler (b) und palmarer (c) Ansicht. **a** Röhrbein (*Os metacarpale tertium*), **b** Fesselbein (*Os compedale*), **c** Kronbein (*Os coronale*), **d** Hufbein (*Os ungulare*), **e** bzw **e'** mediales/ laterales Gleichbein (*Os sesamoideum proximale mediale/laterale*), **f** Strahlbein (*Os sesamoideum distale*) (aus Litzke et al., 2020)

Vergleicht man die Zehenglieder der VGM mit den Zehengliedern der HGM (*Ossa digitorum pedis*) fällt auf, dass sie in der Gestalt nahezu gleich sind (Nickel et al., 2004). Im Gegensatz dazu beschreibt Baxter (2022) das Fesselbein der HGM als etwas kürzer als sein Konterfei an der VGM (Baxter, 2022).

Die Gleichbeine artikulieren palmar mit der *Facies articularis* am Röhrbein und können dort dem Druck, der durch die TBS und das Röhrbein auf sie ausgeübt wird, am besten in Hyperextensionsstellung des Fesselgelenks widerstehen, wobei die Gelenkflächen in dieser Stellung kongruent anliegen (Stede et al., 1977). Die beiden Gleichbeine untereinander artikulieren hingegen nicht und werden durch das *Lig. palmare* voneinander getrennt. Auch mit dem Fesselbein besteht keine gelenkige Verbindung (Dyce et al., 1991). Stede (1977) weist in seiner Abhandlung auf einen bis dato unberücksichtigten transversalen Grat an der *Trochlea* des *Os metacarpale* hin, welcher den *Ligg. sesamoidea cruciata* gegenüber liegt. Seiner Einschätzung nach bedingt dieser einen unvollständigen Gelenkschluss in Hyperextensionsstellung (Stede et al., 1977). Das Fesselgelenk befindet sich beim

Auffußen und im Stand in passiver, physiologischer Hyperextensionsstellung, die durch die Lastübernahme des Körpergewichts (KGW) erzeugt wird (Girtler, 2001).

Die Gelenkkapsel bildet sowohl dorsal als auch palmar/plantar weite Ausbuchtungen. Man unterscheidet den *Recessus dorsalis*, der unterlagert von einem Schleimbeutel und der gemeinsamen Strecksehne etwa 2 cm weit proximal reicht und den *Recessus palmaris*, der sich etwa 4-5 cm proximal zwischen dem Röhrlbein und den Endschenkeln des MIO ausdehnt. Als Bandapparat dienen dem Fesselgelenk die Seitenbänder (*Ligg. collateralia*), die jeweils lateral und medial der Gelenkkapsel anliegen. Es wird ein oberflächlicher Anteil mit dem Verlauf zwischen Bandgrube des MC III und Bandhöcker des Fesselbeins, von einem tiefen Anteil, mit Verlauf zwischen Bandgrube des MC III zur *Eminentia palmaris* des Fesselbeins unterschieden. Die straffe Führung des Gelenks wird durch diese Bandstrukturen ermöglicht. Weiterhin zählen die proximalen, mittleren und distalen Haltebänder der Gleichbeine zu den Bändern des Fesselgelenks ((Nickel et al., 2004; Wissdorf et al., 2010b)), die im Abschnitt 1.2 bereits erläutert wurden.

Die Anatomie der *Art. metatarsophalangea*, dem Fesselgelenk der HGM, ist weitgehend identisch mit der der VGM. Ein Unterschied besteht in der Winkelung des Fesselgelenks, auch an der HGM befindet sich das Fesselgelenk in physiologischer Hyperextensionsstellung, jedoch in einer aufrechteren Position im Vergleich zur VGM (Baxter, 2022).

1.5. Fesseltrageapparat

Das Fesselgelenk wird in seiner Funktion durch den Fesseltrageapparat unterstützt. Der Fesseltrageapparat (auch Gleichbeintrageapparat genannt) (Nickel et al., 2004) dient zur passiven Unterstützung des Fesselgelenkes. Zu dessen Aufgaben gehört die Dämpfung während der Belastung und die Verhinderung einer Überlastung. Ihm wird eine Art Spannbandeinrichtung zur passiven Fixation des Fesselgelenks zugesprochen. Er erhält dabei funktionelle Unterstützung durch die oberflächliche und tiefe Beugesehne. Während der Stützbeinphase kann es bei extremen Belastungen zu einem Durchtreten des Fesselgelenks bis zum Boden kommen, wobei die Gleichbeine dabei distal und palmar verschoben werden und die distalen und proximalen Strukturen auf Zug belastet werden. Dieser Zug wirkt an den Gleichbeinen zentripetal und drückt diese gegen die Gelenkfläche des Fesselgelenks was der Stabilisation des Fesselgelenks dient (Zietzschmann, 1943).

Der Fesseltrageapparat setzt sich aus proximalen, mittleren und distalen Tragestrukturen zusammen, die alle „als zentrale Verankerungsstelle“ die Gleichbeine haben (Budras, 2014). Zur proximalen Tragestruktur wird der MIO sog. Fesselträger gezählt, der kurz vor seinem Ansatz an den Gleichbeinen noch zwei Unterstützungsäste (*Lig. accessorium laterale bzw. mediale*) zur dorsal gelegenen gemeinsamen Strecksehne (*M. extensor digitalis communis*) entlässt. Zu den mittleren Tragestrukturen werden die Seitenbänder der Gleichbeine (*Ligg. sesamoidea collateralia*) und das *Lig. palmare*, welches auch den Gleitkörper für die TBS bildet, gezählt. Die kurzen und die gekreuzten Sesambeinbänder (*Ligg. sesamoidea brevia* und *Ligg. sesamoidea cruciata*) werden ebenso wie die schiefen Sesambeinbänder (*Ligg. sesamoidea obliqua*) und das gerade Sesambeinband (*Lig. sesamoideum rectum*) zu den distalen Tragestrukturen gezählt. Auch die sehnigen Unterstützungsbander (*Lig. accessorium*) der OBS und TBS werden in diesem Zusammenhang genannt (Budras, 2014). Vor allem bei Vollblutrennpferden kann es zum Funktionsverlust des Fesselträgers kommen. Dabei kommt es durch belastungsbedingt wiederholte Überstreckung des Fesselgelenks zum wiederholten Bodenkontakt des Fesselkopfes. Ein Niederbruch, hervorgerufen durch die Ruptur der distalen Sesambeinbändern oder durch eine Transversalfraktur der Gleichbeine, kann die Folge sein (Budras, 2014).

1.6. Zehenfaszien

Zu den Zehenfaszien (*Fascia digiti manus*) zählen das Fesselringband und die vierzipflige Fesselplatte. Das Fesselringband (*Lig. anulare palmare*) ist zu sogenannten Beugesehnenhaltebändern verstärkt. Es inseriert jeweils abaxial an den seitlichen Gleichbeinbändern und liegt palmar dem Fesselgelenk an. Das Band ist palmar mit der OBS verwachsen und steht distal mit der vierzipfligen Fesselplatte in Verbindung. Die vierzipflige Fesselplatte wiederum dient der Fixation der Beugesehnen im Bereich der Fesselbeuge und besitzt zwei proximale und zwei distale Schenkel, die alle distal der Gleichbeine am Fesselbein verankert sind (Wissdorf et al., 2010b).

2. Biomechanik des Fesselgelenks und der Gleichbeine

2.1. Biomechanik des Fesselgelenks

Beim Fesselgelenk handelt sich um ein Scharniergelenk, welches laut Nickel et al. nur in extremer Beugstellung eine Seitwärtsbewegung zulässt und laut Wissdorf et al. (2010b) ein unvollkommenes Wechselgelenk ist, welches bei geringer Beuge- bzw. Streckwinkelung nur eingeschränkte Dreh- und Seitwärtsbewegungen zulässt (Nickel et al., 2004; Wissdorf et al., 2010b). Auch Clayton et al. (2007) konnte geringgradige laterale Bewegungen in Ab- und Adduktion während der Standbeinphase anhand einer 3D-Analyse des Metacarpophalangealgelenks im Schritt und Trab nachweisen (Clayton et al., 2007). Der palmare Beugewinkel liegt bei belasteter Gliedmaße etwa bei 220-225° und der dorsale Streckwinkel etwa bei 135-140° (Wissdorf et al., 2010b). Wanninger (2020) konnte zeigen, dass der Streckwinkel der VGM im Stand bei 144°, im Schritt bei 135°, im Trab bei 125° und im Galopp bei 109° liegt (Wanninger, 2020). Auch an der HGM befindet sich das Fesselgelenk in physiologischer Hyperextensionsstellung, allerdings liegt der plantare Beugewinkel im Unterschied zum palmaren bei etwa 215° und der dorsale Streckwinkel bei etwa 145° (Wissdorf et al., 2010a). Auch nach Baxter (2022) befindet sich das Fesselgelenk der HGM in einer etwa 5° aufrechteren Position als das Fesselgelenk der VGM (Baxter, 2022).

In der Stützbeinphase, welche in eine Stütz- und Stemmphase unterteilt werden kann, befindet sich das Fesselgelenk zuerst in Extension und es kommt zu einer vermehrten Belastung des Sehnenapparats. Durch die Einwirkung von kinetischer Energie wird das Fesselgelenk in der Mitte der Stützphase maximal abgesenkt, wobei die dorsalen Stränge des MIO ein zu starkes Durchtreten verhindern und die Gleichbeine durch Druck gegen die palmaren/plantaren Gelenkbereiche dies unterstützen (Girtler, 2001). Während des Endes der Stützbeinphase wird Energie frei, die im Sinne einer elastischen Feder vorher durch die Sehnen gespeichert wurde (Hildebrand & Goslow, 2004). Abbildung 3 zeigt die Phasen der Stützbeinphase des Fesselgelenks des Pferdes und verdeutlicht die Spannung der muskulären und ligamentären Anteile des Fesselträgers. Mit beginnender Entlastung der Gliedmaße und Kontraktion der TBS und OBS wird diese Energie

frei bzw. auf das Fesselgelenk in die extensorische Bewegung übertragen (Hildebrand & Goslow, 2004). Das Hufgelenk wird durch Kontraktion der TBS und OBS gebeugt und in Richtung des Bodens gedrückt, wobei das Fesselbein aufgerichtet wird. Der Übergang von der Stütz- in die Stemmphase wird eingeleitet (Girtler, 2001).

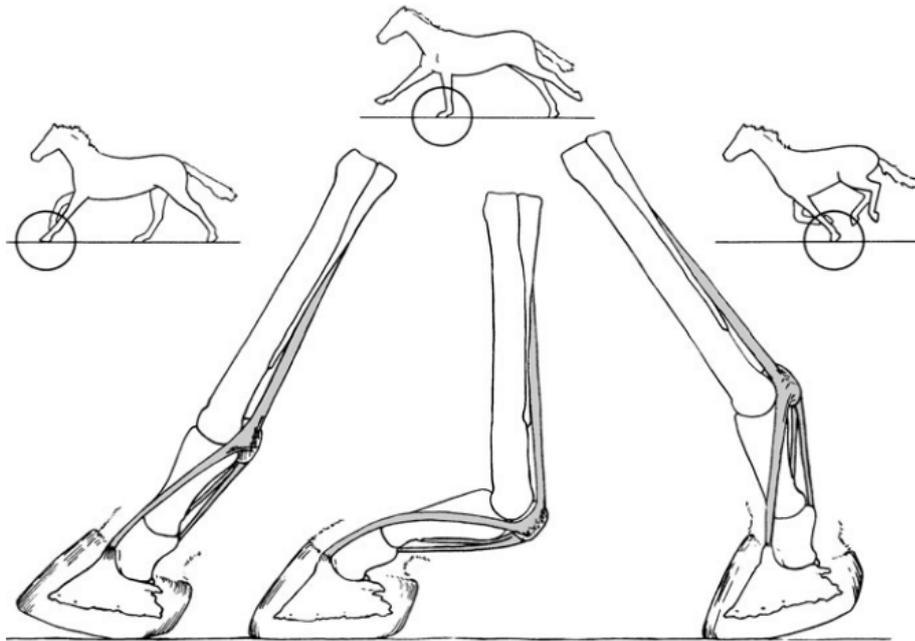


Abbildung 3: Federwirkung des Fesselträgers (aus Hildebrand & Goslow, 2004)

Die Kinematik der Hangbeinphase ist geprägt von einer Flexion des Fesselgelenks während der Abhebephase und darauffolgend einer Extension in der Vorführphase. Durch Kontraktion der Beugemuskulatur wird die Extremität verkürzt und das Abheben der Gliedmaße von den Trachten ausgehend eingeleitet. Während dem Vorschwingen erfährt das Fesselgelenk mehrere kleinere Flexions- und Extensionsbewegungen und wird bogenförmig vorgeführt. Die Sesambeine haben fast während des gesamten Bewegungsablaufs Kontakt zur *Trochlea* des Röhrbeins. Nur am Punkt der maximalen Beugung kommt es zum Abheben vom *Metacarpus* und der direkte Kontakt von Knochen zu Knochen wird durch die Verbreiterung des *Lig. palmare* in diesem Bereich verhindert (Dyce et al., 1991). In der darauffolgenden Phase wird die Extremität wiederrum durch das Einsetzen

der streckenden Gliedmaßenmuskulatur verlängert und die folgende Stützbeinphase vorbereitet (Girtler, 2001). Dem gesamten Bewegungsablauf des Fesselgelenks wird ein Beugeumfang von 120° zugeteilt (Zietzschmann, 1943).

Beim Pferd als Zehenspitzenläufer stehen die Knochen proximal des Fesselgelenks säulenartig übereinander, wohingegen distal davon die Phalangen freitragend und federnd abgewinkelt sind. Die Beugesehnen ziehen palmar/plantar am distalen Ende des Röhrlbeins über die Gleichbeine, und sind dabei mit der Patella am Kniegelenk zu vergleichen. Ihre Funktion ist es durch Verlängerung des Hebelarms ein höheres Drehmoment auszuüben. Dies wird erreicht, indem das Rotationszentrum aus der Mitte des Fesselgelenks plantar/palmar verschoben wird (Martin et al., 2015a). In der Studie von Merritt et al. (2010) wurde die Belastung der Knochen des Fesselgelenks untersucht. Wie in Abbildung 4 dargestellt, konnten sie zeigen, dass die MC III hauptsächlich in axialer Richtung belastet wird und nur wenig Biegekräften ausgesetzt ist. Den Gleichbeinen und der proximalen *Phalanx* wird dabei die Funktion eines Umlenkens der resultierenden Kräfte in Richtung der axialen Achse der Metacarpalen zugeschrieben (Merritt et al., 2010). Dadurch wird die MC III über den gesamten Bewegungsablauf in der Standbeinphase weniger Biegekräften ausgesetzt, was wiederum zu weniger Stress der knöchernen Anteile der MC III führt (Merritt et al., 2006).

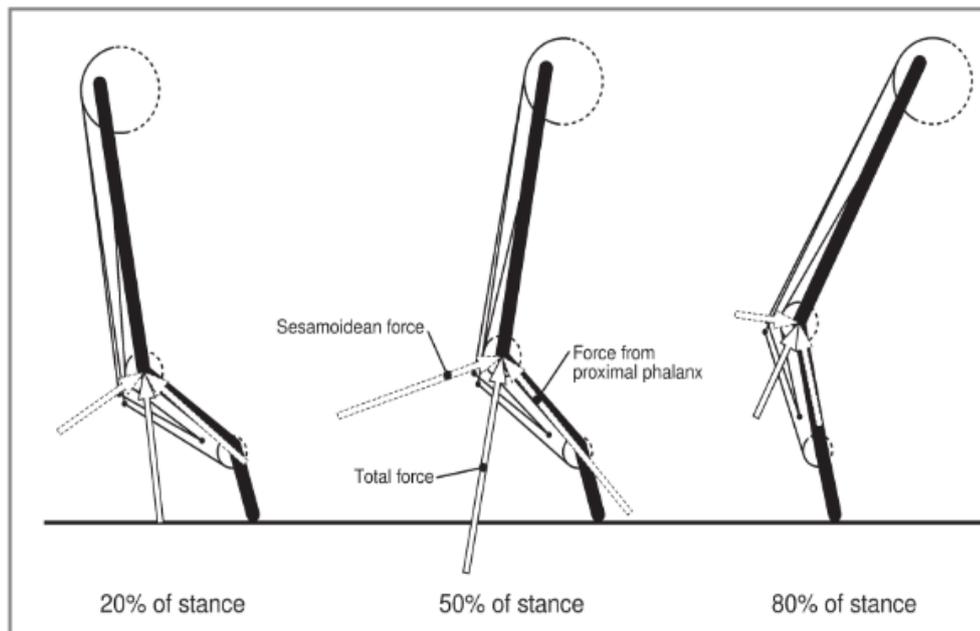


Abbildung 4: Darstellung (Pfeil) der axialen Belastung (Total force) auf die MC III. Die Gleichbeine (Pfeil Sesamoidean force) und das Röhrlbein (Pfeil Force from proximal *phalanx*) dienen dabei als Umlenker (aus Merritt et al., 2010)

Die Änderung der Gliedmaßenwinkelung auf Höhe des Fesselgelenks hat eine hohe biomechanische Relevanz, da die auf die Gleichbeine wirkenden Kräfte moduliert werden: Die auf die Gleichbeine wirkenden Kräfte können in Zug- und Druckkräfte unterschieden werden. Die Zugkräfte ergeben sich aus den auf die Gleichbeine wirkenden Sehnen, die Druckkräfte als der resultierenden Gelenksreaktionskraft. Merritt et al. (2008) unterscheiden in ihrem zweidimensionalen Modell des Fesselgelenks der VGM bei den auf die Gleichbeine einwirkenden Zugkräften die Kräfte der OBS, TBS und des MIO und die daraus resultierende Gelenksreaktionskraft, die die Gleichbeine gegen die MC III drückt (siehe Abb. 5).

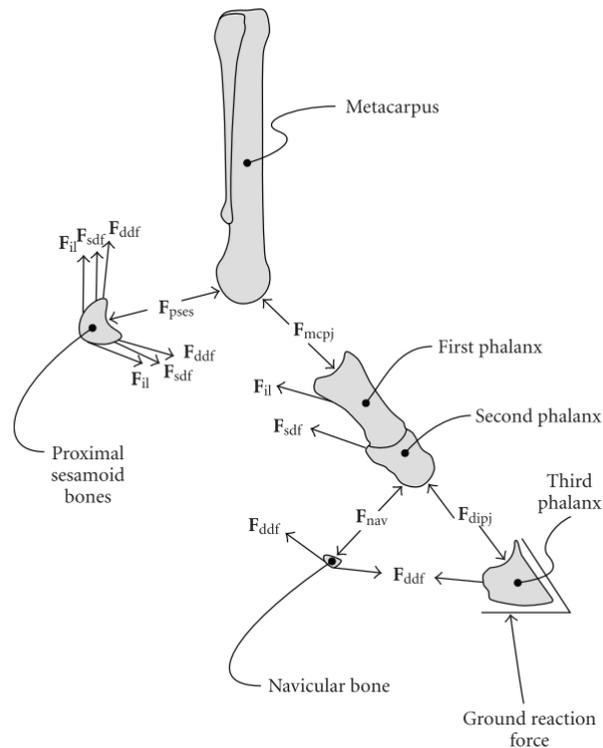


Abbildung 5: Zweidimensionales Modell der Kraftvektoren, die auf die knöchernen Strukturen der Zehe des Pferdes wirken bzw. Kräfte, die auf die Gleichbeine (Proximal sesamoid bones) wirken: F_{ii} : Kraft des MIO, F_{sdf} : Kraft der OBS; F_{ddf} : Kraft der TBS; F_{pscs} : Kraft der Gleichbeine auf den Metacarpus (aus Merritt et al., 2008)

Während der Bewegung in Flexion hat das Fesselgelenk das größte Bewegungsausmaß der Zehengelenke und danach folgen die distal davon gelegenen Gelenke des Huf- und Krongelenks (Baxter, 2022). Auf Grund der Verschiebung des Schwerpunktes in Richtung der Schultergliedmaße trägt diese den größeren Anteil des Gewichts mit circa 57-58%, wo hingegen die HGM nur 42-43% des Gesamtkörpergewichts des Pferdes tragen muss. Diese Funktion spiegelt sich auch in dem säulenartigen Aufbau der VGM wider und erklärt die höheren mechanischen Belastungen.

2.2. Biomechanik der Gleichbeine

Sesambeine sind Knochen, die als funktioneller Bestandteil in Sehnen auftreten und im Sinne eines Kapselkörpers primär in der Wand synovialer Höhlen entstehen (Preuss & Wünsche, 1974). Ihre funktionelle Bedeutung liegt in der Verlängerung des wirksamen Hebelarms eines Muskels und der damit einhergehenden Kraftersparnis (Alexander & Dimery, 1985; Doherty et al., 2010; Gillette, 1872), dem Schutz vor zu großer Reibung (Schünke et al., 2018) sowie der Übertragung der resultierenden Kräfte im Fesselgelenk in axialer Richtung auf den MC III (Merritt et al., 2010). Sie treten innerhalb verschiedener Sehnen oder seltener in Bändern auf und sind an der Bildung synovialer Gelenke beteiligt. Das größte Sesambein des Körpers ist die *Patella* des Kniegelenks, die in die Endsehne des *M. quadriceps femoris* eingelagert ist und dessen Hebelwirkung verbessert (Dyce et al., 1991). Die genaue Funktion der Sesambeine ist nicht abschließend geklärt. Verschiedene Autoren schreiben ihnen jedoch weitere Funktionen zu: Sie dienen der Stabilisation von Gelenken (Lanyon et al., 1985), reduzieren Verschleiß und Reibung von Sehnen (Le Minor, 1988) und widerstehen Druckkräften (Eben, 1985). Diese Funktionen kommen auch an den Gleichbeinen des Pferdes zum Tragen. Die Gleichbeine funktionieren im Sinne eines Krafthebels und dienen als *Hypomochlion*. Dabei sind sie erheblichen Druck- und Zugbelastungen ausgesetzt, insbesondere bei hohen Geschwindigkeiten und bei voller Belastung (Mc Ilwraith, 2020). Riggs et al. (1999) postulierten den Gleichbeinen im Galopp dabei eine Belastung von je fast 24 MPa und damit einer etwa doppelt so hohen Belastung gegenüber der palmaren/plantaren Seite des Fesselbeins (Riggs et al., 1999). Durch die konvex-konkave Form der Gleitflächen zwischen MC III und den Gleichbeinen folgen die Gleichbeine in Richtung der Bewegung des Fesselgelenks. Sie gleiten in Flexion proximal und in Extension distal (Wieland-Findeis et al., 2021). Auch konnte in biomechanischen in-vitro Tests anhand von acht VGM im Stand, Schritt, Trab und Galopp nachgewiesen werden, dass sie sich während der zunehmenden Extension des Fesselgelenks distal verschieben, gefolgt von einem distodorsalen Gleiten um den palmaren Anteil des Kondylus von MC III. Das höchste Bewegungsausmaß wird in distodorsaler Richtung in der Simulation des schnellen Galopps erreicht. In dieser Position befinden sich die Gleichbeine nicht

mehr in Kongruenz zum Gelenk und eine Läsion des subchondralen Knochens kann nicht ausgeschlossen werden (Shaffer et al., 2021). In einer Folgestudie wurde die in-vitro Bewegung der beiden Gleichbeine untersucht. Es wurde festgestellt, dass das mediale Gleichbein stärker nach außen rotiert als das laterale. Im Galopp ist diese Außenrotation am ausgeprägtesten. Das laterale Gleichbein zeigt in allen Gangarten hingegen eine Abduktion vom *Apex* ausgehend (Shaffer et al., 2022).

3. Erkrankungen der Gleichbeine

3.1. Sesamoidose

Die Sesamoidose, auch bekannt als Gleichbeinlahmheit oder *Sesamoiditis*, ist eine chronisch degenerative Erkrankung, die dem Arthrose-Komplex zugeordnet werden kann. Sie stellt einen Sammelbegriff für Gleichbeinerkrankungen dar, die die distalen Gleichbeinbänder, den MIO und die tiefe gemeinsame Beugesehnen-scheide mit betreffen können. Diese Erkrankung führt zu einer chronisch rezidivierenden Lahmheit. Alle Pferde können davon betroffen sein, insbesondere jedoch Renn- und Springpferde sowie Traber. Häufig erkranken die Vordergliedmaßen (VGM), beim Arbeitspferd bzw. Rückepferd hingegen die Hintergliedmaßen (HGM). Ätiologisch kommt es durch wiederholte Überlastung des Gleichbeinapparats zu degenerativen Veränderungen und ausgelöst durch Mikrorupturen zu Vaskularisationsstörungen. Infolge der pathologisch veränderten Blutversorgung ergeben sich Knorpeldefekte und chronische Veränderungen des Knochens und der Bänder (siehe Abb. 6) (Brehm et al., 2017b). Charakteristischerweise führen diese Veränderungen zu Schmerzen an und in der Umgebung der Gleichbeine sowie dem Ansatz des Fesselträgers (Bertone, 2001).



Abbildung 6: typisches röntgenologisches Bild einer *Sesamoiditis* (Pfeile) im schräg palmarodorsalen Strahlengang. Zu erkennen sind Aufhellungen des Gleichbeins im Bereich der Ansätze des MIO (Bild mit freundlicher Genehmigung der Tierärztlichen Klinik für Pferde Wolfesing, Zorneding)

Torre (2011) legt dieser Erkrankung eine *Enthesiopathie* der Ansatzschenkel des MIO zugrunde und unterteilt diese zudem in zwei Typen. Beim Typ I, der sogenannten juvenilen *Sesamoiditis* sind zwei- bis dreijährige Pferde betroffen und im Röntgenbild sind vergrößerte Gefäßkanäle sichtbar. Vor allem die VGM von älteren Pferden sind bei der Typ II *Sesamoiditis*, der chronischen Form betroffen, welche meist nur ein Gleichbein betrifft. Auch hier sind bei der radiologischen Untersuchung vergrößerte Gefäßkanäle sichtbar. Zudem treten Konturveränderungen der abaxialen Fläche, die Bildung von Enthesiophyten und Verkalkungen des *Lig. palmare* auf (Torre, 2011). Im Röntgenbild zeichnet sich die Sesamoidose, wie bereits beschrieben, durch vergrößerte und/oder vermehrte Gefäßkanäle, abaxial und basal durch knöcherne Zubildungen im Ansatzbereich des MIO oder den distalen Gleichbeinbändern, sowie durch osteolytische Prozesse und zystoide Defekte aus. Eine sonographische Beurteilung der anteiligen Strukturen zur Stellung der Diagnose wird empfohlen. Die Therapie richtet sich nach dem Ausmaß der Erkrankung und umfasst neben Ruhigstellung und kontrolliertem Belastungsaufbau über einige Wochen, vor allem den Einsatz von antiphlogistischen Medikamenten. Die Tiere sollten mit einem orthopädischen, zehenweisenden Hufbeschlagn versehen werden. Die Neurektomie stellt nach perivaskulärer Sympathektomie und Fasziole die letzte Therapiemöglichkeit dar. Auf Grund des langwierigeren Heilungsverlaufs, einer hoher Rezidivrate und einer Rekonvaleszenzzeit von sechs bis acht Monaten (Bertone, 2001) wird die Prognose vorsichtig bis ungünstig gestellt (Brehm et al., 2017b). Zudem konnte bei Vollblutjährlingen gezeigt werden, dass das Risiko eine Fesselträgererkrankung zu erleiden um das Fünffache erhöht ist, wenn röntgenologisch signifikante Anzeichen einer Sesamoidose festgestellt werden können (McLellan & Plevin, 2014).

3.2. Osteitis

Eine weitere, seltenere Erkrankung der Gleichbeine betrifft die axiale Fläche der Gleichbeine. Bei der Osteitis, auch bekannt als sogenannte Osteomyelitis der proximalen Sesambeine, kommt es aus noch unbekannten Gründen zu lytischen Veränderung im Bereich des Ansatzes des *Lig. intersesamoideum*, das die zwei Gleichbeine untereinander verbindet. Als Ursache wird neben infektiöser und vaskulärer auch eine traumatische Ätiologie diskutiert (Bertone, 2001). Zu den infektiösen Ursachen können sowohl bakterielle als auch mykotische Erreger zählen (Brommer et al., 2014; Chan & Munroe, 1997; Collins et al., 2004; Dabareiner et al., 2001; Swerczek et al., 2001). Die Vaskularisation der *Lig. intersesamoideum* erfolgt aus sich verzweigenden Ästen der *A. sesamoidea*. Bei einer traumatischen Ruptur oder Thrombosierung dieser kommt es zur ischämisch induzierten Lyse des Knochens (Barr et al., 2005). Im Röntgenbild zeichnet sich diese Form der Erkrankung durch Knochenzysten aus, die sowohl nur ein als auch beide Gleichbeine und den Knochen sowohl zystoid, begrenzt, als auch diffus infiltrierend betreffen (Bertone, 2001). Häufiger betroffen sind die HGM (Voermans et al., 2009, Dabareiner, 2001), wobei die Ursache dafür in der unterschiedlichen biomechanischen Beanspruchung der VGM und HGM vermutet wird (Brommer et al., 2004). Neben der gängigen röntgenologischen sowie sonographischen Untersuchung empfiehlt es sich, insbesondere zur genaueren Darstellung der Pathologie und Abschätzung des Ausmaßes der Läsionen, weitere computertomografische Aufnahmen anzufertigen (Vanderperren et al., 2014). Dabei sollte insbesondere bei Friesen die Osteitis der Gleichbeine zur Liste der Differenzialdiagnosen bei akuter, nicht-septischer Lahmheit des Fesselgelenks hinzugefügt werden (Vanderperren et al., 2014), da sie auf Grund der Eigenschaften ihres Sehnenapparates zur vermehrten Hyperextension im Fesselgelenk neigen (Dabareiner et al., 2001).

3.3. Gleichbeinfrakturen

Gleichbeinfrakturen können bei Pferden jeder Nutzungsart auftreten. Sie kommen aber vor allem bei Rennpferden insbesondere an der VGM vor. Man spricht in diesem Zusammenhang auch von der „Berufskrankheit der Rennpferde“. Bei Trabern und Zugpferden sind hingegen eher die Gleichbeine der HGM betroffen (Brehm et al., 2017b). Bei Pferden zwischen dem zweiten und vierten Lebensjahr frakturieren sie besonders häufig, wobei auch schon bei Fohlen Frakturen beobachtet werden können (Ellis, 1979). Bereits jetzt spielen Gleichbeinfrakturen auf Grund der Tatsache, dass sie zu den häufigsten letal verlaufenden Verletzungen der distalen Gliedmaße zählen, eine übergeordnete Rolle im Rennpferdesport (Johnson et al., 1994; O'Brien et al., 1971; Sarrafian et al., 2012; Sun et al., 2019; Wylie et al., 2017).

Gleichbeinfrakturen können nach verschiedenen Kriterien unterteilt werden: gedeckte oder offene, artikuläre und nicht artikuläre, sowie Frakturen eines oder beider Gleichbeine einer Gliedmaße. Weiterhin unterscheidet man sechs Frakturtypen (siehe Abb. 7) nach der Lokalisation des Frakturspalts (Nixon, 2019), wobei nach Litzke et al. (2020) fließende Übergänge möglich sind (Litzke et al., 2020): Am häufigsten kommen laut Wissdorf et al. (2010b) die Apexfrakturen vor, die sich im proximalen Drittel der Gleichbeine manifestieren. Durch den Funktionsverlust des rupturierten Bandapparates kommt es häufig zu Dislokationen des Frakturstücks. Eine Lahmheit entwickelt sich posttraumatisch erst innerhalb weniger Stunden (Wissdorf et al., 2010b). Baxter (2022) spricht in diesem Zusammenhang auch von Apikalfrakturen, die meist mit einer Gelenkbeteiligung einhergehen und weniger als ein Drittel des Knochens betreffen (Baxter, 2022). Zudem sei laut Rooney (1994) häufiger das mediale als laut Hertsch (1994) das laterale Gleichbein betroffen (Hertsch, 1994; Rooney, 1994). Basalfrakturen stellen Abrissfrakturen der distalen Gleichbeinbänder dar und können die gesamte Basis einnehmen. Auch hier kommt es erst im weiteren Verlauf nach dem Trauma zu klinischen Symptomen wie Lahmheit und Schonung der Gliedmaße im Stand. Bei Fohlen unter zwei Monaten tritt dieser Frakturtyp besonders häufig am medialen Gleichbein auf, wobei ursächlich die hohen Geschwindigkeiten beim Folgen der Mütter auf der Weide angenommen werden

(Ellis, 1979). Bei den Horizontalfrakturen, bei denen meist beide Gleichbeine betroffen sind und sich die Fragmente gleichgroß darstellen sollte stets von einer Gelenksbeteiligung ausgegangen werden. Die Pferde zeigen eine akute, hochgradige Stützbeinlahmheit und sind stark durchtrittig, vergleichbar mit einer Sehnenruptur des MIO. Am Ansatz des MIO am abaxialen Gleichbeinrand kommt es zu Abaxialfrakturen, die in den meisten Fällen nicht bis in das Gelenk reichen und nur selten auftreten. Um eine Gelenksbeteiligung auszuschließen, bedarf es einer schräg tangentialen Röntgenaufnahme (Baxter, 2022). Wissdorf et al. (2010b) beschreiben weiterhin, dass mittig auf der Gelenkfläche der distalen Epiphyse des Röhrbeins der Sagittalkamm sitzt, welcher bei übermäßiger Hyperextension gegen die Gleichbeine drückt. Die dabei entstehende Hebelwirkung kann zum Bruch einer der beiden Gleichbeine führen, wobei dies besonders häufig auftritt, wenn der Fuß zusätzlich noch durch unebenes Gelände verkantet ist. Man spricht dabei von sogenannten axialen Sagittalfrakturen der Gleichbeine, die in Längsachsenrichtung frakturieren und meist im Zusammenhang mit metakarpalen/metatarsalen Kondylusfrakturen auftreten (Wissdorf et al., 2010b). Laut Patan-Zugaj (2014) ist dabei vor allem der laterale *Kondylus* der MC III betroffen (Patan-Zugaj, 2014).

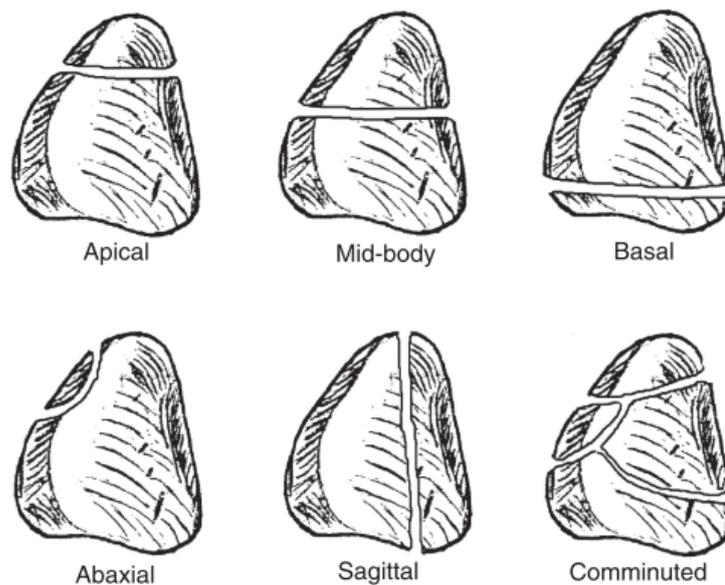


Abbildung 7: Frakturtypen der Gleichbeine (aus Nixon, 2019)

Ein weiterer Typ ist die Trümmerfraktur, wobei es zu einem Bruch mit mehreren Knochenfragmenten kommt und stets eine Gelenksbeteiligung anzunehmen ist. Von den Abriss- und Querfrakturen mit unterschiedlich großen Fragmenten ist besonders die HGM von Trabern und die VGM von Galopprennpferden betroffen (Brehm et al., 2017b). Zu Luxationsfrakturen bzw. Dislokationen der Gleichbeine kommt es vereinzelt bei totaler Ruptur der distalen Gleichbeinbänder (Brehm et al., 2017b). Eine klinische Untersuchung und eine Röntgenuntersuchung sind zur Stellung der Diagnose unerlässlich. In der klinischen Untersuchung zeigen sich Symptome wie Palpationsschmerz der Gleichbeine, Schwellung des Fesselgelenks, Lahmheit je nach Schweregrad mit Funktionsverlust der Gliedmaße und Schmerzen bei der passiven Mobilisation des Fesselgelenks in Beugung und Streckung. Es werden Röntgenaufnahmen in lateromedialer, dorsopalmarer bzw. -plantarer, sowie in tangentialer Richtung empfohlen (Brehm et al., 2017b). Alle Gleichbeinfrakturen -ausgenommen Abaxial- und Apikalfrakturen- mit nur leichter Beteiligung des Unterstützungsbandes besitzen eine schlechte Prognose bei Rennpferden (Bukowiecki et al., 1987).

3.4. Erkrankungen mit Beteiligung der Gleichbeinstrukturen

3.4.1. Erkrankungen des *M. interosseus medius*

Erkrankungen des MIO können je nach Lokalisation in verschiedenen Abschnitte unterteilt werden. Neben der häufig auftretenden Erkrankung des Fesselträgerursprungs im Bereich des proximalen Röhrbeins und Erkrankungen des Muskelbauchs, soll hier auf das seltenere Vorkommen im Bereich der Fesselträgerschenkel mit deren Ansatz an den Gleichbeinen eingegangen werden. Die beiden Endsehnen des MIO inserieren flächig am proximalen Teil der Gleichbeine und können dort sowohl im knöchernen als auch im sehnigen Anteil betroffen sein (Brehm et al., 2017b). Ätiologisch spielt die Hyperextension über das physiologische Maß hinaus eine wichtige Rolle bei der Entstehung von pathologischen Veränderungen in diesem Bereich (Bertone, 2001). Zur weiterführenden Diagnostik werden eine sonographische und eine radiologische Untersuchung empfohlen. Die Therapie richtet sich dabei je nach Schwere der

Erkrankung an die Beeinflussung des Knochenstoffwechsels, den Einsatz von Stoßwellentherapie und auch das chirurgische Vorgehen mittels *Osteostixis* zur Initiierung der Knochenheilung (Brehm et al., 2017b).

3.4.2. Proximale Fesselbeinfraktur

Fesselbeinfrakturen stellen mit die häufigsten Frakturarten bei Pferden dar und treten vor allem bei Warmblütern und Trabrennpferden auf (Wissdorf et al., 2010b). Häufiger betroffen ist die VGM bei Sportpferden, hervorgerufen durch die höheren Belastungen. Proximopalmar und medial der Fesselbeinlehne kommt es zu röntgenologisch nachweisbaren Fragmenten, sog. Birkelund-Frakturen, die ursächlich mit einer Abrissfraktur der kurzen Gleichbeinbänder in den ersten Lebensmonaten in Verbindung gebracht werden.

3.4.3. *Periostitis chronica ossificans* des Fesselbeins

Bei dieser Erkrankung, auch unter dem Synonym Leist bekannt, handelt es sich um eine chronisch ossifizierende Knochenhautentzündung, bei der es an den Insertionsstellen der Bänder zu osteophytären Anlagerungen am Fesselbein kommt. Neben den Fesselbeinkronbeinbändern, der Sohlenbinde und dem Ansatz der Hufknorpelfesselbeinbänder spielen auch die Ansätze der schiefen Gleichbeinbänder, den *Ligg. sesamoidea obliqua*, und die *Ligg. palmaria* eine Rolle. Besonders bei Turnier- und Rennpferden kommt es durch wiederholte Überdehnungen zu Osteophytenbildung, bei den schiefen Gleichbeinbändern typischerweise im Verlauf der Insertionen am ohnehin aufgerautem Fesselbeindreieck. Klinisch tritt in diesem Zusammenhang meist keine Lahmheit auf und die Diagnose wird häufig zufällig im Zuge von Röntgenuntersuchungen gestellt.

4. Knochen

4.1. Aufbau von Knochen

Der Knochen ist ein Kompositmaterial, der aus unterschiedlichen Komponenten aufgebaut ist. Er kann makroskopisch in ein äußeres *Stratum corticale* (*Substantia compacta*, Kompakta) und ein inneres *Stratum spongiosum* (*Substantia spongiosa*, Spongiosa) unterteilt werden. Mikroskopisch besteht die Kompakta aus Osteonen und die Spongiosa aus Hemiosteonen, die als typische Strukturelemente, sog. Bone Structural Units die mechanische Stabilität von Knochen ausmachen (Erben, 2015). Es können verschiedene Arten von Knochen unterschieden werden: Zum einen der Geflechtknochen, der vor allem bei der Erneuerung von Knochen eine Rolle spielt und meist im Verlauf des Lebens durch die differenziertere Form des Lamellenknochens ersetzt wird. Lamellenknochen ist der am häufigsten vorkommende Knochentyp des Körpers und zeichnet sich durch die lamelläre Anordnung der Fasern aus. Sowohl Röhrenknochen als auch platte oder kurze Knochen, zu denen die Gleichbeine des Pferdes gehören, sind durch diese Ordnung der Fasern gekennzeichnet. Diese Struktur des Knochens wird maßgeblich von den Osteonen geprägt, die im Inneren einen Kanal, den sog. Havers-Kanal enthalten. Innerhalb dieses Kanales verläuft das sog. Havers-Gefäß umgeben von lockerem Bindegewebe und Nerven. Um diesen zentralen Kanal herum lagern sich wiederum die Knochenlamellen, bestehend aus kollagenen Fasern und der Knochenmatrix, an (Liebich et al., 2019).

Die knöchernen Hartschubstanz des Knochens wird zu zwei Dritteln aus Hydroxylapatitkristallen zusammengesetzt und bildet den mineralischen Anteil. Der organische Anteil wird durch die extrazelluläre Matrix, die als Grundsubstanz maßgeblich an der Bildung des Stütz- und Bindegewebes beteiligt ist, gebildet. Sie besteht zu 90 % aus Kollagen Typ I, sowie aus nicht-kollagenen Glykoproteinen (5%), Lipiden (2%) und Wasser (Sims & Martin, 2020). Zum Zellverbund gehören neben knochenabbauenden Osteoklasten und knochenbildenden Osteoblasten, auch Osteozyten und endostale Knochenbelegzellen, die bei der Weiterleitung von mechanischen Reizen -im Sinne von Mechanosensoren- eine wichtige Rolle spielen und als funktionelle Einheit agieren (Erben, 2015).

4.2. Mechanische Adaptation von Knochen

Knochen besitzen die wesentliche Funktion des Skeletts als mechanisches Stützgerüst und dienen dabei der Lokomotion. Sie unterliegen einem stetigen Erneuerungsprozess, welcher durch verschiedene Stimuli induziert werden kann. Neben mechanischen können auch genetische, diätetische und hormonelle Faktoren einen Einfluss auf diesen Umbauprozess haben (Erben, 2015). Bereits 1893 stellte der Anatom Julius Wolff fest, dass sich Knochen belastungsinduziert aufbauen kann und es bei Entlastung zur Degeneration von Knochensubstanz kommt. Er erkannte, dass die Anordnung der Trabekelstruktur sich nach der mechanischen Krafteinwirkung richtet und stellte damit das sog. Wolffsche Gesetz auf (Wolff, 1893). Es konnte gezeigt werden, dass der Knochen auf Druck und Zug reagiert und sich in einem stetigen Um-, Ab- und Anbauprozess befindet. Dabei gehen Bereiche mit höherer Belastung mit einer Zunahme der Knochendichte und Verdickung der Kortikalis einher und spiegeln somit die belastungsinduziert typische Knochendichte wider (Kummer, 1972; Pauwels, 1965). Die Hauptbelastung geht dabei nicht vom KGW sondern von der Muskelkontraktion aus (Radin et al., 1973). Das Leichtbauprinzip der Knochen stellt dabei einen Kompromiss zwischen maximaler Festigkeit bei minimaler Knochenmasse dar (Pauwels, 1948). Dittrich (2019) weist darauf hin, dass sich im Bereich der Spongiosabälkchen die Druck- und Zuglinien rechtwinklig treffen und sich nach der Art der Beanspruchung des Knochens ausrichten. Die Autoren ziehen den Schluss, dass sich die innere Form des Knochens anpasst, wenn die äußere Form z.B. durch eine Fraktur verändert wird. Bei Druckbelastungen, die über das physiologische Maß hinaus gehen, kommt es zu Knochenabbauprozessen, genauso wie Scher-, Knick- und Biegekräfte einen eher abbauenden Charakter besitzen (Dittrich et al., 2019). Auch Schönau und Fricke (2006) postulieren, dass sich sowohl die Form als auch die Größe eines Skelettteils Ausdruck seiner biomechanischen Beanspruchung sind (Schönau & Fricke, 2006). Heute weiß man, dass dieser Vorgang der Knochenadaptation durch veränderte biomechanische Beanspruchung induziert wird und erklärt die enge Beziehung zwischen Form und Funktion (Erben, 2015). Beim Umbau werden dabei zwei Mechanismen unterschieden: Beim Modeling kommt es zu einem einseitigen Umbau, welcher

entweder zur Resorption von Knochen (Osteoporose) oder zu Zubildungen am Knochen (Osteosklerose) führt und damit eine Formveränderung mit sich bringt (Erben, 2015; Martin et al., 2015b). Dieser zeitlebens ablaufende Prozess der Erneuerung wird geprägt von den auf den Knochen einwirkenden Kräften und die damit einhergehende Wechselwirkung zwischen Form und Funktion. Das Verhältnis zwischen maximaler Stabilität bei minimaler Knochenmasse wird dabei stetig angepasst (Müller-Gerbl et al., 1990). Beim Remodeling hingegen wird die mechanische Integrität des Knochens erhalten und auf den Abbau durch Osteoklasten folgt immer ein Aufbau durch Osteoblasten (Erben, 2015). Beschädigter, alter Knochen wird ersetzt und Ermüdungserscheinungen, wie Frakturen können dadurch verhindert werden. Weiterhin wird dem Remodeling die Funktion der Feinjustierung und somit die Erhöhung der mechanischen Effizienz des Knochens zugeschrieben (Martin et al., 2015b).

Frost (1987) stellte als Ergänzung des Wolfschen Gesetz das sog. Mechanostat-Modell auf, welches besagt, dass sich der Knochen entsprechend seiner Belastung umbaut. Als Reiz dienen kurzzeitige Maximalkräfte, die auf den Knochen wirken und diesen zum Umbau veranlassen. Dabei verhält sich der knöcherne Umbau bei Belastungen zwischen 800-1500 μ Strain so, dass er zwar stattfindet, es jedoch zu keiner pathologischen Veränderung kommt (sog. Adapted State). Bei Belastungen über 1500 μ Strain (Overload) kommt es zur Überlastung und Knochenmasse und die Knochenfestigkeit nimmt zu und bei Belastungen von über 15000 μ Strain kann es zur Fraktur kommen. Bei Werten von unter 800 μ Strain (Disuse) wird hingegen Knochen abgebaut (Frost, 1987, 2000). Das Modell wurde weiterhin adaptiert und es erfolgt die Ergänzung einer vierten Zone, der sogenannten „Pathological Overload Zone“. Diese Zone beginnt bei einer Belastung über 4000 μ Strain und zeigt weder Modeling- noch Remodelingvorgänge. Es wird vermutet, dass vor allem Reparationsvorgänge in dieser Zone eine Rolle spielen. Auch die Angaben zu den jeweiligen Belastungsgrenzen werden neu definiert: ein Abbau des Knochens findet bei Werten unter 50-200 μ Strain statt und die physiologische Belastungszone oder „Adapted State“ reicht bis zu 2000-3000 μ Strain. Innerhalb dieser Zone kommt es darüber hinaus nur zu wenigen Anpassungsvorgängen und es wird von

der sog. „toten“ (Huiskes et al., 1992), „faulen“ (Carter et al., 1996) oder „trägen“ Zone gesprochen (Burr, 1992).

4.3. Subchondraler Knochen

Als subchondraler Knochen wird die knöchernen Lamelle, die unter dem Gelenkknorpel liegt, bezeichnet. Der subchondrale Knochen wird heute gemeinsam mit dem Gelenkknorpel als funktionelle sogenannte osteochondrale Einheit betrachtet, und spielt eine wichtige Rolle beim Verständnis von Physiologie und Funktion von Gelenken, sowie den Mechanismen der Arthrose (Kurth, 2021). Nach Müller-Gerbl (1998) handelt es sich dabei um die Zone, die direkt unterhalb der kalzifizierten Zone des Gelenkknorpels liegt und etwa eine Stärke von 2-4mm besitzt (Müller-Gerbl, 1998).

Durch Fehl- oder Überlastungen hervorgerufen kommt es zu Veränderungen der Druckverhältnisse mit Spitzenbelastungen innerhalb eines Gelenkes und infolgedessen zu Knochenschäden. Diese Schäden zeigen sich durch die Zunahme der Knochenmineralisation und im weiteren Verlauf durch arthrotische Veränderungen (Müller-Gerbl et al., 1989). Am Beispiel der Hüfte des Menschen konnte nachgewiesen werden, dass die mengenmäßige Verteilung der subchondralen Knochendichte (Kummer, 1968; Pauwels, 1965) und die Knochendichte insgesamt mit Erhöhung der Belastung zunimmt (Chamay & Tschantz, 1972; Jones et al., 1977). Im Gegensatz zur Knorpeldicke, welche sich zeitnah an Belastungen anpassen kann, stellt die Dicke der subchondralen Knochenplatte eine Anpassung an längerfristige Belastungen dar (Milz et al., 1995). Anhand von Untersuchungen am Radius und der Tibia von Pferden konnten Fürst et al. (2008) nachweisen, dass mit zunehmendem Alter die Knochendichte zunimmt und sich die Mikroarchitektur signifikant verändert. Die Anzahl der Trabekel nimmt ab, wobei sich der Abstand untereinander vergrößert (Fürst et al., 2008). Die Bestimmung von Parametern wie subchondrale Knochendichte und -dicke können zur Interpretation herangezogen werden und Aufschluss über Belastungsmuster geben (Müller-Gerbl et al., 1987). Durch die Zunahme und Verdichtung der Kortikalis kommt es im weiteren Verlauf zu einer Abnahme der Knochenflexibilität

und daraus resultierend zum Anstieg des Frakturrisikos (Brehm et al., 2017a). Schäfer (2001) konnte in seinen in-vitro Untersuchungen der subchondralen Knochendichte am Fesselgelenk des Pferdes feststellen, dass die Knochendichte bis zum Alter von 13 Jahren kontinuierlich zunimmt und dann zum Ruhen kommt. Dafür wurde das computertomografische Verfahren der Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) genutzt, bei dem die Knochendichte anhand von Graustufenwerten, sog. Hounsfield-Units abgebildet wird (Schäfer, 2001).

4.4. Knöcherne Besonderheiten equiner Gleichbeine

Schäfer (2001) konnte zeigen, dass die Gleichbeine des Pferdes im Gegensatz zu den weiteren am Fesselgelenk beteiligten Knochen eine höhere subchondrale Knochendichte aufweisen, was ihre hohe Beanspruchung innerhalb des Gelenks widerspiegelt. Zudem konnte er zeigen, dass es Bereiche mit geringer Knochendichte an den axialen Rändern und dem *Apex* der *Facies articularis* der Gleichbeine gibt. Dichtemaxima veränderten sich im Verlauf des Alters unregelmäßig, allgemein konnte jedoch festgestellt werden, dass sie sich auf die gesamte Artikulationsfläche verteilen und Spitzen im distalen und proximoabaxialen Bereich bilden (Schäfer, 2001). Young (1991) untersuchte die knöchernen Anpassungsfähigkeiten der Gleichbeine anhand von acht zweijährigen Vollblutpferden und konnte feststellen, dass diese erheblich auf trainingsassoziierte Reize mit Umbau im Sinne von Remodeling reagieren. Diese Fähigkeit ermöglicht es den Gleichbeinen, hohe Belastungen auszuhalten und sich diesen anzupassen (Young et al., 1991).

4.5. Bildgebung der Gleichbeine

4.5.1. Röntgen

Das standardisierte Röntgenprotokoll für die Untersuchung des Fesselgelenks und somit der Gleichbeine sieht nach Manso-Díaz et al. (2018) und Butler et al. (2017) folgende Strahlengänge vor (Butler et al., 2017; Manso-Díaz et al., 2018; Weaver & Barakzai, 2010):

- Lateromedial (siehe Abb. 8 A)
- Dorsopalmar (siehe Abb. 8 B)
- Dorso 45°lateral-palmaromedial oblique
- Dorso 45°medial-palmarolateral oblique

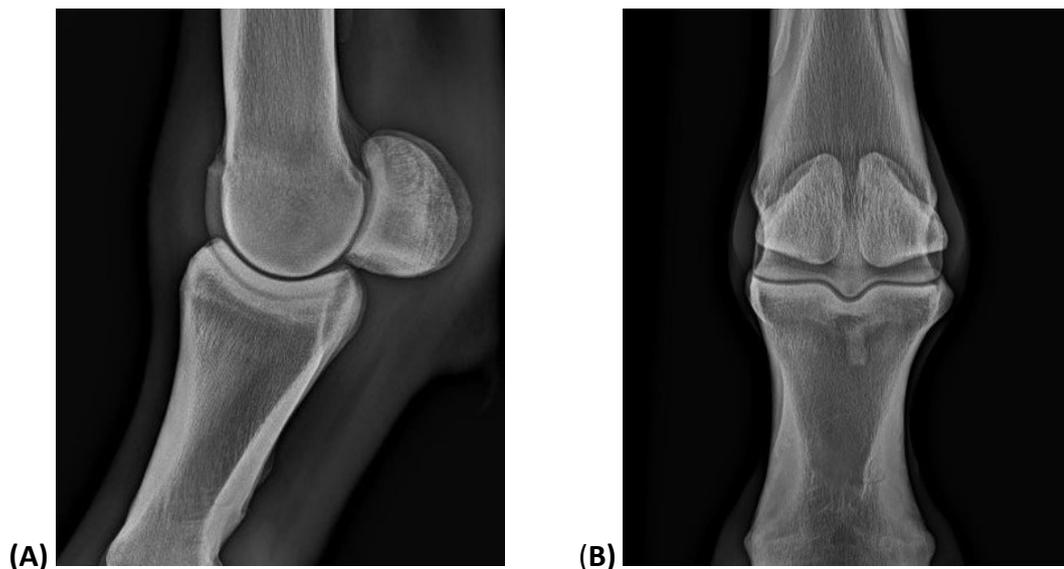


Abbildung 8: Röntgenbilder des Fesselgelenks mit Ansicht der beiden Gleichbeine: **A** lateromedialer Strahlengang, **B** dorsopalmarer Strahlengang (Bilder mit freundlicher Genehmigung der Tierärztlichen Klinik für Pferde Wolfesing, Zorneding)

Ergänzend hierzu werden weitere Aufnahmen in folgenden Strahlenrichtungen empfohlen (Butler et al., 2017; Manso-Díaz et al., 2018):

- gebeugte lateromediale
- Dorsoproximale-dorsodistale oblique
- Palmaroproximale-palmarodistale oblique
- Proximo 45° lateral-distomediale oblique und Proximo 45° medial-distolaterale oblique
- Dorso 45° proximo 45° lateral-palmaro-distomediale oblique und Dorso 45° proximo 45° medial-palmaro-distolaterale oblique
- Dorso 30° proximo 70° lateral-palmaro-distolaterale oblique und Dorso 30° proximo 70° medial-palmar distal lateral oblique
- Gebeugte Dorsopalmare
- Dorsodistale- palmaroproximale oblique

4.5.1.1. Röntgenleitfaden 2007

Die Befunde nach Röntgenleitfaden 2007 (RöLF 2007) können in vier Klassen (siehe Tab.1) eingeteilt werden. Man unterscheidet dabei Klasse I bei der es sich um den sog. „Idealzustand“ handelt, bei dem keine besonderen oder als Formvarianten eingestufte Befunde handelt. Bei der Klasse II geht man von einem sog. „Normzustand“ aus, der mit einer Häufigkeit von unter 3% klinisch ersichtlich ist. Bei der Röntgenklasse III handelt es sich um den sog. „Akzeptanzzustand“ mit einer Häufigkeit von <3-20 % einer klinischen Erscheinung. Der sog. „Risikozustand“, der mit der Klasse IV beurteilt wird, zeigte erhebliche Abweichungen mit über 50 % klinischer Erscheinungswahrscheinlichkeit.

Tabelle 1: Beurteilung der Röntgenklasse I bis IV des RÖLF 2007

Klasse	Beurteilung
I	<i>Röntgenologisch ohne besonderen Befund und Befunde, die als anatomische Formvarianten eingestuft werden (Idealzustand)</i>
II	<i>Befunde, die gering vom Idealzustand abweichen, bei denen das Auftreten von klinischen Erscheinungen in unbestimmter Zeit mit einer Häufigkeit unter 3% geschätzt wird (Normzustand)</i>
III	<i>Befunde, die von der Norm abweichen, bei denen das Auftreten von klinischen Erscheinungen in unbestimmter Zeit mit einer Häufigkeit von 5% bis 20% geschätzt wird (Akzeptanzzustand)</i>
IV	<i>Befunde, die erheblich von der Norm abweichen, bei denen klinische Erscheinungen wahrscheinlich (über 50%) sind (Risikozustand)</i>

4.5.1.2. Röntgenleitfaden 2018

Die Gesellschaft für Pferdemedizin e.V. hat 2018 den „Leitfaden für die röntgenologische Beurteilung bei der Kaufuntersuchung des Pferdes“ (RÖLF 2018) herausgegeben (Pferdemedizin, 2018). Dieser Leitfaden soll TierärztInnen Hilfestellung bei der Untersuchung und Beurteilung von lahmheitsfreien Pferden im Rahmen der Kaufuntersuchung geben. In diesem werden neben einer sorgfältigen klinischen Untersuchung 18 röntgenologische Standardaufnahmen empfohlen, wobei die Untersuchung der Gleichbeine zu einer dieser Standardaufnahmen zählt. Die Gleichbeine werden im lateromedialen Strahlengang (Zehe 90°) beurteilt. Bei der Auswertung der Röntgenbilder wird anhand der Befunde wie folgt klassifiziert: entweder Auffälligkeiten bei denen das „Risiko eine Lahmheit zu verursachen nicht zuverlässig eingeschätzt werden kann“ oder „die mit einem Lahmheitsrisiko behaftet sind“ (Pferdemedizin, 2018). Bei der Befunddokumentation, bei der auf Abweichungen der normalen Röntgenanatomie geachtet wird, kann dann ein zusätzliches „Risiko“ dokumentiert werden.

Hierbei ist im Zusammenhang mit den Gleichbeine auf folgende Befunde zu achten (aus Gesellschaft für Pferdemedizin, 2018):

1.14 Gleichbeine 90°

- 1.14.a Randexostosen (Osteophyten) Facies articularis distal oder proximal – geringgradig
- 1.14.b Randexostosen (Osteophyten) Facies articularis distal oder proximal – mittelgradig
- 1.14.c Randexostosen (Osteophyten) Facies articularis distal oder proximal – hochgradig.....**Risiko**
- 1.14.d Inhomogene Struktur
- 1.14.e Zubildungen an der palmaren / plantaren Kontur – mittelgradig
- 1.14.f Zubildungen an der palmaren / plantaren Kontur – hochgradig**Risiko**
- 1.14.g Einschnürung der Weichteilkontur im Bereich des Fesselringbandes
- 1.14.h Zubildung Basis – klein und glatt
- 1.14.i Zubildung Basis – groß oder rau
- 1.14.k (!!)) Isolierte Verschattung im Weichteilbereich der Gleichbeinumgebung
- 1.14.l Aufhellungslinie Fissur / Fraktur**Risiko**
- 1.14.m Deutlicher Größenunterschied der Gleichbeine im Vergleich lateral / medial, mit glatter Kontur und gleichmäßiger Struktur“

4.5.2. Periphere quantitative Computertomographie

Das Verfahren der peripheren quantitativen Computertomographie (pQCT) dient der Bestimmung der Knochendichte anhand von absoluten Messwerten. Im Gegensatz zum DXA-Verfahren (Dual-Energy X-ray Absorptiometry), bei dem die Knochendichte anhand von Grauwerten bestimmt wird und in der Osteoporosediagnostik der Humanmedizin mehrheitlich zum Ansatz kommt, bietet die pQCT die Möglichkeit die Knochendichte (Bone Mineral Density (BMD)) in der Einheit mg/cm^3 für jedes Volumenelement (Voxel) anzugeben (Leonard et al., 2004; Sievänen et al., 1998). Die Messmethode ermöglicht zudem, neben der Darstellung von absoluten Knochendichtewerten, eine Differenzierung von spongiösen und kortikalen Knochenanteilen (Ferretti et al., 1995; Groll et al., 1999). Sie hat im Gegensatz zu anderen osteodensitometrischen Messmethoden den Vorteil, dass ein genau definierter Bereich dreidimensional und überlagerungsfrei untersucht werden kann und ist mit einer Strahlendosis von etwa 1–2 Mikrosievert (μSv) eine strahlungsarme Untersuchungsmethode (Braun et al., 1998). Die Bestimmung der Knochenmineraldichte ist ein geeignetes Mittel, um die biomechanischen Eigenschaften von Knochen vorherzusagen (Markel, 2020).

In der Pferdemedizin wird dieses Verfahren vornehmlich im Bereich der Forschung genutzt, aber auch Anwendungen in vivo wurden erprobt: Am Beispiel von Untersuchungen der distalen Gliedmaße des Pferdes mittels des pQCT-Scanners Equine XCT 3000 der Firma Norland-Stratec Medical Systems wurden im Zeitraum von 2002-2007 56 Scans am stehenden, sedierten Pferd vorgenommen. Es konnte gezeigt werden, dass die Untersuchung mittels pQCT ein nützliches, nicht-invasives Verfahren darstellt, um Therapieentscheidungen und Heilungsprozesse zu begleiten (Desbrosse et al., 2008).

Die mechanischen Eigenschaften von Knochen werden durch die Verteilung der Mineralmasse und Dichte bestimmt und können anhand der folgenden quantitativen Parameter im pQCT beschrieben werden:

Gesamtmasse (TOT_CNT) beschreibt die Mineralmasse einer Scheibe von 1 mm Dicke in mg.

Gesamtdichte des Knochens (TOT_DEN) beschreibt die Knochenmineraldichte in mg/cm^3 .

Kortikale Dichte (CRT_DEN) beschreibt die kortikale Dichte und wird in g/cm^3 angegeben.

Kortikale Masse (CRT_CNT) beschreibt die kortikale Mineralmasse einer 1mm dicken Scheibe in mg.

Trabekuläre Dichte (TRAB_DEN) beschreibt die trabekuläre Dichte und wird in g/cm^3 angegeben.

Trabekuläre Masse (TRAB_CNT) beschreibt die trabekuläre Mineralmasse einer 1mm dicken Scheibe in mg.

Subkortikale Dichte (CRTSUB_DEN) setzt sich aus kortikaler und subkortikaler Dichte zusammen und wird in g/cm^3 angegeben.

Subkortikale Masse (CRTSUB_CNT) setzt sich aus kortikaler und subkortikaler Masse zusammen und beschreibt die Mineralmasse einer 1mm dicken Scheibe in mg.

Gesamtquerschnittsfläche (TOT_A) beschreibt den Querschnitt einer Scheibe in mm^2 .

Stress Strain Index (SSI) Widerstandsmoment in mm^3 , welcher die Knochenfestigkeit beschreibt.

4.5.3. Microcomputertomographie

Durch das nicht-destruktive Verfahren der Microcomputertomographie (μ CT) kann die Microarchitektur, also die Anordnung des trabekulären Knochens zueinander dargestellt werden (Odgaard, 1997). Die mechanischen Eigenschaften von Knochen werden durch die „Dichte“ der Zellen, ihrer Anordnung und Geometrie zueinander bestimmt und können anhand der folgenden quantitativen Parameter im μ CT beschrieben werden:

Bone volume fraction (BV/TV) stellt das Verhältnis des trabekulären Knochenvolumens (BV) zum Gesamtwebevolumen (TV) einer Probe dar und damit die mineralisierten zu den nicht mineralisierten Anteilen des Knochens. BV/TV wird in Prozent angegeben. Ein Vergleich von verschiedenen großen Proben ist somit möglich (Parfitt et al., 1987) und kann die mechanischen Eigenschaften eines Knochens teilweise vorhersagen (Pothuaud et al., 2002).

Trabecular Number (Tb.N) beschreibt die Anzahl der Trabekel pro definierte Strecke von einem Micrometer und wird in $1/\mu\text{m}$ angegeben.

Trabecular thickness (Tb.Th) beschreibt die Dicke der Trabekel in mm. Diese entspricht dem durchschnittlichen Durchmesser eines größtmöglichen Kreises, der innerhalb eines Trabekels zum Liegen kommt und an einem bestimmten Punkt des Knochens ist. (Hildebrand & Rüegsegger, 1997a)

Trabecular separation (Tb.Sp) gibt den Abstand der Trabekel zueinander in mm an und wird analog zu Tb.Th bestimmt.

Connectivity Density (Conn. D) stellt ein dimensionsloses Maß für die Anzahl der Trabekel pro Volumen dar. Es kann eine Aussage über die Quantität, nicht aber über die Qualität der Verbindungen getroffen werden. Die Konnektivität wird anhand der Eulerschen Zahl definiert und in $1/\text{mm}^3$ angegeben (Odgaard & Gundersen, 1993).

Degree of anisotropy (DA) beschreibt die räumliche Ausrichtung der Trabekel innerhalb eines Volumens. Knochen orientiert sich in Abhängigkeit seiner mechanischen Belastung. Das dimensionslose Maß reicht von 0 gleich isotrop, keine bevorzugte Richtung bis 1 gleich anisotrop, mit bevorzugter Richtung

(Harrigan & Mann, 1984). Sie korreliert mit den mechanischen Eigenschaften des Knochens (Odgaard, 1997).

Structural Modell Index (SMI) quantifiziert die Knochenstruktur, welche sowohl aus platten- als auch stabförmigen Strukturen aufgebaut ist. Der Wert kann zwischen 0 (Plattenstruktur) bis zu einem Wert von 3 (Stabstruktur) liegen und gibt die Tendenz zur jeweiligen Form an. Werten unter 0 können bei sehr dichten Proben vorkommen (Hildebrand & Rüegsegger, 1997b).

Bone mineral density (BMD) beschreibt die Menge an Hydroxyapatite im Probenvolumen und wird in g/cm^3 ausgegeben (Bruker-Mikro-CT, 2010).

III. MATERIAL UND METHODEN

Der Gesamtablauf von Probenerfassung, Verarbeitung, Bildgebung und Analyse stellt die folgende Abbildung 9 dar:

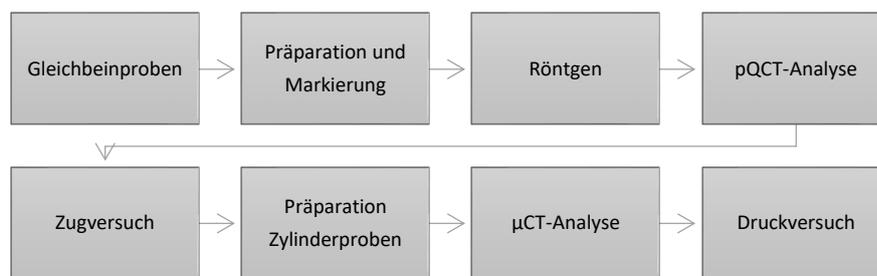


Abbildung 9: Schematische Darstellung der Versuchsabfolge einschließlich Probenerfassung und -bearbeitung, Bildgebung mittels Röntgen und pQCT, Zugversuch, Bildgebung mittels μ CT, Druckversuch

1. Material

1.1. Signalement

In der vorliegenden Dissertation wurden die Gleichbeine von insgesamt 15 warmblütigen Pferden untersucht. Von den 15 Pferden wurden von allen die paarigen Gleichbeine der Vordergliedmaßen und von 13 Pferden die paarigen Gleichbeine der Hintergliedmaßen zur morphologischen, morphometrischen, bildgebenden und biomechanischen Untersuchung herangezogen.

Die Einteilung der Tiere erfolgte in eine Hauptversuchsgruppe von elf adulten Pferden mit jeweils acht Gleichbeinen. Das mittlere Alter in dieser Gruppe betrug $13,3 \pm 4,5$ Jahre und das mittlere Gewicht $488,8 \pm 62,3$ kg. Es handelte sich dabei um vier weibliche und vier männliche kastrierte Tiere, von drei weiteren Tieren war das Geschlecht unbekannt. Eine weitere und gesondert betrachtete juvenile Versuchsgruppe bestand aus den Gleichbeinen der Vordergliedmaße von zwei Fohlen im Mittel $0,6 \pm 0,1$ Jahre alt und mit einem mittleren geschätzten Körpergewicht von 250 ± 0 kg sowie unbekanntem Geschlecht und allen Gleichbeinen der Vorder- und Hintergliedmaße von zwei abortierten männlichen Feten im Mittel -

0,3±0,2 Jahren, mit einem mittleren Körpergewicht von 19,8±11 kg. Genauere Angaben zu Typ, Alter, Körpergewicht und Geschlecht können der Tabelle 2 entnommen werden.

Tabelle 2: Signalement der Pferde

Pferd	Versuchsgruppe	Alter (Jahre)	KGW (kg)	Geschlecht
1	Adult	10	537	unbekannt
2	Adult	12	500	unbekannt
3	Adult	20	500	Stute
4	Adult	15	422	Stute
5	Adult	20	440	Stute
6	Adult	15	413	Stute
7	Adult	15	496	Wallach
8	Adult	10	481	Wallach
9	Adult	14	581	Wallach
10	Adult	10	418	unbekannt
25	Adult	5	589	Wallach
14	Juvenil (Fetus)	8. Trächtigkeitsmonat	12	Hengst
17	Juvenil (Fetus)	11. Trächtigkeitsmonat	27,5	Hengst
18	Juvenil (Fohlen)	0,5	250	unbekannt
22	Juvenil (Fohlen)	0,5	250	unbekannt

Die im Karpalgelenk abgesetzten distalen Gliedmaßen der Pferde wurden vom Lehrstuhl für Anatomie, Histologie und Embryologie der LMU München zur Verfügung gestellt. Die Euthanasie oder Schlachtung erfolgte aus verschiedenen Gründen, die jedoch keinen Bezug zu dieser Dissertation haben. Das Strahlbein und die anteiligen Sehnen der OBS, TBS und der STS wurden in weiteren Dissertationen zur Klärung anderer Fragestellungen genutzt.

1.2. Präparation und Markierung der Gleichbeine

Die im Karpalgelenk abgesetzten Gliedmaßen waren bis zum Zeitpunkt der Präparation bei -18 °C luftdicht verpackt tiefgefroren. Nach dem Auftauen bei $+4\text{ °C}$ konnte der Fesseltrageapparat nach Entfernung der Haut und dem Abpräparieren der OBS und TBS dargestellt werden. Unter Schonung der Gleichbeine, der Schenkel des MIO und dem geraden sowie den schiefen distalen Gleichbeinbändern wurde dieser Teil des Fesseltrageapparats abgesetzt. Die zwei Gleichbeine einer Gliedmaße wurden daraufhin durch einen Sagittalschnitt in ihrer Medianen voneinander getrennt. Die Gesamtlänge der so entstandenen Präparate betrug 20 cm, wobei sich die Gleichbeine jeweils etwa mittig befanden. Proximal von den Gleichbeinen blieb der distale Anteil des MIO und distal blieben die geraden und schiefen Gleichbeinbänder erhalten. Jedem Gleichbein jedes Pferdes wurde eine Zahl von eins bis acht zugeordnet, immer beginnend mit dem lateralen Gleichbein der linken Vordergliedmaße mit „1“, dann dem medialen Gleichbein der linken Vordergliedmaße mit „2“ und im Uhrzeigersinn fortgesetzt bis zum lateralen Gleichbein der linken Hintergliedmaße mit „8“. Nach ihrer Markierung wurden sie vakuumiert und erneut bei einer Temperatur von -18 °C orthograd tiefgefroren. Die so gewonnen tiefgefrorenen Proben konnten der Röntgen sowie der pQCT-Untersuchung zugeführt werden. Für das μCT wurden zylinderförmige Knochenproben mit einem Durchmesser von 11 mm in dorsopalmarer Richtung aus dem Zentrum jeden Gleichbeins mit einer Diamantlochsäge (Hersteller: Paor, ASIN-Nr.: B01NAC6VLW) herausgetrennt. Für den Druckversuch wurden die zylindrischen Knochenproben in ein gehärtetes Prisma mit Spannbügel (Einzelprisma, 44x41x35 mm, Walter Blombach GmbH, Remscheid-Lüttrighausen, Deutschland) eingespannt und an der Deck- und Grundfläche, die der palmaren bzw. dorsalen Seite der Gleichbeine entspricht, planar abgesägt. Die so gewonnenen Zylinder hatten einen Durchmesser von 11 mm und eine Länge zwischen 6,5 bis 18,9 mm.

2. Methode

Je nach Analysemethode unterscheidet sich die Anzahl der Stichproben auf Grund methodischer Unterschiede. Die Tabelle 3 gibt einen Überblick der Stichprobenzahl je Untersuchungsmethode. Die Methoden werden danach einzeln dargestellt.

Tabelle 3: Stichprobenanzahl je Untersuchungsmethode nach adulter Haupt- und juveniler Nebenversuchsgruppe

Methode	Stichprobenzahl (n)	
	Adulte Hauptgruppe (n = 88)	Juvenile Nebengruppe (n = 24)
Röntgen	88	24
Zugversuch	28	4
pQCT	88	24
μCT	88	8
Druckversuch	88	8

2.1. Röntgen

Alle 112 zur Verfügung stehenden isolierten, tiefgefrorenen Gleichbeinpräparate wurden mit Hilfe einer Einspannvorrichtung in vier Ebenen geröntgt. Das standardisierte Röntgenverfahren sah eine lateromediale, eine dorsopalmare, sowie eine dorso-45°lateral-palmaromediale und eine dorso-45°medial-palmarolaterale Schrägaufnahme vor. Als Standardeinstellung wurden 70 kV (Kilovolt) und 3,2 mAs gewählt und der Zentralstrahl auf das Gleichbein ausgerichtet. Der Film-Fokus-Abstand betrug 70 cm und die Einspannvorrichtung wurde zum Schutz des Untersuchers vor Strahlung auf einer Kiste positioniert. Es wurde darauf geachtet, die Präparate nur für den kurzen Prozess des Röntgens der Umgebungstemperatur auszusetzen und sie sonst mittels einer Kompressor-Gefrierbox bei -8 °C zu lagern. Für die röntgenologische Untersuchung der Gleichbeine stand das mobile digitale Röntgengerät CUBEX-50 der Firma JPI Healthcare mit einem Fujifilm FDR D-EVO II-C24 (FUJIFILM Corporation, Japan) Flachpaneldetektor zur Verfügung. Jedes Bild wurde sofort vom Detektor auf den Bildschirm übertragen und konnte umgehend bezüglich der Bildqualität beurteilt werden. Die Beschriftung der Bilder

erfolgte entsprechend der Nummerierung der Pferde und der Nummerierung der Gleichbeine von 1 bis 8, sowie nach dem jeweils gewählten Strahlengang. Die so gewonnenen 448 Röntgenbilder wurden nach Archivierung mittels der Freeware RadiAnt DICOM Viewer, Version 2022.1.1 (64-bit) röntgenologisch beurteilt und morphometrisch vermessen. Die Beurteilung und Vermessung fand an einem hochauflösenden Computerbildschirm und in einem abgedunkelten Raum statt. Um eine Abweichung der Normalanatomie der Gleichbeine darzustellen, wurden die Röntgenbilder anhand folgender Kriterien beurteilt: Ausprägung und Lokalisation von Formabweichungen einschließlich Zubildungen wie Exostosen, Osteophyten und Fragmenten, Defekten wie Aufhellungen oder Verschattungen, glatte oder raue Änderungen der Kontur, Strukturveränderungen mit verstärkter oder verminderter Dichte wie Sklerosierungen oder Lyse, des weiteren Anzahl und Ausprägung von Gefäßkanälen, sowie das Vorhandensein von Fissuren oder Frakturen und Größenunterschieden der Gleichbeine im Vergleich lateral/medial. Zur Beurteilung und Vergleichbarkeit wurden die Gleichbeine daraufhin in Anlehnung an den geltenden RÖLF 2018 befundet und beurteilt. In Anlehnung an den RÖLF 2007 wurden die Röntgenbilder klassifiziert. Jedem Gleichbein wurde eine Röntgenklasse von I bis IV zugeordnet. Beim Auftreten mehrerer radiologischer Befunde wurde die Quersumme der verschiedenen Klassen gebildet und stellte damit die finale Klassifizierung des Gleichbeins dar. In Anlehnung an den RÖLF 2018 der Gesellschaft für Pferdemedizin e.V. wurde die Gleichbeine erneut kategorisiert. Es fand die Zuordnung in „Röntgenbefunde, bei denen ein Risiko, eine Lahmheit zu verursachen, nicht zuverlässig eingeschätzt werden kann“ oder „in Röntgenbefunde, die mit einem Lahmheitsrisiko behaftet sind“ statt (Pferdemedizin, 2018). Die Tabelle 4 zeigt die Risikoeinschätzung in die Gruppen „Kein Risiko“ und „Risiko“ eine Lahmheit zu verursachen.

Tabelle 4: Beurteilung des Lahmheitsrisikos gemäß RÖLF 2018

Risikoeinschätzung	Beurteilung
Kein Risiko	Röntgenbefunde, bei denen ein Risiko, eine Lahmheit zu verursachen, nicht zuverlässig eingeschätzt werden kann
Risiko	Röntgenbefunde, die mit einem Lahmheitsrisiko behaftet sind. <ol style="list-style-type: none">1. hochgradige Randexostosen distal oder proximal der <i>Facies articularis</i> der Gleichbeine2. hochgradige Zubildungen an der palmaren oder plantaren Kontur der Gleichbeine3. Aufhellungslinien Fissur/ Fraktur

2.1.1. Morphometrische Messung

Alle Gleichbeine wurden mit Hilfe des Messtools im RadiAnt DICOM Viewer, Version 2022.1.1 (Medixant, Poznań, Polen) vermessen. Die morphometrische Messung sah auf der 0°- Aufnahme die Bestimmung der Parameter Höhe und Breite vor (siehe Abb. 10). Die Höhe der Gleichbeine wurde bestimmt, indem die weiteste Strecke zwischen der proximalen und distalen Spitze der Gleichbeine gemessen wurde. Die Breite der Gleichbeine wurde darauffolgend durch das Fällen eines Lots auf dieser zuvor beschriebenen Linie an der breitesten Stelle vermessen. Die Tiefe wurde auf der 90°-Röntgenaufnahme anhand der längsten Strecke zwischen dorsalem und palmaren/plantaren Rand der Gleichbeine bestimmt.

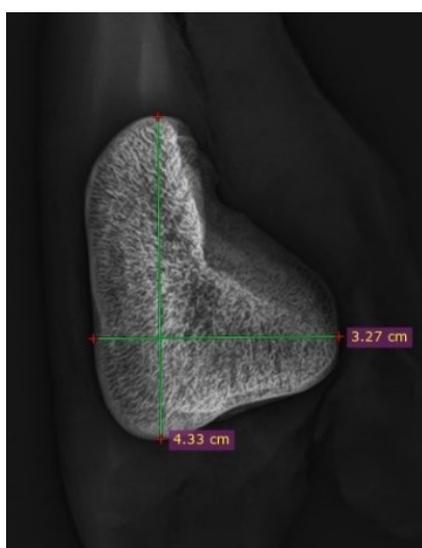


Abbildung 10: Messung der Breite und Höhe eines Gleichbeines

2.2. Periphere quantitative Computertomographie

Für die Messung der Knochendichte von 104 Gleichbeinen stand der periphere Quantitative Computertomograph XCT 2000 (siehe Abb. 11) der Firma STRATEC Medizintechnik GmbH (Pforzheim, Deutschland) mit einer Röhrenspannung von 57,5 kV und einem Anodenstrom von 0,187 mA zur Verfügung. Das Gerät wurde an jedem Tag der Messung mittels eines gerätespezifischen Phantoms einer Qualitätskontrolle unterzogen. Alle Gleichbeine wurden in der Transversalebene gescannt und die Bilder mittels der integrierten Software für XCT 2000, Version 6.20 verarbeitet. Je Scann wurden beide Gleichbeine einer Gliedmaße gescannt, wodurch sich eine Gesamtsumme von 52 Scans ergab.



Abbildung 11: Untersuchungsaufbau der Knochendichtebestimmung mittels peripher quantitativer Computertomographie (pQCT)

Die Voxelgröße betrug 0,2 mm und die Schichtdicke 2 mm bei einer Messgeschwindigkeit von 20 mm/sec und einem von der Präparatgröße abhängigen Messdurchmesser von 70-100 mm. Als Schwellenwert zur Unterscheidung von trabekulärem und kortikalem Knochen wurden 900 mg/cm^3 als oberer Threshold und zur Unterscheidung von Knochen und Weichteil der untere Schwellenwert von 180 mg/cm^3 gewählt. Die jeweiligen Daten der Präparate wurden in die Patientenmaske eingegeben, dazu gehörte die Nummer je Pferd, die Nummern der Gleichbeine je Paar, sowie Daten zu Körpergewicht in kg, Alter in Jahren und

dem Geschlecht. Vor jedem Scan wurde ein Scout View angelegt, um alle wichtigen Parameter wie Zahl und Position von Schnittebenen und Referenzlinien vor dem Start der Messung zu kontrollieren und den Scanvorgang zu starten. Nach Abschluss der Messungen wurden die „Region of Interest“ (ROI) je Präparat bestimmt und mit der jeweiligen Ziffer des Pferdes und Gleichbeins betitelt. Die Auswertung des pQCT lieferte detaillierte Informationen über verschiedene Strukturparameter des Knochens, die in der folgenden Tabelle 5 aufgeführt sind:

Tabelle 5: Übersicht der Strukturparameter der pQCT-Analyse

Parameter	Abkürzung	Einheit
Gesamtknochenmasse	TOT_CNT	mg
Gesamtknochendichte	TOT_DEN	mg/ cm ³
Gesamtquerschnittsfläche	TOT_A	mm ²
Kortikale Dichte	CRT_DEN	mg/ cm ³
Kortikale Masse	CRT_CNT	mg
Trabekuläre Dichte	TRAB_DEN	mg/ cm ³
Trabekuläre Masse	TRAB_CNT	mg
Kortikale & Subkortikale Dichte	CRTSUB_DEN	mg/ cm ³
Kortikale & Subkortikale Masse	CRTSUB_CNT	mg
Polarer Stress-Strain-Index	SSI	mm ³

2.3. Microcomputertomographie

Zur Analyse der Microarchitektur und zur Bestimmung der verschiedenen Knochenparameter wurden die spongiösen, zylindrischen Knochenproben (n = 96) im in-vivo- μ CT Skyscan1176 der Firma Bruker (Contich, Belgien) hochauflösend tomographiert. Es wurde mit einer Auflösung von 9 μ m, dem Filter Cu 0,1 mm, mit 90 kV und 278 μ A und einer Änderung des Rotationswinkels um je 0,5° gescannt. Um ein Dehydrieren der Knochenproben während des Scanvorgangs zu verhindern, wurden die Proben in Probenröhrchen mit gekühlter 0,9 % Kochsalzlösung gelagert und mittels einer 3D-gedruckten Polyhalterung fixiert. Zur Kalibrierung des Gerätes wurde Hydroxylapatit-Phantome mit bekannten Dichten von 0,25 g/cm³ und 0,75 g/cm³ verwendet. Die Rekonstruktion der Bilder erfolgte unter Verwendung der integrierten Software NRecon, Version 1.7.4.2 Bruker (Contich, Belgien). Dabei wurden folgende Rekonstruktionsparameter genutzt: Zur Korrektur der Ringartefakte ein Wert von 20 und „Defect pixel mask“ mit 3 %. Zur Reduktion des Rauschens ein Smoothing von 5, Smoothing kernel (Gaussian) von 2, Beam Hardening Correction von 40 %. Das Histogramm wurde im logarithmischen Maßstab von 0 bis 0,025 gewählt. Zur Kompensation des Misalignments, des sogenannten Ausrichtungsfehlers, wurde jede einzelne Probe begutachtet und entsprechend dem Handbuch von Bruker ein individueller Wert zugeordnet. Nach der Rekonstruktion und zur Analyse der Knochenproben wurden die Zylinder mithilfe der integrierten Software DataViewer, Version 1.5.6.6 (Contich, Belgien) in der zy-Achse gedreht. Die automatische Auswertung der so rekonstruierten und gedrehten Scans erfolgte mit dem Analyseprogramm CTAn, Version 1.20.3.0+ (Contich, Belgien). Die folgenden Strukturparameter wurden in der μ CT-Analyse bestimmt BV/TV, Tb.N, Tb.Th, Tb.Sp, SMI, Conn D, DA und die BMD. Tabelle 6 stellt die μ CT-Parameter im Detail dar.

Tabelle 6: Übersicht der Strukturparameter der μ CT-Analyse

Parameter	Abkürzung	Einheit
Bone Volume Fraction	BV/TV	%
Trabecular Number	Th.N	1/ μ m
Trabecular Thickness	Th.Th	μ m
Trabecular Separation	Th.Sp	μ m
Connectivity Density	Conn.D	-
Degree of Anisotropy	DA	-
Structural Model Index	SMI	-
Bone Mineral Density	BMD	g/ cm ³

2.4. Biomechanische Untersuchungen

2.4.1. Zugversuch

Zur Bestimmung der Bruchlast der Gleichbeine ($n = 32$) wurde ein biomechanischer Zugversuch an der Universalprüfmaschine Z010 der Firma Zwick Roell GmbH & Co. KG (Ulm, Deutschland) durchgeführt (siehe Abb. 12). Die Materialprüfmaschine ist mit einem Kraftaufnehmer (Typ: Serie K, Nennlast 10 kN) ausgestattet. Das Prüfprotokoll sah einen einachsigen und torsionsfreien Zugversuch bis zum Versagen des Knochens vor, dazu wurden die Präparate mit Hilfe der Einspannvorrichtungen 8354 (Firma ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm) mittels hauseigener, gekühlter Klemmbacken aus Aluminium proximal am Schenkel des MIO und distale an den geraden sowie den kurzen Gleichbeinbändern eingespannt. Die Klemmbacken waren dabei auf -80 °C herunter gekühlt, um zusätzlich zu der Wellenform den kalteadhäsiven Effekt gegen Verrutschen zu nutzen.

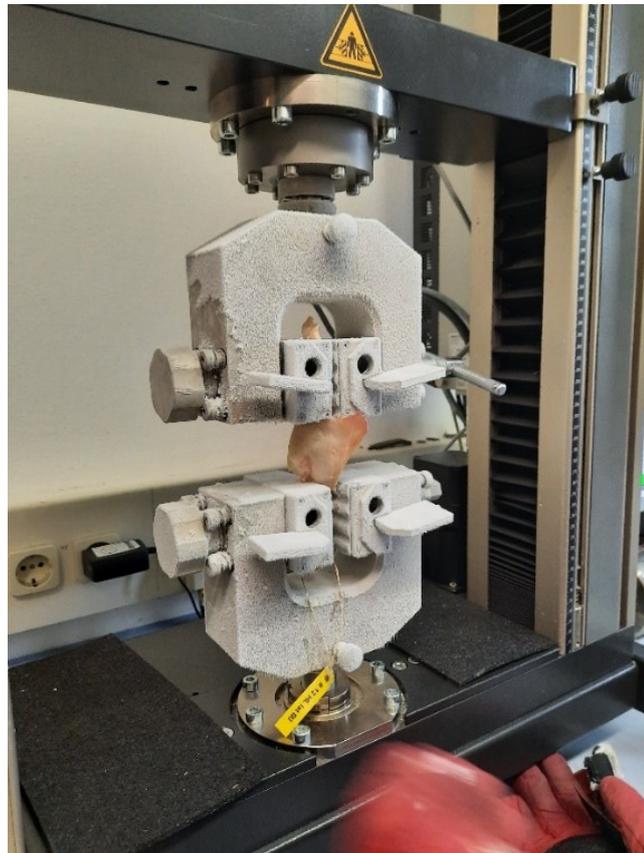


Abbildung 12: Versuchsaufbau Zugversuch mit eingespanntem Fesselträger

Mittels der integrierten Prüfsoftware TestXpert III (Firma Zwick Roell GmbH & Co. KG, Ulm) wurde ein geeignetes Prüfprotokoll erstellt und die Versuchsergebnisse protokolliert. Um Ergebnisse für möglichst alle Gliedmaßen zu erhalten, wurden jeweils zwei Gleichbeine einer VGM sowie zwei Gleichbeine einer HGM eines Pferdes bis zum Versagen geprüft. Die folgende Tabelle 7 gibt Aufschluss darüber, welche Prüfparameter im Zugversuch bestimmt wurden:

Tabelle 7: Prüfparameter des Zugversuchs

Parameter	Einheit
Bruchlast	N
Dehnung bei Bruch	%
Zugbelastbarkeit	N/kg

Als anzugebende Querschnittsfläche wurde die maximale Gesamtquerschnittsfläche jedes Gleichbeins in mm^2 genutzt, die bei den pQCT-Untersuchungen bestimmt wurde (siehe Tabelle 48 im Anhang). Nach der Prüfung wurde das jeweilige Präparat aus der Einspannvorrichtung der Prüfmaschine herausgenommen, und anschließend bezüglich eines knöchernen Ausriss, einer Fraktur oder auf andere Veränderungen hin untersucht.

2.4.2. Druckversuch

Mittels eines Druckversuchs wurden spongiöse, zylindrische Knochenproben ($n = 96$) auf ihre mechanischen Eigenschaften hin untersucht. Für die Messung der Knochenfestigkeit wurde die Universalprüfmaschine Z010 der Firma ZwickRoell GmbH & Co. KG (Ulm, Deutschland) mit einer 10 kN-Kraftmessdose genutzt und eine axiale Kompression über zwei zylindrische Platten bis zum Versagen auf den Prüfkörper appliziert (siehe Abb. 13).

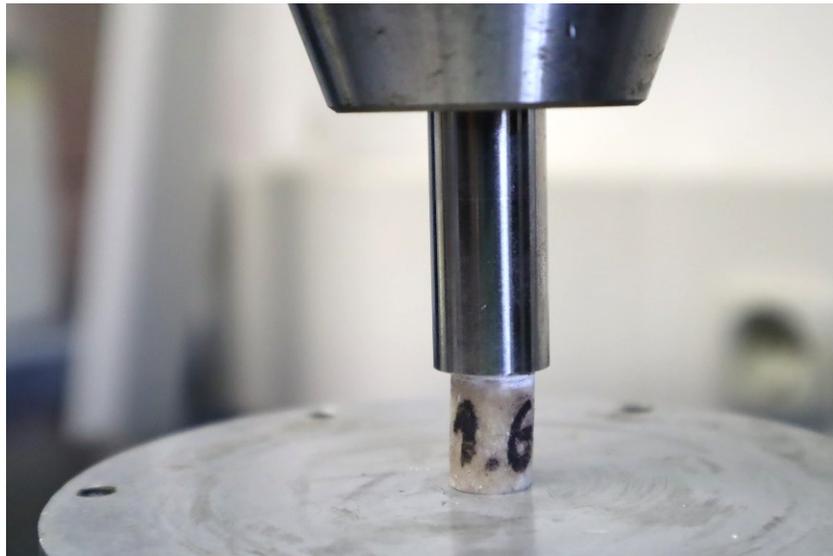


Abbildung 13: Versuchsaufbau Druckversuch mit zylindrischer Knochenprobe 1.6 (Durchmesser 11 mm)

Mittels der integrierten Prüfsoftware TestXpert III (Firma ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm) wurde auch für den Druckversuch ein geeignetes Prüfprotokoll erstellt und die Versuchsergebnisse protokolliert. Die Tabelle 8 zeigt die Prüfparameter im Druckversuch:

Tabelle 8: Prüfparameter des Druckversuchs

Parameter	Einheit
Bruchlast	N
Verformung bei Bruch	%

3. Statistik

Die primäre tabellarische Aufbereitung des Datenkollektivs erfolgte mittels Microsoft Office Excel (Microsoft Corporation, Redmond, USA). Zur statistischen Auswertung erfolgte nach Import der tabellarischen Daten in das Statistikprogramm SPSS 29.0 (IBM, Deutschland GmbH, Ehningen). Für den Methodenvergleich wurde das Statistikprogramm MedCalc Version 19.4 (MedCalc Software, Ostend, Belgium) herangezogen.

Initial wurden die Daten durch grafische Visualisierung und zusätzlich mit dem Shapiro-Wilk Test auf Abweichungen von einer Normalverteilung getestet. Obgleich nicht in allen Fällen eine Normalverteilung vorlag, wurde für die deskriptive Statistik als Maß für die mittlere Ausprägung und Streuung der Daten das arithmetische Mittel mit der Standardabweichung gewählt. Der Grund hierfür ist, dass der Stichprobenumfang bei den Untergruppen teilweise recht klein ist und damit der Median sehr stark von der zufälligen Ausprägung des 50 % Perzentilwertes abhängig ist und damit kein gutes Maß für den Scherpunkt der Daten einer kleinen Stichprobe. Gleichzeitig gab es keine deutlichen Ausreißer, die den Mittelwert übermäßig beeinflusst hätten. Zur Quantifizierung von Gruppenunterschieden wurde das Effektmaß Cohen's d berechnet. Zur grafischen Darstellung wurden Box und Whisker Plots und Scatterplots sowie im Falle von kategorialen Daten gestapelte Balkendiagramme genutzt. Für die analytische Statistik kamen zum großen Teil nichtparametrische Verfahren zum Einsatz. Nur wenn die Datenverteilung keine relevanten Abweichungen von einer Normalverteilung aufwies, wurden auch parametrische Verfahren eingesetzt. Zum Vergleich von zwei oder mehreren unabhängigen Gruppen mit metrischen Daten wurden der Mann-Whitney U Test und der Kruskal Wallis-Test eingesetzt. Bei abhängigen/gepaarten Stichproben kamen der Wilcoxon-Test und der t-Test für gepaarte Stichproben zum Einsatz. Im Falle von kategorialen Daten wurde der Chi-Quadrat-Test zum Vergleich von Untergruppen herangezogen. Die Adjustierung des Signifikanzniveaus beim multiplen Testen bei mehr als zwei Untergruppen erfolgte nach Bonferroni. Zusammenhänge zwischen metrischen sowie metrischen und ordinalen Daten wurden durch Berechnung des Korrelationskoeffizienten Spearman's ρ quantifiziert und auf statistische Signifikanz

überprüft. Im Falle von gruppierten Rängen kam der Korrelationskoeffizient Kendall tau zum Einsatz. Um Scheinkorrelationen auszuschließen, wurde zusätzlich im Falle der Untersuchung des Einflusses von KGW und Alter auf die mikromorphologischen Parameter der partielle Korrelationskoeffizient berechnet. Zur Einschätzung des multifaktoriellen Zusammenhangs der mikromorphologischen Parameter zum KGW und gleichzeitig der röntgenologischen Einordnung nach RÖLF 2018 wurde das generalisierte lineare Modell (GLM) mit der Verteilungsoption gamma unter Berücksichtigung der Abhängigkeit der Daten durch die Untersuchung mehrerer Gleichbeine eines Pferdes verwendet. Einzelne Parameter wurden sowohl mit dem μ CT als auch dem pQCT ermittelt. In diesen Fällen wurde eine Methodenvergleich nach Bland-Altman durchgeführt. Als Signifikanzniveau wurde $p < 0,05$ herangezogen.

IV. ERGEBNISSE

In der hier vorliegenden Dissertation wurden die Daten der Gleichbeine von insgesamt 15 Pferden mittels Röntgen, pQCT, μ CT sowie biomechanischer Testungen im Sinne eines Zug- und Druckversuchs erhoben. Es erfolgt die Betrachtung der Ergebnisse in einer Hauptversuchsgruppe (n = 88), die die adulten Pferde und einer Nebenversuchsgruppe (n = 24), die die juvenilen Pferde umfasst. Die Ergebnisse werden je nach Analysemethode einzeln dargestellt und anhand einer Tabelle mit Mittelwert \pm Standardabweichung (MW \pm SD) sowie den erzielten p-Werten (das Signifikanzniveau wird für $p < 0,05$ definiert) auf Zusammenhänge geprüft. Die signifikanten Werte werden in den Tabellen zur besseren Übersicht fett markiert. Die Parameter mit statistisch signifikanten Unterschieden werden darüber hinaus im Detail beschrieben. Die Ergebnisse der juvenilen Gruppe sollen in der Betrachtung im jeweiligen Kapitel gesondert berücksichtigt werden. Es erfolgt auf Grund der niedrigen Fallzahl eine deskriptive Beschreibung, da die Ergebnisse nur bedingt statistisch aussagekräftig sind.

1. Ergebnisse der Röntgenuntersuchung

Von den Gleichbeinen wurden röntgenologische Aufnahmen in jeweils vier Ebenen angefertigt. Die so gewonnen Bilder wurden morphometrisch in Höhe, Breite und Tiefe vermessen und gemäß RÖLF 2007 und RÖLF 2018 beurteilt, befundet und klassifiziert. Folgende Ergebnisse, gesondert betrachtet nach adulter Haupt- und juveniler Nebenversuchsgruppe, konnten erzielt werden:

1.1. Ergebnisse der morphometrischen Messung

Die Höhe, Breite und Tiefe der Gleichbeine wurde mittels des integrierten Vermessungstools des röntgenologischen Auswertungsprogramms auf der 0°- und 90°-Röntgenaufnahme morphometrisch vermessen.

Die mittlere Höhe der Gleichbeine der Gliedmaßen betrug an der VGM $4,1\pm 0,4$ cm und an der HGM $3,8\pm 0,4$ cm ($p < 0,001$). Die Gleichbeine vorne lateral waren $4,2\pm 0,4$ cm und vorne medial $4,1\pm 0,4$ cm hoch. An der VGM waren die lateralen Gleichbeine höher als die medialen Gleichbeine ($p < 0,001$), während die Höhe der

hinteren Gleichbeine ($p = 0,899$) mit $3,8 \pm 0,4$ cm gleich war (siehe Abb. 14). Es konnte gezeigt werden, dass die Gleichbeine von schwereren Pferden sowohl absolut ($\rho = -0,320$; $p = 0,003$) als auch relativ ($\rho = -0,859$; $p < 0,001$) zum KGW (siehe Abb. 15) kleiner waren. Das Alter hatte keinen Einfluss auf die Höhe ($\rho = 0,120$; $p = 0,266$).

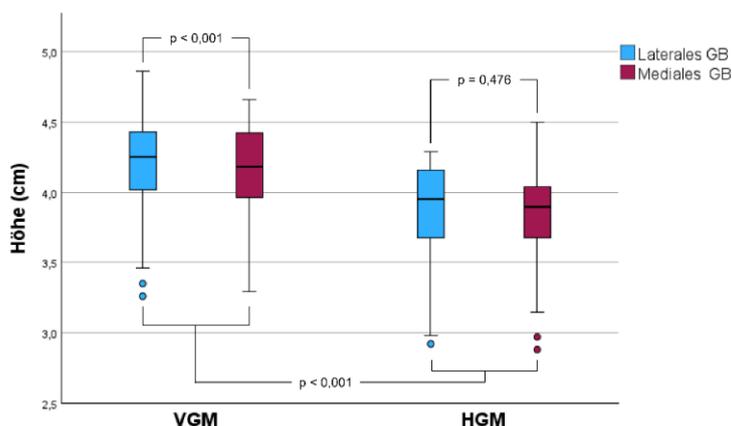


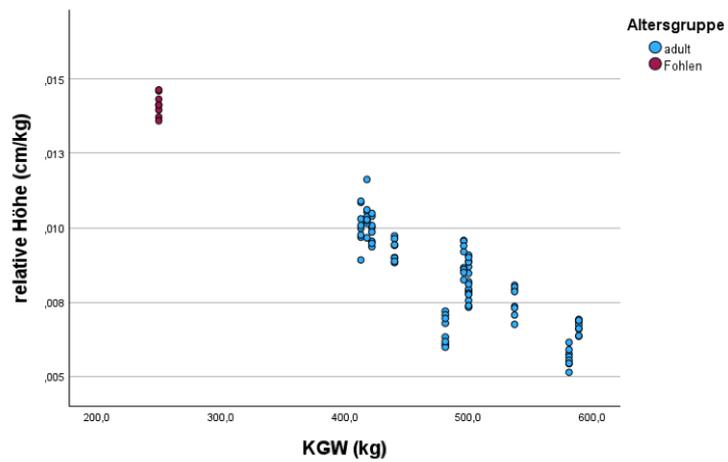
Abbildung 14: Vergleichende Betrachtung der Höhe (cm) der lateralen und medialen Gleichbeine der VGM ($p < 0,001$) und der HGM ($p = 0,476$). Die durchschnittliche Höhe der Gleichbeine der VGM liegt signifikant über der der HGM ($p < 0,001$)

Die mittlere Breite der Gleichbeine beträgt an der VGM $3,3 \pm 0,2$ cm wie an der HGM $3,3 \pm 0,3$ cm. Es zeigte sich zwischen VGM und HGM ($p = 0,874$), rechten und linken ($p = 0,629$) und lateralen und medialen Gleichbeinen ($p = 0,673$) kein signifikanter Unterschied in der Breite. Die Gleichbeine vorne lateral waren $3,3 \pm 0,2$ cm, vorne medial $3,3 \pm 0,2$ cm, hinten lateral $3,3 \pm 0,3$ cm und hinten medial $3,3 \pm 0,3$ cm breit. In Korrelation von KGW zur relativen Breite zeigt sich ein signifikanter negativer Zusammenhang ($r = -0,391$; $p < 0,001$). Das Alter hatte auch hier keinen Einfluss auf die Breite der Gleichbeine ($r = -0,012$; $p = 0,909$).

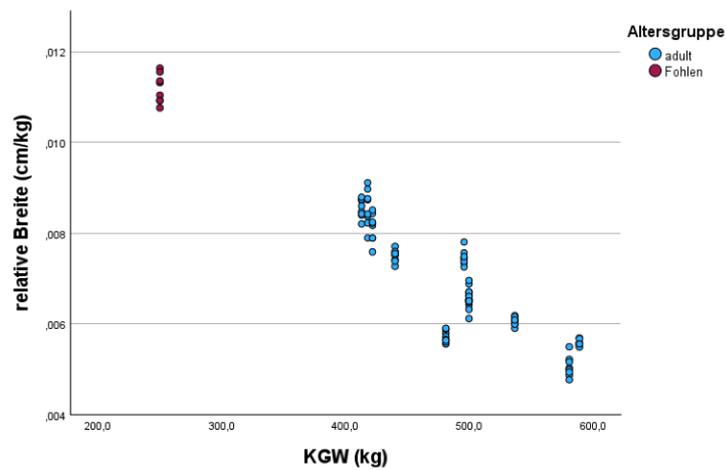
Die mittlere Tiefe der Gleichbeine betrug an der VGM $2,9 \pm 0,3$ cm und an der HGM $2,8 \pm 0,4$ cm. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied der Tiefe zwischen VGM und HGM ($p = 0,151$), lateralen und medialen Gleichbeinen ($p = 0,641$) sowie

linken und rechten Gleichbeinen ($p = 0,358$). Die Gleichbeine vorne lateral waren $2,8 \pm 0,3$ cm, vorne medial $2,9 \pm 0,3$ cm, hinten lateral $2,8 \pm 0,4$ cm und hinten medial $2,8 \pm 0,4$ cm tief (siehe Abb. 16). In Korrelation von KGW zur Tiefe zeigte sich ein signifikanter negativer Zusammenhang ($\rho = -0,390$; $p < 0,001$). Das Alter hatte keinen Einfluss auf die Tiefe ($\rho = 0,198$; $p = 0,065$).

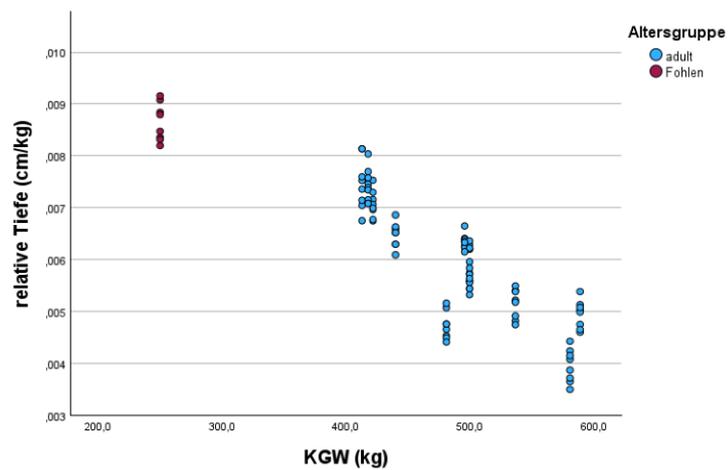
Die relative Höhe der Gleichbeine zum KGW zeigte, dass die Gleichbeine von schwereren Pferden in Relation kleiner waren als die von leichteren Pferden. Die relative Höhe war hochsignifikant gewichtsabhängig. Die relative Höhe ($\rho = -0,859$; $p < 0,001$), relative Breite ($\rho = -0,898$; $p < 0,001$) und relative Tiefe ($\rho = -0,830$; $p < 0,001$) zum KGW zeigte sich insbesondere bei der altersgruppenübergreifenden Betrachtung hochsignifikant mit einem stark negativen Zusammenhang, welcher in Abbildung 15 A-C durch den negativ linearen Verlauf der Kurve deutlich zu erkennen ist. Unter Berücksichtigung der Kontrollvariablen des KGW zeigte sich, dass das Alter keinen Einfluss auf die relative Höhe der Gleichbeine hatte ($\rho = 0,078$; $p = 0,475$). Auch für die relative Breite ($p = 0,5$) und die relative Tiefe ($p = 0,085$) bestand kein Zusammenhang zum Alter.



(A)



(B)



(C)

Abbildung 15: Graphische Darstellung (A) der relativen Höhe, (B) der relativen Breite und (C) der relativen Tiefe (cm/kg) der Gleichbeine, der Fohlen sowie der adulten Pferde in Abhängigkeit zu ihrem KGW (alle: $p < 0,001$)

1.1.1. Ergebnisse der morphometrischen Messung der Juvenilen

In der juvenilen Nebengruppe konnten auf Grund der ausstehenden Verknöcherung der fetalen Gleichbeine nur die Gleichbeine der VGM der zwei Fohlen ($n = 8$) morphometrisch vermessen werden. Die mittlere Höhe der Gleichbeine der VGM betrug $3,5 \pm 0,09$ cm. Die mittlere Breite der Gleichbeine der VGM betrug $2,8 \pm 0,08$ cm, die mittlere Tiefe $2,2 \pm 0,1$ cm (siehe Tabelle 9).

Tabelle 9: MW \pm SD der Höhe, Breite und Tiefe der juvenile Nebenversuchsgruppe

	Höhe (cm)	Breite (cm)	Tiefe (cm)
MW \pm SD ($n = 8$)	$3,5 \pm 0,09$	$2,8 \pm 0,08$	$2,2 \pm 0,1$

Der hochsignifikante, allometrischer Zusammenhang von relativer Höhe, Breite und Tiefe zum KGW zeigte sich, wie schon in der adulten Hauptversuchsgruppe, auch hier (alle: $p < 0,001$)

1.2. Ergebnisse gemäß Röntgenleitfaden 2007

In der Hauptversuchsgruppe wurden die Gleichbeine ($n=88$) von elf adulten Pferden anhand ihrer röntgenologischen Befunde in die vier möglichen Röntgenklassen I bis IV gemäß RÖLF 2007 eingeteilt. Der Röntgenklasse I konnten 58 Gleichbeine zugeordnet werden. Der Röntgenklasse II zehn Gleichbeine, der Röntgenklasse III elf Gleichbeine und der Röntgenklasse IV neun Gleichbeine. Die HGM waren in 19 von 44 Fällen und die VGM in elf von 44 Fällen von einer röntgenologischen Veränderung der Röntgenklassen II und höher betroffen. Wie die Abbildung 16 zeigt, besaßen 43,2% der HGM und 25% der VGM eine röntgenologische Veränderung.

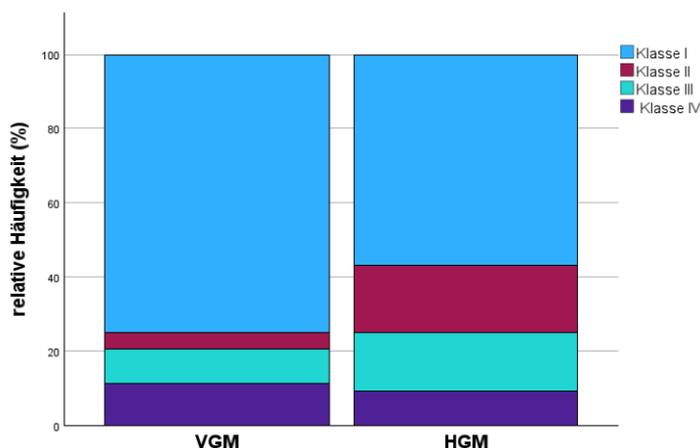


Abbildung 16: Zuordnung und Verteilung der Röntgenklassen gemäß RÖLF 2007 in Röntgenklasse I, II, III oder IV zur VGM oder HGM

Von 88 Gleichbeinen waren 30 Gleichbeine röntgenologisch auffällig und konnten der Röntgenklasse II und höher zugeordnet werden, das entspricht 34,1 % aller Gleichbeine der untersuchten Population. Bei sechs von elf Pferden und damit 54,5% der untersuchten Population konnten Veränderungen an den Gleichbeinen festgestellt werden.

Es zeigten sich hochsignifikante Zusammenhänge der Röntgenklasse zum KGW ($\rho = -0,394$; $p = <0,001$) und zum Alter ($\rho = 0,246$; $p = 0,022$) der Pferde. Weiterhin zeigte sich ein positiver Zusammenhang zwischen der relativen Höhe ($\rho = 0,308$; $p = 0,004$), relativen Breite ($\rho = 0,400$; $p = <0,001$) und relativen Tiefe ($\rho = 0,364$; $p = <0,001$) über alle Gleichbeine zu den Röntgenklasse nach RÖLF 2007. Je höher, breiter und tiefer die Gleichbeine waren, desto wahrscheinlicher war ihre Einordnung in eine höhere Röntgenklasse. Bei eingehender Untersuchung dieser Ergebnisse und nach konservativerer statistischer Auswertung nach Kendal Tau b (τ) zeigt sich jedoch, dass nur die HGM eine signifikante Korrelation zu allen Werten der relativen Höhe, Breite und Tiefe (siehe Abb. 17) besaßen. Es zeigte sich, dass die Gleichbeine der HGM umso größer waren, desto höher die Einstufung in die Röntgenklasse war.

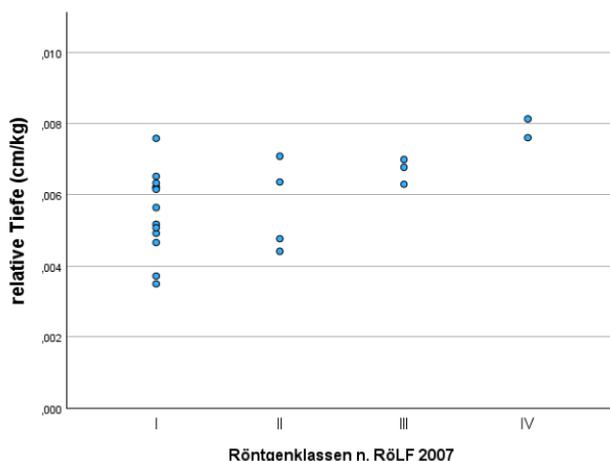


Abbildung 17: Zusammenhang der relativen Tiefe der Gleichbeine der HGM über die Röntgenklassen I-IV gemäß RÖLF 2007

Der Tabelle 10 können die exakten Werte des Zusammenhangs der morphometrischen Parameter zum RÖLF 2007 entnommen werden.

Tabelle 10: Zusammenhang Kendal-Tau-b (τ) der (relativen) Höhe, Breite und Tiefe der Gleichbeine nach ihrer topographischen Lage zum RÖLF 2007

Klassifizierung nach RÖLF 2007	Höhe	Relative Höhe	Breite	Relative Breite	Tiefe	Relative Tiefe
vorne lateral (n = 22)	$\tau = 0,131$ $p = 0,461$	$\tau = 0,137$ $p = 0,438$	$\tau = 0,111$ $p = 0,534$	$\tau = 0,192$ $p = 0,277$	$\tau = 0,055$ $p = 0,756$	$\tau = 0,151$ $p = 0,393$
vorne medial (n = 22)	$\tau = 0,102$ $p = 0,561$	$\tau = 0,248$ $p = 0,157$	$\tau = 0,307$ $p = 0,081$	$\tau = 0,312$ $p = 0,075$	$\tau = -0,013$ $p = 0,942$	$\tau = 0,248$ $p = 0,157$
hinten lateral (n = 22)	$\tau = 0,112$ $p = 0,512$	$\tau = \mathbf{0,352}$ $p = \mathbf{0,039}$	$\tau = 0,102$ $p = 0,553$	$\tau = \mathbf{0,352}$ $p = \mathbf{0,039}$	$\tau = 0,220$ $p = 0,200$	$\tau = \mathbf{0,374}$ $p = \mathbf{0,029}$
hinten medial (n = 22)	$\tau = 0,044$ $p = 0,798$	$\tau = 0,336$ $p = 0,051$	$\tau = 0,094$ $p = 0,586$	$\tau = \mathbf{0,380}$ $p = \mathbf{0,027}$	$\tau = 0,132$ $p = 0,442$	$\tau = \mathbf{0,424}$ $p = \mathbf{0,014}$

1.2.1. Ergebnisse gemäß Röntgenleitfaden 2007 der Juvenilen

Auf Grund der ausstehenden Verknöcherung der fetalen Gleichbeine konnten in der Gruppe der juvenilen Pferde nur die Gleichbeine der VGM von zwei Fohlen (n = 8) beurteilt werden. Die Gleichbeine zeigten gemäß RÖLF 2007 keine radiologischen Veränderungen und konnten der Röntgenklasse I zugeordnet werden.

1.3. Ergebnisse gemäß Röntgenleitfaden 2018

Die Gleichbeine (n = 88) von elf Pferden wurden im Rahmen des RÖLF 2018 den drei möglichen Röntgenbefunden mit Risiko und damit entweder „Röntgenbefunde, die mit einem Lahmheitsrisiko behaftet sind“ hier benannt als „Risiko“ oder den Röntgenbefunden ohne Risiko und damit „Röntgenbefunde, bei denen ein Risiko, eine Lahmheit zu verursachen, nicht zuverlässig eingeschätzt werden kann“ hier benannt als „kein Risiko“ zugeordnet. Von 88 Gleichbeinen wurden dreizehn und damit 14,8 % der Gleichbeine dem „Risiko“ eine Lahmheit zu bedingen und 75 und damit 85,2 % „kein Risiko“ eine Lahmheit zu bedingen zugeordnet. Von den 75 Gleichbeinen der Gruppe „kein Risiko“ hatten vier Gleichbeine einen auffälligen Röntgenbefund im Sinne einer Osteolyse, welcher im RÖLF 2018 jedoch nicht zugeordnet werden konnte und somit falschnegativ war. Die Abbildung 18 zeigt ein solches Gleichbein, deutlich zu erkennen sind die osteolytischen Veränderungen axial am Gleichbein.

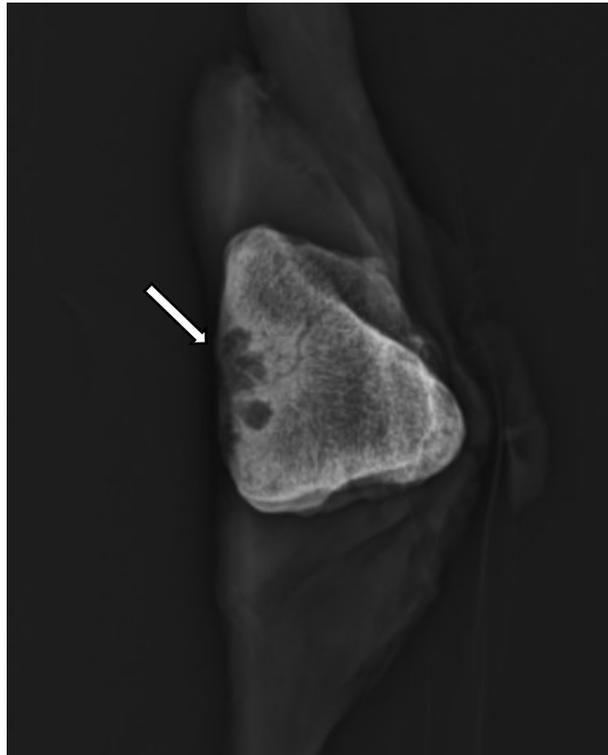


Abbildung 18: Röntgenbild eines axialseitig osteolytisch veränderten lateralen Gleichbeins (Pfeil) der vorderen linken Gliedmaße im dorsopalmaren Strahlengang (Pferd 6 Gleichbein 1)

Insgesamt besaßen fünf von elf Pferden ein Risiko eine Lahmheit zu entwickeln und somit waren 45,5 % der Pferde von einer röntgenologischen Veränderung betroffen. Das Risiko zeigte sich in zehn Fällen an der HGM und in drei Fällen an der VGM, war jedoch nicht signifikant ($p = 0,087$). Es waren mit acht Fällen häufiger die medialen als in fünf Fällen die lateralen Gleichbeine ($p = 0,002$) betroffen. Die Abbildung 19 stellt den prozentualen Anteil der Gleichbeine nach „kein Risiko“ und „Risiko“ zu ihrer topographischen Lage dar. Es zeigte sich das eher die medialen und die Gleichbeine der HGM von röntgenologischen Veränderungen betroffen waren.

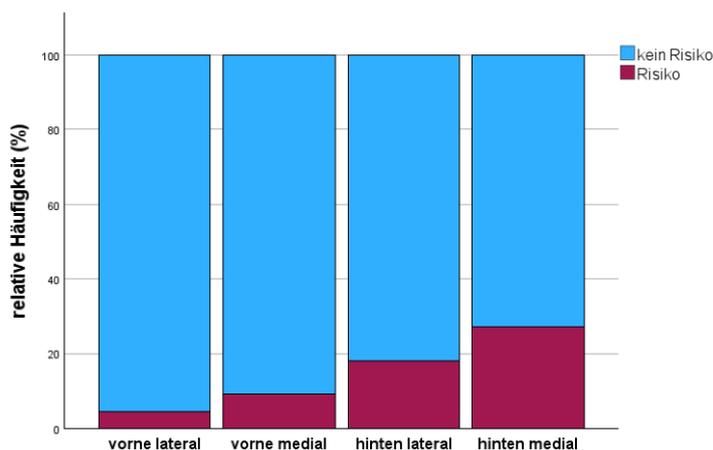


Abbildung 19: Anteil der Gleichbeine nach „kein Risiko“ und „Risiko“ gemäß RÖLF 2018 zu ihrer topographischen Lage

Tendenziell waren eher die älteren als die jüngeren Pferde ($15,8 \pm 2,8$ Jahre vs. $12,8 \pm 4,4$ Jahre) von einem Risiko eine Lahmheit zu besitzen betroffen, dieser Effekt zeigte sich jedoch als nicht signifikant ($p = 0,210$). Die Tiere mit höherem KGW zeigten ein erhöhtes Risiko für eine radiologische Veränderung („kein Risiko“) ($498,7 \pm 58$ kg vs. $431,6 \pm 31,2$ kg ($p = 0,008$) und besaßen zudem kleinere Gleichbeine.

Die Gleichbeine, die im RÖLF 2018 mit „Risiko“ ($n = 13$) eine Lahmheit zu verursachen klassifiziert worden waren, waren höher ($4,1 \pm 0,2$ cm vs. $4,0 \pm 0,5$ cm), breiter ($3,5 \pm 0,2$ cm vs. $3,3 \pm 0,3$ cm) und tiefer ($3,1 \pm 0,2$ cm vs. $2,8 \pm 0,3$ cm) als jene die „kein Risiko“ ($n = 75$) besaßen. Dieser Effekt zeigte sich ähnlich wie bereits im RÖLF 2007 jedoch nicht für alle Gleichbeine signifikant und soll im folgenden Abschnitt genauer betrachtet werden. Die Höhe der Gleichbeine hinten lateral zeigte einen signifikanten mittelgradigen Effekt ($d = 0,43$; $p = 0,030$) auf die Einteilung nach „Risiko“ und „kein Risiko“ im RÖLF 2018. Die hinteren medialen Gleichbeine hatte keinen Effekt auf das Röntgenrisiko ($d = -0,41$; $p = 0,071$). Diese Tendenz der Längenunterschiede lies sich auch am lateralen und medialen Gleichbein der VGM nachvollziehen, zeigte sich hier jedoch nicht signifikant (vorne lateral: $d = 0,45$; $p = 0,871$ vs. vorne medial: $d = 0,42$; $p = 0,871$).

Auch die Breite der Gleichbeine der VGM und HGM hatte einen Effekt auf das Röntgenrisiko eine Lahmheit zu entwickeln und war bei den Gleichbeinen mit

„Risiko“ höher ($3,5 \pm 0,2$ cm) als bei den Gleichbeinen mit „kein Risiko“ ($3,3 \pm 0,3$ cm). Dieser geringe Effekt zeigte sich signifikant hinten medial ($d = 0,29$; $p = 0,047$). Für die Gleichbeine hinten lateral ($d = 0,33$; $p = 0,068$), vorne lateral ($d = 0,25$; $p = 0,241$) und vorne medial ($d = 0,24$; $p = 0,077$) war dies nicht signifikant.

Bei Betrachtung der Tiefe fiel ebenfalls auf, dass die Gleichbeine mit „Risiko“ tiefer waren als jene mit „kein Risiko“ ($3,1 \pm 0,2$ cm vs. $2,8 \pm 0,3$ cm). Dieser Zusammenhang der Tiefe zum Risiko war ebenfalls nur hinten medial signifikant ($d = 0,35$; $p = 0,013$) und für vorne lateral, vorne medial und hinten lateral nicht. Auch hier zeigte sich, dass die Höhe, Breite und Tiefe der Gleichbeine in Korrelationen zur Klassifizierung im RÖLF 2018 eher mit den morphometrischen Werten der HGM als mit denen der VGM korrelierten (siehe Tabelle 11).

Tabelle 11: Zusammenhang der morphometrischen Daten der (relativen) Höhe, Breite und Tiefe nach topografischer Lage der Gleichbeine im RÖLF 2018

RÖLF 2018	Höhe	Relative Höhe	Breite	Relative Breite	Tiefe	Relative Tiefe
vorne lateral (n = 22)	d = 0,45 p = 0,871	d = 1,000 p = 0,340	d = 0,25 p = 0,241	d = 1,766 p = 0,100	d = 0,29 p = 0,221	d = 1,514 p = 0,155
vorne medial (n = 22)	d = 0,42 p = 0,871	d = 0,720 p = 1,514	d = 0,24 p = 0,077	d = 1,214 p = 0,117	d = 0,26; p = 0,242	d = 1,105 p = 0,152
hinten lateral (n = 22)	d = 0,43 p = 0,030	d = 1,039 p = 0,075	d = -0,33 p = 0,068	d = 1,030 p = 0,077	D = -0,34; p = 0,066	d = 1,211 p = 0,041
hinten medial (n = 22)	d = 0,41 p = 0,071	d = 1,551 p = 0,004	d = 0,29 p = 0,047	d = 1,706 p = 0,002	d = 0,35; p = 0,013	d = 1,696 p = 0,002

Von insgesamt 17 Gleichbeinen mit „Risiko“, trat es neunmal und damit in über der Hälfte der Fälle distoproximal auf, gefolgt von viermal palmar. Abbildung 20 zeigt eine typische Veränderung des Gleichbeins an der palmaren Fläche.

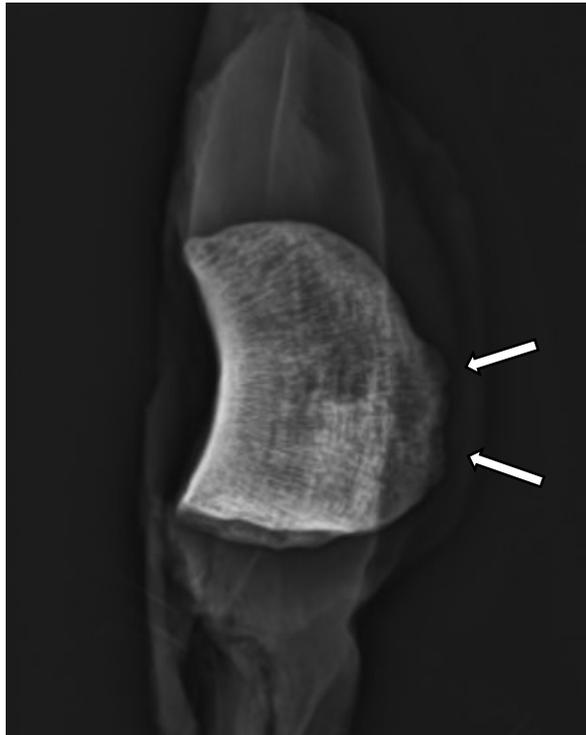


Abbildung 20: typisches Bild einer Zubildung an der palmaren Fläche eines medialen Gleichbeins der rechten Vordergliedmaße im lateromedialen Strahlengang (Pferd 5, Gleichbein 3)

In vier weiteren und damit in fast einem Viertel aller weiteren Fällen war, wie bereits angesprochen, das Risiko eine Lahmheit zu verursachen nicht im RÖLF 2018 erfasst. Es zeigte sich jedoch im Röntgen ein pathologischer Befund im Sinne einer Osteolyse. Von den osteolytischen Veränderungen waren zwei Pferde betroffen: „Pferd 6“ an beiden Gleichbeinen der rechten VGM und am lateralen Gleichbein der linken HGM, sowie „Pferd 3“ am lateralen Gleichbein der rechten VGM. An dieser Stelle soll angemerkt werden, dass diese Gleichbeine nach RÖLF 2018 der Kategorie „kein Risiko“ zugeordnet wurden.

1.3.1. Ergebnisse gemäß Röntgenleitfaden 2018 der Juvenilen

Auf Grund ausstehender Verknöcherung der fetalen Gleichbeine konnten in der Gruppe der juvenilen Pferde nur die Gleichbeine der VGM der zwei Fohlen (n = 8) beurteilt werden. Die Fohlen zeigten keine röntgenologischen Veränderungen und besaßen somit gemäß RÖLF 2018 kein Risiko eine Lahmheit zu verursachen.

2. Ergebnisse der peripher quantitativen

Computertomographie

Es wurden die Parameter Gesamtmasse (TOT_CNT), Gesamtdichte des Knochens (TOT_DEN), kortikale Dichte (CRT_DEN), kortikale Masse (CRT_CNT), trabekuläre Dichte (TRAB_DEN), trabekuläre Masse (TRAB_CNT), subkortikale Dichte (CRTSUB_DEN) sowie subkortikale Masse (CRTSUB_CNT), Gesamtquerschnittsfläche (TOT_A) und Widerstandsmoment/Stress Strain Index (SSI) bestimmt. In der Hauptversuchsgruppe der adulten Pferde wurden 88 Gleichbeinpräparate von elf Pferden der Knochendichtemessung mittels pQCT unterzogen. Die Betrachtung der Ergebnisse erfolgte neben der deskriptiven Analyse der MW±SD über alle Proben, zudem sortiert nach der topographischen Lage der Gleichbeine vorne lateral, vorne medial, hinten lateral und hinten medial. Im Mittel ergaben sich folgende Werte bei der Analyse mittels pQCT: für die TOT_CNT 327,01±56,97 mg, für die TOT_DEN 686,95±88,88 mg/cm³. Die Masse teilt sich in CRTSUB_CNT (156,94±50,09 mg), CRT_CNT (173,30±51,23 mg) und TRAB_CNT (169,97±44,63) auf. Die Dichte in CRTSUB_DEN (1030,26±36,88), CRT_DEN (1034,08±35,24) und TRAB_DEN (530,38±67,24). Tabelle 12 stellt die MW±SD für alle analysierten pQCT-Parameter dar.

2.1. Korrelation pQCT zu Signalement, Morphometrie und Topografie

Für die Parameter TOT_DEN, TOT_CNT, CRTSUB_CNT und CRTSUB_DEN sowie die CRT_DEN und CRT_CNT zeigte sich eine Erhöhung der Werte der VGM zur HGM. Bei der Unterscheidung zwischen dem lateralen und dem medialen Gleichbeine zeigte sich ebenfalls ein Unterschied und die medialen Gleichbeine besaßen höhere Werte der Dichte und Masse. Bei der Betrachtung der Ergebnisse zur TRAB_DEN und TRAB_CNT wurde hingegen ein umgekehrtes Bild deutlich und in diesem Fall besaßen die Gleichbeine der VGM höhere Werte als die der HGM. Zudem zeigte sich diese Umkehr auch für die lateralen und medialen Gleichbeine. Die lateralen Gleichbeine besaßen höhere Werte bei der TRAB_DEN und TRAB_CNT als die medialen Gleichbeine. Die Tabelle 12 zeigt die MW±SD der pQCT-Parameter über alle Gleichbeine und nach ihrer topographischen Lage.

Tabelle 12: MW±SD der pQCT-Parameter der Gleichbeine nach ihrer topographischen Lage

Parameter	TOT_C NT (mg)	TOT_D EN (mg/c m ³)	CRTSU B_CNT (mg)	CRTSU B_DE N (mg/c m ³)	TRAB_ CNT (mg)	TRAB_ DEN (mg/c m ³)	CRT_D EN (mg/c m ³)	CRT_C NT (mg)	TOT_A	SSI (mm ³)
MW±SD (n = 88)	327 ±57	686,95 ±88,9	156,94 ±50,1	1030,3 ±36,9	170,0 ±44,6	530,4 ±67,2	1034,1 ±35,2	173,3 ±51,3	464,1 ±96	671,8 ±206
vorne lateral (n = 22)	317,8 ±55,1	690,0 ±96,4	140,6± 47,3	1025,7 ±32,1	177,1 ±41,8	554,3 ±73,8	1030,8 ±34,9	157,5 ±49,5	448,5 ±89,1	585,5 ±176,5
vorne medial (n = 22)	320,3 ±51,5	653,6± 91,2	141,7± 51,9	1024,4 ±49,9	178,6± 43,9	512,9± 61,9	1027,5 ±39,9	157,4± 53,4	478,0± 86,7	600,0± 194,5
hinten lateral (n = 22)	330,8 ±61,6	700,5 ±73,9	171,1± 48,1	1035,8 ±33,7	159,4± 45,1	522,5 ±65,0	1037,8 ±36,5	187,3± 48,5	456,8± 99,0	724,3± 199,9
hinten medial (n = 22)	339,2 ±60,5	703,7 ±89,5	174,3 ±45,8	1035 ±29,5	164,7 ±47,6	531,8 ±65,2	1040,2 ±29,8	191 ±46,5	473,2 ±110,9	777,6 ±197,3

Da keine Gleichverteilung des KGW innerhalb der Gruppe vorlag, wurde ein partieller Korrelationskoeffizient unter der Kontrollvariablen Alter bzw. KGW bestimmt. Daraufhin konnte festgestellt werden, dass das Alter nur einen scheinbaren Einfluss auf die Parameter des pQCT besaß. Es zeigte sich, dass diese eher körperrgewichtabhängig waren als altersabhängig (siehe Tab. 13). An dieser Stelle soll bereits daraufhin gewiesen werden, dass sich dies für die Parameter der μ CT-Analyse umkehrte und dort eine Alters- und keine Körpergewichtsabhängigkeit bestand. Für den Zusammenhang mit KGW und dem Alter war einzig der pQCT-Parameter TOT_CNT signifikant ($\rho = -0,296$; $p = 0,005$ und $\rho = -0,292$; $p = 0,006$) und fiel mit deren Zunahme. Darüber hinaus zeigte sich, dass auch die TRAB_CNT mit dem steigenden KGW fiel. Weitere altersabhängige pQCT-Parameter waren CRTSUB_CNT ($\rho = -0,242$; $p = 0,024$), CRT_CNT ($\rho = -0,262$; $p = 0,014$) und SSI ($\rho = -0,271$; $p = 0,011$) (siehe Tab. 13).

Die TOT_DEN und die TOT_CNT hingen hochsignifikant mit der (relativen) Höhe, Breite und Tiefe der Gleichbeine zusammen. So zeigte sich etwa, dass die

TOT_DEN mit zunehmender Höhe der Gleichbeine ($\rho = -0,422$; $p < 0,001$) abnahm (siehe Abb. 21).

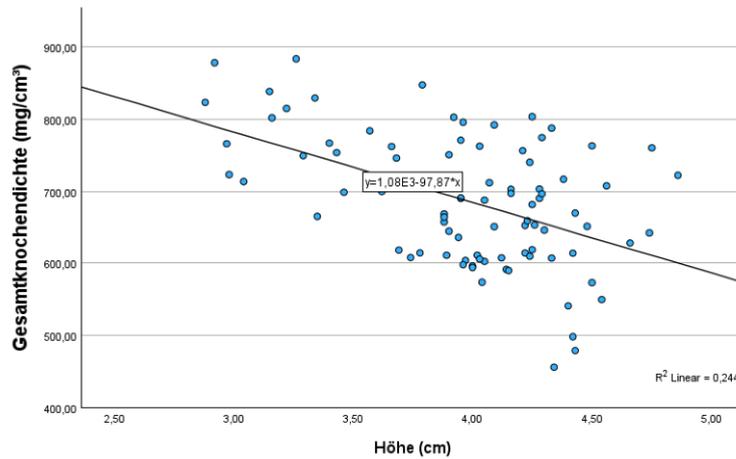


Abbildung 21: fallende Gesamtknochendichte (TOT_DEN) in Abhängigkeit zur Höhe der Gleichbeine ($\rho = -0,422$; $p < 0,001$)

Wie schon bei der Betrachtung der Gleichbeine nach ihrer topographischen Lage besaß auch in diesem Fall die TRAB_CNT einen starken positiven Effekt und stieg deutlich mit der Größe der Gleichbeine (alle morphometrischen Parameter mit $p < 0,001$). Dabei war zu beobachten, dass die TOT_CNT ebenfalls mit steigender Größe der Gleichbeine abnahm. Eine Übersicht der statistischen Kennwerte der pQCT-Parameter zum KGW, dem Alter und den morphometrischen Daten zeigt die Tabelle 13:

Tabelle 13: Zusammenhang der pQCT-Parameter zum KGW (partiell), Alter (partiell) und zur Morphometrie

	TOT_C NT	TOT_D EN	CRTSU B_CNT	CRTSU B_DE N	TRAB_ CNT	TRAB_ DEN	CRT_D EN (CRT_C NT	TOT_A	SSI
KGW	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =
	-0,296	0,103	-0,009	p =	-0,364	0,014	0,012	-0,045	-0,316	-0,192
	p =	p =	p =	-0,031	p =	p =	p =	p =	p =	p =
	0,005	0,343	0,936	0,773	0,001	0,897	0,912	0,677	0,003	0,074
Alter	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =
	-0,292	-0,167	-0,242	-0,158	-0,101	-0,076	-0,153	-0,262	-0,181	-0,271
	p =	p =	p =	p =	p =	p =	p =	p =	p =	p =
	0,006	0,123	0,024	0,145	0,352	0,486	0,157	0,014	0,093	0,011
Höhe	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =
	0,417	-0,422	-0,131	-0,121	0,669	-0,113	-0,164	-0,050	0,559	0,078
	p <	p <	p =	p =	p <	p =	p =	p =	p <	p =
	0,001	0,001	0,225	0,262	0,001	0,294	0,127	0,641	0,001	0,472
Relative Höhe	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =
	0,411	-0,385	-0,159	-0,129	0,635	-0,073	-0,150	-0,083	0,526	0,145
	p <	p <	p =	p =	p <	p =	p =	p =	p <	p =
	0,001	0,001	0,139	0,232	0,001	0,499	0,162	0,441	0,001	0,176
Breite	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =
	0,709	0,394	0,153	1,000	0,715	-0,228	0,047	0,253	0,786	0,458
	p <	p <	p =	p <	p <	p =	p =	p =	p <	p <
	0,001	0,001	0,156	0,001	0,001	0,033	0,666	0,017	0,001	0,001
Relative Breite	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =
	0,486	-0,339	-0,022	-0,074	0,575	-0,116	-0,068	0,055	0,560	0,297
	p <	P =	p =	p =	p <	p =	p =	p =	p <	p =
	0,001	0,001	0,837	0,491	0,001	0,282	0,532	0,609	0,001	0,005
Tiefe	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =
	0,568	-0,443	-0,034	-0,150	0,739	-0,175	-0,145	0,057	0,695	0,248
	p <	p <	p =	p =	p <	p =	p =	p =	p <	p =
	0,001	0,001	0,750	0,164	0,001	0,103	0,178	0,601	0,001	0,020
Relative Tiefe	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =
	0,456	-0,406	-0,126	-0,157	0,645	-0,110	-0,156	-0,047	0,575	0,209
	p <	p <	p =	p =	p <	p =	p =	p =	p <	p =
	0,001	0,001	0,242	0,143	0,001	0,307	0,146	0,663	0,001	0,051

Bei der Analyse der Korrelationen in Abhängigkeit der Gleichbeine von vorne medial zu vorne lateral, hinten medial zu hinten lateral, vorne medial zu hinten medial sowie bei der Betrachtung hinten lateral zu vorne lateral zeigten sich die signifikanten Zusammenhänge eher für die unterschiedlichen pQCT-Parameter der Masse und weniger der Dichte. Signifikante Unterschiede lagen dabei im Vergleich der medialen Gleichbeine der VGM und HGM zu den lateralen Gleichbeine der VGM und HGM bei der TOT_CNT sowie der CRT_CNT und TRAB_CNT vor. Dieser Effekt war für die TRAB_CNT am stärksten, im Vergleich vorne lateral zu hinten lateral, ausgeprägt ($p = 0,001$; $d = -3,85$). Die Abbildung 22 zeigt die ermittelten Zusammenhänge der TRAB_CNT zur topografischen Lage der Gleichbeine.

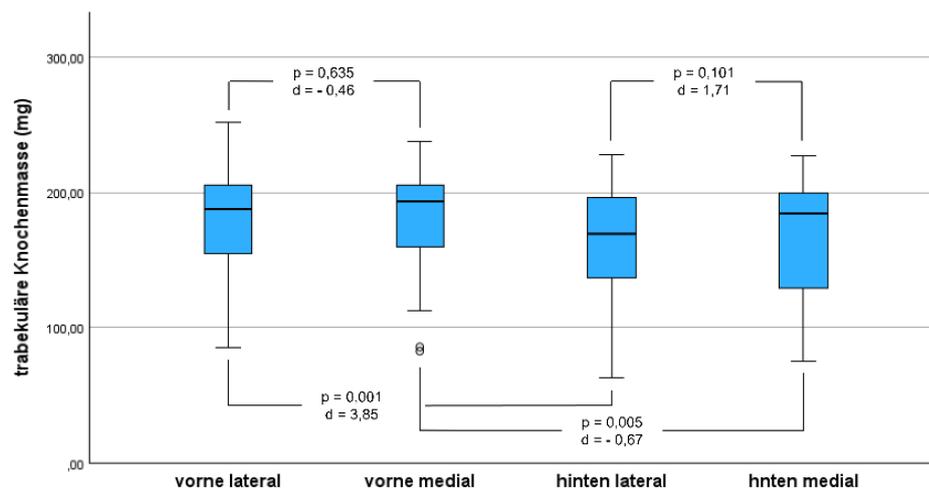


Abbildung 22: trabekuläre Knochenmasse (TRAB_CNT) zur topografischen Lage der Gleichbeine

Die folgende Tabelle 14 gibt einen Überblick über die weiteren ermittelten Zusammenhänge und den damit verbundenen Effekt auf die Parameter im pQCT:

Tabelle 14: Zusammenhang der pQCT-Parameter zur topographischen Lage der Gleichbeine

	TOT_C NT (mg)	TOT_D EN (mg/c m ³)	CRTSU B_CNT (mg)	CRTSU B_DEN (mg/c m ³)	TRAB_ CNT (mg)	TRAB_ DEN (mg/c m ³)	CRT_D EN (mg/c m ³)	CRT_C NT (mg)	TOT_A	SSI (mm ³)
vorne	p =	p =	p =	p =	p =	p =	p =	p =	p =	p =
lateral	0,634	0,112	0,788	0,869	0,653	0,125	0,612	0,991	0,097	0,376
vorne	d =	d =	d =	d =	d =	d =	d =	d =	d =	d =
medial	-0,103	1,66	-0,27	0,17	-0,46	0,125	0,52	0,01	-0,370	-0,193
hinten	p =	p =	p =	p =	p =	p =	p =	p =	p =	p =
lateral	0,085	0,890	0,564	0,876	0,101	0,720	0,749	0,488	0,311	0,021
hinten	d =	d =	d =	d =	d =	d =	d =	d =	d =	d =
medial	-1,81	-0,14	-0,59	0,16	-1,71	-0,36	-0,32	-0,71	-0,221	-0,533
vorne	p =	p =	p =	p =	p =	p =	p =	p =	p =	p =
lateral	0,070	0,566	0,002	0,141	0,001	0,103	0,364	0,003	0,565	0,001
hinten	d =	d =	d =	d =	d =	d =	d =	d =	d =	d =
lateral	1,91	0,58	0,733	1,53	-3,85	-1,70	0,93	0,726	0,125	0,825
vorne	p =	p =	p <	p =	p =	p =	p =	p <	p =	p <
medial	0,005	0,008	0,001	0,212	0,005	0,255	0,124	0,001	0,756	0,001
hinten	d =	d =	d =	d =	d =	d =	d =	d =	d =	d =
medial	0,664	0,622	1,150	1,29	-0,670	1,17	1,60	1,156	-0,067	1,336

2.2. Zusammenhang pQCT zu RÖLF 2007

Bei der Betrachtung der pQCT-Parameter zum RÖLF 2007 zeigte sich, dass die CRT_DEN ($\rho = -0,252$; $p = 0,018$) sowie die CRTSUB_DEN ($\rho = -0,229$; $p = 0,032$) signifikant korrelierten und mit steigender Röntgenklasse abnahmen. Es zeigte sich weiterhin, dass die Werte für die CRT_DEN, CRTSUB_DEN und SSI mit steigender Röntgenklasse I bis III zunächst fielen, um dann in der Röntgenklasse IV erneut anzusteigen und damit Werte besaßen, die ähnlich der Röntgenklasse II waren. Die ermittelten Werte der pQCT-Parameter über die verschiedenen Röntgenklassen des RÖLF 2007 können der folgenden Tabelle 15 entnommen werden.

Tabelle 15: MW \pm SD und Korrelationen pQCT-Parameter zum RÖLF 2007

	TOT_C NT (mg)	TOT_D EN (mg/c m ³)	CRTSU B_CNT (mg)	CRTSU B_DEN (mg/c m ³)	TRAB_ CNT (mg)	TRAB_ DEN (mg/c m ³)	CRT_D EN (mg/c m ³)	CRT_C NT (mg)	TOT_A (mm ²)	SSI (mm ³)
MW \pm SD (n = 88)	327,0 ± 57	687 $\pm 88,9$	156,94 $\pm 50,1$	1030,3 $\pm 36,9$	170 $\pm 44,6$	530,4 $\pm 67,2$	1034,1 $\pm 35,2$	173,3 $\pm 51,2$	464,1 ± 96	671,8 ± 206
MW \pm SD Röntgen klasse I (n = 58)	335,9 $\pm 55,4$	694,1 $\pm 76,8$	166,1 $\pm 46,2$	1038 ± 31	169,7 $\pm 42,4$	530,4 $\pm 68,9$	1041,9 $\pm 29,6$	182,9 $\pm 47,1$	472,4 $\pm 96,6$	696,5 $\pm 187,6$
MW \pm SD Röntgen klasse II (n = 10)	280,7 ± 51	752,5 $\pm 97,7$	153,1 $\pm 33,3$	1025,6 $\pm 27,5$	127,4 ± 63	562,6 $\pm 66,7$	1026,5 $\pm 31,5$	164,7 $\pm 30,5$	366,7 $\pm 108,0$	614,7 $\pm 111,4$
MW \pm SD Röntgen klasse III (n = 11)	304,3 ± 54	610,8 $\pm 91,7$	118,5 $\pm 66,1$	1000,6 $\pm 53,3$	185,8 $\pm 22,9$	493,9 $\pm 55,3$	1007 $\pm 48,2$	134,4 $\pm 69,3$	478,3 $\pm 64,7$	568,3 $\pm 309,8$
MW \pm SD Röntgen klasse IV (n = 9)	348,7 ± 49	661,2 $\pm 90,4$	149,5 $\pm 51,7$	1021,9 $\pm 42,6$	199,2 $\pm 13,9$	538,8 $\pm 57,5$	1025 $\pm 40,4$	168,6 $\pm 53,2$	501,7 $\pm 33,1$	702,5 $\pm 228,9$
RÖLF 2007 Spear- man's Rho (n = 88)	$\rho =$ -0,118 $p =$ 0,275	$\rho =$ -0,157 $p =$ 0,145	$\rho =$ -0,112 $p =$ 0,298	$\rho =$ -0,229 $p =$ 0,032	$r =$ 0,111 $p =$ 0,304	$\rho =$ -0,016 $p =$ 0,884	$\rho =$ -0,252 $p =$ 0,018	$\rho =$ -0,098 $p =$ 0,365	$\rho =$ -0,036 $p =$ 0,739	$\rho =$ 0,013 $p =$ 0,906

2.3. Zusammenhang pQCT zu RÖLF 2018

Die pQCT-Parametern zeigten in Verbindung mit dem RÖLF 2018 andere signifikante Zusammenhänge als innerhalb des RÖLF 2007. Die Klassifizierung innerhalb des RÖLF 2018 in „Risiko“ oder „kein Risiko“ war nur für den Parameter der TRAB_CNT signifikant ($p = 0,048$). Diese stieg mit dem vorhandenen Risiko eine Lahmheit zu entwickeln von $165,4 \pm 46,6$ mg auf $196,2 \pm 13,7$ mg und lag damit über dem Mittel TRAB_CNT aller Gleichbeine von $170 \pm 44,6$ mg (siehe Abb. 23 und Tab. 16)

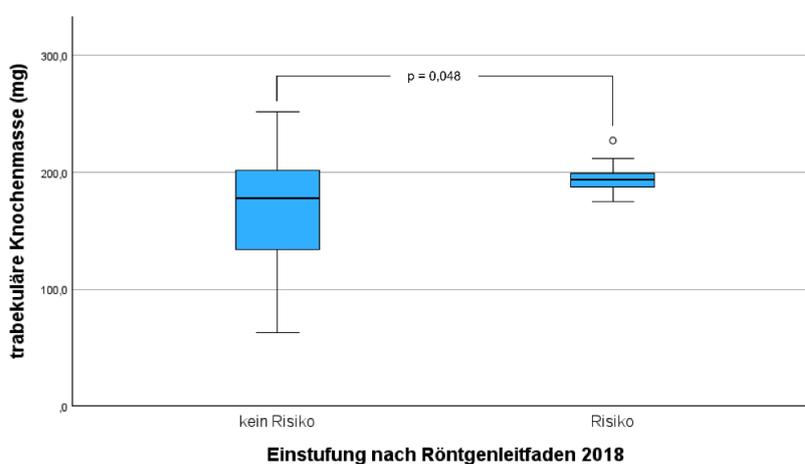


Abbildung 23: Zusammenhang der trabekulären Knochenmasse (TRAB_CNT) zu „Risiko“ oder „kein Risiko“ gemäß RÖLF 2018 ($p = 0,048$)

Tabelle 16: MW \pm SD der pQCT-Parameter zu „Risiko“ oder „Kein Risiko“ gemäß RÖLF 2018

	TOT_C NT	TOT_D EN	CRTSU B_CNT	CRTSU B_DE N	TRAB_ CNT	TRAB_ DEN	CRT_D EN	CRT_C NT	TOT_A (mm ²)	SSI (mm ³)
MW \pm SD (n = 88)	327 ± 57	687 $\pm 88,9$	156,9 $\pm 50,1$	1030,3 $\pm 36,9$	170 $\pm 44,6$	530,4 $\pm 67,2$	1034,1 $\pm 35,2$	173,3 $\pm 51,2$	464,1 $\pm 96,0$	671,8 $\pm 206,0$
MW \pm SD „Risiko“ (n = 13)	345 $\pm 37,4$	661,3 $\pm 56,9$	148,8 $\pm 34,5$	1018 $\pm 29,4$	196,2 $\pm 13,4$	531,3 $\pm 56,1$	1021,3 $\pm 34,6$	168,7 ± 35	499,7 $\pm 58,38$	716,1 $\pm 167,8$
MW \pm SD „kein Risiko“ (n = 75)	323,9 $\pm 59,4$	691,4 $\pm 92,9$	158,4 $\pm 52,4$	1032,4 $\pm 37,8$	165,4 $\pm 46,6$	530,2 $\pm 69,3$	1036,3 $\pm 35,1$	174,1 $\pm 53,7$	457,9 $\pm 100,1$	664,1 $\pm 211,9$

Die Ergebnisse der pQCT-Parameter zum RÖLF 2018 und die Korrelation der Lokalisation des Risikos nach palmar, distoproximal, Fraktur oder Risiko nicht erkannt (kein signifikanter Zusammenhang zu den pQCT-Parametern) können der folgenden Tabelle 17 entnommen werden.

Tabelle 17: Zusammenhang der pQCT-Parameter zur Klassifizierung im RÖLF 2018 („Risiko“ oder „kein Risiko“) und Lokalisation des Risikos

	TOT_C NT	TOT_D EN	CRTSU B_CNT	CRTSU B_DE N	TRAB_ CNT	TRAB_ DEN	CRT_D EN	CRT_C NT	TOT_A (mm ²)	SSI (mm ³)
Risiko/ kein Risiko	p = 0,137	p = 0,137	p = 0,514	p = 0,092	p = 0,048	p = 0,977	p = 0,116	p = 0,828	p = 0,143	p = 0,167
Lokali- sation des Risikos	p = 0,730	p = 0,916	p = 0,938	p = 0,780	p = 0,672	p = 0,336	p = 0,780	p = 0,920	p = 0,513	p = 0,506

Zu weiteren Betrachtung wurden zudem die mittleren pQCT-Parameter zum Ergebnis „Risiko“ oder „kein Risiko“ gemäß RÖLF 2018 verglichen. Es zeigte sich, dass der Parameter TRAB_CNT nur knapp nicht zur Vorhersagbarkeit ein „Risiko“ eine Lahmheit zu entwickeln geeignet war. Einen Überblick der ermittelten Korrelationskoeffizienten der pQCT-Parameter innerhalb der Gruppe „Risiko“ oder „kein Risiko“ gemäß RÖLF 2018 bietet die folgende Tabelle 18.

Tabelle 18: Korrelation der pQCT-Parameter zur Gruppe "Risiko" oder "kein Risiko" gemäß RÖLF 2018

	TOT_ CNT	TOT_ DEN	CRTSU B_ CNT	CRTSU B_ DEN	TRAB_ CNT	TRAB_ DEN	CRT_ DEN	CRT_ CNT	TOT_A (mm ²)	SSI (mm ³)
Risiko (n = 13)	rho = -0,781	rho = -0,523	rho = -0,526	rho = -0,61	rho = -0,583	rho = -0,241	rho = -0,554	rho = -0,597	rho = -0,382	rho = -0,520
	p = 0,002	p = 0,067	p = 0,065	p = 0,025	p = 0,036	p = 0,427	p = 0,049	p = 0,031	p = 0,198	p = 0,069
Kein Risiko (n = 75)	rho = -0,110	rho = -0,110	rho = -0,062	rho = -0,044	rho = -0,217	rho = -0,037	rho = -0,025	rho = -0,060	rho = -0,172	rho = -0,059
	p = 0,348	p = 0,349	p = 0,598	p = 0,710	p = 0,061	p = 0,754	p = 0,831	p = 0,611	p = 0,140	p = 0,617

Die Parameter wurden darüber hinaus in Abhängigkeit des KGW und der Einteilung gemäß RÖLF 2018 in „Risiko“ und „kein Risiko“ dargestellt. Dabei zeigte sich ein Zusammenhang zu den ermittelten pQCT-Parameter. Die TOT_DEN stieg mit steigendem KGW innerhalb der Gruppe der Gleichbeine, die „kein Risiko“ besaßen. Für die Gleichbeine mit „Risiko“ hingegen fiel die TOT_DEN. Auch für die TRAB_CNT bestand innerhalb der Gruppe „Risiko“ ein Zusammenhang ($\rho = -0,583$; $p = 0,036$) zum KGW. Es zeigte sich anhand der Gruppen „Risiko“, dass die TRAB_CNT der Proben höher war, die radiologische Veränderungen besaßen.

2.4. Ergebnisse der pQCT- Analyse der Juvenilen

Der ältere spätabortierte Fetus, welcher auf Grund fehlender Verknöcherung nicht röntgenologisch ausgewertet werden konnte, konnte ebenso wie die zwei Fohlen im pQCT beurteilt werden. Die Proben des jüngeren spätabortierten Fetus, wurden auf Grund ausstehender Verknöcherung der Gleichbeine, von der Untersuchung ausgeschlossen.

Insgesamt zeigte sich ein deutlicher Anstieg der ermittelten Parameter im pQCT vom Fetus zu den Fohlen. Die exakten Werte können der folgenden Tabelle 19 entnommen werden. Die CRT_DEN, CRTSUB_DEN, CRT_CNT und die CRTSUB_CNT des spätabortierten Fetus ergaben Werte von 0,00 und zeigten damit, dass bei spätabortierten Fohlen noch keine messbaren Werte für die CRT_DEN und CRTSUB_DEN vorliegen.

Tabelle 19: Ergebnisse pQCT-Analyse der Juvenilen nach Fohlen (n = 8) und Feten (n = 8) getrennt

	TOT_C NT (mg)	TOT_ DEN (mg/c m ³)	CRTSU B_CNT (mg)	CRTSU B_DE N (mg/c m ³)	TRAB_ CNT (mg)	TRAB_ DEN (mg/c m ³)	CRT_D EN (mg/c m ³)	CRT_C NT (mg)	TOT_ A (mm ²)	SSI (mm ³)
MW±SD (n = 16)	92,4 ±85	487 ±	15,1 ±19,9	462,9 ±	77,4 ±69,9	465,7 ±	464,1 ±	20,2 ±24,6	151,3 ±129	-
		137,7		478,3		114,8	479,5			
Fohlen (n = 8)	174,3 ±9,8	614,3 ±55,7	30,1 ±18,1	925,7 ±22,6	144,2 ±14,3	571,8 ±45,1	928,2 ±20,1	40,3 ±19,1	274,3 ±27	115,1 ±52,4
Feten (n = 8)	10,5 ±6,8	359,7 ±21,5	0,00 ±0,00	0,00 ±0,00	10,5 ±6,8	359,7 ±21,5	0,00 ±0,00	0,00 ±0,00	28,2 ±17,1	0

3. Ergebnisse Microcomputertomographie

3.1. Korrelation μ CT zu Signalement, Morphometrie und Topografie

In der Hauptversuchsgruppe der adulten Pferde wurden 88 zylindrische Proben von elf Pferden der Analyse mittels μ CT zugeführt. Die Parameter der Mikroarchitektur für die trabekuläre Ausrichtung wurden bestimmt und betrug im Mittel für den prozentualen Anteil des Bone Volumes zum Tissue Volume (BV/TV) $75,45 \pm 7,73$ %, die Trabecular Thickness (Tb.Th) $450,89 \pm 112,66$ μ m, Trabecular Separation (Tb.Sp) $347,08 \pm 41,88$ μ m und Trabecular Number (Th.N) $0,0017 \pm 0,0003$, der Structural Model Index (SMI) betrug $-9,34 \pm 3,61$, sowie die Connectivity Density (Conn D) $6,4 \pm 4,8$ und für den Degree of Anisotropy (DA) im Mittel $0,44 \pm 0,05$.

Die Ergebnisse der μ CT-Analyse wurden auf Zusammenhänge zum Signalement der Pferde hin untersucht. Bei der Betrachtung fiel zunächst auf, dass bis auf wenige Ausnahmen alle Werte mit dem Alter und dem KGW der Gleichbeinproben korrelierten. Da keine Gleichverteilung des KGW innerhalb der Gruppe vorlag, wurde auch hier ein partieller Korrelationskoeffizient unter der Kontrollvariablen Alter und KGW bestimmt. Daraufhin konnte festgestellt werden, dass das KGW nur einen scheinbaren Einfluss auf die Parameter des μ CT besaß und zu keinem der μ CT-Parameter signifikant korrelierte, wohingegen das Alter einen hochsignifikanten Effekt besaß. Für die Parameter des μ CT zeigte sich somit im Gegensatz zu den pQCT-Parametern, dass diese eine Abhängigkeit vom Alter und weniger vom KGW besaßen (siehe Tabelle 23). Im Alter fiel die Tb.Th ($\rho = -0,627$; $p < 0,001$) ab (siehe Abb. 24), wohingegen die Tb.N ($\rho = 0,529$; $p < 0,001$) und die Tb.Sp ($\rho = 0,541$; $p < 0,001$) zunahmen.

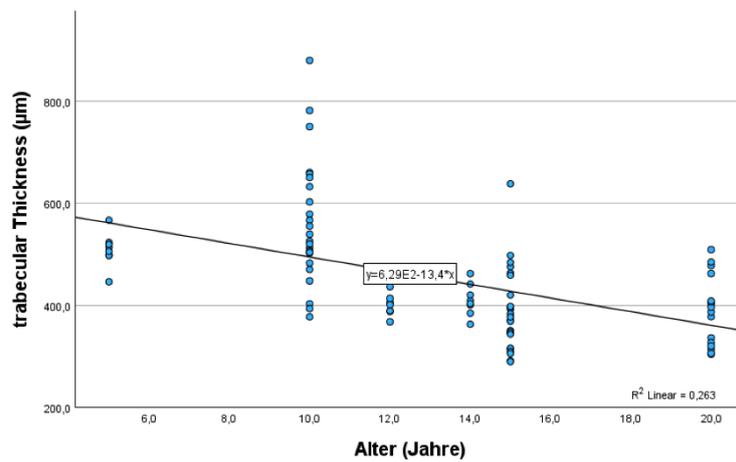


Abbildung 24: Abnahme der trabecular Thickness (Tb.Th) zum Alter ($\rho = -0,627$; $p < 0,001$)

Betrachtete man nun die relative Höhe, Breite und Tiefe zu den Parametern der μ CT-Analyse konnte ebenfalls beobachtet werden, dass Parameter signifikant korrelierten. So nahmen die Parameter BV/TV, Tb.Th (siehe Abb. 25) DA und BMD ab, wohingegen die Parameter Tb.N, Tb.Sp, SMI und Conn D mit steigender Größe der Gleichbeine zunahmen.

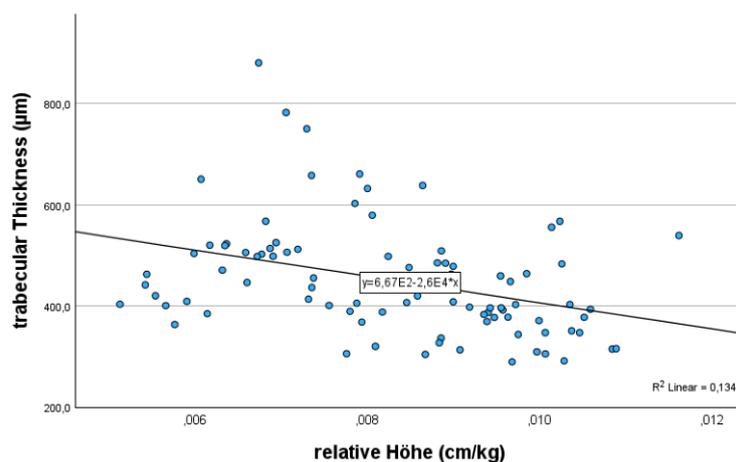


Abbildung 25: Abnahme der trabecular Thickness (Tb.Th) zu relativer Höhe der Gleichbeine ($\rho = -0,438$ $p < 0,001$)

Eine Übersicht der ermittelten Korrelationen und p-Werte der Parameter der μ CT-Analyse zum KGW, dem Alter und der (relative) Höhe, Breite und Tiefe der Gleichbeine zeigt die folgende Tabelle 20:

Tabelle 20: Korrelation der μ CT-Parameter zum KGW (partiell), Alter (partiell) und den morphometrischen Parametern

n = 88	BV/TV (%)	Tb.Th (μ m)	Tb.N	Tb.Sp (μ m)	SMI	ConnD	DA	BMD (g/cm^3)
KGW	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =
	0,171	0,148	-0,123	-0,070	-0,195	-0,111	0,054	0,049
	p = 0,114	p = 0,172	p = 0,256	p = 0,517	p = 0,070	p = 0,308	p = 0,618	p = 0,652
Alter	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =
	-0,442	-0,438	0,264	0,502	0,335	0,356	-0,329	-0,331
	p < 0,001	p < 0,001	p = 0,013	p < 0,001	p = 0,002	p = 0,001	p = 0,002	p = 0,002
Höhe	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =
	-0,382	-0,336	0,109	0,418	0,408	0,259	-0,286	-0,255
	p < 0,001	p = 0,001	p = 0,312	p < 0,001	p < 0,001	p = 0,015	p = 0,007	p = 0,016
Relative Höhe	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =
	-0,481	-0,438	0,267	0,463	0,468	0,371	-0,267	-0,305
	p < 0,001	p < 0,001	p = 0,012	p < 0,001	p < 0,001	p < 0,001	p = 0,012	p = 0,004
Breite	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =
	-0,154	-0,235	0,155	0,071	0,142	0,242	-0,417	-0,123
	p = 0,153	p = 0,027	p = 0,149	p = 0,509	p = 0,186	p = 0,023	p = 0,088	p = 0,253
Relative Breite	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =
	-0,351	-0,362	0,258	0,321	0,322	0,335	-0,188	-0,221
	p = 0,001	p = 0,001	p = 0,015	p = 0,002	p = 0,002	p = 0,001	p = 0,080	p = 0,039
Tiefe	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =
	-0,240	-0,252	0,136	0,190	0,249	0,273	-0,058	-0,189
	p = 0,024	p = 0,018	p = 0,208	p = 0,076	p = 0,019	p = 0,010	p = 0,592	p = 0,078
Relative Tiefe	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =	rho =
	-0,333	-0,309	0,124	0,390	0,355	0,266	-0,172	-0,155
	p = 0,005	p = 0,009	p = 0,304	p = 0,001	p = 0,002	p = 0,025	p = 0,153	p = 0,197

Es zeigte sich ein erhöhter Anteil des BV gegenüber dem TV der HGM zu den VGM, der sich im prozentualen Verhältnis BV/TV widerspiegelte. Dieser lag für die HGM mit Werten über 77,62 % über denen der VGM mit bis zu 75,45 %. Auch für die Parameter Tb.Th und DA lagen die Werte der HGM über denen der VGM und nur die Tb.Sp zeigte an den VGM höhere Werte als an den HGM. Die Knochendichte

(BMD) betrug im Mittel $0,73 \pm 0,12 \text{ g/cm}^3$. Bei der gesonderten Betrachtung der Gleichbeine nach ihrer Lokalisation in vorne lateral ($0,72 \pm 0,12 \text{ mg/cm}^3$), vorne medial ($0,69 \pm 0,11 \text{ mg/cm}^3$), hinten lateral ($0,77 \pm 0,12 \text{ mg/cm}^3$), und hinten medial ($0,76 \pm 0,12 \text{ mg/cm}^3$) zeigte sich, dass die BMD der VGM etwa 8 % unter der BMD der HGM und die BMD der medialen unter der der lateralen Gleichbeine lag. Eine Übersicht über die genauen Werte lieferte die folgende Tabelle 21:

Tabelle 21: MW \pm SD der μ CT-Parameter betrachtet nach ihrer topographischen Lage der Gleichbeine

	BV/TV (%)	Tb.Th (μm)	Tb.N	Tb.Sp (μm)	SMI	ConnD ($1/\text{cm}^3$)	DA	BMD (g/cm^3)
MW \pm SD (n = 88)	75,5 $\pm 7,7$	450,8 $\pm 112,7$	0,0017 \pm 0,0003	347,1 $\pm 41,9$	-9,3 $\pm 3,6$	6,4 $\pm 4,8$	0,44 $\pm 0,05$	0,73 $\pm 0,12$
vorne lateral (n = 22)	73,7 $\pm 7,91$	423,8 $\pm 98,7$	0,0018 $\pm 0,0003$	352,24 $\pm 44,99$	-8,5 ± 3	6,8 $\pm 4,8$	0,41 $\pm 0,06$	0,72 $\pm 0,12$
vorne medial (n = 22)	71,1 $\pm 7,8$	414,7 $\pm 93,1$	0,0017 $\pm 0,0005$	372 ± 45	-7,2 $\pm 2,5$	7,3 $\pm 4,6$	0,44 $\pm 0,04$	0,72 $\pm 0,12$
hinten lateral (n = 22)	79,2 $\pm 6,5$	487,95 ± 133	0,0017 $\pm 0,0003$	325,8 $\pm 33,5$	-11,7 $\pm 4,3$	4,1 $\pm 5,0$	0,45 $\pm 0,5$	0,77 $\pm 0,12$
hinten medial (n = 22)	77,6 $\pm 6,2$	477,18 $\pm 110,2$	0,0017 $\pm 0,0002$	338,3 $\pm 29,4$	-10,1 $\pm 2,9$	7,3 $\pm 4,6$	0,48 $\pm 0,04$	0,76 $\pm 0,12$

Es zeigten sich insbesondere Signifikanzen für die Differenz verschiedener Parameter der Mikroarchitektur im Vergleich zu ihrer topographischen Lage. Der Unterschied der ermittelten Werte der BMD zeigte sich mit einem starken positiven Effekt für die medialen Gleichbeinen der VGM und HGM ($p = 0,012$; $d = 0,584$). Bei den medialen und lateralen Gleichbeinen der VGM ($p = 0,039$; $d = 0,470$), den lateralen Gleichbeinen der VGM und HGM ($p = 0,033$; $d = 0,486$) war dieser Zusammenhang weniger deutlich ausgeprägt. Kein signifikanter Zusammenhang konnte zwischen den lateralen und medialen Gleichbeinen der HGM nachgewiesen werden ($p = 0,536$; $d = 0,134$). Die folgende Tabelle 22 gibt einen

Überblick über die Zusammenhänge der μ CT-Parameter zur topographischen Lage der Gleichbeine.

Tabelle 22: Zusammenhang der μ CT-Parameter zur topographischen Lage der Gleichbeine

	BV/TV (%)	Tb.Th (μm)	Tb.N	Tb.Sp (μm)	SMI	Conn D	DA	BMD (g/cm^3)
vorne lateral	p = 0,004	p = 0,300	p = 0,199	p = 0,002	p = 0,003	p = 0,576	p = 0,055	p = 0,039
vorne medial	d = 0,696	d = 0,227	d = 0,283	d = -0,746	d = -0,725	d = -0,121	d = -0,434	d = 0,470
hinten lateral	p = 0,070	p = 0,488	p = 0,577	p = 0,036	p = 0,028	p = 0,005	p = 0,018	p = 0,536
hinten medial	d = 1,91	d = 0,151	d = 0,121	d = -0,478	d = -0,503	d = -0,667	d = -0,549	d = 0,134
vorne lateral	p < 0,001	p = 0,003	p = 0,051	p = 0,003	p < 0,001	p = 0,011	p = 0,010	p = 0,004
hinten lateral	d = 0,992	d = 0,720	d = -2,07	d = -0,709	d = -0,953	d = 0,598	d = 0,601	d = 0,486
vorne medial	p < 0,001	p < 0,001	p = 0,979	p < 0,001	p < 0,001	p = 1,000	p = 0,002	p = 0,012
hinten medial	d = 1,164	d = 0,965	d = -0,442	d = -1,064	d = -1,291	d = 0,000	d = 0,756	d = 0,584

3.2. Visualisierung der μ CT-Analyse

Zur Visualisierung der Analyseparameter des μ CT-Scans wurden zwei repräsentative Zylinder (Probe 1.1 und Probe 3.1) ausgewählt. Bei der Probe 1.1, welche die Probe mit weniger radiologischen Auffälligkeiten war, zeigte sich eine deutliche Erhöhung der Parameter BV/TV und Tb.Th, dem SMI, dem DA und der BMD. BV/TV bildet das Verhältnis zwischen Bone Volume (BV) und Total Tissue Volume (TV) ab und spiegelt sich auch in der höheren BMD wieder. Die Trabekel dieser Probe waren um fast 45 % dicker und lagen näher aneinander. Der SMI im negativen Bereich zeigte für beide Proben einen deutlich hohen Anteil an ossären Strukturen an und war für die Probe 1.1 ebenfalls deutlich höher. Auch die Anordnung der Knochenstruktur, der sogenannte DA, war für die Probe 1.1 (Röntgenklasse I gemäß RÖLF 2007) höher als für die Probe 3.1 mit radiologischen Veränderungen (Röntgenklasse III gemäß RÖLF 2007). Es zeigte sich ein deutlicher makroskopischer Unterschied anhand der Bilder (siehe Abb. 26), welcher auch an den Ergebnissen je Probe nachvollzogen werden konnte. Die Probe 3.1 bildete damit eine deutliche Abnahme der knöchernen Strukturen bei zunehmender Röntgenklasse ab. Die folgende Tabelle 23 gibt eine Übersicht der repräsentativen Ergebnisse.

Tabelle 23: repräsentative Ergebnisse der μ CT-Analyse von Probe 1.1 (A) und Probe 3.1 (B)

	BV/TV (%)	Tb.Th (μ m)	Tb.N (1/mm)	Tb.Sp (μ m)	SMI	ConnD	DA	BMD (g/cm ³)
MW \pm SD (n = 88)	75,5 \pm 7,7	450,9 \pm 112,7	0,0017 \pm 0,0003	347,1 \pm 41,9	-9,3 \pm 3,6	6,4 \pm 4,8	0,44 \pm 0,05	0,73 \pm 0,12
Probe 1.1 (A)	83,8	579,0	0,0014	333,3	-13,39	0 \pm 0	0,49	0,82
Probe 3.1 (B)	54,6	313,3	0,0017	452,1	-2,40	10	0,27	0,51

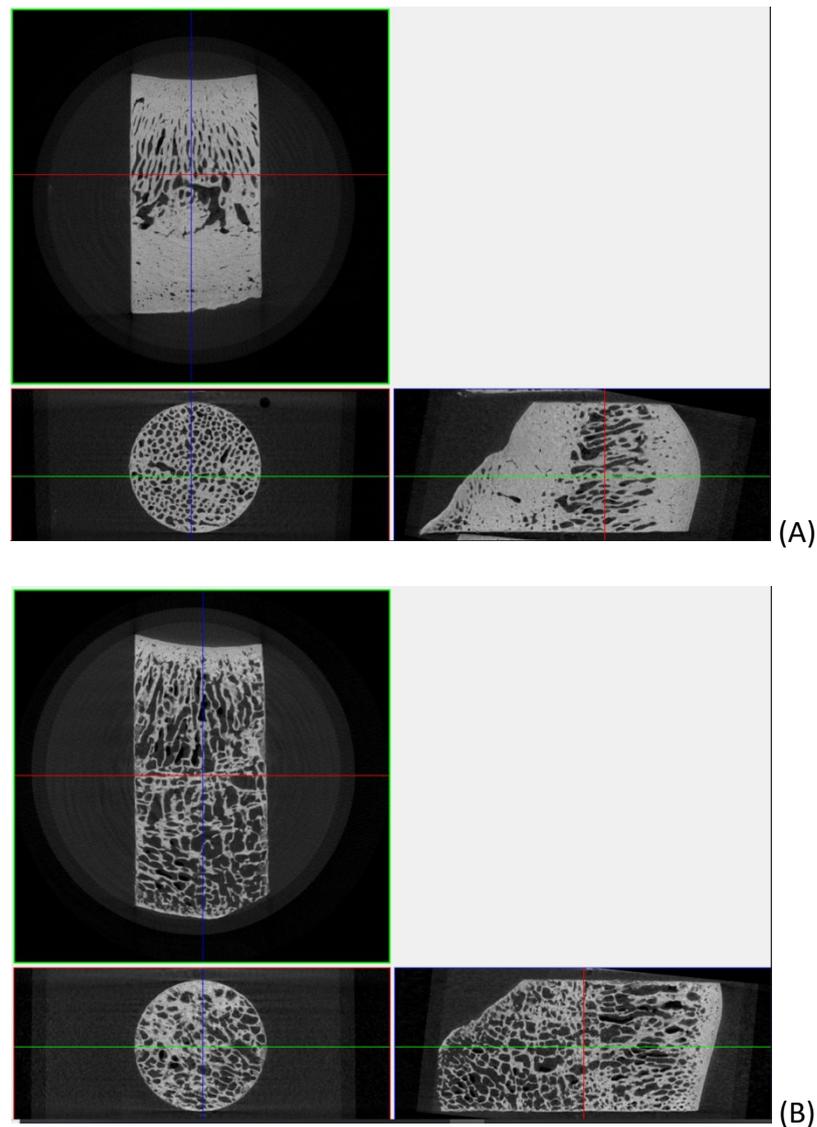


Abbildung 26: Darstellung der Knochenzylinder der μ CT-Analyse von (A) Probe 1.1 und (B) Probe 3.1 zu sehen ist das dreidimensionale Schnittbild der Knochenzylinder.

3.3. Korrelation der μ CT-Parameter untereinander

Bei der Bestimmung der p-Werte und der Korrelationskoeffizienten der μ CT-Parameter untereinander konnten zahlreiche signifikante Zusammenhänge beobachtet werden (alle $p \leq 0,001$). Eine stark positive Korrelation ($\rho < 0,5$) lag bei den Parametern BV/TV zu BMD, Tb.Th zu BMD und BV/TV sowie Tb.Sp zu SMI und Conn D vor. Stark negative Korrelationen ($\rho < -0,5$) zueinander wiesen die Parameter SMI zu BV/TV und zu Tb.Th, Tb.Th zu Tb.N und BV/TV, sowie Conn D zu BMD, knapp nicht zu BV/TV ($\rho = -0,699$), zu SMI und zu Tb.Th auf. Ein mittlerer

Zusammenhang bestand zudem für Tb.N zu SMI. Eine Übersicht der erzielten Korrelationskoeffizienten zeigt die folgende Tabelle 24.

Tabelle 24: Korrelationsanalyse der μ CT-Parameter zueinander (schwacher ($\rho = 0 - \pm 0.1$), mittlerer ($\rho = \pm 0,1 - \pm 0,5$) und starker Effekt ($\rho = \pm 0,5 - \pm 1$))

	BV/TV (%)	Tb.Th (μ m)	Tb.N	Tb.Sp (μ m)	SMI	ConnD	DA	BMD (g/cm^3)
BV/TV	1	$\rho = -0,792$ $p < 0,001$	$\rho = 0,889$ $p < 0,001$	$\rho = -0,626$ $p < 0,001$	$\rho = -0,952$ $p < 0,001$	$\rho = -0,699$ $p < 0,001$	$\rho = 0,501$ $p < 0,001$	$\rho = 0,825$ $p < 0,001$
Tb.Sp	$\rho = -0,792$ $p < 0,001$	1	$\rho = -0,619$ $p < 0,001$	$\rho = 0,348$ $p = 0,001$	$\rho = 0,779$ $p < 0,001$	$\rho = 0,526$ $p < 0,001$	$\rho = -0,358$ $p = 0,001$	$\rho = -0,585$ $p < 0,001$
Tb.Th	$\rho = 0,889$ $p < 0,001$	$\rho = 0,619$ $p < 0,001$	1	$\rho = -0,865$ $p < 0,001$	$\rho = 0,779$ $p < 0,001$	$\rho = -0,75$ $p < 0,001$	$\rho = 0,559$ $p < 0,001$	$\rho = 0,918$ $p < 0,001$
Tb.N	$\rho = -0,626$ $p < 0,001$	$\rho = 0,348$ $p = 0,001$	$\rho = -0,865$ $p < 0,001$	1	$\rho = 0,435$ $p < 0,001$	$\rho = 0,719$ $p < 0,001$	$\rho = -0,452$ $p < 0,001$	$\rho = -0,792$ $p < 0,001$
SMI	$\rho = -0,952$ $p < 0,001$	$\rho = 0,779$ $p < 0,001$	$\rho = -0,749$ $p < 0,001$	$\rho = 0,435$ $p < 0,001$	1	$\rho = 0,581$ $p < 0,001$	$\rho = -0,465$ $p < 0,001$	$\rho = -0,662$ $p < 0,001$
Conn D	$\rho = -0,699$ $p < 0,001$	$\rho = 0,526$ $p < 0,001$	$\rho = -0,753$ $p < 0,001$	$\rho = 0,719$ $p < 0,001$	$\rho = 0,581$ $p < 0,001$	1	$\rho = -0,406$ $p < 0,001$	$\rho = -0,710$ $p < 0,001$
DA	$\rho = 0,501$ $p < 0,001$	$\rho = -0,358$ $p = 0,001$	$\rho = 0,559$ $p < 0,001$	$\rho = -0,452$ $p < 0,001$	$\rho = -0,465$ $p < 0,001$	$\rho = -0,406$ $p < 0,001$	1	$\rho = 0,452$ $p < 0,001$
BMD	$\rho = 0,825$ $p < 0,001$	$\rho = -0,585$ $p < 0,001$	$\rho = 0,918$ $p < 0,001$	$\rho = -0,792$ $p < 0,001$	$\rho = -0,662$ $p < 0,001$	$\rho = -0,710$ $p < 0,001$	$\rho = 0,452$ $p < 0,001$	1

3.4. Zusammenhang μ CT zu RÖLF 2007

Bei der Betrachtung der Ergebnisse aus der Analyse der μ CT-Daten zu den Ergebnissen des RÖLF 2007 zeigte sich ein Zusammenhang der Parameter zur steigenden Röntgenklasse. Diese Tendenz zeigte sich jedoch nicht monoton über alle Klassen hinweg, sondern variierte und stellte sich für BV/TV und Tb.Th von der

Klasse I zu II steigend und im Abschluss von Klasse III auf IV wieder fallend dar. Mit zunehmender Röntgenklasse I auf IV konnte ein Abfall der Parameter BV/TV, Tb.Th, SMI, DA und BMD gezeigt werden. Auch hier nahmen, ähnlich wie bei der Darstellung der repräsentativen Gleichbeinproben, die Werte für die Parameter Tb.N, Tb.Sp und ConnD mit steigenden röntgenologischen Veränderungen zu. Die nachfolgende Tabelle 25 zeigt die erhobenen MW±SD über die Röntgenklassen I bis IV.

Tabelle 25: MW±SD μ CT zu RÖLF 2007, Röntgenklassen I bis IV

	BV/TV (%)	Tb.Th (μ m)	Tb.N	Tb.Sp (μ m)	SMI	ConnD	DA	BMD (g/cm^3)
MW±SD (n=88)	75,5 ±7,7	450,9 ±112,7	0,0017 ±0,0003	347,1 ±41,9	-9,34 ±3,61	6,4 ±4,8	0,44 ±0,05	0,73 ±0,12
MW±SD Klasse I (n=58)	77,3 ±6,3	473,7 ±113,9	0,0017 ±0,00033	339,2 ±33,1	-10,08 ±3,48	5,9 ±5,0	0,45 ±0,05	0,75 ±0,11
MW±SD Klasse II (n=10)	77,9 ±6,6	492,5 ±90,6	0,0016 ±0,00020	324,3± 29,4	-10,04 ±3,78	3,0 ±4,8	0,45 ±0,04	0,79 ±0,11
MW±SD Klasse III (n=11)	68,8 ±10,0	390,1 ±68,4	0,0018 ±0,00017	395,4 ±55,4	-6,66 ±3,13	9,1 ±3,0	0,42 ±0,06	0,79 ±0,11
MW±SD Klasse IV (n=9)	68,7 ±6,7	332,2 ±59,8	0,0021 ±0,00026	363,9 ±42,6	-7,11 ±2,57	10,0 ±0,0	0,42 ±0,05	0,61 ±0,09

Die Werte stellen sich als nicht monoton fallend oder steigend über die Röntgenklassen dar, weswegen auf eine Auswertung mittels Korrelationskoeffizient verzichtet wurde. Vielmehr erfolgte die Analyse der μ CT-Parameter in Anhängigkeit der Röntgenklassen. Alle Parameter, bis auf DA ($p = 0,75$), wiesen zwischen den Röntgenklassen I – IV einen signifikanten Unterschied der MW±SD auf. Es zeigten sich signifikante Ergebnisse für die Parameter BV/TV (Klasse I: $p = 0,004$; Klasse II: $p = 0,029$), Tb.Th (Klasse I: $p = 0,001$; Klasse II: $p = 0,006$) (siehe Abb. 27), Tb.N (Klasse I: $p < 0,001$; Klasse II: $p = 0,003$) und BMD (Klasse I und II: $p = 0,003$) der Klasse IV zu den Klasse I und Klasse II. Die Zusammenhänge der Klasse IV zu III erwiesen sich als nicht signifikant.

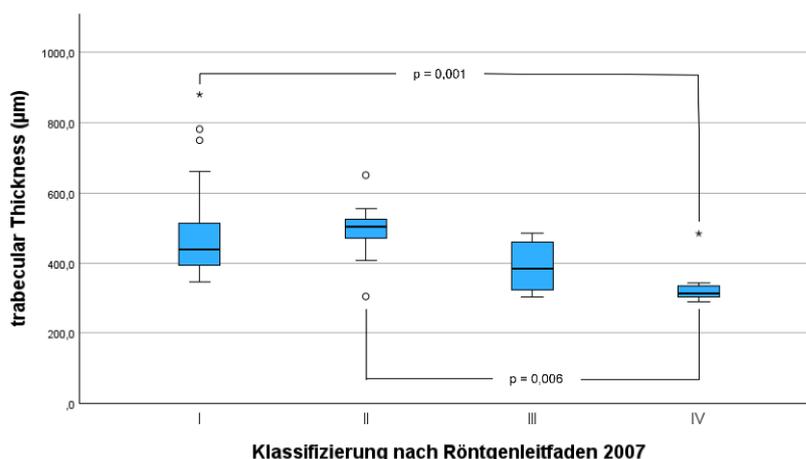


Abbildung 27: Zusammenhang der trabecular Thickness zu den Röntgenklassen I - IV des RÖLF 2007

3.5. Zusammenhang μ CT zu RÖLF 2018

Die folgenden μ CT-Parameter fielen innerhalb der Risikoeinteilung „kein Risiko“ zu „Risiko“ gemäß RÖLF 2018: BV/TV ($p = 0,013$), SMI ($p = 0,013$), Tb.Th ($p = 0,004$) und die BMD ($p = 0,061$). Die Anzahl der Trabekel (Tb.N) nahm hingegen signifikant zu ($p = 0,004$). Die Tb.Sp und die Conn D stieg hingegen.

Dabei ist zu beachten, dass die Gleichbeine mit osteolytischen Veränderungen hier der Gruppe „kein Risiko“ zugeordnet wurden und damit das Ergebnis verzerrten. Deutliche Hinweise konnten bei der gesonderten Betrachtung der Lokalisation des Risikos gesehen werden: Die osteolytischen und damit am stärksten von pathologischen Veränderungen betroffenen Gleichbeine, wurden unter „Risiko nicht erfasst“ abgebildet. Die Mittelwerte dieser Untergruppe zeigten eine deutliche Absenkung der Parameter auf. Der Mittelwert für BV/TV lag bei $65,8 \pm 6,1$ % und damit deutlich unter den Gleichbeinen mit „kein Risiko“ ($76,1 \pm 7,9$ %). Weiterhin wurde auch der Mittelwert der Gleichbeine der Gruppe „Risiko“ mit $71,7 \pm 5,5$ % deutlich unterschritten. Gleiches galt für Tb.Th („kein Risiko“: $463,7 \pm 113,5$; „Risiko“: $377,0 \pm 74,7$; „Risiko nicht erfasst“: $319 \pm 11,8$) und Tb.N („kein Risiko“: $0,0017 \pm 0,00031$; „Risiko“: $0,0019 \pm 0,00027$; „Risiko nicht erfasst“:

0,0021±0,00025). Die folgende Tabelle 26 zeigt die MW±SD der μ CT-Parameter zu den Klassifizierungen des RÖLF 2018:

Tabelle 26: MW±SD der μ CT-Parameter zu „kein Risiko“ und „Risiko“ gemäß RÖLF 2018

	BV/TV (%)	Tb.Th (μ m)	Tb.N	Tb.Sp (μ m)	SMI	ConnD	DA	BMD (g/cm^3)
MW±SD (n = 88)	75,5 ±7,7	450,9 ±112,7	0,0017 ± 0,0003	347,1 ±41,9	-9,34 ±3,61	6,4 ±4,8	0,44 ±0,05	0,73 ±0,12
MW±SD Kein Risiko (n = 75)	76,1 ±7,9	463,7 ±113,5	0,0017 ±0,00031	345,3 ±43,3	-9,64 ±3,74	5,7 ±5,0	0,45 ±0,05	0,74 ±0,12
MW±SD Risiko (n = 13)	71,7 ±5,5	377,0 ±74,7	0,0019 ±0,00027	357,6 ±31,6	-7,62 ±2,10	10,0 ±0,0	0,45 ±0,04	0,68 ±0,11
MW±SD Risiko palmar (n = 4)	71,2 ±6,4	382,0 ±76,9	0,0019 ±0,00026	361,0 ±42,1	-7,35 ±2,56	10,0 ±0,0	0,47 ±0,023	0,69 ±0,10
MW±SD Risiko disto- proximal (n = 9)	72,0 ±5,4	374,8 ±78,3	0,0020 ±0,00029	356,1 ±28,7	-7,74 ±2,03	10,0 ±0,0	0,43 ±0,034	0,67 ±0,12
MW±SD Risiko nicht erfasst (n = 4)	65,8 ±6,1	319 ±11,8	0,0021 ±0,00025	386,7 ±50,3	-6,11 ±2,22	10,0 ±0,0	0,39 ±0,043	0,58 ±0,025

Das Risiko, eine Lahmheit zu verursachen, trat in vier Fällen palmar auf und in neun Fällen distoproximal. In vier weiteren Fällen wurde das Risiko, wie bereits beschrieben, nicht erkannt und äußerte sich anhand osteolytischer Veränderungen des Knochens axial der Gleichbeine und wurde unter „Risiko nicht erfasst“ abgebildet. Bei der Betrachtung der Lokalisation des Risikos konnte gezeigt werden, dass auch diese hochsignifikant für die Parameter BMD ($p = 0,008$), Tb.Th ($p < 0,001$) und Tb.N ($p = 0,002$) waren. Die Tabelle 26 stellt die Mittelwerte nach Lokalisation des Risikos dar. Die Tabelle 27 zeigt darüber hinaus

die ermittelten Signifikanzen der μ CT-Parameter zur Lokalisation des Risikos („kein Risiko“, „Risiko palmar“, „Risiko distoproximal“ und „Risiko nicht erfasst“) im RÖLF 2018. Es konnte für die μ CT-Parameter BV/TV, Tb.TH, Tb.N, Conn D und die BMD ein Zusammenhang zur Lokalisation des Risikos ermittelt werden.

Tabelle 27: Zusammenhang der μ CT-Parameter zur Lokalisation des Risikos nach Kruskal Wallis

n = 88	BV/TV (%)	Tb.Th (μ m)	Tb.N	Tb.Sp (μ m)	SMI	ConnD	DA	BMD (g/cm^3)
Lokalisation des Risikos	p = 0,003	p < 0,001	p = 0,002	p = 0,095	p = 0,025	p = 0,008	p = 0,080	p = 0,008

Welchen Einfluss die Lokalisation des Röntgenrisikos auf die einzelnen μ CT-Parameter besaßen wurde daraufhin genauer mit Hilfe einer Varianzanalyse betrachtet. Zur Veranschaulichung der Ergebnisse werden diese teilweise durch eine Abbildung ergänzt. Die BMD (siehe Abb. 28) und BV/TV zeigten dabei einen negativen Zusammenhang der Werte von „kein Risiko“ zu „palmar“ zu „distoproximal“ und zu „Risiko nicht erfasst“ und war für die BMD ($p = 0,025$) und BV/TV ($p = 0,039$) signifikant.

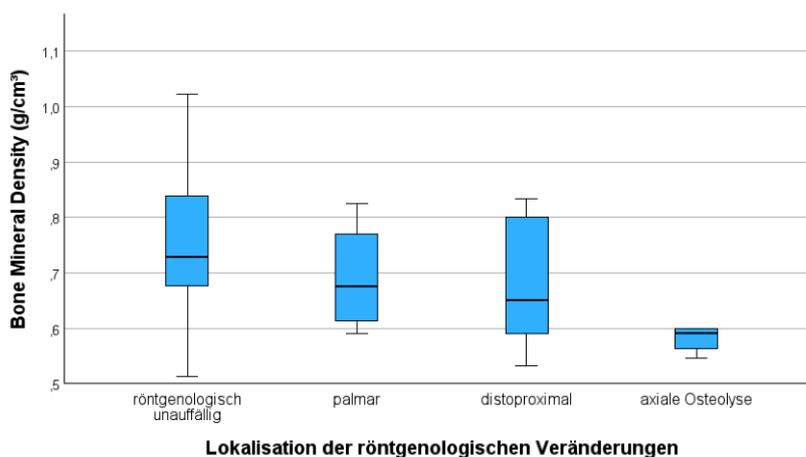


Abbildung 28: Zusammenhang der Lokalisation des Risikos gemäß RÖLF 2018 zur BMD ($p = 0,025$)

Tb.Th war ebenfalls signifikant für die Gruppen „Risiko nicht erfasst“ zu „kein Risiko“ ($p = 0,010$) und zudem für „distoproximal“ zu „kein Risiko“ ($p = 0,036$). Die breitesten Trabekel besaßen die Proben, die „kein Risiko“ besaßen, gefolgt von den Proben mit palmaren und distoproximalem Risik. Die dünnsten Trabekel besaßen die Gleichbeinproben, deren Risiko „axiale Osteolyse“ im RÖLF 2018 nicht erfasst werden konnte (siehe Abb. 29 (A)). Auch Tb.N stellte sich signifikant für „kein Risiko“ zu „distoproximal“ ($p = 0,036$) sowie für „kein Risiko“ zu „Risiko nicht erfasst“ ($p = 0,045$) dar und war hier für die Proben ohne Risiko eine Lahmheit hervorzurufen am geringsten und für die Proben, deren Risiko nicht erfasst (axiale Osteolyse) wurde am höchsten (siehe Abb. 29 (B)).

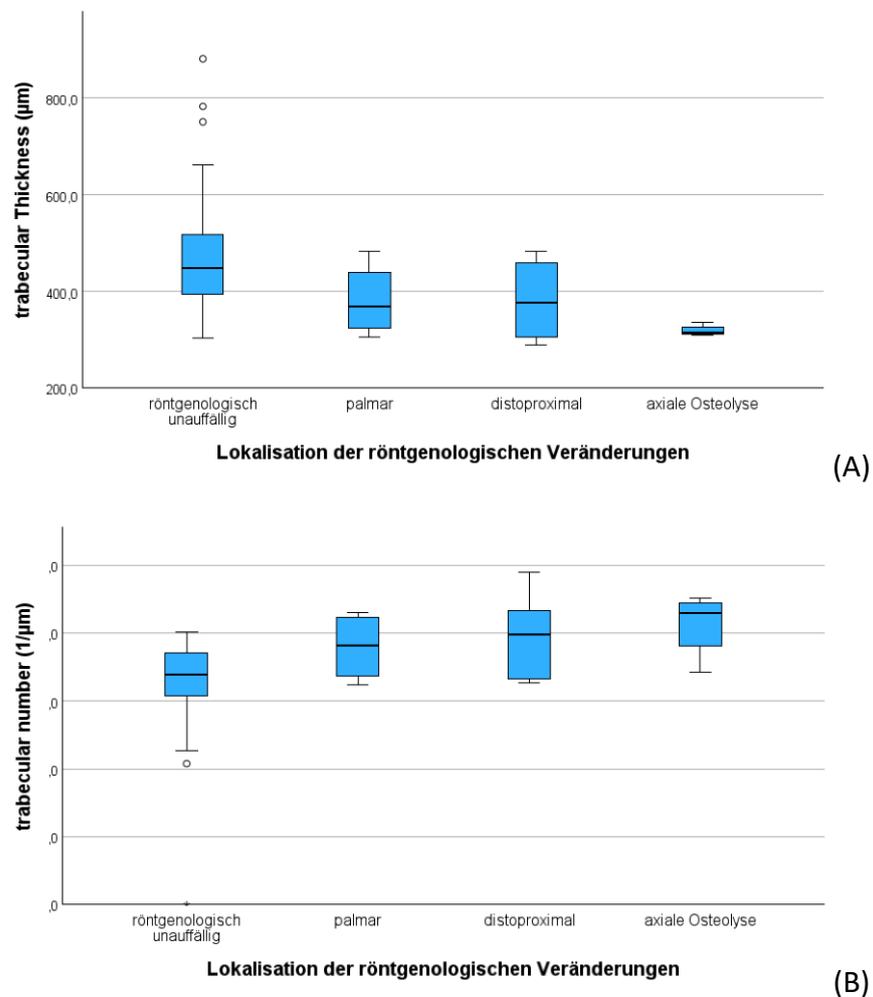


Abbildung 29: Zusammenhang der Lokalisation des Risikos gemäß RÖLF 2018 zur (A) Tb.Th ($p = 0,010$) und (B) Tb.N ($p = 0,045$)

Die Parameter SMI ($p = 0,025$), Tb.Sp ($p = 0,095$) und DA ($p = 0,080$) zeigten einen Trend und die Werte stiegen für SMI und Tb.Sp bzw. fielen für den DA von „kein Risiko“ zu „palmar“ zu „distoproximal“ und zu „Risiko nicht erfasst“.

Zur Ermittlung des Zusammenhangs der μ -CT-Parameter wurde eine Analyse in den Untergruppen „Risiko“ oder „kein Risiko“ gemäß RÖLF 2018 durchgeführt. Es zeigte sich, dass in der Gruppe „kein Risiko“ ($n = 75$) die Parameter BV/TV, Tb.Th, Tb.N, Tb.Sp und SMI korrelierten. Die Tabelle 28 gibt die ermittelten Korrelationskoeffizienten und p-Werte wieder. Anhand der Daten konnten deutliche Muster erkannt werden. Es zeigte sich auf Grund des positiven oder negativen Effektes für die Parameter BV/TV, Tb.N, Tb.Sp, SMI, DA eine positive oder negative Steigung innerhalb der Risikogruppen „Risiko“ oder „kein Risiko“ in Abhängigkeit zum KGW.

Tabelle 28: Korrelation der μ CT-Parameter innerhalb der Gruppen „kein Risiko“ und „Risiko“ gemäß RÖLF 2018 zum KGW

	BV/TV (%)	Tb.Th (μm)	Tb.N	Tb.Sp (μm)	SMI	ConnD	DA	BMD (g/cm^3)
„Kein Risiko“ ($n = 75$)	rho = 0,341	rho = 0,278	rho = -0,149	rho = -0,310	rho = -0,368	rho = -0,115	rho = 0,276	rho = 0,111
	p = 0,003	p = 0,016	p = 0,202	p = 0,007	p = 0,001	p = 0,324	p = 0,017	p = 0,344
„Risiko“ ($n = 13$)	rho = -0,236	rho = 0,158	rho = -0,238	rho = 0,371	rho = 0,365	-	rho = -0,023	rho = 0,150
	p = 0,439	p = 0,606	p = 0,433	p = 0,213	p = 0,220		p = 0,941	p = 0,626

Etwa 15 % der untersuchten Gleichbeine zeigten röntgenologische Veränderungen, im Sinne eines „Risikos“ eine Lahmheit hervorzurufen. Bei der Gegenüberstellung der Parameter des μ CT zu den beiden Gruppen der Gleichbeine „mit Risiko“ und „kein Risiko“ zum KGW der Pferde zeigte sich ein deutlicher Zusammenhang der ermittelten Werte. Es stellte sich etwa ein deutlicher Abfall der BMD der Pferde mit höherem KGW, die ein Risiko besaßen eine Lahmheit zu verursachen, im Gegensatz zu den Gleichbeinen, die „kein Risiko“ besaßen eine Lahmheit zu entwickeln, dar. Dahingegen stieg die BMD bei den Pferden, die „kein

Risiko“ besaßen in Abhängigkeit zu ihrem KGW. Die folgende Abbildung 30 zeigt den Verlauf der Geraden der BMD für die Gruppen „Risiko“ und „kein Risiko“ in Abhängigkeit zum KGW.

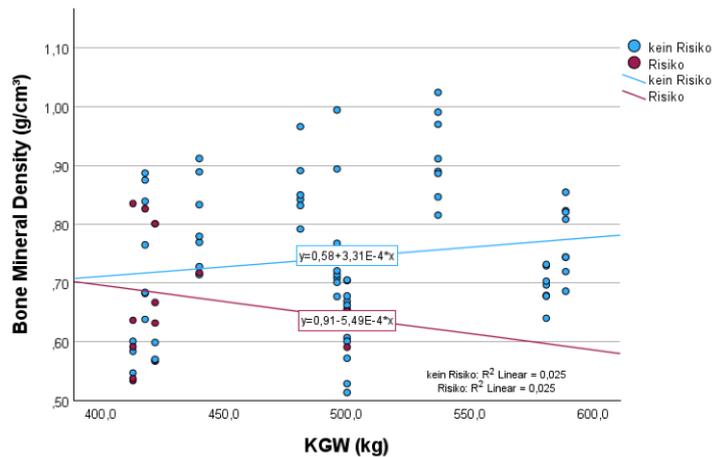


Abbildung 30: Zusammenhang der BMD bei steigendem KGW für die Gruppen „kein Risiko“ und „Risiko“ gemäß RÖLF 2018

Auch bei der Betrachtung der Abhängigkeit der Tb.Th zeigte sich eine Zunahme der Werte im Verhältnis zum steigenden KGW der Pferde. Die Pferde, die eine röntgenologische Veränderung gemäß RÖLF 2018 besaßen, zeigten hingegen einen deutlichen Abfall der Tb.Th im Verhältnis zu ihrem KGW (siehe Abb. 31).

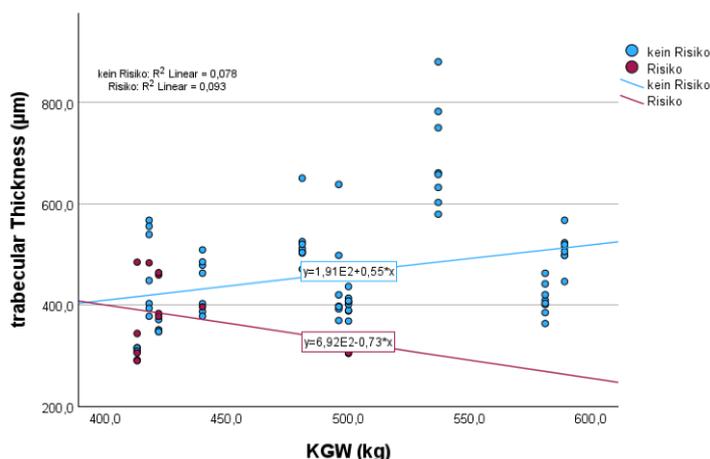


Abbildung 31: Werte der Tb.Th bei steigendem KGW für die Gruppen „kein Risiko“ und „Risiko“ gemäß RÖLF 2018

3.6. Methodenvergleich Analyse der Knochendichte im pQCT und μ CT

Sowohl im pQCT als auch im μ CT wurden die Werte für die mittlere Knochendichte ermittelt. Diese wurden im pQCT anhand eines kompletten Gleichbeins und im μ CT anhand der in dorsopalmarer Richtung gebohrten Knochenzylinder ermittelt. Im Rahmen des Methodenvergleichs zur Knochendichtemessung der zwei Analysemethoden wurden diese eingehend betrachtet und es zeigte sich ein signifikanter Unterschied dieser beiden Messwerte ($p = 0,003$). Dabei fällt im Bland-Altman-Plot auf, dass die Methoden in Abhängigkeit von der vorliegenden Knochendichte unterschiedlich maßen. Die Analyse im pQCT zeigte bei Werten unter 700 g/cm^3 eher niedrigere Werte an als die Analyse der Knochendichte im μ CT. Darüber hinaus kehrte sich dieser Effekt auf die Knochendichte bei Werten über 700 g/cm^3 um (siehe Abb. 32). Die mittlere Abweichung der beiden Methoden (BIAS) lag bei $36,5 \text{ g/cm}^3$.

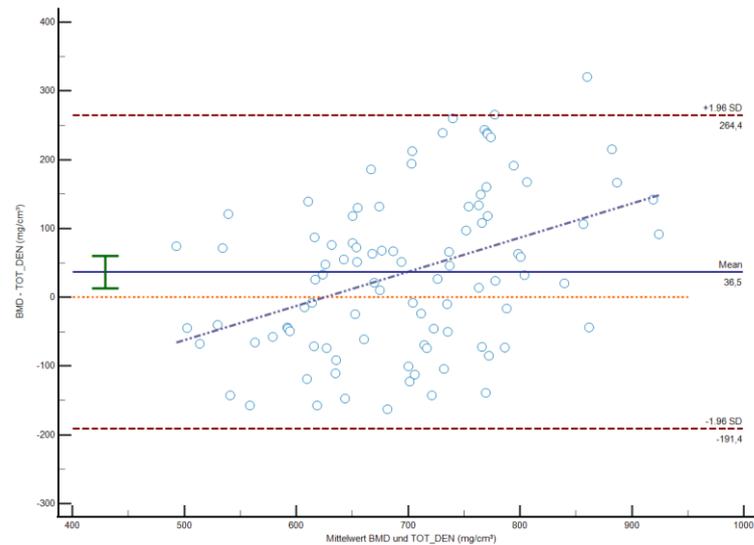


Abbildung 32: Methodenvergleich der Knochendichtemessung des pQCT und μ CT: in Abhängigkeit von der Knochendichte maßen die Methoden bei Werten über und unter 700 g/cm^3 unterschiedlich

3.7. Ergebnisse μ CT-Analyse der Juvenilen

In der Nebenversuchsgruppe der juvenilen Pferde wurde die Strukturanalyse an den Knochenzylindern der Gleichbeine der VGM ($n = 8$) der zwei Fohlen durchgeführt. Auf Grund ausstehender Verknöcherung konnten die Gleichbeine der zwei Feten nicht der Analyse des μ CT zugeführt werden. Es wurden die Parameter für die Mikroarchitektur (BV/TV, SMI, Tb.Th, Tb.Sp, Tb.N, ConnD, DA) und die Knochendichte (BMD) in Anlehnung zur adulten Gruppe bestimmt. Im direkten Vergleich zeigte sich, dass die Werte der juvenilen unter denen der adulten Gruppe lagen. Dies galt insbesondere für die Werte der Knochendichte sowie für die Strukturparameter Tb.Th und Tb.Sp. Die folgende Tabelle 29 fasst die Mittelwerte der juvenilen und adulten Gruppe noch einmal zusammen:

Tabelle 29: juvenile und adulte MW±SD der μ CT-Parameter

	BV/TV (%)	Tb.Th (μm)	Tb.N	Tb.Sp (μm)	SMI	Conn D	DA	BMD (g/cm³)
MW±SD Fohlen (n = 8)	62,4 ±7,3	250,9 ±38,9	0,0025± 0,0001	291,9 ±28,6	-4,47 ±1,88	20 ±10	0,32 ±0,03	0,54 ±0,08
MW±SD Adult (n = 88)	75,5 ±7,7	450,9 ±112,7	0,0017± 0,0003	347,1 ±41,9	-9,34 ±3,61	6 ±5	0,44 ±0,05	0,73 ±0,12

Zur Überprüfung der Unterschiede der μ CT-Parameter für die Altersgruppen „Adult“ und „Juvenil“ wurde ein Mann-Whitney-U-Test berechnet. In Abhängigkeit der Altersgruppe waren die Parameter BV/TV, SMI, Tb.Th, Tb.Sp, Tb.N, ConnD, DA und BMD der μ CT-Analyse hochsignifikant unterschiedlich (alle $p < 0,001$). Die genauen Ergebnisse können der Tabelle 47 im Anhang entnommen werden.

4. Ergebnisse der biomechanischen Tests

4.1. Ergebnisse Zugversuch

Der Zugversuch wurde an 28 der 88 Gleichbeinen der Hauptversuchsgruppe durchgeführt. Im Rahmen des biomechanischen Versuchsaufbaus wurden die Gleichbeine bis zum Versagen getestet. Ein Versagen der Proben im Zugversuch wurde definiert als der Zeitpunkt, bei dem eine Fraktur eintrat oder bei dem nach primärem Kraftanstieg ein Kraftabfall bzw. ein Plateauphase eintrat. Abbildung 33 zeigt einen typischen Verlauf der Kurve im Kraft-Dehnungs-Diagramm des Zugversuchs.

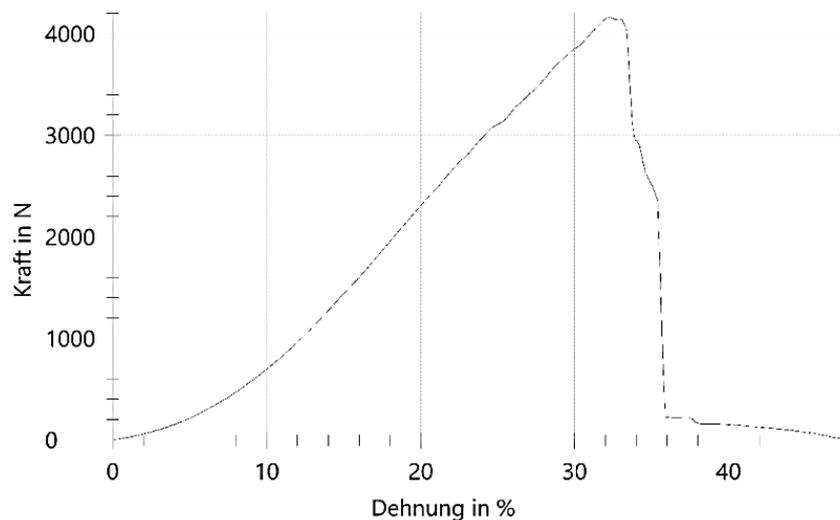


Abbildung 33: typischer Kurvenverlauf im Kraft-Dehnungs-Diagramm mit einer Bruchlast von 5010 N und einer Dehnung von 32,3 % im Zugversuch

4.1.1. Korrelation Zugversuch zu Signalement, Morphometrie und Topografie

Die mittlere Bruchlast lag bei 4504 ± 1855 N. Es zeigte sich, dass die Gleichbeine der VGM „elastischer“ waren als die der HGM, es bestand dabei jedoch kein signifikanter Unterschied der Bruchlast an den Gleichbeinen der VGM und HGM ($p = 0,733$) oder den lateralen oder medialen Gleichbeinen ($p = 0,16$). Ebenfalls keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchlast hatten das Alter ($\rho = -0,349$; $p = 0,069$) oder das KGW ($\rho = 0,065$; $p = 0,744$).

Die mittlere Dehnung bei Bruch trat bei $22,1 \pm 6,3$ % ein und zeigte keinen signifikanten Effekt für die VGM zur HGM ($p = 0,129$), den lateralen zu den medialen Gleichbeinen ($p = 0,737$). Das KGW war nicht signifikant ($\rho = 0,047$, $p = 0,813$). Das Alter zeigte zunächst einen Effekt auf die Dehnung bei Bruch. Je älter die Pferde waren, desto weniger dehnbar waren die eingespannten Gleichbeine. Dieser Effekt war ebenfalls nicht signifikant ($\rho = -0,296$, $p = 0,126$). Die mittlere Zugbelastbarkeit betrug $9,4 \pm 4,0$ N/kg und war für das Alter ($\rho = -0,161$; $p = 0,413$) und das KGW ($\rho = -0,257$; $p = 0,188$) nicht signifikant. Der Ausriss bei Versagen im Zugversuch trat in 19 von 28 Fällen knöchern bei einer mittleren Bruchlast von $4287,4 \pm 1930,8$ N auf und lag damit unter der Bruchlast der neun ligamentär ausgerissenen Gleichbeinproben mit einer mittleren Bruchlast von $4962,4 \pm 1696,7$ N und war ebenfalls nicht signifikant ($p = 0,375$). Für die Dehnung bei Bruch konnten für die knöchern ausgerissenen Proben ein Mittelwert von $21,4 \pm 5,9$ % und für die ligamentär ausgerissenen Proben im Mittel von $23,6 \pm 7,2$ % bestimmt werden. Es ergab sich für die Zugbelastbarkeit der knöchern ausgerissenen Proben ein Wert von $8,6 \pm 3,6$ N/kg und für die ligamentär ausgerissenen Proben ein Mittelwert von $11,2 \pm 4,4$ N/kg. Der Zusammenhang, ob eine Proben ligamentär oder knöchern ausriss, stellte sich für keinen der Parameter im Zugversuch signifikant dar (Bruchlast: $p = 0,248$; Dehnung bei Bruch $p = 0,5$; Zugbelastbarkeit: $p = 0,1$). Die Tabelle 30 fasst die Mittelwerte der Parameter des Zugversuchs für die ligamentär oder knöchern ausgerissenen Proben zusammen.

Tabelle 30: MW \pm SD der Parameter des Zugversuchs zum Versagen (knöchern oder ligamentär)

	Bruchlast (N)	Dehnung bei Bruch (%)	Zugbelastbarkeit (N/kg)
MW \pm SD (n = 28)	4504 \pm 1855	22,1 \pm 6,3	9,4 \pm 4,0
MW \pm SD Versagen knöchern (n = 19)	4287,4 \pm 1930,8	21,4 \pm 5,9	8,6 \pm 3,6
MW \pm SD Versagen ligamentär (n = 9)	4962,4 \pm 1696,7	23,6 \pm 7,2	11,2 \pm 4,4

Es zeigte sich darüber hinaus auch kein signifikanter Effekt für die Parameter Bruchlast, Dehnung bei Bruch und Zugbelastbarkeit im Zugversuch für die Gleichbeine betreffend ihrer topographischen Lage. Jedoch zeigt sich ein undeutliches Muster für die Bruchlast, die Zugbelastbarkeit und die Dehnung bei Bruch, wobei die Gleichbeine hinten medial meist die höchsten Werte aufwiesen, gefolgt von vorne lateral. Bei der Bruchlast folgt daraufhin das Gleichbein hinten lateral vor dem Gleichbein vorne medial, wohingegen für die Zugbelastbarkeit zunächst das vorne laterale Gleichbein, gefolgt vom vorne medialen und dann dem hinten lateralen. Insgesamt lässt sich kein eindeutiger Zusammenhang der ermittelten Parameter des Zugversuchs zu ihrer topographischen Lage hin ermitteln. Die Tabelle 31 stellt diese Werte dar.

Tabelle 31: MW±SD der Parameter des Zugversuchs nach ihrer topographischen Lage

	Bruchlast (N)	Dehnung bei Bruch (%)	Zugbelastbarkeit (N/kg)
MW±SD (n = 28)	4504±1855	22,1±6,3	9,4±4,0
Vorne lateral (n = 7)	4878,0±2753,2	25,9±6,1	10,2±5,9
Vorne medial (n = 7)	4360,9±1745,7	22,4±5,9	9,3±4,5
Hinten lateral (n = 7)	3640,6±798,5	17,5±4,8	7,6±1,6
Hinten medial (n = 7)	5138,1±1641,5	22,5±6,4	10,6±2,9

4.1.2. Zusammenhang Zugversuch zu RÖLF 2007

Die Bruchlast des Zugversuchs zeigte einen signifikanten negativen Zusammenhang zur Klassifizierung nach RÖLF 2007. Umso höher die Röntgenklassifizierung war, desto weniger Kraft musste im Zugversuch aufgewendet werden ($\rho = -0,390$, $p = 0,040$). Dieser Kraftabfall über die Röntgenklassen zeigt sich jedoch

nicht gleichmäßig fallend, sondern fiel für die verschiedenen Röntgenklassen I-IV unterschiedlich aus. Grundsätzlich konnte festgestellt werden, dass die Gleichbeine, die keine und nur wenige pathologische Veränderungen zeigten, und demnach der Röntgenklasse I zugeordnet werden konnten, die höchste Bruchlast besaßen ($4964,6 \pm 1979,4$ N). Die Röntgenklassen II-IV brachen bereits bei niedrigen Werten zwischen $2795,5$ N und $3746,0 \pm 1562,9$ N. Dabei ist jedoch zu beachten, dass sich die Fallzahlen innerhalb der Röntgenklassen stark unterschieden und für die Röntgenklasse II etwa bei $n = 1$ lag (siehe Tabelle 32). Im Zugversuch rissen 19 Gleichbeinproben knöchern und neun Gleichbeinproben ligamentär aus. Bei der Einordnung der Gleichbeine zu den vier möglichen Röntgenklassen des RÖLF 2007 ergaben sich für die knöchern und ligamentär ausgerissenen Proben im Zugversuch folgende Zuordnung: die Gleichbeine, der Röntgenklasse I rissen in 13 Fällen knöchern und in sechs Fällen ligamentär aus. Die einzige Gleichbeinprobe, die der Röntgenklasse II zugeordnet werden konnte, riss ligamentär aus. Jeweils drei der je vier Proben der Röntgenklasse III und IV rissen knöchern aus. Die Gleichbeine mit einer Klassifizierung in einer höheren Röntgenklasse brachen eher knöchern und somit bei einer niedrigeren Bruchlast aus. Dieser Effekt zeigte sich allerdings nicht signifikant ($p = 0,796$).

Tabelle 32: MW \pm SD der Parameter des Zugversuchs zu den Klassen I-IV des RÖLF 2007

	Bruchlast (N)	Dehnung bei Bruch (%)	Zugbelastbarkeit (N/kg)
MW \pm SD (n = 28)	4504 \pm 1855	22,1 \pm 6,3	9,4 \pm 4,0
Klasse I (n = 19)	4964,6 \pm 1979,4	22,2 \pm 6,9	10,1 \pm 4,4
Klasse II (n = 1)	2795,5	25,2	5,6
Klasse III (n = 4)	3746,0 \pm 1562,9	20,0 \pm 4,1	7,9 \pm 3,9
Klasse IV (n = 4)	3504,3 \pm 778,6	23,0 \pm 6,8	8,5 \pm 1,9

4.1.3. Zusammenhang Zugversuch zu RÖLF 2018

Bei der Betrachtung der Zusammenhänge des Zugversuchs zum RÖLF 2018 zeigten sich wie bereits im Zugversuch zum RÖLF 2007 nur wenige signifikante Zusammenhänge. Insgesamt besaßen von den im Zugversuch getesteten Gleichbeinproben sechs ein „Risiko“ (21,4%), sowie 22 „kein Risiko“ (78,6 %), eine Lahmheit zu verursachen. Die Bruchlast ($p = 0,239$) und die Zugbelastbarkeit ($p = 0,640$) zeigten keinen signifikanten Effekt auf die Risikoeinschätzung des RÖLF 2018 eine Lahmheit zu verursachen. Die Dehnung bei Bruch stellte hingegen einen signifikanten Zusammenhang mit dem RÖLF 2018 ($p = 0,043$) und war für die Gleichbeine „Risiko“ höher ($23,6 \pm 5,4$ %) als für jene die „kein Risiko“ ($21,7 \pm 6,6$ %) besaßen. Die Bruchlast lag für die Gleichbeine mit „Risiko“ bei $4007,5 \pm 1055,8$ N und damit etwa 14 % unter der Bruchlast der Gleichbeine mit „kein Risiko“ ($4639,9 \pm 2017,2$ N). Die Zugbelastbarkeit war bei den Gleichbeinen ohne Risiko mit $9,5 \pm 4,4$ N ebenfalls höher als bei den Proben mit „Risiko“ mit einem Wert von $9,1 \pm 2,7$ N. Die Tabelle 33 zeigt die ermittelten Werte der Gleichbeinproben für die Bruchlast, Dehnung bei Bruch und Zugbelastbarkeit des Zugversuchs zur Einteilung im RÖLF 2018 nach „Risiko“ oder „kein Risiko“.

Tabelle 33: MW \pm SD der Parameter des Zugversuchs zum RÖLF 2018

	Bruchlast (N)	Dehnung bei Bruch (%)	Zugbelastbarkeit (N/kg)
MW \pm SD (n = 28)	4504 \pm 1855	22,1 \pm 6,3	9,4 \pm 4,0
„Risiko“ (n = 6)	4007,5 \pm 1055,8	23,6 \pm 5,4	9,1 \pm 2,7
„Kein Risiko“ (n = 22)	4639,9 \pm 2017,2	21,7 \pm 6,6	9,5 \pm 4,4

Die Abbildung 34 stellt den Unterschied der ermittelten Werte der Dehnung bei Bruch von „Risiko“ zu „kein Risiko“ dar und es ließ sich erkennen, dass die Dehnung der röntgenologisch auffälligen Gleichbeinproben leicht über derer lag, die „kein Risiko“ besaßen ($p = 0,043$).

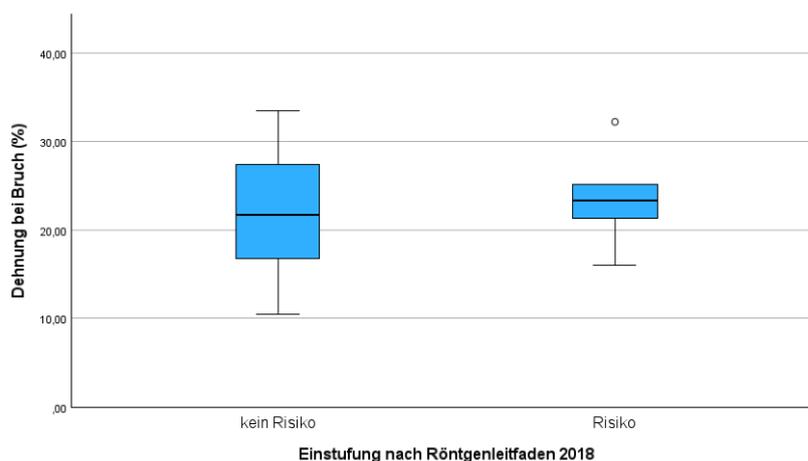


Abbildung 34: MW±SD der Dehnung bei Bruch ($p = 0,043$) zu "Risiko" oder "kein Risiko" gemäß RÖLF 2018

Die Bruchlast im Zugversuch war bei den Gleichbeinproben am niedrigsten, welche im RÖLF 2018 nicht erfasst wurden und lag mit 2454,4 N deutlich unter der mittleren Bruchlast der Gleichbeine von 4504 ± 1855 N. Einen ähnlichen Effekt hatte das nicht erfasste Risiko auch auf die Zugbelastbarkeit mit 5,9 N/kg und lag somit ebenfalls deutlich unter der mittleren Zugbelastbarkeit von $9,4 \pm 4,0$ N/kg.

Bei der Betrachtung des Zusammenhangs der Parameter des Zugversuchs in Abhängigkeit des KGW zum „Risiko“ oder zu „kein Risiko“ gemäß RÖLF 2018 eine Lahmheit hervorzurufen, zeigten sich diverse Zusammenhänge. Für alle Parameter galt ein Zusammenhang des KGW der Gruppen „Risiko“ zu „kein Risiko“ zu den ermittelten Parametern des Zugversuchs. So stieg die Bruchlast der Gleichbeine der Pferde, die „kein Risiko“ und ein höheres KGW besaßen an, was sich am, wenn auch geringen positiven Zusammenhang innerhalb der Korrelationsanalyse darstellte ($\rho = 0,075$; $p = 0,739$). Dahingegen zeigten die Gleichbeine, die ein „Risiko“ besaßen, eine deutliche Abnahme der Bruchlast mit steigendem KGW (siehe Abb. 35).

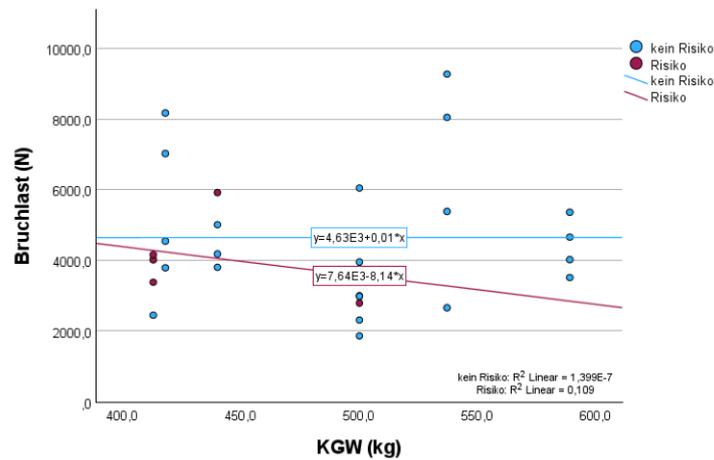


Abbildung 35: Zusammenhang der Bruchlast im Zugversuch für die Gleichbeine mit „Risiko“ zu „kein Risiko“ in Abhängigkeit zum KGW

Die Zugbelastbarkeit der Gleichbeine der Pferde, die ein höheres KGW besaßen war niedriger, als der Pferde mit niedrigem KGW. Daraus lässt sich ableiten, dass diese bei höherem KGW die Belastungsgrenzen des Knochens verhältnismäßig schneller erreichten. Für die Gleichbeine mit „Risiko“ stellte sich die Zugbelastbarkeit zudem insgesamt deutlich niedriger im Verhältnis zum steigenden KGW dar. Die folgende Abbildung 36 zeigt den Verlauf der Zugbelastbarkeit in Anhängigkeit zum KGW für die Gruppen „Risiko“ und „Kein Risiko“ gemäß RÖLF 2018 auf.

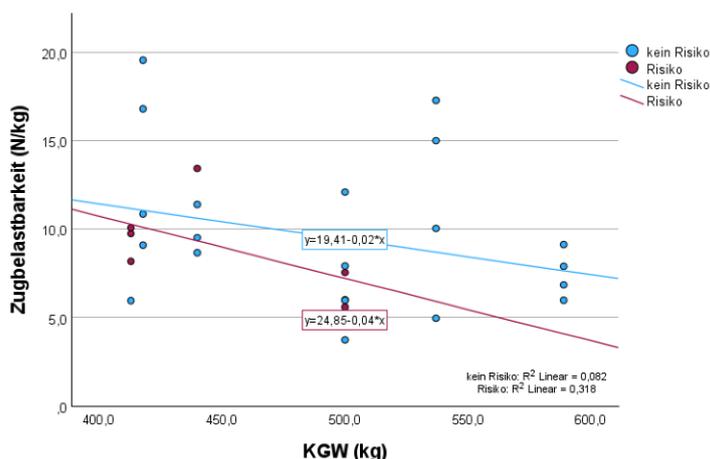


Abbildung 36: Zusammenhang der Zugbelastbarkeit (N/kg) im Zugversuch für die Gleichbeine mit „Risiko“ zu „kein Risiko“ in Abhängigkeit zum KGW

Für die Dehnung bei Bruch im Zugversuch waren erstmalig die Werte der Gruppe „Risiko“ höher als jene, die „kein Risiko“ besaßen. Es zeigte sich, dass die Gleichbeine, die pathologischen Veränderungen aufwiesen und somit mit „Risiko“ beurteilt wurden, weniger dehnbar waren als diejenigen ohne Risiko. Auch hier zeigt die folgende Abbildung 37 die Änderung der Steigung für den Parameter der Dehnung bei Bruch im Zugversuch für die Einstufung „Risiko“ oder „kein Risiko“ gemäß RÖLF 2018.

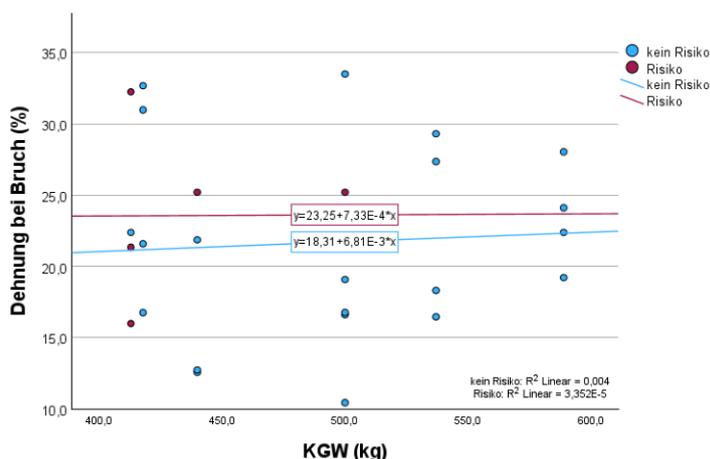


Abbildung 37: Dehnung bei Bruch (%) im Zugversuch für die Gleichbeine mit „Risiko“ (fallend) zu „kein Risiko“ (steigend) in Abhängigkeit zum KGW

Die folgende Tabelle 34 stellt die Zusammenhänge der ermittelten Korrelationskoeffizienten der Parameter des Zugversuchs für die Gleichbeine mit „Risiko“ zu den Gleichbeinen mit „kein Risiko“ in Abhängigkeit zum KGW im Detail dar.

Tabelle 34: Korrelation der Parameter des Zugversuchs zum KGW für die Gleichbeine der Gruppen „Risiko“ und „kein Risiko“ gemäß RÖLF 2018

Parameter	Bruchlast (N)	Dehnung bei Bruch (%)	Zugbelastbarkeit (N/kg)
„Risiko“ (n = 13)	rho = -0,339; p = 0,510	rho = 0,185; p = 0,725	rho = -0,555; p = 0,252
„kein Risiko“ (n = 75)	rho = 0,075; p = 0,739	rho = 0,098; p = 0,665	rho = -0,204; p = 0,363

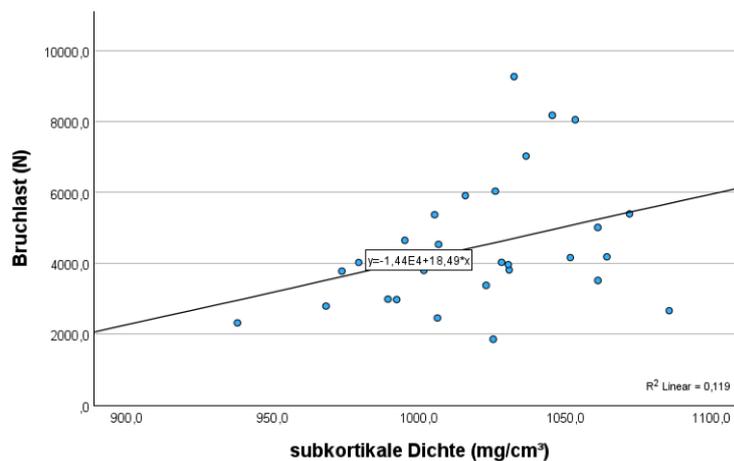
Zudem wurden die Mittelwerte der Bruchlast, Dehnung bei Bruch und Zugbelastbarkeit zur Lokalisation des Risikos gemäß RÖLF 2018 bestimmt. Es zeigte sich, dass die Gleichbeine, die ein palmar gelegenes Risiko besaßen, am spätesten versagten. Das einzige Gleichbein, bei dem das Risiko (Osteolyse) nicht erfasst wurde, brach bei einer Bruchlast von 2454,4 N und lag damit deutlich unter der Bruchlast der anderen. Die folgende Tabelle 35 bietet eine Übersicht der ermittelten Mittelwerte des Zugversuchs nach der Lokalisation des Risikos gemäß RÖLF 2018.

Tabelle 35: MW \pm SD der Parameter des Zugversuchs zur Lokalisation des Risikos

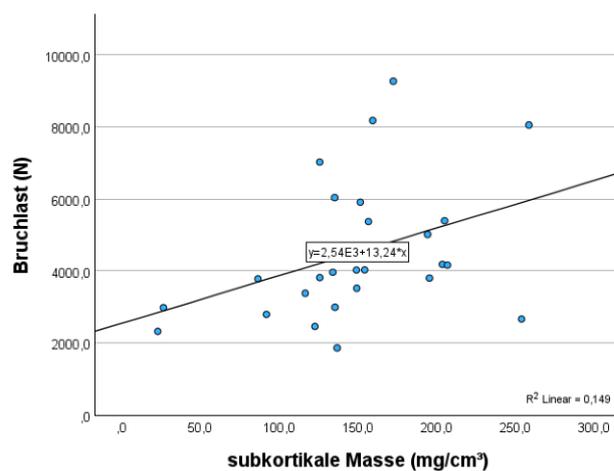
	Bruchlast (N)	Dehnung bei Bruch (%)	Zugbelastbarkeit (N/kg)
MW \pm SD (n = 28)	4504 \pm 1855	22,1 \pm 6,3	9,4 \pm 4,0
Risiko palmar (n = 2)	4354,2 \pm 2204,3	25,2 \pm 0,0	9,5 \pm 5,5
Risiko distoproximal (n = 4)	3834,1 \pm 343,5	22,8 \pm 6,8	8,9 \pm 1,2
Risiko nicht erfasst (n = 1)	2454,4	22,4	5,9

4.1.4. Korrelation Zugversuch zu pQCT

Von den 88 Proben der adulten Hauptversuchsgruppe, die mittels pQCT analysiert wurden, wurden 28 im Zugversuch belastet. Dort zeigte sich im Ausrissverhalten ein geringer Unterscheid der im pQCT gemessenen Knochendichte für knöchern ausgerissene ($n = 19$; $665,1 \pm 93 \text{ mg/cm}^3$) und ligamentär ausgerissene Proben ($n = 9$; $656,8 \pm 46,6 \text{ mg/cm}^3$), welcher zudem nicht signifikant ($\rho = 0,339$; $p = 0,077$) war. Die Parameter CRTSUB:_DEN ($\rho = 0,412$; $p = 0,029$; siehe Abb. 38 (A)) und CRTSUB_CNT ($\rho = 0,482$; $p = 0,009$; siehe Abb. 38 (B)) waren signifikant für die Bruchlast des Zugversuchs.



(A)



(B)

Abbildung 38: Zusammenhang der Bruchlast des Zugversuchs zur (A) subkortikalen Dichte ($\rho = 0,412$; $p = 0,029$) und (B) subkortikalen Masse ($\rho = 0,482$; $p = 0,009$)

Die CRTSUB_CNT betrug im Mittel $148,5 \pm 34,6$ mg und lag bei den knöchern ausgerissenen Gleichbeinen etwas unter ($145 \pm 57,8$ mg) und bei den ligamentär ausgerissenen etwas über ($156 \pm 47,7$ mg) dem Mittelwert. Die CRTSUB_DEN betrug im Mittel $1021,3 \pm 34,6$ mg/cm³ und war ebenfalls bei den ligamentär ausgerissenen Gleichbeinproben höher als bei den knöchern ausgerissenen (1024 ± 38 mg/cm³ vs. 1020 ± 34 mg/cm³). Eine Übersicht der ermittelten Werte des Zugversuchs zu den pQCT-Parametern zeigt die Tabelle 36.

Tabelle 36: MW \pm SD Parameter Zugversuch zu pQCT-Parametern, Ausriss knöchern oder ligamentär

	TOT_C NT	TOT_ DEN	CRTSU B_ CNT	CRTSU B_ DEN	TRAB_ CNT	TRAB_ DEN	CRT_ DEN	CRT_ CNT	TOT_ A (mm ²)	SSI (mm ³)
MW \pm SD (n = 28)	334,1 $\pm 46,4$	662,4 $\pm 80,1$	148,5 $\pm 54,1$	1021,3 $\pm 34,6$	185,7 $\pm 29,9$	528,5 $\pm 65,2$	1027,8 $\pm 33,6$	166,0 $\pm 54,5$	485,9 $\pm 68,7$	653,4 $\pm 220,4$
MW \pm SD Knöchern (n = 19)	326,4 $\pm 44,5$	665,1 $\pm 93,0$	144,9 $\pm 57,8$	102 $\pm 33,9$	181,5 $\pm 30,0$	535 $\pm 68,8$	1028 $\pm 31,6$	161,8 $\pm 58,3$	472,8 $\pm 65,1$	631,5 $\pm 232,2$
MW \pm SD Liga- mentär (n = 9)	350,5 $\pm 48,7$	656,8 $\pm 46,6$	156 $\pm 47,7$	1024 \pm 3 8,0	194,6 $\pm 29,1$	514,7 $\pm 58,1$	1027,4 $\pm 39,6$	174,9 $\pm 47,3$	513,5 $\pm 71,6$	699,8 $\pm 197,7$

Die CRT_CNT ($p = 0,006$) und CRT_DEN ($p = 0,059$) zeigten signifikante Ergebnisse zur Bruchlast, wohingegen die TRAB_CNT ($p = 0,725$) und die TRAB_DEN ($p = 0,311$) nicht signifikant waren. Für keinen der pQCT-Parameter konnten signifikante Zusammenhänge der Dehnung bei Bruch im Zugversuch hergestellt werden. Die Zugbelastbarkeit zeigt in Korrelation zu den Parametern des pQCT folgende Ergebnisse: Sie war für die Parameter TOT_CNT, CRTSUB_CNT, CRTSUB_DEN, CRT_CNT und SSI signifikant und besaß darüber hinaus einen positiven, wenn auch nur kleinen Effekt. Eine Übersicht der ermittelten Korrelationskoeffizienten und p-Werte zeigt die Tabelle 37. Darüber hinaus konnte kein Zusammenhang zwischen den pQCT-Parametern und der Unterscheidung, ob die Gleichbeinproben knöchern oder ligamentär im Zugversuch ausrissen, ermittelt werden. Als einzig hinweisenden Parameter zeigte sich auch hier die

TOT_CNT ($p = 0,090$). Die exakten Werte der Analyse können der folgenden Tabelle 37 entnommen werden.

Tabelle 37: Korrelationen der Parameter des Zugversuchs zu den Parametern des pQCT sowie Vorhersagbarkeit des Bruchverhaltens (knöchern/ligamentär) nach Mann-Whitney U

n =28	TOT_C NT	TOT_ DEN	CRTS UB_ CNT	CRTS UB_ DEN	TRAB _CNT	TRAB _DEN	CRT_ DEN	CRT_ CNT	TOT_ A (mm ²)	SSI (mm ³)
Bruchlast (N)	rho = 0,431 p = 0,022	rho = 0,339 p = 0,077	rho = 0,482 p = 0,009	rho = 0,412 p = 0,029	rho = - 0,070 p = 0,725	rho = 0,199 p = 0,311	rho = 0,362 p = 0,059	rho = 0,506 p = 0,006	rho = 0,176 p = 0,370	rho = 0,512 p = 0,005
Dehnung bei Bruch (%)	rho = 0,137 p = 0,486	rho = 0,162 p = 0,410	rho = 0,082 p = 0,680	rho = 0,024 p = 0,903	rho = 0,127 p = 0,520	rho = 0,279 p = 0,151	rho = 0,042 p = 0,831	rho = 0,051 p = 0,795	rho = 0,043 p = 0,829	rho = - 0,013 p = 0,947
Zugbelast- barkeit (N/kg)	rho = 0,465 p = 0,013	rho = 0,321 p = 0,095	rho = 0,440 p = 0,019	rho = 0,392 p = 0,039	rho = 0,008 p = 0,967	rho = 0,204 p = 0,297	rho = 0,326 p = 0,090	rho = 0,462 p = 0,013	rho = 0,231 p = 0,237	rho = 0,492 p = 0,008
Versagen Knöchern oder Ligamen- tär	p = 0,090	p = 0,825	p = 0,572	p = 0,712	p = 0,389	p = 0,507	p = 0,6	p = 0,5	p = 0,1	p = 0,337

4.1.4.1. Korrelation Zugversuch zu μ CT

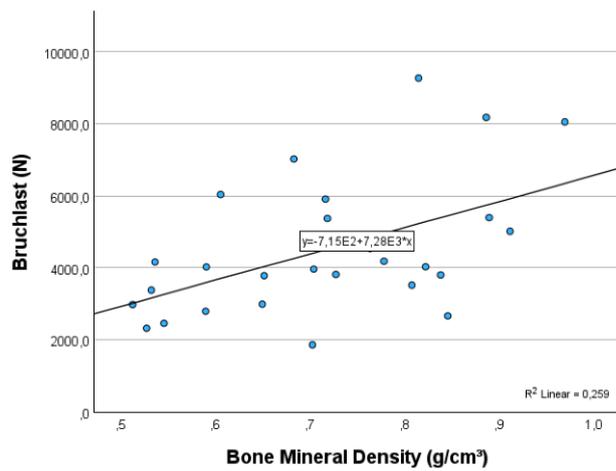
Von den 88 im μ CT analysierten Proben wurden dem Zugversuch 28 ausgesetzt. Der Anteil des BV/TV betrug für die Proben im Zugversuch im Mittel $74,4 \pm 9,2$ % und lag bei den knöchern ausgerissenen etwas über ($74,7 \pm 9,9$ %) und bei den ligamentär ausgerissenen etwas unter ($73,7 \pm 8,1$ %) dem Mittelwert. Für die Tb.Th und die Tb.N waren die Werte bei den ligamentär ausgerissenen Gleichbeinen nur wenig höher als bei den knöchern Ausgerissenen (Tb.Th. ligamentär: $446,8 \pm 122,6$ μ m vs. knöchern: $445,0 \pm 126,5$ μ m; Tb.N ligamentär: $0,0017 \pm 0,00032$ vs. knöchern: $0,0018 \pm 0,00031$). Die Parameter BV/TV ($\rho = 0,483$; $p = 0,009$), SMI ($\rho = -0,395$; $p = 0,038$), Tb.Th ($\rho = 0,519$; $p = 0,005$) Tb.N ($\rho = -0,493$; $p = 0,008$) und DA ($\rho = 0,397$; $p = 0,036$) waren signifikant für die Bruchlast des Zugversuchs. Darüber hinaus zeigten sich keine signifikanten Zusammenhänge der prozentualen Dehnung bei Bruch zu den Parametern des μ CT. Tabelle 38 zeigt die exakten ermittelten Werte der μ CT-Parameter zum Zugversuch.

Tabelle 38: MW \pm SD der μ CT-Parameter im Zugversuch, Unterscheidung in knöchern und ligamentär ausgerissene Gleichbeinproben

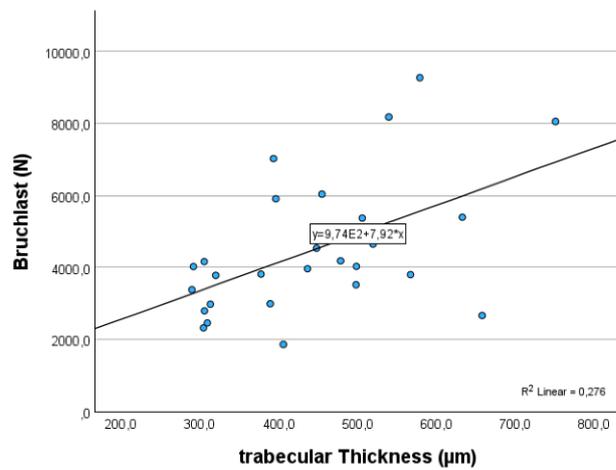
	BV/TV	Tb.Th	Tb.N	Tb.Sp	SMI	Conn D	DA	BMD
MW \pm SD (n = 28)	74,4 $\pm 9,2$	445,6 $\pm 123,0$	0,0017 $\pm 0,0003$	351,1 $\pm 45,6$	-9,1 $\pm 3,8$	6,1 $\pm 5,0$	0,44 $\pm 0,06$	0,71 $\pm 0,13$
MW \pm SD Knöchern (n = 19)	74,7 $\pm 9,9$	445,0 $\pm 126,5$	0,0018 $\pm 0,00031$	353,1 $\pm 50,1$	-9,5 $\pm 4,1$	6,3 ± 5	0,44 $\pm 0,06$	0,70 $\pm 0,13$
MW \pm SD ligamentär (n = 9)	73,7 $\pm 8,1$	446,8 $\pm 122,6$	0,0017 $\pm 0,00032$	347,0 $\pm 36,7$	-8,1 $\pm 3,3$	5,6 $\pm 5,3$	0,45 $\pm 0,05$	0,75 $\pm 0,14$

Bei der Betrachtung der ermittelten Knochendichte im μ CT zeigte sich, dass diese einen signifikanten positiven Einfluss sowohl auf die Bruchlast ($\rho = 0,507$; $p = 0,006$) als auch auf die Zugbelastbarkeit ($\rho = 0,397$; $p = 0,037$) hatte. Dies

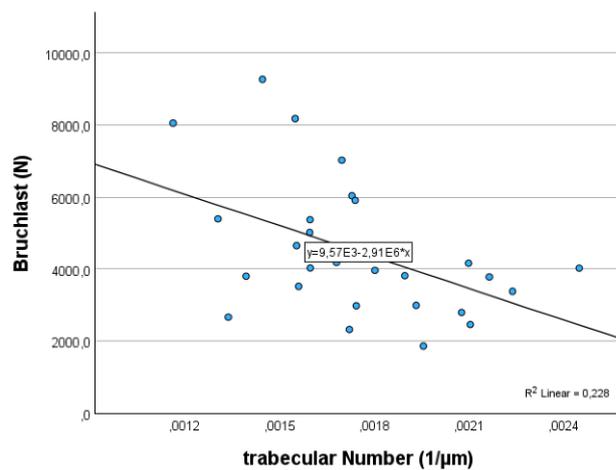
konnte für die Dehnung bei Bruch nicht festgestellt werden ($\rho = 0,032$; $p = 0,873$). Tendenziell war die BMD im Mittel für knöchern ausrissgerissene Proben im Gegensatz zu den ligamentär ausgerissenen Proben kleiner (BMD knöchern: $0,7 \pm 0,13 \text{ g/cm}^3$; ligamentär: $0,75 \pm 0,14 \text{ g/cm}^3$; $p = 0,337$). Die Parameter BV/TV, Tb.Th, Tb.N, SMI und DA waren ebenfalls signifikant für die Bruchlast. Die Tb.Th zeigte, wie auch schon die BMD, einen stark positiven Effekt und mit steigender Bruchlast nahm die BMD (siehe Abb. 39 (A)) und die Dicke der Trabekel (siehe Abb. 39 (B)) zu, die Anzahl der Trabekel (siehe Abb. 39 (C)) reduzierte sich hingegen (Tb.N: $\rho = -0,493$; $p = 0,008$).



(A)



(B)



(C)

Abbildung 39: Zusammenhang der Bruchlast des Zugversuchs zur (A) Bone Mineral Density (BMD) ($\rho = 0,507$; $p = 0,006$), (B) trabecular Thickness (Tb.Th) ($\rho = 0,519$; $p = 0,005$) und (C) trabecular Number Tb.N ($\rho = -0,493$; $p = 0,008$)

In Korrelation zur Zugbelastbarkeit zeigten sich hingegen keine weiteren signifikanten Zusammenhänge. Auch, ob eine Probe knöchern oder ligamentär im Zugversuch ausbrach, konnte durch keinen der ermittelten μCT -Parameter vorhergesagt werden. Die Tabelle 39 gibt eine Übersicht über die weiteren ermittelten Zusammenhänge der μCT -Parameter zu den Parametern des Zugversuchs.

Tabelle 39: Korrelationen nach Spearman's rho Zugversuch zu den μCT -Parametern

(n = 28)	BV/TV	Tb.Th	Tb.N	Tb.Sp	SMI	Conn D	DA	BMD
Bruchlast (N)	rho = 0,483 p = 0,009	rho = 0,519 p = 0,005	rho = -0,493 p = 0,008	rho = -0,233 p = 0,234	rho = -0,395 p = 0,038	rho = -0,349 p = 0,069	rho = 0,397 p = 0,036	rho = 0,507 p = 0,006
Dehnung bei Bruch (%)	rho = -0,015 p = 0,941	rho = 0,011 p = 0,954	rho = 0,013 p = 0,949	rho = -0,080 p = 0,686	rho = 0,005 p = 0,980	rho = 0,032 p = 0,873	rho = -0,094 p = 0,636	rho = 0,032 p = 0,873
Zugbelastbarkeit (N/kg)	rho = 0,325 p = 0,09	rho = 0,344 p = 0,073	rho = -0,329 p = 0,087	rho = -0,086 p = 0,662	rho = -0,258 p = 0,185	rho = -0,213 p = 0,277	rho = 0,258 p = 0,185	rho = 0,397 p = 0,037
Versagen Knöchern oder Ligamentär	p = 0,749	p = 0,749	p = 0,605	p = 0,507	p = 0,363	p = 0,706	p = 0,712	p = 0,337

4.1.5. Ergebnisse des Zugversuchs der Juvenilen

An insgesamt vier Gleichbeinen der VGM der Fohlen wurde der Zugversuch bis zum Versagen der Gleichbeine durchgeführt. Die mittlere Bruchlast lag bei 4112 ± 274 N. Die mittlere Zugbelastbarkeit betrug $16,4 \pm 1,1$ N/kg und lag damit deutlich über dem Mittelwert der adulten Hauptversuchsgruppe von $9,4 \pm 4,0$ N/kg. Die Dehnung bei Bruch lag mit $22,4 \pm 11,8$ % nur wenig über dem Mittelwert der adulten Gruppe ($22,1 \pm 6,3$ %) (siehe Abb. 40). Das Versagen trat in drei von vier Fällen knöchern und in einem Fällen ligamentär auf.

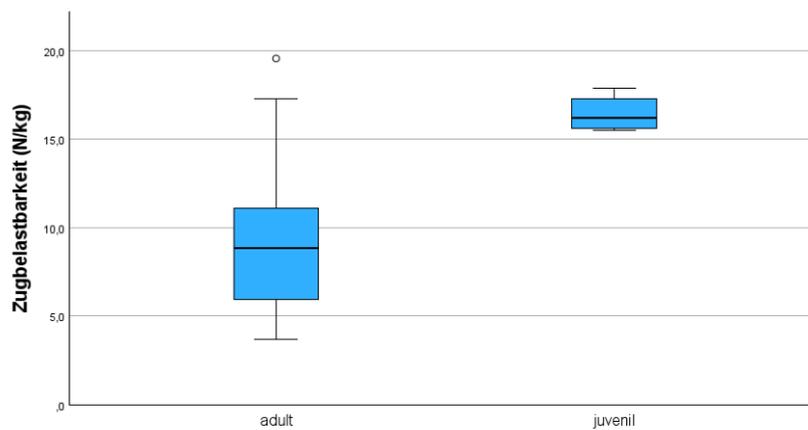


Abbildung 40: MW \pm SD der Bruchlast und Dehnung bei Bruch des Zugversuchs gesondert betrachtet nach adulter Hauptversuchsgruppe und juveniler Nebenversuchsgruppe

4.2. Ergebnisse Druckversuch

4.2.1. Korrelation Druckversuch zu Signalement, Morphometrie und Topografie

Im Druckversuch wurden 88 zylindrische Knochenproben mit einem Durchmesser von 11 mm bis zum Versagen belastet. Ein Versagen der Proben wurde definiert als der Zeitpunkt, bei dem eine Fraktur oder bei dem nach primärem Kraftanstieg ein Kraftabfall bzw. eine Plateauphase eintrat. Die Abbildung 41 zeigt einen typischen Verlauf der Kurve im Kraft-Verformungs-Diagramm im Druckversuch.

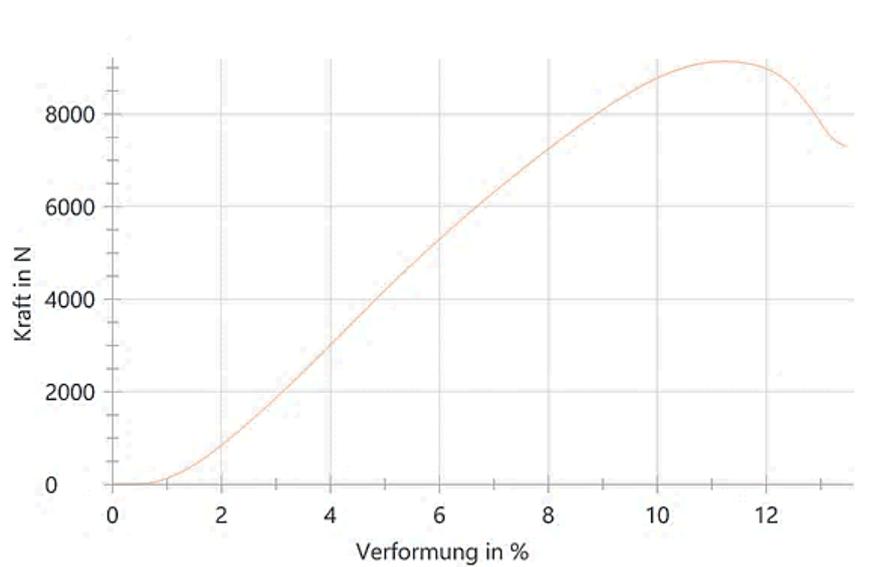


Abbildung 41: typischer Verlauf eines Kraft-Verformungs-Diagramms des Druckversuchs eines Knochenzylinders. Der lineare Kraftanstieg zeigt zunächst die elastische Verformung des Knochens, welche am maximalen Punkt abfällt und der Fakturierung der Gleichbeinprobe entspricht

Das Versagen im Druckversuch trat bei einer mittleren Bruchlast von $7112,3 \pm 1753,1$ N und einer Verformung um $8,5 \pm 3,4$ % ein. In acht Fällen konnte die Bruchlast nicht abschließend bestimmt werden, da die Maximalkraft der Maschine (10 kN) erreicht wurde und es bis dahin zu keinem Versagen der Knochenzylinder gekommen war. Das Alter ($\rho = -0,322$; $p = 0,002$) und das KGW ($r = 0,348$; $p = 0,001$) hatte einen signifikanten Zusammenhang zur Bruchlast. Die

Dehnung bei Bruch zum Druckversuch zeigte nur zum Alter einen geringen negativen signifikanten Effekt ($\rho = -0,220$; $p = 0,039$), jedoch nicht zum KGW ($\rho = 0,063$; $p = 0,563$).

Es zeigte sich ein negativ signifikanter Zusammenhang zwischen der Bruchlast des Druckversuchs zu den morphometrischen Daten Höhe, Breite und Tiefe, sowie für relative Höhe, relative Breite und relative Tiefe. Die Abbildung 42 zeigt den Zusammenhang der Bruchlast zu den morphometrischen Daten Höhe, Breite und Tiefe. Allein die Breite der Gleichbeine hatte keinen Einfluss auf die Bruchlast.

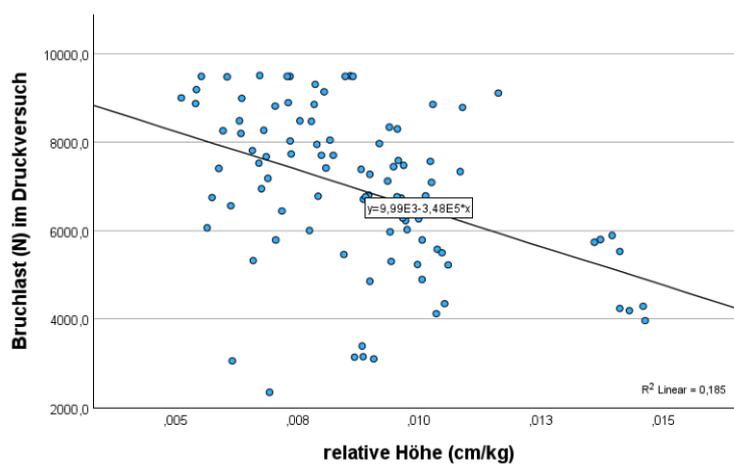


Abbildung 42: Zusammenhang der Bruchlast im Druckversuch zur relativen Höhe der Gleichbeine ($\rho = -0,375$; $p = 0,001$)

Auch für die Verformung im Druckversuch stellten sich deutliche Zusammenhänge zu den morphometrischen Angaben da. Dabei ließ sich zeigen, dass ein mittlerer negativer Zusammenhang der Werte bestand. Umso höher, breiter und tiefer die Gleichbeine waren, desto weniger verformbar waren sie. Die exakten Korrelationskoeffizienten und p-Werte der Parameter des Druckversuchs und den morphometrischen Kennwerten können Tabelle 40 entnommen werden:

Tabelle 40: Korrelation nach Spearman Rho (ρ) des Druckversuchs zu den morphometrischen Daten (relativer) Höhe, (relativer) Breite und (relativer) Tiefe

	Bruchlast (n=80)	Verformung bei Bruch(%)
Höhe	$\rho = -0,326$; $p = 0,003$	$\rho = -0,318$; $p < 0,001$
Relative Höhe	$\rho = -0,375$; $p = 0,001$	$\rho = -0,358$; $p = 0,001$
Breite	$\rho = -0,086$; $p = 0,448$	$\rho = -0,270$; $p < 0,001$
Relative Breite	$\rho = -0,264$; $p = 0,018$	$\rho = -0,291$; $p = 0,009$
Tiefe	$\rho = -0,260$; $p = 0,020$	$\rho = -0,256$; $p = 0,027$
Relative Tiefe	$\rho = -0,354$; $p = 0,001$	$\rho = -0,347$; $p = 0,002$

Die Belastbarkeit zwischen den lateralen als auch den medialen Gleichbeinen der VGM und HGM zeigte für den Parameter der Bruchlast im Druckversuch einen signifikanten Zusammenhang. Bei der alleinigen Betrachtung der lateralen Gleichbeine ergab sich dabei ein signifikantes Ergebnis ($p = 0,017$) sowie für die medialen Gleichbeine vorne zu hinten ($p = 0,044$). Nur die Bruchlast der vorderen medialen und lateralen Gleichbeine zeigte keinen signifikanten Zusammenhang ($p = 0,115$). Insgesamt zeigten sich Hinweise darauf, dass die Gleichbeine der HGM höheren Lasten widerstehen konnten als die Gleichbeine der VGM. Die Gleichbeine der VGM hingegen besaßen eine höhere Verformbarkeit als die Gleichbeine der HGM. Die Tabelle 41 zeigt die Mittelwerte des Druckversuchs für die Bruchlast und die Verformung bei Bruch der Gleichbeine gesondert betrachtet nach ihrer topographischen Lage.

Tabelle 41: MW \pm SD der Parameter des Druckversuchs nach ihrer topographischen Lage

Parameter	Bruchlast (N)	Dehnung bei Bruch (%)
MW \pm SD (n = 88)	7112,3 \pm 1753,1	8,5 \pm 3,4
Vorne lateral (n = 22)	6962,3 \pm 1751,4	9,7 \pm 2,5
Vorne medial (n = 22)	6303,2 \pm 1909,3	9,4 \pm 2,2
Hinten lateral (n = 22)	7950,9 \pm 1374,7	6,6 \pm 4,4
Hinten medial (n = 22)	7233,0 \pm 1633,5	8,5 \pm 3,5

4.2.2. Zusammenhang Druckversuch zu RÖLF 2007

Bei der Betrachtung der Ergebnisse des Druckversuchs in Abhängigkeit zu den Röntgenklassen I-IV des RÖLF 2007 zeigte sich ein nicht signifikanter Zusammenhang. Mit steigender Röntgenklasse I bis III fiel die Kraft, die benötigt wurde, um die Knochenzylinder der Gleichbeine zu zerstören. Die mittlere Bruchkraft fiel zunächst mit steigender Röntgenklasse: Röntgenklasse I mit 6170 ± 1270 N, Röntgenklasse II mit 5997 ± 1372 N und Röntgenklasse III mit 5030 ± 1702 N. Die Röntgenklasse IV zeigte dann jedoch wieder einen Anstieg der Bruchlast mit 5406 ± 1454 N. Zwischen den Röntgenklassen I-IV konnte für die Bruchkraft ($p = 0,112$) kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Für die Verformung bei Bruch im Druckversuch konnte gezeigt werden, dass insbesondere die Gleichbeine, die der Röntgenklasse IV zugeordnet wurden, eine herabgesetzte Dehnung bei Bruch aufwiesen. Eine Übersicht über die festgestellten Mittelwerte der Parameter des Druckversuchs zeigt die folgenden Tabelle 42 auf:

Tabelle 42: MW \pm SD der Parameter des Druckversuchs zu den Klassen I - IV des RÖLF 2007

Parameter	Bruchlast (N)	Dehnung bei Bruch (%)
MW \pm SD (n = 88)	7112,3 \pm 1753,1	8,5 \pm 3,4
Klasse I (n = 58)	7555,0 \pm 1485,5	8,6 \pm 3,8
Klasse II (n = 10)	6390,5 \pm 2283,2	8,9 \pm 3,9
Klasse III (n = 11)	5854,5 \pm 1800,6	8,7 \pm 1,9
Klasse IV (n = 9)	6598,9 \pm 1799,5	7,9 \pm 1,3

4.2.3. Zusammenhang Druckversuch zu RÖLF 2018

Die Bruchlast im Druckversuch der Gleichbeine, die das „Risiko“ besaßen eine Lahmheit hervorzurufen, war kleiner als bei denen, die „kein Risiko“ besaßen eine Lahmheit zu verursachen ($6451,3 \pm 1346,3$ N vs. $7222,9 \pm 1824,7$ N). Dieser Hinweis zur Bruchlast im Druckversuch zur Einschätzung gemäß RÖLF 2018 war jedoch nicht signifikant ($p = 0,233$). Mit der geringsten Kraft von im Mittel 4888 ± 1978 N

brachen die Gleichbeine, deren Risiko palmar war ($6102,5 \pm 738,6$ N), gefolgt von denen deren Risiko im Sinne einer Osteolyse nicht erfasst war ($6122,5 \pm 2459,9$ N), dem distoproximal lokalisierten Risiko ($7128,9 \pm 840,4$ N) und denen, die „kein Risiko“ besaßen eine Lahmheit zu verursachen mit $7222,9 \pm 1824,7$ N. Auch die Lokalisation des Risikos hatte keinen signifikanten Einfluss auf die mittlere Bruchkraft ($p = 0,313$). Die Verformung der Gleichbeinproben im Druckversuch zeigte für die Proben mit „Risiko“ einen Wert $8,1 \pm 2,0$ % und lag damit unter dem Wert für die Gleichbeine, die „kein Risiko“ besaßen mit $8,6 \pm 3,8$ % ($p = 0,074$). Die Tabelle 43 zeigt die ermittelten Werte der Parameter des Druckversuchs für die Gruppen „Risiko“ und „kein Risiko“ gemäß RÖLF 2018.

Tabelle 43: MW \pm SD der Parameter des Druckversuchs zum RÖLF 2018 (Risiko/kein Risiko)

Parameter	Bruchlast (N)	Verformung bei Bruch (%)
MW \pm SD (n = 88)	7112,3 \pm 1753,1	8,5 \pm 3,4
MW \pm SD „Risiko“ (n = 17)	6451,3 \pm 1346,3	8,1 \pm 2,0
MW \pm SD „Kein Risiko“ (n = 71)	7222,9 \pm 1824,7	8,6 \pm 3,8

Ähnlich wie bereits im Zugversuch gezeigt werden konnte, bestand auch für den Druckversuch ein Zusammenhang der Parameter für die Gruppen „Risiko“ und „kein Risiko“ gemäß RÖLF 2018 in Abhängigkeit zum KGW. Die Bruchlast im Druckversuch war insgesamt für die Gleichbeine, die „kein Risiko“ besaßen, höher. Die Abbildungen 43 und 44 zeigen den grafischen Verlauf der Parameter Bruchlast und Verformung bei Bruch des Druckversuchs zum KGW für die Gruppen „Risiko“ und „kein Risiko“.

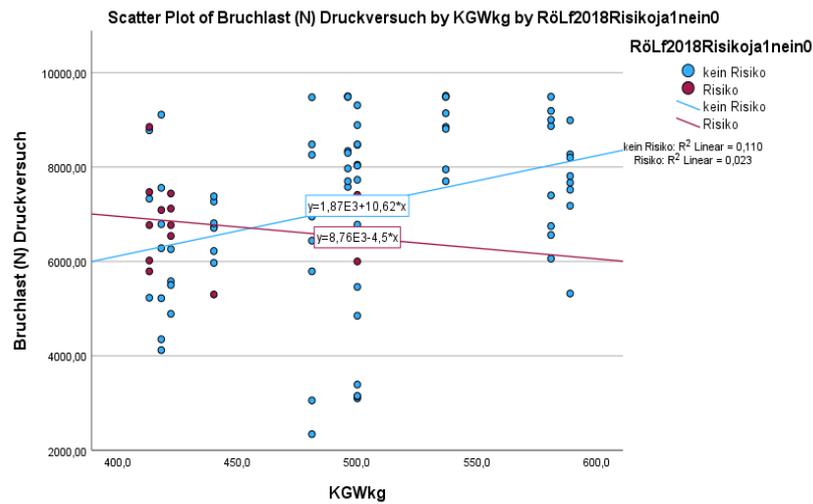


Abbildung 43: Zusammenhang der Bruchlast (N) im Druckversuch zum "Risiko" oder "kein Risiko" gemäß RÖLF 2018 eine Lahmheit zu entwickeln in Abhängigkeit zum KGW

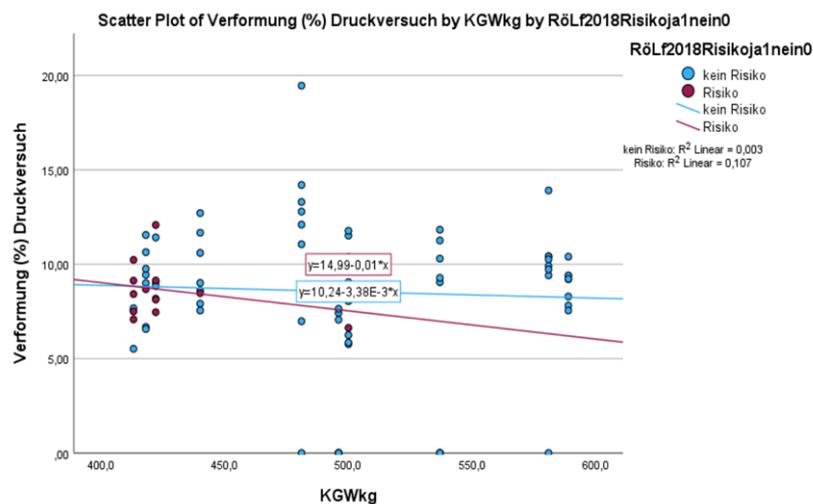


Abbildung 44: Zusammenhang der Verformung bei Bruch (%) im Druckversuch zum "Risiko" oder "kein Risiko" gemäß RÖLF 2018 eine Lahmheit zu entwickeln in Abhängigkeit zum KGW

Die nachfolgende Tabelle 44 zeigt die Korrelationen der Parameter des Druckversuchs zum KGW in Abhängigkeit der Gruppen „Risiko“ und „kein Risiko“ gemäß RÖLF 2018 eine Lahmheit hervorzurufen.

Tabelle 44: Korrelationen der Parameter des Druckversuchs zum KGW in Abhängigkeit der Gruppen „Risiko“ und „kein Risiko“

Parameter	Bruchlast (N)	Verformung bei Bruch (%)
„kein Risiko“ (n = 75)	rho = 0,345; p = 0,002	rho = 0,020; p = 0,863
„Risiko“ (n = 13)	rho = -0,203; p = 0,506	rho = -0,175; p = 0,567

4.2.4. Korrelation Druckversuch zu pQCT

Die Bruchlast und Verformung der Proben bei Versagen wurden anhand von 88 zylindrischen Knochenproben im Druckversuch bestimmt und mit den Ergebnissen der pQCT-Analyse verglichen. Es zeigte sich, dass im Gegensatz zum Zugversuch häufiger signifikante Zusammenhänge zwischen den pQCT-Parametern zum Druckversuch auftraten. Die Bruchlast korrelierte, mit Ausnahme der TRAB_DEN hochsignifikant zu allen weiteren Parametern des pQCT. Die prozentuale Verformung zeigte signifikante Ergebnisse die TOT_CNT betreffend (rho = -0,251; p = 0,018) und wurde dabei maßgeblich von der trabekulären Masse bestimmt (rho = -0,281; p = 0,008). Auch die TOT_DEN stieg mit zunehmender Bruchlast im Druckversuch bei einem mittleren positiven Effekt (siehe Abb. 45).

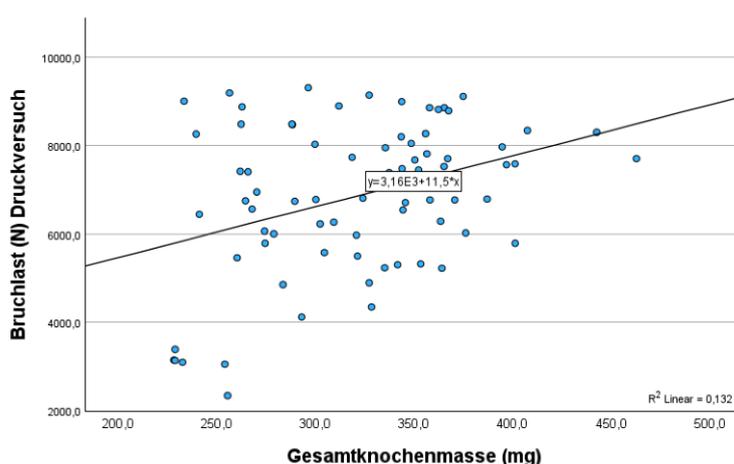


Abbildung 45: Zusammenhang der Bruchlast im Druckversuch zur Gesamtknochenmasse (TOT_CNT) der Gleichbeine (rho = 0,332; p = 0,002)

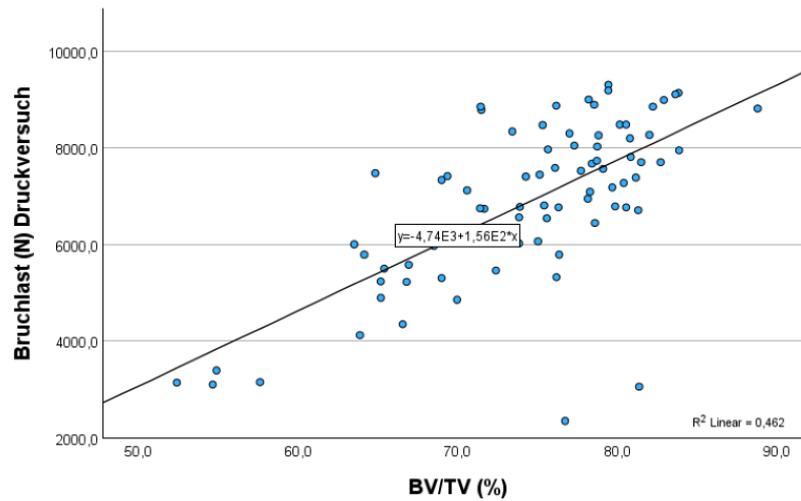
Eine Übersicht der Rangkorrelationskoeffizienten und der p-Werte des Druckversuchs zu den pQCT-Parametern liefert die folgende Tabelle 45:

Tabelle 45: Korrelationen nach Spearman's rho (ρ), Parameter des Druckversuchs zu den pQCT-Parametern

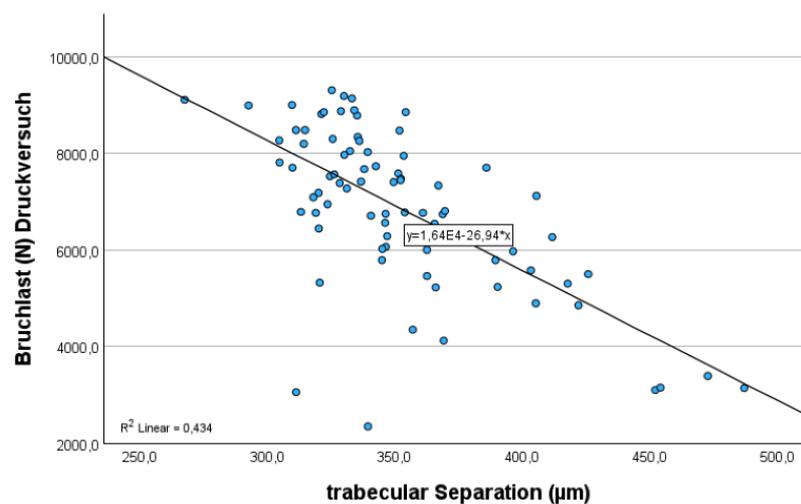
(n = 88)	TOT_ CNT	TOT_ DEN	CRTS UB_C NT	CRTS UB_D EN	TRAB _CNT	TRAB _DEN	CRT_ DEN	CRT_ CNT	TOT_ A	SSI
Bruch- last (N)	$\rho =$ 0,332 $p =$ 0,002	$\rho =$ 0,421 $p <$ 0,001	$\rho =$ 0,548 $p <$ 0,001	$\rho =$ 0,385 $p <$ 0,001	$\rho =$ -0,259 $p =$ 0,015	$\rho =$ 0,146 $p =$ 0,176	$\rho =$ 0,381 $p <$ 0,001	$\rho =$ 0,553 $p <$ 0,001	$\rho =$ 0,007 $p =$ 0,948	$\rho =$ 0,409 $p <$ 0,001
Verfor- mung bei Bruch (%)	$\rho =$ -0,251 $p =$ 0,018	$\rho =$ 0,171 $p =$ 0,112	$\rho =$ 0,008 $p =$ 0,943	$\rho =$ 0,012 $p =$ 0,908	$\rho =$ -0,281 $p =$ 0,008	$\rho =$ 0,080 $p =$ 0,459	$\rho =$ 0,073 $p =$ 0,501	$\rho =$ -0,022 $p =$ 0,837	$\rho =$ -0,326 $p =$ 0,002	$\rho =$ -0,089 $p =$ 0,408

4.2.5. Korrelation Druckversuch zu μ CT

Die Ergebnisse des Druckversuchs wurden mit den Ergebnissen der im μ CT ermittelten Strukturparametern sowie der Knochendichte verglichen. Es konnte auch hier wie bereits im Vergleich der pQCT-Parameter zum Druckversuch ein positiver hochsignifikanter Zusammenhang der BMD mit der Bruchlast des Druckversuchs hergestellt werden. Bei den Proben mit niedriger BMD brachen die Zylinder bereits mit weniger Kraft, wohingegen bei höherer BMD mehr Kraft zum Bruch aufgewendet werden musste ($p < 0,001$). Auch für BV/TV konnte ein hoher Effekt ($\rho = 0,694$; $p < 0,001$) des Verhältnisses des Knochenvolumens (BV) zum Gesamtwolumen (TV) erkannt werden (siehe Abb. 46 (A)), wohingegen die Tb.Sp mit Abnahme der Bruchlast (siehe Abb. 46 (B)) fiel ($\rho = -0,686$; $p < 0,001$). Die Verformung der Zylinderproben zeigte hingegen keinen signifikanten Zusammenhang mit der Knochendichte ($p > 0,1$).



(A)



(B)

Abbildung 46: Zusammenhang der Bruchlast im Druckversuch zur (A) BV/TV ($\rho = 0,694$; $p < 0,001$) und (B) trabecular Separation (Tb.Sp) ($\rho = -0,686$; $p < 0,001$)

Auch alle weiteren Strukturparameter zeigten, bis auf Th.N, signifikante Zusammenhänge zur Bruchlast und können der Tabelle 46 entnommen werden.

Tabelle 46: Korrelationen nach Spearman's rho (ρ) der Parameter des Druckversuchs zu den μ CT-Parametern

(n = 88)	BV/TV	Tb.Th	Tb.N	Tb.Sp	SMI	Conn D	DA	BMD
Bruchlast (N)	$\rho =$ 0,694 $p <$ 0,001	$\rho =$ 0,440 $p <$ 0,001	$\rho = -$ 0,151 $p =$ 0,161	$\rho =$ -0,686 $p <$ 0,001	$\rho =$ -0,753 $p <$ 0,001	$\rho =$ -0,390 $p <$ 0,001	$\rho =$ 0,313 $p =$ 0,003	$\rho =$ 0,392 $p <$ 0,001
Verformung bei Bruch (%)	$\rho =$ 0,111 $p =$ 0,303	$\rho =$ 0,146 $p =$ 0,176	$\rho =$ -0,123 $p =$ 0,252	$\rho =$ 0,034 $p =$ 0,752	$\rho =$ -0,112 $p =$ 0,299	$\rho =$ -0,192 $p =$ 0,074	$\rho =$ 0,091 $p =$ 0,401	$\rho =$ 0,132 $p =$ 0,220

4.2.6. Korrelation Druckversuch zu Zugversuch

Im direkten Vergleich der Ergebnisse der beiden biomechanischen Untersuchungen des Zug- und Druckversuchs zeigten sich keine signifikanten Zusammenhänge der Methoden zur Testung der biomechanischen Eigenschaften der Gleichbeine. Der Tabelle 49 des Anhangs können die genauen Werte entnommen werden. Bei der korrelierenden Betrachtung der Parameter innerhalb des Zugversuchs korrelierte die Bruchlast mit einem stark positiven Zusammenhang mit der Zugbelastbarkeit ($\rho = 0,934$; $p < 0,001$), wohingegen die Dehnung bei Bruch diesen Zusammenhang nicht aufwies ($d = 0,238$, $p = 0,224$). Bei der Betrachtung der Parameter innerhalb des Druckversuchs korrelierte die Bruchlast ebenfalls hochsignifikant mit positivem mittlerem Effekt zur Verformung bei Bruch ($d = 0,460$, $p < 0,001$).

4.2.7. Ergebnisse des Druckversuchs der Juvenilen

Anhand von acht Gleichbeinproben der juvenilen Nebenversuchsgruppe wurden die Bruchlast und die Verformung bei Bruch bestimmt. Bei den juvenilen Proben trat das Versagen im Druckversuch bei einer mittleren Bruchlast von $4955,0 \pm 850,5$ N und einer mittleren Verformung von $12,8 \pm 2,1$ %. Die Ergebnisse lagen damit deutlich unter den Werten der adulten Hauptversuchsgruppe mit einer mittleren Bruchlast von $7112,3 \pm 1753,1$ N und über den Werten der mittleren Verformung von $8,5 \pm 3,4$ %.

V. DISKUSSION

Obwohl die Gleichbeine als knöcherner Anteil des Fesseltrageapparates funktional-anatomisch eine herausragende Bedeutung im Bewegungsablauf des Pferdes besitzen, sind diese insbesondere bei Warmblütern in der Forschung bisher unterrepräsentiert. Innerhalb der Vollblut-Rennsportbranche spielen Gleichbeinfrakturen, als am häufigsten letal verlaufende Erkrankung bei Rennpferden (Johnson et al., 1994; O'Brien et al., 1971; Sarrafian et al., 2012; Stover & Murray, 2008; Sun et al., 2019; Wylie et al., 2017) bereits eine große Rolle, und Fragestellungen wurden bis dato häufig nur im Kontext des Rennpferdesports gestellt. Wir zeigen mit dieser Arbeit erstmalig die Eigenschaften der Gleichbeine von Warmblutpferden anhand von bildgebenden und biomechanischen Untersuchungen auf und stellen Zusammenhänge der strukturellen und biomechanischen Eigenschaften von Gleichbeinen dar. Dieses Wissen, kann helfen wissenschaftliche und klinische Fragestellungen rund um die Pathologie dieser kleinen, aber überaus wichtigen Knochen zu bewerten.

Neben der Diskussion der Ergebnisse und angewendeten Methoden sollen an dieser Stelle zunächst die Eigenschaften der untersuchten Gleichbeinproben und der Population betrachtet werden. Dabei fällt auf, dass neben den bekannten Daten zum Signalement der Pferde (Alter, Gewicht und sofern bekannt das Geschlecht), die Nutzungsart und die damit verbundenen Belastungen der Pferde nicht bekannt ist. Dieses Wissen wäre für die Einschätzung und Zuordnung der hier untersuchten Daten von großem Interesse, da die Belastung der Pferde immer eine stetige Anpassung der Knochen durch Umbauprozesse nach sich zieht (Cornelissen et al., 1999; Kawcak et al., 2000). In humanmedizinischen Fragestellungen spielt das Geschlecht der Probanden eine übergeordnete Rolle in Bezug auf die knöchernen Anpassungen im Laufe des Lebens, da insbesondere menopausale Frauen von Osteoporose betroffen sind, welche ursächlich durch den Östrogenabfall verursacht wird. Untersuchungen der geschlechtsspezifischen Knocheneigenschaften von Pferden konnten zeigen, dass die folliculäre Aktivität und damit die Östrogenkonzentration auch im Alter bei Stuten aufrechterhalten wird (Madill, 2002). Es gibt keinen Hinweis auf altersabhängige osteoporotische

Veränderungen der Knochendichte bei Pferden (Fürst et al., 2008), weswegen sie in dieser Forschungsarbeit nicht näher beleuchtet wurden. Die Gleichbeine wurden für die unterschiedlichen Untersuchungsmethoden präpariert und zum Schutz vor Austrocknung, sowie um ihre mechanischen Eigenschaften so wenig wie möglich zu beeinflussen, vakuumiert und kryokonserviert gelagert. Dieses Vorgehen stellt einen ausreichenden Schutz zum Erhalt der biomechanischen Eigenschaften von Knochen dar (Matter et al., 2001; Pelker et al., 1983; Salai et al., 2000). Es konnte bereits in einer vorhergehenden Studie gezeigt werden, dass wiederholtes Einfrieren der Proben nach den jeweiligen Analyseverfahren keinen signifikanten Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften von trabekulärem Knochen hat (Linde & Sørensen, 1993). Die Verteilung des KGW zum Alter, innerhalb der hier verwendeten Stichproben, zeigte einen deutlich negativen Zusammenhang. Diese zufällige, nicht den Verhältnissen in der Pferdepopulation entsprechenden, Verteilung ist eine Limitation der Studie, die z.B. durch die Berechnung des partiellen Korrelationskoeffizienten Rechnung getragen wurde und insgesamt bei der Bewertung der Ergebnisse immer mit beachtet werden muss.

Mit dieser Arbeit wird der Zusammenhang von Signalement, Morphometrie und Topografie der Gleichbeine zu den Ergebnissen der röntgenologischen Untersuchung und Klassifizierung gemäß RÖLF 2007 und RÖLF 2018, der Analyse der knöchernen Strukturen und der Knochendichte mittels pQCT und μ CT, sowie der biomechanischen Eigenschaften unter Zug- und Druckbelastung dargestellt. Im Folgenden sollen nun die Ergebnisse und Zusammenhänge der einzelnen Untersuchungsmethoden diskutiert werden. Zur Beurteilung der Gleichbeine wurden verschiedene bildgebende Methoden wie Röntgen, pQCT- und μ CT-Analysen verwendet. Insbesondere die Diagnostik mittels Röntgen stellt dabei eine tagtägliche Untersuchungsmethode der Pferdegliedmaßen dar und besitzt damit die höchste klinische Relevanz. Auch Untersuchungen der distalen Gliedmaßen am stehenden sedierten Pferd mittels helikalem CT-Scanner und pQCT-Scanner wurden erprobt (Desbrosse et al., 2008; Mathee et al., 2023; Pauwels et al., 2021) und stellen ebenfalls bereits jetzt eine mögliche Untersuchungsmethode dar. Der durch die Anwendung am stehenden sedierten Pferd

mögliche Verzicht auf Vollnarkosen, mit allen uns bekannten Komplikationen während und nach der Anästhesie, stellt neben der damit verbundenen Kosteneinsparung einen deutlichen Zugewinn dar. Insbesondere im Rahmen der orthopädischen Untersuchung und Diagnostik zeichnet sich durch die Möglichkeiten der modernen Bildgebung ein überragender Nutzen für die Pferdemedizin ab. Der Einsatz von CT-Geräten ist bereits jetzt eine klinisch praktikable Untersuchungsmöglichkeit der distalen Gliedmaße am stehenden sedierten Pferd (Mathee et al., 2023). Im Gegensatz dazu sind in-vivo-Analysen mittels μ CT zwar gängige Praxis in der Versuchstierkunde, ein Einsatz am Pferd ist jedoch nicht möglich. Dennoch wird sich der stetige technische Fortschritt der CT-Geräte und die sich daraus ergebenden hochauflösenden Bilddaten eine immer größere Rolle in der Pferdemedizin spielen und die hier gewonnenen Daten im μ CT können zum Grundverständnis der Eigenschaften der Gleichbeine beitragen und erste Referenzwerte liefern.

Von den Gleichbeinen wurden röntgenologische Aufnahmen in jeweils vier Ebenen angefertigt. Die so gewonnenen Bilder wurden morphometrisch in Höhe, Breite und Tiefe vermessen und gemäß RÖLF 2007 und RÖLF 2018 beurteilt, befundet und klassifiziert. Folgende Ergebnisse konnten erzielt werden und sollen im weiteren Verlauf diskutiert werden: Bei der Betrachtung der morphometrischen Ergebnisse der Gleichbeine zeigen sich Unterschiede in der Höhe, Breite und Tiefe der Gleichbeine der VGM zur HGM. Die Gleichbeine der HGM waren höher und breiter, wohingegen die der VGM tiefer waren. Ein signifikanter Unterschied für die Höhe der lateralen und medialen Gleichbeine konnte nur an den VGM gezeigt werden. In der hier vorgelegten Arbeit zeigt sich kein Unterschied der Breite der Gleichbeine für die VGM zur HGM, rechtem und linkem sowie lateralem und medialem Gleichbein. Dies zeigte sich konträr zu den gewonnenen Daten der Studie von Alrtib et al. (2013). An den VGM von 23 Pferden verschiedener Rassen wurden ebenfalls morphometrische Untersuchungen durchgeführt, diese zeigten größere laterale als mediale Gleichbeine an der VGM, waren jedoch nur in der Untergruppe von acht Ponys signifikant und in der Untergruppe der Vollblüter und Traber nicht. Die Ponys zeigten weiterhin eher breitere mediale als laterale Gleichbeine an der VGM (Alrtib et al., 2013). Die an der VGM signifikanten Unterschiede

der Morphometrie lassen sich durch die Erkenntnisse von Van Heel et al. (2004) erklären: in der Standbeinphase landet der Huf der lateral längeren VGM eher lateral, wodurch die lateralen Anteile des Fesselgelenks höheren Belastungen ausgesetzt sind (van Heel et al., 2004). Das führt zu einer vermehrten Belastung der lateralen Gleichbeine, die sich in morphometrisch höheren lateralen Gleichbeinen widerspiegelt. Zudem tragen die VGM im Gegensatz zu den HGM mehr Gewicht (Gustås et al., 2004), was die Ausprägung dieses Vorkommnisses insbesondere an der VGM erklärt. Merritt et al. (2008) konnten in ihrem zweidimensionalen Modell der VGM die auf die Gleichbeine wirkenden Zug- und Druckkräfte darstellen. Diese Werte wurden anhand von kinematischen Studien an den VGM von drei Quarter Horses ermittelt (Merritt et al., 2008). Eine vergleichende Betrachtung der auf die HGM wirkenden Kräfte erfolgte bedauerlicherweise nicht. Um den Effekt der hier gezeigten Erkenntnisse auf die VGM und HGM darzustellen, könnten ähnliche Studien an den HGM in Anlehnung an die Studien von Merritt et al. (2008), Vanheel et al. (2004) und Alrtib et al. (2013) die Einordnung der Ergebnisse fördern. Bei der Korrelationsanalyse der Abmessungen der Gleichbeine zum KGW und Alter zeigt sich, dass das KGW signifikant mit teilweise hohen Effekten für die Höhe, Breite und Tiefe und insbesondere mit deren relativen Werten korrelierten, das Alter hingegen nicht. Daraus lässt sich schließen, dass die Morphometrie der Gleichbeine eher von ihrer gewichtsabhängigen Belastung geprägt ist als vom Alter. Somit spiegeln sich Umbauprozesse des Knochens an den Gleichbeinen eher auf intraossärer Ebene wider als durch die Zu- oder Abnahme der morphometrischen Abmessungen. Der Größenunterschied hängt mit der Belastungsart der Gleichbeine zusammen. Dieser ergibt sich zum einen aus der Verteilung des Schwerpunkts des Pferdes mit etwa 55-59 % auf der VGM und zwischen 41-45 % auf der HGM (Schamhardt et al., 1991; Waldern et al., 2009; Weishaupt et al., 2004), zum anderen spielen die unterschiedlichen Kräfte, die auf die Gleichbeine der VGM und HGM einwirken eine Rolle. Es ist anzunehmen, dass die Gleichbeine der VGM eher im Sinne einer Zugbelastung belastet werden. Die Gleichbeine der HGM hingegen eher im Sinne einer Druckbelastung, welche sich, während dem Abstemmen der Gliedmaße am Übergang von der Stützbein- zur Hangbeinphase äußert. Diese Hypothese wird gestützt durch die gewonnenen Ergebnisse der Analysen der Knochenmineraldichte der Gleichbeine. Eine Zunahme der Knochen-

dichte weist auf eine vermehrte Belastung hin und lässt sich an den in dieser Arbeit gewonnenen Daten bestätigen. Die im pQCT bestimmte Knochendichte anhand von vollständigen Gleichbeinen ist an den lateralen Gleichbeinen der VGM höher als an den medialen Gleichbeinen der VGM. Die Werte für die Knochendichte im μ CT unterscheiden sich hingegen kaum, was jedoch mit der präparationsbedingten anteiligen Betrachtung der Gleichbeine anhand von Zylinderproben erklärt werden kann. Erstmals wird postuliert, dass die Höhe und die relative Höhe der Gleichbeine hochsignifikant mit einem starken negativen Effekt mit dem KGW korreliert, und es zeigt sich, dass die Gleichbeine der Fohlen relativ zu ihrem KGW am größten waren. Dieser Effekt ist überproportional für die Gleichbeine der Fohlen, welche in Korrelation zu ihrem niedrigen KGW besonders hoch sind. Darüber hinaus zeigte sich auch für die absoluten Werte der Höhe eine überraschende Abnahme bei schwereren Pferden. Es kann nur vermutet werden, dass dies ein Ausdruck der phylogenetischen Anlage der Gleichbeine ist. Auch hier sind weitere Anstrengungen von Nöten, um den morphometrischen und funktionellen Zusammenhang der Gleichbeine in Abhängigkeit zur Körpermasse, der Rasse und bei Belastung der Pferde darzustellen.

Bei der genaueren Betrachtung der Ergebnisse der relativen Höhe zum KGW fallen zudem zwei Pferde auf, die in der Darstellung im Streudiagramm nach unten abweichen. Es ist bei diesen Pferden nicht abschließend geklärt, ob vollblütige Rassen eingekreuzt waren. In einer anderen Arbeit, welche mit den gleichen distalen Gliedmaßen der hier genutzten Pferde arbeitete, und sich mit den biomechanischen Eigenschaften der tiefen Beugesehne beschäftigte, konnten keine Hinweise dazu gefunden werden (Klein, 2022). Der vollblütige Einfluss wäre eine mögliche Erklärung für die geringfügige Abweichung nach unten, kann jedoch nicht abschließend beurteilt werden. Zur Erörterung dieses Ergebnisses wären weitere rassespezifische Untersuchungen zur Morphometrie der Gleichbeine von Nöten. Es erfolgt zudem die vergleichende Betrachtung der Höhe, Breite und Tiefe der Gleichbeine nach ihrer topographischen Lage. Es zeigen sich, sowohl für die VGM zur HGM als auch der lateralen zu den medialen Gleichbeinen, Unterschiede. Auch hier ist davon auszugehen, dass die Belastung während der Bewegung je

nach Topografie der Gleichbeine unterschiedlich ist und sich in der mikroarchitektonischen Gestaltung der Gleichbeine abzeichnet.

Des Weiteren erfolgte die vergleichende Betrachtung der Morphometrie und Röntgenklassifizierung der Gleichbeine nach ihrer topographischen Lage vorne lateral, vorne medial, hinten lateral und hinten medial, wobei sich über mehrere Analysemethoden signifikante Unterschiede der Gleichbeine zeigten. Bei den röntgenologischen Klassifizierungen fielen dabei die Gleichbeine der HGM besonders auf. Sie zeigten im Verhältnis zu ihrer Größe häufiger signifikante Befunde in den Röntgenleitfäden, welche sich in dieser Arbeit zahlenmäßig anhand von Pathologien der HGM, als auch in einer höheren und damit pathologischeren Röntgenklasse, oder einem Risiko eine Lahmheit zu verursachen, äußerten. Diese Ergebnisse können nur hinweisend zu den Beobachtungen in vorhergehenden Untersuchungen zum Auftreten von Frakturen an den Gleichbeine genutzt werden, da innerhalb der vorliegenden Population kein Gleichbein von einer Fraktur betroffen war. Auf Grund der Tatsache, dass Frakturen der Gleichbeine jedoch meist mit weiteren röntgenologischen Auffälligkeiten einhergehen, (Anthenill et al., 2006; Hardy et al., 1991; O'Brien et al., 1971; Spike-Pierce & Bramlage, 2003; Trumble et al., 1995), soll an dieser Stelle dennoch darauf eingegangen werden. Frakturen der Gleichbeine treten je nach Rasse und Belastungsmuster an der HGM (eher Druckbelastung) oder an der VGM (eher Zugbelastungen) auf (vgl. Kapitel 3.3 Gleichbeinfrakturen). In der Literatur finden sich mehrheitlich Studien, die die Eigenschaften der Gleichbeine anhand der Gleichbeine der VGM von Rennpferden abbilden. Die in dieser Arbeit untersuchten Gleichbeine stammten jedoch von Warmblütern, welche in der Literatur nicht hinreichend abgebildet werden. Sie zeigten radiologische Veränderungen eher an den HGM. Auch bei weiteren Analysemethoden zeigten sich signifikante Unterschiede der Parameter bei der Betrachtung nach ihrer topographischen Lage vorne lateral und vorne medial, sowie hinten lateral und hinten medial, welche in den jeweiligen Kapiteln des Ergebnisteils einzeln dargestellt werden. Es ist zu vermuten, dass diese Formunterschiede auch auf die Funktionsunterschiede der Gleichbeine schließen lassen.

Die Gleichbeine wurden röntgenologisch in vier Ebenen untersucht und die so gewonnen Befunde dem RÖLF 2007 und RÖLF 2018 zugeordnet. Bei der klinischen Beurteilung der Röntgenbilder in vivo muss bei allen Strahlengängen von einer Überlagerung der Gleichbeine durch Knochen bzw. Weichteile ausgegangen werden. Die Auswertbarkeit der in dieser Arbeit gewonnen Röntgenbilder der Gleichbeine war auf Grund der selektiven Präparation erhöht und es kam zu keiner Überlagerung der umliegenden Strukturen durch Knochen und Weichteile. Grundsätzlich muss bei der Betrachtung der Röntgenbilder erwähnt werden, dass knöcherne Veränderungen erst ab einer Reduktion der Knochendichte um 30-40% erkennbar sind (Greenfield, 1986). Somit kann es schon vor röntgenologischer Darstellung zu pathologischen Veränderungen des Knochens gekommen sein. Diese im Röntgen noch „unsichtbaren“ Vorgänge können jedoch bereits anhand der Veränderungen der strukturegebenden Parameter der pQCT- und μ CT-Analysen der Knochendichte und Mikroarchitektur abgelesen werden.

Das Risiko für eine höhere und somit pathologischere Röntgenklasse bzw. für ein Risiko eine Lahmheit zu verursachen, welches zudem im Verhältnis zu den morphometrischen Daten steht, ließ sich signifikant nur an den HGM ableiten. Innerhalb des RÖLF 2007 waren häufiger die HGM (n=19) als die VGM (n=11) betroffen. Im RÖLF 2018 zeigte sich, dass die Höhe, Breite und Tiefe der Gleichbeine in Korrelationen zur Klassifizierung „Risiko“ oder „kein Risiko“ eher mit den morphometrischen Werten der HGM als mit denen der VGM korrelierten. Für den RÖLF 2007 traf dies für die HGM und im RÖLF 2018 häufig nur für das hintere mediale Gleichbein zu. Es konnte zudem gezeigt werden, dass das Risiko im Röntgen insbesondere bei Pferden mit niedrigerem Gewicht und damit relativ zum KGW größeren Gleichbeinen aufgetreten war. Es stellt sich nun die Frage, ob dies an den tatsächlich größeren Gleichbeinen liegt, oder ob die Gleichbeine durch Erkrankungen mit Knochenzubildungen größer werden. Bei den Korrelationen der Höhe zum KGW konnte gezeigt werden, dass die Variable des KGW einen größeren Einfluss auf die Gleichbeine besitzen als das Alter. Somit zeigt sich, dass sich die altersabhängige Belastung der Gleichbeine eher in ihrer intraossären Struktur und weniger anhand der makroskopischen bzw. morphometrischen Eigenschaften ablesen lässt.

Nicht unerwähnt bleiben soll, dass die Gleichbeine dieser Studie, die die größte pathologische Veränderung im Sinne einer Osteolyse im Röntgen zeigten, im RÖLF 2018 nicht erfasst wurden. Bei Pferden mit osteolytischen Veränderungen der Gleichbeine muss je nach Schwere des zystoiden Defekts davon ausgegangen werden, dass eine klinisch relevante Lahmheit entwickelt wird. Dies lässt sich durch die deutlich herabgesetzte Knochendichte der Gleichbeine ableiten. Daraus resultierend ergibt sich eine deutlich herabgesetzte mechanische Festigkeit der Gleichbeine, die auch in den biomechanischen Versuchen dieser Studie nachvollzogen werden konnte und im weiteren Verlauf diskutiert werden soll. Entgegen dem in der Literatur beschriebenen häufigerem Auftreten der osteolytischen Veränderungen an den HGM der Pferde (Dabareiner et al., 2001; Voermans et al., 2009), wiesen in dieser Studie in drei Fällen die Gleichbeine der VGM und nur in einem Fall ein Gleichbein der HGM solche Veränderungen auf. Diese strukturelle Veränderung einer Osteitis bzw. Osteolyse kann im RÖLF 2018 nur erschwert erkannt werden, da sie nicht von vornherein unter „Risiko eine Lahmheit zu verursachen“ gelistet ist. Im zuvor gültigen RÖLF 2007 erfolgte die Beurteilung der Gleichbeine mittels des lateromedialen Strahlengangs (Zehe 90°) und sah vier Röntgenklassen vor. Osteolytische Prozesse und damit auch eine Osteitis konnten unter Punkt „1.16 Gleichbeine 90°, 1.16.3 Osteolyse oder Aufhellung (Zystoider Defekt)“ und mit der Röntgenklasse III – IV bewertet werden. Dabei ist darauf hinzuweisen, dass die Befunde, die im RÖLF 2018 „mit einem Risiko eine Lahmheit zu entwickeln“ wie folgt bewertet wurden: Alle radiologischen Veränderungen, die im RÖLF 2018 mit einem Risiko bewertet wurden, wurden im RÖLF 2007 den höchstmöglichen Röntgenklassen III oder IV zugeordnet. Osteolysen oder Aufhellungen entsprachen dabei einer der beiden höchsten Möglichkeiten der Zuordnung. Bei der Übertragung der Risiken in den RÖLF 2018 wurden die Osteolysen jedoch nicht übernommen und können demnach auch im aktuell gültigen RÖLF 2018 der Gesellschaft für Pferdemedizin e.V. nicht umgehend mit einem „Risiko“ bewertet werden. Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen jedoch, dass dieser Befund auch im RÖLF 2018 von vornherein mit einem „Risiko“ bewertet werden sollte. Osteolytisch veränderte Gleichbeine zeigen etwa einen negativen signifikanten Zusammenhang der Knochendichte zur Bruchlast und sind damit für die Vorhersage von Lahmheiten oder Frakturen geeignet. Die hier gemachten

Erkenntnisse stellen einen Grund zur Überarbeitung des RÖLF 2018 dar. Osteolytische Veränderungen sollten grundsätzlich in die Liste der Risiken im RÖLF 2018 aufgenommen werden.

Röntgenologische Untersuchungen konnten zeigen, dass 75 % der Traber, die sich im ersten Jahr ihres Renntrainings befanden, Auffälligkeiten an den Gleichbeinen aufwiesen. Diese sich vornehmlich am abaxialen Rand befindliche lineare Defekte mit einer Größe von < 1 mm, die das Risiko eine Lahmheit zu verursachen besaßen (Hardy et al., 1991). Dabei sollte beachtet werden, dass nicht allein die Umbauprozesse des Knochens Auswirkungen auf die Festigkeit der Gleichbeine besitzen, sondern auch die Gleichbeinbänder. So konnte gezeigt werden, dass die Bänder schneller an Festigkeit zunahmten als der Knochen (Bukowiecki et al., 1987). Dieser Aspekt unterstreicht die nötige funktional-anatomische Betrachtung des komplexen Zusammenspiels von Knochen, Bändern und Muskeln am Beispiel der Gleichbeine und des Fesseltrageapparates.

Diverse Autoren vermuten einen Zusammenhang von röntgenologischen Auffälligkeiten mit einem erhöhten Risiko für Gleichbeinfrakturen, da in der untersuchten Vollblutpopulation die Pferde mit Frakturen der Gleichbeine auch weitere radiologische Auffälligkeiten wie Osteophyten und Gefäßkanäle zeigten (Anthenill et al., 2006; Hardy et al., 1991; O'Brien et al., 1971; Spike-Pierce & Bramlage, 2003; Trumble et al., 1995). Zur Überprüfung der Hypothese, ob Gleichbeine mit auffälligen Röntgenbefunden auch Abweichungen in ihren biomechanischen Eigenschaften aufzeigen, wurde durch die Korrelation der verschiedenen Variablen des Zug- und Druckversuchs, sowie den Klassifizierungen I – IV gemäß RÖLF 2007 in Klassen und gemäß RÖLF 2018 in „Risiko“ und „kein Risiko“, erörtert. Dabei wird angenommen, dass eine Überbelastung des Knochens mit einer Zunahme der Knochenmasse einhergeht und damit einen geeigneten Parameter zur Vorhersagbarkeit darstellt. Diese übermäßige Zunahme der Knochendichte bzw. das Auftreten von radiologischen Veränderungen lässt somit auf eine Überlastung der Gleichbeine schließen, welche sich wiederum anhand der Einstufung in den Röntgenleitfäden quantifizieren lässt. Die in dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse decken sich eingeschränkt mit den Erkenntnissen in der Literatur. Dabei ist zu bedenken, dass es sich in der einschlägigen Literatur zu den biomechanischen Eigen-

schaften der Gleichbeine meist um pathologischere Vorgänge wie Frakturen der Gleichbeine handelte. Bei den Gleichbeinfrakturen handelt es sich damit um deutlich invasiveres Geschehen als die in dieser Arbeit aufgeführten röntgenologischen Veränderungen. Dennoch soll an dieser Stelle der Zusammenhang beleuchtet werden. Es zeigte sich, dass die Korrelationen zwischen den röntgenologischen Abweichungen und der Belastbarkeit der Gleichbeine in den biomechanischen Tests nur eingeschränkt in einem signifikanten Zusammenhang standen und somit nur eine bedingte Vorhersagbarkeit der biomechanischen Eigenschaften anhand der Röntgenuntersuchung bestand. Erfreulicherweise ließen jedoch die höher auflösenden bildgebenden Verfahren mittels pQCT und μ CT mögliche Rückschlüsse auf die mikromorphologischen Eigenschaften zu und sollen in den folgenden Abschnitten der pQCT und μ CT-Diskussion betrachtet werden.

Zur eingehenden Betrachtung der „inneren Werte“ der Gleichbeine wurde diese mittels pQCT und μ CT auf die verschiedenen Strukturparameter und die Knochendichte hin untersucht. Zunächst soll in diesem Absatz auf die Zusammenhänge der gewonnenen pQCT-Daten zum Signalelement, der Topografie, zur Morphometrie und den Erkenntnissen zum RÖLF eingegangen werden. Die möglichen Zusammenhänge der biomechanischen Eigenschaften werden im weiteren Verlauf der Diskussion dargestellt.

Das Alter stellt sich für die Analysen mittels pQCT als hochsignifikant für die Parameter der Masse dar und es bestand ein signifikanter negativer Zusammenhang der TOT_CNT, der CRTSUB_CNT und der TRAB_CNT zum Alter. Auch bei steigendem KGW fielen die Parameter TOT_CNT und TRAB_CNT, was sich mit den Angaben in der Literatur deckt (Fürst et al., 2008). Sowohl die TOT_DEN und die TOT_CNT als auch die TRAB_CNT der Gleichbeine hingen hochsignifikant mit den morphometrischen Parametern Höhe, Breite und Tiefe zusammen. Im Vergleich der VGM zur HGM ergaben sich Zusammenhänge zwischen dem lateralen Gleichbein für die Parameter der kortikalen, subkortikalen und trabekulären Masse. Für die medialen Gleichbeine der VGM zur HGM ergaben sich ebenfalls für die bereits bei den lateralen Gleichbeinen genannten Parametern signifikante Zusammenhänge. Darüber hinaus zeigten auch die TOT_CNT und TOT_DEN diesen Effekt. Daraus ergibt sich, dass insbesondere die knöcherne Zusammensetzung der

lateralen und medialen Gleichbeine der VGM und HGM unterschiedlich ist. Diese strukturellen Gegebenheiten zeigen damit die unterschiedliche funktionelle Belastung der Gleichbeine auf. Diese Annahme deckt sich für die Unterscheidung zwischen dem lateralen und medialen Gleichbein in Größe und Zusammensetzung, da der mediale Anteil des Fesselgelenks größer ist als der laterale Anteil, und somit größeren Kräften widerstehen muss (Anthenill et al., 2006; Babiarz, 2021; Mangine et al., 2021; Schnabel et al., 2006; Schnabel & Redding, 2018).

Das bildgebende Untersuchungsverfahren pQCT ermöglicht Rückschlüsse auf die mikroarchitektonischen Eigenschaften und den damit verbundenen Röntgeneigenschaften der Gleichbeine. So zeigte sich im pQCT die CRT_DEN und CRTSUB_DEN signifikant für die Einteilung der Röntgenklassen gemäß RÖLF 2007. Dabei ist zu beachten, dass diese zunächst über die ersten drei Klassen fielen, um dann innerhalb der vierten Röntgenklasse wieder anzusteigen. Grundsätzlich führt eine erhöhte Belastung des Knochens zu einer Zunahme der TOT_DEN und der CRT_DEN (Kummer, 1972; Müller-Gerbl et al., 1989; Pauwels, 1973). Damit einhergehend kommt es jedoch zu Einbußen der Knochenflexibilität und im weiteren Verlauf zu einem erhöhten Frakturrisiko. Sofern man davon ausgeht, dass eine steigende Röntgenklasse auch eine Steigerung der pathologischen Vorgänge des Knochens abbilden würde, müsste mit steigender Röntgenklasse auch die Knochendichte steigen. Diese Annahme kann durch die hier gemachten Ergebnisse nicht gestützt werden. Vielmehr zeigt sich mit steigender Pathologie im Sinne der steigenden Röntgenklasse ein verzerrtes Bild der TOT_DEN mit schwankenden Werten über die vier Röntgenklassen. Für die zwei signifikanten Parameter CRT_DEN und CRTSUB_DEN gilt darüber hinaus sogar eine Abnahme der Dichte mit steigender Röntgenklasse. Nur für die Röntgenklasse IV kann eine Zunahme der CRT_DEN, CRTSUB_DEN und TRAB_DEN festgestellt werden. Es stellt sich nun die Frage, wodurch diese Zunahme innerhalb der Röntgenklasse IV entsteht und welche ermittelten Werte im pQCT noch physiologisch bzw. schon pathologisch sind. Auf Grund der stetigen Umbauprozesse wäre auch eine Wiederherstellung und damit die physiologische Anpassung der Knochenstruktur denkbar. Die komplexen Vorgänge im Knochen sind bis heute noch unzureichend verstanden. Da sich belastungsinduziert ständig Remodelierungsvorgänge abspielen ist eine

Einschätzung dazu nur schwer vorhersagbar. In der hier vorgelegten Studie kann jedoch gezeigt werden, dass nicht ausschließlich die absoluten Werte für die röntgenologische Einteilung relevant sind. Es ergeben sich aus den hier gewonnenen Daten jedoch Hinweise, dass mit steigender Röntgenklasse die kortikale und subkortikale Dichte fällt, um dann bei Pathologien der Röntgenklasse IV wieder anzusteigen.

Im Gegensatz zu den signifikanten Parametern im RÖLF 2007 zeigt sich im RÖLF 2018 nur die TRAB_CNT in Korrelation zu „Risiko“ oder „kein Risiko“ signifikant und fällt ebenfalls mit Zunahme der pathologischen Veränderungen. Für die Parameter CRT_CNT und CRTSUB_CNT kann, wie bereits im Bezug zum RÖLF 2007, ein Abfall der Werte erkannt werden und deckt sich somit mit den Hinweisen aus der vorhergehenden Untersuchung. In der Darstellung der Ergebnisse dieser Studie sei darauf hingewiesen, dass die vier Gleichbeine, die osteolytische Veränderungen besaßen und damit zu den am stärksten veränderten Gleichbeinen gehörten, die niedrigsten TOT_DEN in der Gruppe „kein Risiko“ besaßen. Da es sich um hochgradig veränderte Gleichbeine handelte, die jedoch der Risikoeinstufung „kein Risiko“ zugeordnet wurden, sollte davon ausgegangen werden, dass die Parameter dadurch sogar unterschätzt wurden. Entgegen der Analyse der Zusammenhänge zum RÖLF 2007 zeigt sich für den RÖLF 2018 nur die TRAB_CNT als signifikant zur Einschätzung „Risiko“ zu „kein Risiko“. Die TRAB_CNT steigt mit dem Risiko eine Lahmheit zu entwickeln, wohingegen die TOT_CNT, sowie die CRTSUB_CNT und CRT_CNT fällt. Daraus lässt sich ableiten, dass radiologisch sichtbare pathologische Veränderungen mit einer Zunahme der TRAB_CNT einhergehen. Auch bei der Erörterung der hier erzielten Ergebnisse zeigt sich ein Abfall der TOT_DEN zur Steigerung der radiologischen Pathologien von „Risiko“ zu „kein Risiko“. Für die Unterscheidung anhand der Werte der pQCT-Analyse, ob eine Gleichbeine ein „Risiko“ oder „kein Risiko“ gemäß RÖLF 2018 eine Lahmheit zu entwickeln, war nur die TRAB_CNT ($p = 0,048$) signifikant. Darüber hinaus zeigte sich die CRTSUB_DEN ($p = 0,092$) nur bedingt aussagekräftig.

Betrachtet man nun die gewonnenen Ergebnisse der pQCT-Analyse zum RÖLF 2018 in Abhängigkeit zum KGW, konnte gezeigt werden, dass sich die

Parameter für die Untergruppen „Risiko“ und „kein Risiko“ unterschieden. Bei der Steigerung der TOT_DEN zum KGW innerhalb der Gruppe „kein Risiko“ kann auf Grund der fehlenden radiologischen Pathologien davon ausgegangen werden, dass die Erhöhung dieser als physiologisch angesehen werden kann. Es kommt auf Grund der funktionell erhöhten Belastung der Gleichbeine zu einer physiologischen Zunahme der Dichte. Innerhalb der Gruppe „Risiko“ verhält sich die Knochendichte konträr dazu und fällt mit steigendem KGW ab. Es ist anzunehmen, dass es sich dabei um einen Anpassungsvorgang des Knochens auf Grund einer Überlastung handelt und es sollte zwischen einer „noch physiologischen“ und schon „pathologischen Anpassungsreaktion“ des Knochens auf Belastung unterschieden werden.

Die Mehr- bzw. Überlastung zeigte sich anhand von radiologischen Veränderungen, welche im RÖLF 2018 erkannt werden konnten. Es zeichnete sich somit ab, dass die Grenze zur Überlastung der Gleichbeine umso schneller erreicht wurden, je schwerer die Pferde waren. Neben dem hier ermittelten Faktor des KGW spielen zudem insbesondere die Be- bzw. Überlastung des Knochens auf Grund der muskulären Beanspruchung eine herausragende Rolle für die Anpassungsvorgänge des Knochens (Burr, 1997; Martin et al., 2015b). Dieser konnte in der hier vorgelegten Arbeit jedoch nicht nachgekommen werden, da die Daten der Haltung- und Nutzung der Pferde nicht bekannt waren. Das hier dargestellte Belastungsmuster der Gleichbeine in Abhängigkeit zum KGW der Pferde, und den damit einhergehenden relativ kleineren Gleichbeinen, konnte auch in den folgenden Untersuchungen angewandt werden. Für die Analyse der mikromorphologischen und strukturbildenden Parameter im μ CT sowie den mechanischen Parametern der biomechanischen Versuche soll es in den einzelnen Abschnitten der Diskussion erneut beleuchtet werden.

Es zeigt sich, dass die komplexen Vorgänge der Knochenphysiologie für die Gleichbeine des Pferdes noch unvollständig verstanden sind und weiterer Bedarf zur Klärung dieser Fragestellungen besteht. Erfreulicherweise sind Einsätze in-vivo am stehenden, sedierten Pferd an den distalen Gliedmaßen bereits erprobt (Desbrosse et al., 2008) und stellen damit ein mögliches diagnostisches Verfahren zur Einschätzung der Eigenschaften der Gleichbeine und ihrer knöchernen Umbau-

prozesse im Hinblick auf radiologische Veränderungen oder belastungsbedingte Anpassungsvorgänge dar. Auch Schmidt et al. (2013) konnte zeigen, dass pQCT-Untersuchungen an Mäusen eine Erweiterung für in vivo Analysen der Knochenstruktur abgeben. Die Prüfung, der hier erzielten Ergebnisse, sollte zur Einschätzung der Übertragbarkeit am warmblütigen Pferd Ziel von kommenden Studien sein. Bei der Betrachtung dieser und folgender Ergebnisse sollte dabei immer akkurat zwischen belastungsinduzierten gegenüber pathologischen Veränderungen geachtet werden, denn genau diesen „Kippunkt“ gilt es in weiteren Forschungsarbeiten ausfindig zu machen und zu beschreiben. Insbesondere Daten zu Nutzung und Haltung der Pferde spielen dabei eine übergeordnete Rolle und können das spezifische Wissen über die strukturgebenden Parameter der Gleichbeine erweitern.

Das Verfahren der μ CT eignet sich ebenfalls zur Bestimmung von mikro-morphologischen Parametern sowie der Knochendichte der Gleichbeine. Es erfolgte die Untersuchung der Knochenzylinder in einem in vivo-Gerät mit einer Ortsauflösung von 9 μ m. Zur Beschreibung der Mikroarchitektur wurden die Strukturparameter BV/TV, Tb.Th, Tb.N, Tb.Sp, SMI, Conn D, DA und BMD gewählt. Sie zeigten signifikante Zusammenhänge hinsichtlich Alter und KGW der Pferde und der topographischen Lage der Gleichbeine nach vorne, hinten, lateral und medial. In Korrelation zum Alter und zum KGW wiesen die Parameter BV/TV, Tb.Th, Tb.N, Tb.Sp, SMI, Conn D, DA und die BMD signifikante Unterschiede auf. Die Knochenzylinder der Gleichbeine dieser Studie zeigten damit entgegen der reinen Vorhersage der pQCT-Daten zum KGW auch eine Vorhersagbarkeit für das Alter auf. Auch die morphometrischen Daten Höhe, Breite und Tiefe wiesen signifikante Zusammenhänge zu den μ CT-Parametern auf: BV/TV; Tb.TH, Tb.N, Tb.Sp sowie SMI, Conn D, DA und die BMD zeigten sich in Korrelation zur Höhe am deutlichsten und stellten damit den geeignetsten Parameter der Korrelationsanalyse dar.

Fürst et al. (2008) analysierte die Tibia und den Radius von Pferden mittels High Resolution-CT und konnte feststellen, dass die Knochendichte nicht vom Geschlecht oder der Rasse abhängig ist. Anhand der Untersuchungen konnte nachgewiesen werden, dass mit zunehmendem Alter die Knochendichte zunimmt

und sich die Mikroarchitektur signifikant veränderte. Die Anzahl der Trabekel (Tb.N) nahm ab und Tb.Sp im Alter zu, wobei sich der Abstand der Trabekeln untereinander vergrößerte (Fürst et al., 2008). Diese Ergebnisse können anhand der in dieser Arbeit erfolgten Strukturanalyse der Gleichbeine im μ CT gestützt werden und alle Parameter wiesen einen hochsignifikanten Zusammenhang zum Alter auf. Darüber hinaus traf dies jedoch nicht für das KGW zu und alle Parameter waren nicht signifikant. In der hier vorgelegten Arbeit wurde die Analyse mit einer Ortsauflösung von 9 μ m durchgeführt, wohingegen Fürst et al. (2008) mit einer maximalen Auflösung von 41 μ m arbeitete. Dieser beträchtliche Unterschied der Auflösung stellt damit einen deutlichen Zugewinn zur Darstellung der Zusammenhänge der Mikroarchitektur der Gleichbeine zu weiteren Variablen wie Alter und KGW dar, welcher sich auch künftig in immer detaillierteren Ergebnissen und spezifischen Fragestellungen nutzen ließe.

Ähnlich wie bereits im pQCT zeigten sich die Unterschiede der μ CT-Parameter zwischen den Gleichbeinen der VGM und HGM am deutlichsten. Für die μ CT-Parameter galt darüber hinaus auch eine signifikante Unterscheidung der lateralen und medialen Gleichbeine der VGM bzw. HGM, welche im pQCT nur undeutlich abgebildet werden konnte. Die deutlichsten Unterschiede lagen zwischen den lateralen Gleichbeinen der VGM und HGM vor, da alle betrachteten Parameter einen signifikanten Unterschied aufwiesen. Einzig die Tb.N stellte einen nur sehr knapp nicht signifikanten Zusammenhang der Parameter für die lateralen und medialen Gleichbeine der VGM und HGM dar, der jedoch einen sehr starken Effekt besaß ($d = -2,07$; $p = 0,051$). Für die medialen Gleichbeine der VGM und HGM konnten diese Zusammenhänge für BV/TV, Tb.Th, Tb.Sp sowie für SMI, Conn D und DA dargestellt werden. Somit lässt sich durch die Analysen im μ CT ein Zusammenhang der strukturellen Knochenparameter zu den gliedmaßenabhängigen funktionellen Belastungen ableiten. Nun gilt es, diese Ergebnisse den jeweiligen Belastungsmustern nach ihrer topographischen Lage zu bewerten. Erste Einblicke konnten bereits anhand der unterschiedlichen Krafteinwirkungen am Fesselgelenk aufgezeigt werden: Der mediale Aspekt des Fesselgelenks und der MC III ist größer als die lateralen Anteile und stellen damit ein Indiz für die unterschiedlichen auf sie einwirkenden Kräfte dar (Anthenill et al., 2006; Babiarz,

2021; Mangine et al., 2021; Schnabel & Redding, 2018). Babiarz (2021) konnte in ihrer Arbeit verdeutlichen, dass sich die Gleichbeine der VGM von trainierten und untrainierten Vollblütern anhand der analysierten Parameter im μ CT unterschieden. BV/TV und BMD stiegen in der Gruppe der trainierten Pferde an. Zudem zeigten die Pferde mit frakturierten Gleichbeinen erhöhte Werte für Tb.Th und Conn D, Tb.Sp und Tb.N. Bei der Betrachtung der topographischen Unterschiede der Gleichbeine der rechten gegenüber der linken Gliedmaße wiesen sie signifikante Erhöhungen von BV/TV nach. Die Parameter BV/TV, Tb.Th, Tb.Sp, DA und BMD waren zudem an den medialen Gleichbeinen höher als an den lateralen (Babiarz, 2021). Diese Erkenntnisse können durch die in dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse nur teilweise bestätigt werden. Nur Tb.Sp und DA waren an den medialen Gleichbeinen höher als an den lateralen Gleichbeinen. BV/TV, Tb.Th., SMI und BMD besaßen jeweils höhere Werte an den lateralen Gleichbeinen, sowohl für die VGM als auch für die HGM. Die lateralen Gleichbeine zeigte in Übereinstimmung mit Babiarz (2021) erhöhte Werte für Tb.N, welche jedoch im topographischen Vergleich nie signifikant waren (Babiarz, 2021).

Weiterhin konnten in einer vorhergehenden Studie fokale, subchondrale Läsionen als Risikofaktor für Gleichbeinfrakturen ausfindig gemacht werden (Shaffer et al., 2023), die häufiger am medialen als am lateralen Gleichbein auftraten (Babiarz, 2021). In weiteren Untersuchungen konnte zudem gezeigt werden, dass die Parameter BV/TV, Tb.Th und DA von Rennpferden mit Frakturen der Gleichbeine signifikant höher waren als jene der nichtfrakturierten Kontrollgruppe (Cresswell et al., 2019). Auf Grund der Tatsache, dass in der hier vorliegenden Studie keine Informationen zur Nutzungsart der Pferde vorlagen, kann zu den in der Literatur gemachten Angaben keine Stellung bezogen werden und weitere Untersuchungen an den Gleichbeinen von warmblütigen Pferden mit den Daten zur Nutzung und Haltung wären von Nöten.

Betrachtet man nun die μ CT-Parameter untereinander, zeigen sich diese signifikant zueinander. Es kann somit davon ausgegangen werden, dass die hochauflösende Analyse mit einer Ortsauflösung von 9 μ m mittels des hier verwendeten μ CT-Scanners hervorragend die Zusammenhänge der knöchernen Strukturen der Gleichbeinzylinder darstellt. Auf die Analyse der vollständigen Gleichbeine, auch

im Hinblick auf die unterschiedlichen Ergebnisse nach Lokalisation, wurde in dieser Arbeit verzichtet. Die regionalen Unterschiede der strukturgebenden Parameter der Gleichbeine wären für die Vorhersage von Frakturen der Gleichbeine von Interesse und sind bereits in verschiedene Studien genauer betrachtet worden. So konnten Ayodeles et al. (2020) etwa zeigen, dass BV/TV der medialen Gleichbeine höher war als die der lateralen Gleichbeine und sich zudem ein Abfall der Werte von BV/TV nach Lokalisation von mittleren dorsalen zu mittleren palmaren, zu basilaren und apikalen Bereichen der Gleichbeine ergaben (Ayodele et al., 2020).

Bei der Analyse der Mittelwerte der μ CT-Parameter zu den Röntgenklassen I-IV des RÖLF 2017 zeigten sich keine monotonen Zusammenhänge. Sie nahmen über zwei Röntgenklassen ab, um dann zu steigen und wieder abzufallen. Es wurden signifikante Zusammenhänge über fast alle Parameter bis auf die DA beim Vergleich der Röntgenklasse IV mit den Klassen I und II, nicht aber zur Röntgenklasse III festgestellt. Ähnlich wie schon bei der Korrelation der Daten der Röntgenuntersuchung zum pQCT zeigten sich hinweisende Ergebnisse. Lineare Zusammenhänge der Mittelwerte über die Röntgenklassen I - IV bestanden jedoch nicht. Dies könnte dadurch erklärt werden, dass jene Bereiche, die im Röntgen pathologische Veränderungen am Gleichbein aufwiesen, unzureichend durch die Knochenzylinder im μ CT abgebildet werden. Insbesondere die axialen und abaxialen Randbereiche, an denen sich radiologische Veränderungen zeigen werden durch die in dieser Studie gewählte Bohrung der Knochenzylinder in dorsopalmarer Richtung nicht erfasst und sind somit nicht repräsentativ für den Gesamtknochen der Gleichbeine. Dennoch ergeben sich aus den hier ermittelten Daten im μ CT die ersten Referenzwerte für Warmblüter, die innerhalb der hier untersuchten Population Rückschlüsse auf die Eigenschaften der Gleichbeine untereinander erkennbar machen. Aus wirtschaftlichen und methodischen Gründen sowie auf Grund der langen Scandauer wurde in dieser Studie jedoch darauf verzichtet die Gleichbeine in ihrer Gesamtheit abzubilden. Es erfolgte die anteilige Betrachtung der Gleichbeine anhand von zylindrische Knochenproben, daraus ergibt sich ein unvollständiges Bild der Knochenstruktur der Gleichbeine. Die Betrachtung von vollständigen Gleichbeinen könnte hier zur Einschätzung der Referenzbereiche der Mikroarchitektur und Knochendichte genauere Werte

liefern und eine mögliche Fragestellung für kommende Arbeiten darstellen. Dabei sollten spezifisch Bereiche an den Gleichbeinen definiert und analysiert werden und die vollständigen Gleichbeine erneuten μ CT-Analysen zur Referenzwertermittlung der mikroarchitektonischen Parameter und zur Darstellung der Knochenmineraldichte unterzogen werden.

Wie bereits im Ergebnissteil und in der Diskussion der pQCT-Parameter beschrieben, wiesen vier Gleichbeinproben osteolytische Veränderungen im Bereich des axialen Randes auf, welche jedoch nicht im RÖLF 2018 erfasst werden konnten. Insbesondere diese werden auf Grund der methodisch notwendigen Präparation der Gleichbeine in Zylinderform nur unvollständig erfasst und es muss mit einer Unterschätzung der gewonnenen Daten gerechnet werden. Es ist jedoch davon auszugehen, dass sich die osteolytischen Veränderungen auch in der anteiligen Betrachtung der Zylinderproben widerspiegeln, was sich anhand der analysierten Parameter, wie etwa der BMD, deutlich ableiten ließ. Mäule et al. (2004) stellten fest, dass bei der computertomografischen Densitometrie an der distalen VGM des Pferdes Areale mit osteolytischen Veränderungen bzw. Knochenzysten deutlich geringere Dichtemaxima besaßen und damit auf pathologische Veränderungen hinwiesen (Mäule & Gerhards, 2004). Auch bei den in dieser Studie osteolytisch veränderten Gleichbeinen, welche unter „Risiko nicht erfasst“ im RÖLF 2018 abgebildet wurden, zeigte sich eine deutlich niedrigere mittlere BMD von $0,58 \pm 0,025 \text{ g/cm}^3$ entgegen der Gleichbeine mit „kein Risiko“ bei einer mittleren BMD von $0,74 \pm 0,12 \text{ g/cm}^3$.

Die differenzierte Analyse der Gleichbeine in den Gruppen „Risiko“ oder „kein Risiko“ des RÖLF 2018 zeigt auch im μ CT deutliche Zusammenhänge. So konnte etwa für die Parameter BV/TV, SMI, Tb.Th und BMD erneut festgestellt werden, dass sich die Werte innerhalb der Gruppen unterschieden. Für die Gleichbeine mit „kein Risiko“ stieg die BMD mit Zunahme des KGW, äquivalent zu Parameter TOT_DEN der pQCT-Analyse. Auch hier kann derselbe Zusammenhang des KGW zur steigenden BMD bei den Gleichbeine ohne radiologische Veränderungen zugrunde gelegt werden. Es handelt sich dabei, um eine physiologische Anpassung des Knochens im Sinne eines Modelings auf Grund der steigenden Belastung durch das Gewicht der Pferde. Innerhalb der Gruppe mit „Risiko“ zeigt sich auch hier für

den Parameter BMD ein deutlicher Abfall der ermittelten Werte bei steigendem KGW, was als eine Anpassung im Sinne eines Remodelings zu bewerten war. Mehr- oder Überbelastungen manifestierten sich in radiologischen Veränderungen, die im RÖLF 2018 anhand der Kategorisierung „Risiko“ erkannt werden konnten. Auch für weitere μ CT-Parameter wie Tb.Th, BV/TV sowie den SMI konnten diese Zusammenhänge übertragen werden und spiegeln sich in der graphischen Darstellung wider.

Es kann davon ausgegangen werden, dass die Gleichbeine mit osteolytischen Veränderungen eine deutliche Einschränkung ihrer biomechanischen Festigkeit besaßen. Die unvollständige Abbildung der osteolytisch veränderten Gleichbeine zeigt sich auch im Vergleich der Bruchlast im Zug- im Gegensatz zum Druckversuch. Im Zugversuch, wo die Gleichbeine präparationsbedingt nicht knöchern „geschädigt“ wurden zeigten sie eine deutlich niedrigere Bruchlast von 2454,4 N ($n = 1$) im Gegensatz zum $MW \pm SD$ mit 4504 ± 1855 N ($n = 28$). Es soll an dieser Stelle jedoch darauf hingewiesen werden, dass sich die Probenanzahl im Zugversuch auf eine Probe beschränkte und die gewonnen Ergebnisse somit nur eingeschränkt nutzbar sind. Im Druckversuch besaßen diese Gleichbeine erst nach den Gleichbeinen mit Veränderungen an der palmaren Seite die geringste Bruchlast und brachen damit vor den Gleichbeinen mit Veränderungen an der distoproximalen Seite.

Bereits in verschiedenen Studien an humanen und tierischen Knochen konnte die Korrelation zwischen der Strukturanalyse mittels μ CT und den biomechanischen Eigenschaften hergestellt werden (Bauer et al., 2004; Ding & Hvid, 2000). Anhand der pQCT- und Röntgenanalysen ließen sich bereits Hinweise sammeln, die sich jedoch im μ CT am deutlichsten und häufigsten durch signifikant korrelierende Ergebnisse zeigten. Anhand der Strukturparameter konnte nachgewiesen werden, dass die biomechanischen Eigenschaften der Gleichbeine am besten mittels μ CT vorhersagbar waren. Für den Zugversuch stellten sich die Parameter BV/TV, SMI, Tb.Th, Tb.N, DA und BMD als sinnvolle Parameter zur Vorhersagbarkeit der biomechanischen Eigenschaften heraus. Im Druckversuch zeigten sich zu den bereits genannten Parametern zudem der Parameter Conn D als signifikant für die Vorhersage der Bruchlast. Einzig die DA, welche ein Maß für die Orientierung des

Knochens darstellt sowie Tb.N waren für den Druckversuch nicht signifikant. Die hier gewonnenen Ergebnisse stimmen damit mit vorhergehenden Studien überein, in denen nachgewiesen werden konnte, dass BV/TV als Abbild für die schützende subchondrale Sklerosierung in Folge von Hochgeschwindigkeitstrainings positiv korrelierten und dem Schutz des Knochens gegen vermehrte Druckbelastungen diene (Martig et al., 2020).

Limitiert wird die Übertragbarkeit der in dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse des μ CT-Verfahrens durch die alleinige Anwendung im wissenschaftlichen Kontext. Zwar dient das Gerät bereits jetzt bei in-vivo-Anwendungen im Bereich der Versuchstierkunde, ein Einsatz am Pferd ist jedoch auf Grund der technischen Unterschiede zur diagnostischen Computertomographie unwahrscheinlich. Die hier gewonnenen Daten bieten jedoch die Möglichkeit, die bereits jetzt in der klinischen Anwendung erworbenen Daten aus Magnetresonanztomographie, hochauflösenden CT und pQCT zu validieren und damit eine differenziertere Diagnose in der Praxis zu unterstützen. Abschließend konnte gezeigt werden, dass die biomechanischen Eigenschaften der Gleichbeine durch die hochauflösenden bildgebenden Verfahren des pQCT und μ CT und deren ermittelten Strukturparameter vorhergesagt werden konnten.

Dass die Knochendichte mit dem Alter und steigender Belastung zunimmt, konnten bereits verschiedene Autoren nachweisen (Boseckert, 2004; Chamay & Tschantz, 1972; Cornelissen et al., 1999; Firth, 2006; Jones et al., 1977) und wird durch die Ergebnisse dieser Arbeit sowohl für die Bestimmung der Knochendichte im pQCT als auch im μ CT zum Alter gestützt. Zum Untersuchungskollektiv gehörten neben Gleichbeinproben von adulten Pferden auch jene von zwei Fohlen. Die Ergebnisse zeigten einen deutlichen altersabhängigen Unterschied der Knochendichte. Die Adulten zeigten, wie zu erwarten war, im pQCT und μ CT höhere Werte für die Knochendichte als die Juvenilen. Auf Grund des hochsignifikanten Zusammenhangs der Bruchlast der Gleichbeine zur Knochendichte im μ CT und dem knapp nicht signifikanten Ergebnis im pQCT ($\rho = 0,339$; $p = 0,077$) stellt sich die tierschutzrelevante Frage nach dem richtigen Zeitpunkt für die Ausbildung von Jungpferden. Auch Cornelissen et al. (1999) konnte anhand der Knochendichtebestimmung mittels pQCT von Fohlen im Alter bis 11 Monate zeigen, dass sich eine

frühe Überstimulation der Osteoblasten im Bereich der Gleichbeine zu nicht-reversiblen Schäden führen kann, deren Langzeitfolgen noch nicht absehbar sind (Cornelissen et al., 1999). Ab welchem Alter sollten Pferde also eingeritten bzw. trainiert werden und welche Belastungen sind noch förderlich oder schon überbelastend für die knöchernen Strukturen der Gleichbeine? Wann befinden sich die knöchernen Anpassungsvorgänge der Gleichbeine noch im physiologischen Bereich und ab wann muss von pathologischen nicht-reversiblen Veränderungen der Strukturen ausgegangen werden? Können diese Vorgänge anhand der in den verschiedenen bildgebenden Analyseverfahren analysierten Parameter vorhergesagt werden? Diese und weitere konkretere Fragestellungen könnten Ziel von Strukturanalysen der Gleichbeine mittels bildgebender Verfahren darstellen. Dabei muss beachtet werden, dass eher die regionalen Unterschiede der Knochendichte als die Gesamtknochendichte der Gleichbeine Auswirkung auf das Frakturrisiko besitzen (Noordwijk et al., 2023). Daraus ergibt sich auch für die Unterscheidung von noch physiologischen und schon pathologischen Veränderungen ein regionaler Unterschied, welcher noch unzureichend beleuchtet ist.

Lindinger (2011) wies an den Gleichbeinen von Pferden Dichtemaxima am abaxialen und distalen Rand nach (Lindinger, 2011), wohingegen Schäfer (2001) über verschiedene Altersgruppen verteilt unterschiedliche Bereiche mit hoher Knochendichte an den Gleichbeinen feststellte (Schäfer, 2001). In früheren Arbeiten wurde der *Apex* der Gleichbeine bereits als responsivster Bereich auf Belastungsreize ausfindig gemacht (Young et al., 1991). An den hier analysierten Gleichbeinen wurde die Knochendichte auf ihre topografische Lage hin untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass die BMD im μ CT signifikante Unterschiede für die Vorder- und Hintergliedmaße sowie zwischen den lateralen und medialen Gleichbeinen der VGM besaßen. Diese waren an den HGM und dort wiederum an den lateralen Gleichbeinen am höchsten. Somit lässt sich vermuten, dass die Gleichbeine der HGM höheren Belastungen als an der VGM ausgesetzt sind. Im pQCT zeigte sich dieser Zusammenhang nur für die medialen Gleichbeine der VGM zu den medialen Gleichbeinen der HGM signifikant. Dies deckt sich teilweise mit den Ergebnissen von Mangine et al. (2021), welche zeigen konnten, dass die BMD der Gleichbeine der VGM signifikant unterschiedlich waren zwischen medialen

und lateralen, nicht aber zwischen den rechten und linken Gleichbeinen der VGM (Mangine et al., 2021).

Im direkten Methodenvergleich, der Knochendichtebestimmung mittels pQCT und μ CT fällt auf, dass diese über und unter dem ermittelten Knochendichtewerten von 700 mg/cm^3 unterschiedlich maßen. Die Analyse im pQCT zeigte bei Werten unter 700 g/cm^3 eher niedrigere Werte an als die Analyse der Knochendichte im μ CT. Grundsätzlich werden die absoluten Dichtewerte innerhalb der Analysemethoden pQCT und μ CT auf unterschiedliche Arten berechnet. Die Besonderheit des pQCT liegt darin, dass die Werte nicht anhand von Grauwerten sog. Hounsfield Units bestimmt werden, sondern die absolute Knochendichte anhand der physikalischen Dichte jedes Voxel bestimmt wird. Im μ CT erfolgt hingegen die Bestimmung der Knochendichtewerte anhand von Grauwerten im Vergleich zu einer Hydroxylapatitprobe mit bekannter Dichte. Der hier erfolgte methodische Vergleich dieser beiden Analyseverfahren weist auf eine unbefriedigende Vergleichbarkeit der absoluten Werte der Knochenmineraldichte zwischen pQCT- und μ CT-Daten hin. Es ergeben sich aus dem jeweiligen Analyseverfahren vielmehr standardisierte und damit vergleichbare Werte, die innerhalb einer Methode verwendet werden können.

Im nun folgenden Abschnitt sollen die Ergebnisse des Zug- und Druckversuchs betrachtet werden. Der Zusammenhang, der in den bildgebenden Verfahren gewonnen Parameter, zu den Eigenschaften der Gleichbeine in den biomechanischen Versuchen wurde analysiert. Im Zugversuch wurden die Werte für die Bruchlast in N, die Zugbelastbarkeit in N/kg und die Verformung der Proben in % für 28 Proben in der adulten Hauptversuchsgruppe und für vier Gleichbeinproben in der juvenilen Nebengruppe ermittelt. Die Bruchlast ergibt sich zu dem Zeitpunkt, zudem nach maximalen Kraftanstieg eine Fraktur der Probe oder ein Kraftabfall bzw. eine Plateauphase eintrat. Die Zugbelastbarkeit wird berechnet aus der Bruchlast zum KGW der Pferde. Die Dehnung bei Bruch in Prozent stellt die relative Änderung zur Gesamtheit der Gleichbeinproben dar. Es zeigten sich über die Parameter Alter, KGW und topografische Lage keine signifikanten Zusammenhänge der Bruchlast, der Zugbelastbarkeit und der Dehnung bei Bruch zum Zugversuch. Auch wenn die ermittelten Werte im Zugversuch nicht signifikant

waren, so konnten Hinweise zu den biomechanischen Eigenschaften der Gleichbeine ermittelt werden. So konnte für die Bruchlast im Zugversuch gezeigt werden, dass die Proben mit höherer Bruchlast tendenziell eher ligamentär ausrissen. Daraus ergibt sich, dass wenn der Knochen über eine ausreichende mechanische Festigkeit verfügte, eher die ligamentären Strukturen zum Versagen der Gleichbeine neigten. Bei der Analyse der Ergebnisse des Zugversuchs zur topographischen Lage zeigten sich hinweisende Muster an den Gleichbeinen der medialen HGM: die Bruchlast und die Zugbelastbarkeit stellten sich für diese Gleichbeine am größten dar. Die mechanischen Eigenschaften werden geprägt von ihrer Funktion und es könnte sich damit ableiten lassen, dass die medialen Gleichbeine der HGM den höchsten mechanischen Zugkräften ausgesetzt sind. Um den Effekt auf die Gleichbeine genauer zu untersuchen, sollten weitere Studien durchgeführt werden.

Die Werte der Knochendichte, die im pQCT ermittelt wurden, ergaben keinen Hinweis auf die Bruchlast im Zugversuch und widersprechen somit der Annahme, dass die Bestimmung der Knochenmineraldichte als ein geeignetes Mittel zur Vorhersage der biomechanischen Eigenschaften von Knochen angesehen wird. Es zeigt sich damit, dass durch geringere Knochendichte das Risiko eine Lahmheit zu entwickeln erhöht ist, und sich darüber hinaus die biomechanischen Eigenschaften des Knochens verändern. Es führt zu einer tendenziell eher knöchernen Schädigung als zu einer Schädigung der Weichteile der Gleichbeine und damit dem Fesselträger. Proben mit geringerer Knochendichte rissen eher knöchern als ligamentär aus und besaßen darüber hinaus eher ein „Risiko“ eine Lahmheit zu entwickeln gemäß RÖLF 2018.

Dafür können die biomechanischen Eigenschaften der Gleichbeine anhand anderer im pQCT ermittelter Parameter bewertet werden. In der hier vorgelegten Studie sagten die CRTSUB_CNT sowie die CRTSUB_DEN signifikant das Bruchverhalten der Gleichbeine voraus. Der Zusammenhang mit der TRAB_DEN und TRAB_CNT war zu keiner Zeit signifikant für den Zugversuch, was durch die im Verhältnis geringe TRAB_CNT zu der CRT_CNT zu erklären ist. Es zeigen sich die Parameter der TOT_CNT und CRT_CNT, sowie der CRTSUB_CNT und CRT_DEN und der SSI signifikant für die Vorhersage der Bruchlast und der Zugbelastbarkeit. Die

TOT_A, welche als geeignet zur Charakterisierung der biomechanischen Eigenschaften des Knochens angesehen wird, zeigte dies jedoch nicht (Bruchlast: $\rho = 0,176$; $p = 0,370$; Zugbelastbarkeit: $\rho = 0,231$; $p = 0,237$). Die Dehnung bei Bruch zeigt keine signifikanten Zusammenhänge zu den ermittelten pQCT-Parametern. Es sollte berücksichtigt werden, dass auf Grund von methodischen Schwächen weitere Untersuchungen angestrebt werden sollten, um die in dieser Arbeit ermittelten Zusammenhänge zu verifizieren.

Bei der Korrelation der Röntgenklassen des RÖLF 2007 zu den Parametern des Zugversuchs zeigte sich zunächst eine Abnahme der Bruchlast über die ersten zwei Röntgenklassen. Der Mittelwert der Bruchlast stiegen für die Röntgenklasse III an, um in der Röntgenklasse IV erneut abzufallen, jedoch nicht unter den Wert der Röntgenklasse II. Auch die Zugbelastbarkeit und der Dehnung bei Bruch variierten über die Röntgenklassen stark und es ließ sich auch für diese Parameter keine monotone Steigung feststellen. Auch hier handelte es sich um nicht signifikante Zusammenhänge und es konnten nur Tendenzen der ermittelten Parameter des Zugversuchs innerhalb der Röntgenklassen aufgezeigt werden. Dabei ist insbesondere zu beachten, dass die Werte anhand einer geringen Gesamtprobenanzahl ($n = 28$) ermittelt wurden und etwa für die Röntgenklasse II nur eine Probe erfasst wurde. Die Vergleichbarkeit der Daten ist somit auch untereinander deutlich eingeschränkt und auch hier bedarf es einer Überprüfung der hier ermittelten Angaben.

Im Zugversuch zeigen die Gruppen „Risiko“ und „kein Risiko“ im RÖLF 2018 deutliche Unterschiede der Belastbarkeit in Abhängigkeit zum KGW der Pferde. Es konnte gezeigt werden, dass die Bruchlast und die Zugbelastbarkeit bei den Pferden mit höherem KGW herabgesetzt waren. Zudem ergab sich bei der Betrachtung der Untergruppen mit "Risiko" darüber hinaus ein noch niedrigerer Wert. Wodurch ist nun diese Abnahme der beiden Parameter Bruchlast und Zugbelastbarkeit im Zugversuch zu erklären? Das KGW stellt nach der muskulären Belastung, den nächsten wichtigsten Faktor der funktionellen Belastung des Knochens dar (Burr, 1997; Martin et al., 2015b). Schwerere Pferde erreichen auf Grund ihres KGW und ihrer relativ zum KGW kleineren Gleichbeine eher die knöchernen Belastungsgrenzen. Eine Überlastung des Knochens tritt dement-

sprechend schon bei geringeren Belastungen ein. Überlastungen des Knochens können anhand von radiologischen Veränderungen im Sinne eines Remodelings erkannt werden und sind im RöLF 2018 in der Gruppe der Gleichbeine mit „Risiko“ abgebildet.

Bei der Analyse der Parameter des Zugversuchs zu den Eigenschaften des RöLF 2018 lässt sich erstmalig ein signifikanter Zusammenhang ($p = 0,043$) der Dehnung bei Bruch zum „Risiko“ eine Lahmheit zu entwickeln aufzeigen. Die Stichprobengröße von $n = 6$ lässt jedoch auch hier nur eine vorsichtige Beurteilung der gemachten Ergebnisse sinnvoll erscheinen und sollte in weiteren Studien mit höheren Fallzahlen übergeprüft werden.

Die BMD im μ CT ist hingegen signifikant zur Bruchlast im Zugversuch und lässt somit eher mögliche Rückschlüsse auf die biomechanischen Eigenschaften der Gleichbeine zu als die korrelierten Daten des Zugversuchs zum pQCT. Diese Annahme deckt sich mit den Angaben in der Literatur. Die Bestimmung der Knochenmineraldichte stellt sich als ein geeignetes Mittel dar die biomechanischen Eigenschaften von Knochen vorherzusagen (Markel, 2020). Darüber hinaus sind auch die Parameter BV/TV, SMI, Tb.Th, Tb.N und DA geeignet, die Eigenschaften der Gleichbeine bei Belastung unter Zug vorherzusagen. Eine Übertragbarkeit der Ergebnisse ist nur bedingt möglich, da die komplexe Belastungssituation unter Berücksichtigung der funktional-anatomischen Zusammenhänge des hochdifferenzierten Fesseltrageapparates im Zugversuch nicht realistisch nachgebildet werden konnte. Eine Überprüfung der biomechanischen Eigenschaften auf Zug sollte Ziel von kommenden wissenschaftlichen Fragestellungen sein, um ein abschließendes Ergebnis der biomechanischen Eigenschaften der Gleichbeine unter Zug darstellen zu können. Dabei sollte bei der Modellierung auf möglichst physiologische Winkelverhältnisse geachtet werden, um den Belastungsrichtungen des Fesselgelenks und der damit einhergehenden Druck- und Zugbelastungen der Gleichbeine möglichst nahe zu kommen. Die durch die eingeschränkte Stichprobenanzahl ($n = 32$) ermittelten Daten zur Bruchlast, Zugbelastbarkeit und Dehnung bei Bruch im Zugversuch lassen nur bedingt Rückschlüsse auf die biomechanischen Eigenschaften der Gleichbeine zu. Die geringe Stichprobengröße (adult $n = 28$, juvenil $n = 4$), die hohe Varianz der Proben und

die damit einhergehenden Ergebnisse lassen auf methodische Schwächen im Zugversuch schließen. Zu den Limitationen zählen die unterschiedlichen Winkelverhältnisse in-vivo und in-vitro, die bei Belastung der Gliedmaßen auf die Gleichbeine und die zugehörigen Bänder einwirken. In-vivo schmiegen sich die Gleichbeine an der palmaren Seite der distalen Gliedmaße dem Fesselgelenk an, woraus sich ein Winkel von etwa 140° ergibt. Im hier durchgeführten biomechanischen in-vitro Zugversuch wurden die Proben axial auf Zug belastet und unterliegen somit keiner physiologischen Belastung. Positiv hervorzuheben seien die standardisierten Testbedingungen im Zugversuch, welche zumindest einen Vergleich der Proben innerhalb der untersuchten Population zulässt. Insgesamt ist von einer schlechten Übertragbarkeit der Daten in vivo auf Grund der unvollständigen Darstellung von anatomisch funktionellen Zusammenhängen von Knochen, Muskeln und Weichteil auszugehen.

Die Eigenschaften des Knochens sind von seinem Milieu und dem ihn umgebenden Flüssigkeitsgehalt abhängig (Evans & Lebow, 1948), welcher bei der Durchführung der Versuche nicht aufrechterhalten werden konnte. Die physiologische Körpertemperatur des Pferdes von $+37\text{--}38^\circ\text{C}$ besitzt ebenfalls einen Einfluss auf die Eigenschaften der Gleichbeine. Die Gleichbeine wurden im Versuchsaufbau des Zugversuchs zum Schutz vor Verrutschen in heruntergekühlte Klemmbacken mit einer Temperatur von -80°C eingespannt. Diese methodisch notwendige Fixation nutzte den kälteadhesiven Effekt, der die Gleichbeine umgebenden Weichteilstrukturen aus. Es ist anzunehmen, dass die mechanischen Eigenschaften der Gleichbeine im Zugversuch sowohl durch die Temperatur als auch durch das Einspannen der Weichteilstrukturen zwischen den Klemmbacken beeinflusst wurde.

Dem Druckversuch wurden 88 zylindrische Knochenproben der Gleichbeine mit einem Durchmesser von 11 mm zugeführt. Durch die ermittelten Parameter der Bruchlast und der Dehnung bei Bruch sollen die biomechanischen Eigenschaften im Zusammenhang zum Alter, dem KGW, den morphometrischen Daten und der topographischen Lage der Gleichbeine beurteilt werden.

Für die Bruchlast im Druckversuch konnte sowohl zum Alter als auch zum KGW ein signifikanter Zusammenhang dargestellt werden. Die Knochenzylinder von älteren

Pferden brachen früher und mit steigendem KGW mussten höhere Kräfte aufgewendet werden, um die Gleichbeinzylinder bis zur Versagensgrenze zu belasten. Die morphometrischen Daten zeigten signifikante Werte für die Höhe und relative Höhe, Tiefe und relative Tiefe und die relative Breite der Gleichbeine. Dieser geringe negative Effekt trat für die relative Höhe am deutlichsten auf und soll aufgrund dessen hier näher beleuchtet werden: Die relative Höhe zeigte sich bereits zum KGW hochsignifikant auch über die verschiedenen Altersgruppen und auch die Bruchlast im Druckversuch zeigt diesen hochsignifikanten Zusammenhang zum KGW ($\rho = 0,348$; $p = 0,001$). Daraus ergibt sich, dass das KGW als entscheidender Parameter für die funktionelle Belastung bzw. die Bruchlast des Knochens des Pferdes angesehen werden muss. Diese Annahme lässt sich zudem mit dem Mechanostat-Modell nach Frost (2000) erklären. Der Autor beschreibt die mechanischen Grenzen des Knochens und deren Auswirkung auf dessen Anpassungsvorgänge. Dabei kommt es bei Werten von unter $1000 \mu\text{Strain}$ zum Abbau von Knochen, zwischen $1000 - 1500 \mu\text{Strain}$ befindet sich der Knochen im sogenannten „Adapted State“ und der Knochen wird im Sinne eines Remodelings stetig erneuert. Ab $1500 \mu\text{Strain}$ kommt es zur Überlastung des Knochens und es erfolgen daraufhin Umbauprozesse, die als sog. „Modeling“ bezeichnet werden und eine Zunahme der Knochenmasse beinhalten (Frost, 2000). Es ist nur logisch, dass Pferde mit einem höheren KGW relativ eher die Grenze der knöchernen Überlastung erreichen. Das bedeutet, dass Pferde mit einem höheren KGW, relativ schneller pathologische Vorgänge an den Gleichbeinen aufweisen, welche im Röntgen anhand von pathologischen Veränderungen erkannt werden können.

Die topografische Lage der Gleichbeine nach vorne lateral, vorne medial, hinten lateral und hinten medial ist ebenfalls signifikant zur Bruchlast. Es konnte gezeigt werden, dass die Bruchlast der medialen und lateralen Gleichbeine der VGM ($p = 0,017$) und HGM ($p = 0,044$) signifikante Unterschiede auswiesen. Die Bruchlast im Druckversuch war an den HGM deutlich höher (lateral: $7950,9 \pm 1374,7 \text{ N}$; medial: $7233,0 \pm 1633,5 \text{ N}$) als die Bruchlast der VGM (laterale: $6962,3 \pm 1751,4 \text{ N}$; medial: $6303,2 \pm 1909,3 \text{ N}$). Für die Verformung bei Bruch konnte gezeigt werden, dass diese an den VGM höher war (lateral: $9,7 \pm 2,5 \%$; medial: $9,4 \pm 2,2 \%$) als an den HGM (lateral: $6,6 \pm 4,4 \%$; medial: $8,5 \pm 3,5 \%$). Dabei wiesen die lateralen

Gleichbeine eine größere Differenz als die medialen Gleichbeine auf, was für eine deutliche Unterscheidung der funktionellen Belastung der lateralen Gleichbeine der VGM und HGM spricht. Für die vorderen lateralen und medialen Gleichbeine konnte nur ein sehr geringer Unterschied festgestellt werden. Daraus lässt sich ableiten, dass die Gleichbeine der VGM sich in ihrer funktionellen Belastung mehr ähneln als die übrigen Gleichbeine. Durch die unterschiedliche Bruchlast der lateralen Gleichbeine und der VGM und HGM lässt sich darüber hinaus ableiten, dass insbesondere die Gleichbeine der VGM unterschiedlichen funktionellen Belastungen ausgesetzt sind. Dies deckt sich, wie bereits erwähnt, mit den Erkenntnissen vorhergehender Studien, die den lateralen Gleichbeinen der VGM eine übergeordnete Belastung zu Beginn der Standbeinphase zuschreiben (van Heel et al., 2004).

Bei der Betrachtung der Zusammenhänge der Röntgenklasse im RÖLF 2007 mit der Bruchlast im Druckversuch zeigt sich eine Abnahme der nötigen Kraft über die ersten drei Röntgenklassen, die zum Versagen der Proben führt. Die Gleichbeine der höchsten Röntgenklasse IV brechen dann aber wiederum bei etwas höherer Kraftanstrengung. Dieser Zusammenhang ist jedoch nicht signifikant. Wie bereits in der Darstellung der Zusammenhänge des RÖLF 2007 zum Zugversuch gesehen, zeigt sich auch hier ein nicht monotoner Verlauf der Bruchlast über die steigenden Röntgenklassen. Es stellt sich nun die Frage, warum die Ergebnisse für die vierte Röntgenklasse abweichen. Eine mögliche Erklärung stellen die knöchernen Umbauprozesse dar, welche bereits anhand der Angaben der absoluten Knochendichtewerte im μ CT-Analyseverfahren erkannt wurden. Auch dort konnte festgestellt werden, dass die Knochendichte zunächst über die ersten drei Röntgenklassen stieg, um dann zur vierten Röntgenklasse deutlich abzufallen. Dies unterstreicht erneut die Annahme, dass die Knochendichte die biomechanischen Eigenschaften der Gleichbeine gut abbilden kann.

In Ergänzung dazu bestätigen die Ergebnisse des Druckversuchs in Korrelation zum RÖLF 2018 die bereits gewonnenen Erkenntnisse. Auch für den RÖLF 2018 gilt, dass die Gleichbeine mit schlechterer radiologischer Einschätzung aka „Risiko“ deutlich niedrigere Knochendichtewerte zeigten, als die Gleichbeine welche „kein Risiko“ besaßen und somit ohne pathologische Veränderungen waren. Wie bereits

beschrieben stellt das KGW der Pferde neben der muskulären Beanspruchung einen Faktor der funktionellen Belastung von Knochen und somit den Gleichbeinen dar. Auch wenn in erster Linie die Muskulatur für die höchste Belastung des Knochens sorgt (Martin et al., 2015b). Es konnte bereits gezeigt werden, dass dadurch die Belastungsgrenze bei schwereren Pferden, mit dazu auch noch relativ zum KGW kleineren Gleichbeinen, relativ eher erreicht wird. Diese Veränderungen der Knochenstruktur können unter Zuhilfenahme von radiologischen Untersuchungen sichtbar gemacht werden. Daraus ergibt sich anhand der hier ermittelten Daten eine Einschätzung der Belastbarkeit der Gleichbeine anhand der radiologischen Veränderungen. Dieser Zusammenhang konnte bereits für die verschiedenen Parameter der pQCT- und μ CT-Analysen sowie im Zugversuch aufgezeigt werden und wird durch die in dieser Arbeit ermittelten Ergebnisse des Druckversuchs erneut unterstrichen. Die Vorhersagbarkeit der Bruchlast der Gleichbeine im Druckversuch konnte hochsignifikant anhand der Strukturparameter im pQCT ermittelt werden. Zu den geeigneten Parametern zählten die TOT_CNT, TOT_DEN, CRT_CNT; CRT_DEN, CRTSUB_CNT und CRTSUB_DEN und die TRAB_CNT sowie der SSI. Die TRAB_DEN und der TOT_A stellten sich als ungeeignet zur Vorhersagbarkeit der Bruchlast der Gleichbeine im Druckversuch dar. Es stellt sich die Frage, warum insbesondere die TRAB_DEN keinen signifikanten Effekt auf die biomechanischen Eigenschaften der Gleichbeine besitzt. Eine mögliche Erklärung stellt das Verhältnis der trabekulären zu den kortikalen und subkortikalen Anteilen der Gleichbeine des Pferdes als auch den Sesambeinen im Allgemeinen dar. Diese setzten sich, wie in dieser Arbeit bestimmt werden konnte, aus einem großen Anteil CRT_CNT und CRTSUB_CNT ($MW \pm SD 314,5 \pm 108,6$ mg) zur TRAB_CNT ($185,7 \pm 29,9$ mg) zusammen. Darüber hinaus spielen jedoch nicht die absoluten Werte der Massen eine Rolle für die Festigkeit des Knochens, sondern vielmehr die Ausrichtung innerhalb des Knochens. Es lässt sich demnach ableiten, dass eher die trabekulären Anteile des Knochens über die mechanische Festigkeit der Gleichbeine entscheiden als die kortikalen und subkortikalen Anteile.

Auch sind die Strukturparameter des μ CT (bis auf DA) signifikant für die Vorhersage der biomechanischen Eigenschaften der Gleichbeine geeignet.

Kentenich (2013) konnte in ihrer Arbeit feststellen, dass die μ CT-Strukturparameter BV/TV und Tb.Th zur Vorhersage der biomechanischen Eigenschaften am besten geeignet waren (Kentenich, 2013). Diese Annahme deckt sich zunächst mit den hier gewonnenen Ergebnissen, darüber hinaus konnte jedoch gezeigt werden, dass auch die Parameter SMI, Tb.N, und DA für die Vorhersage geeignet sind.

Mehr noch als die Ergebnisse des μ CT waren somit die Strukturparameter des pQCT zur Vorhersage der Druckbelastbarkeit der Gleichbeine geeignet. Als mögliche Ursache seien auch hier die Einflüsse der nur anteiligen Darstellung der Gesamtzusammensetzung der Gleichbeine im μ CT durch die Probenaufbereitung anzumerken. Auch hier zeigt sich, dass die Knochenzylinder ein unvollständiges Gesamtbild der knöchernen Eigenschaften der Gleichbeine abbilden.

Insbesondere in der Nebenversuchsgruppe der Juvenilen deuten sich Hinweise für die Belastbarkeit der Gleichbeine an. Für die Sehnen von Fohlen konnte bereits gezeigt werden, dass neben der genetischen Gleichheit des Fohlenhufs bereits pränatal funktionelle Anpassungsvorgänge ablaufen, welche sich vorrangig in der Größenzunahme als in der histologischen Ausdifferenzierung zeigten (Winkler, 2015). Die Betrachtung der Ergebnisse führt zur Annahme, dass sich die Gleichbeine bereits pränatal an die auf sie einwirkenden Belastungen genetisch angepasst haben und die spezifische Ausreifung der Knochenstruktur postnatal erfolgt. Dieses Ergebnis wird durch die phylogenetischen Untersuchungen der Sesambeine anhand verschiedener Landwirbeltiere gestützt (Abdala et al., 2019).

Insgesamt darf von einer guten Übertragbarkeit der Ergebnisse auf in-vivo Verhältnisse trotz der unvollständigen Darstellung von anatomisch-funktionellen Zusammenhängen von Knochen, Muskeln und Weichteilen ausgegangen werden. Eine Verzerrung der Daten ist auf Grund der schwer standardisierbaren Proben-gewinnung der Knochenzylinder möglich. Die Entnahme erfolgte anhand reproduzierbarer anatomischer Merkmale. Bei der Bohrung kann eine geringfügige Abweichung der Bohrrichtung jedoch nicht ausgeschlossen werden und es ergeben sich daher mögliche negative Effekte auf die biomechanische Festigkeit der Knochenzylinder. Insbesondere die Ausrichtung der ossären Strukturen hat einen Effekt auf die physiologische Drucklast der Proben. Eine Schwächung des

Knochens tritt zudem durch Defekte in der Kortikalis und durch die Reduktion der Knochenmasse auf (Johnson & Fallat, 1997; Specht et al., 1990).

Die Korrelationen zwischen Zug- und Druckversuch wiesen bis auf die Zugbelastbarkeit des Zugversuchs zur Bruchlast des Druckversuchs keinen weiteren signifikanten Zusammenhang auf. Auf Grund dessen sollte eine Einordnung der Ergebnisse ins Gesamtbild vorgenommen werden. Zum einen kann, wie bereits angemerkt, über die grundsätzlichen methodischen Eigenschaften des Zugversuchs diskutiert werden. Zum anderen ergeben sich durch die unterschiedlichen Eigenschaften der untersuchten Proben diskutabile Ansätze: die Gleichbeine des Zugversuchs lagen vollständig mit den sie umgebenden Weichteilstrukturen vor und besaßen damit eine höhere funktional-anatomische Kompetenz als die Knochenzylinder im Druckversuch, die bereits durch die Aufbereitung als zylindrische Proben für den Versuchsaufbau Teile ihrer mechanischen Festigkeit durch kortikale Defekte einbüßen mussten. Daraus ergibt sich, dass auch für den Druckversuch weitere mechanische Belastungstests interessante Einblicke in die biomechanischen Eigenschaften der Gleichbeine geben können, und damit das spezifische Wissen und die komplexen Vorgänge der knöchernen Anteile des Fesseltrageapparates beleuchten können.

Neben den in den einzelnen Darstellungen der Ergebnisse und deren Diskussion bereits angedeuteten zukünftigen Fragestellungen soll hier nochmal in der Gesamtheit ein Ausblick zu Fragestellungen rund um die biomechanischen Eigenschaften der equinen Gleichbeine auf Grundlage der hier gewonnenen Daten gegeben werden. Es zeigte sich, dass die anteilige Darstellung der Gleichbeine in der μ CT-Analyse anhand der Knochenzylinder diese nur unvollständig widerspiegeln. Gründe dafür finden sich im Aufbau der Sesambeine an sich: diese besitzen auf Grund ihrer Ausgestaltung einen großen Anteil an kortikalem und subkortikalem Knochen. Studien, die sich zukünftig mit den Eigenschaften der Gleichbeine befassen, sollten auf Grund dessen immer den gesamten Knochen in die Untersuchungen mit einbeziehen. Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass die Nutzungs- und Haltungsform der Pferde die Eigenschaften der Gleichbeine maßgeblich beeinflussen (Young et al., 1991). Ein umfangreiches Wissen über die

alltägliche Belastung der Pferde ermöglicht eine gezielte und spezifische Einordnung der gewonnenen Ergebnisse und sollte deswegen angestrebt werden.

Aus den hier gewonnenen μ CT-Daten ließen sich computergestützte Belastungssimulationen der equinen Gleichbeine mittels Finite-Elemente-Analysen erstellen. Auch weitere computergestützte Verfahren in Kombination mit den technischen Möglichkeiten können weitere Einblicke in die biomechanischen Eigenschaften der equinen Gleichbeine geben und dadurch die Auswirkungen der Mikroarchitektur der Gleichbeine auf belastungsinduzierte Reize und die damit einhergehenden Umbauprozesse und biomechanischen Eigenschaften widerspiegeln. Der enorme Fortschritt der technischen Möglichkeiten in der Bildgebung, sowie die damit verbundene stetige Verbesserung der Auflösung von bildgebenden Verfahren machen es möglich, ein immer breiteres Verständnis der grundlegenden Zusammenhänge der Knochenphysiologie zu erhalten. Es ergeben sich auch weiterhin umfassende Fragestellungen zum Verständnis der Knochenmechanik im Allgemeinen und der Gleichbeine im Speziellen. In Zukunft sollten weitere Anstrengungen unternommen werden, um die herausragenden funktional-anatomischen, sowie die bemerkenswerten strukturellen Zusammenhänge der equinen Gleichbeine und den sie umgebenden Strukturen wie den Fesselträger zu erörtern, und diese in den Kontext der funktionellen Belastung der Gliedmaßen zu stellen.

Zusammenfassend soll anhand der folgenden Abbildung die Beziehung der Mikromorphologie zu den biomechanischen Eigenschaften der Gleichbeine abgebildet werden. Wie anfangs beschrieben können verschiedene Zonen der knöchernen Belastung angenommen werden. Diese unterscheiden eine herabgesetzte, physiologische, überlastete und pathologische Zone (Burr, 1992). Die folgende Abbildung 47 stellt die Zusammenhänge der Belastung, der Knochenmasse und die Anpassungsvorgänge dar. Dabei ändern sich die Knocheneigenschaften je nach Belastung, dem sogenannte minimal effective strain (MES) innerhalb der vier Zonen „*Trivial Loading Zone*“ mit Aktivierung des Remodeling, „*Physiological Loading Zone*“ mit Unterdrückung des Remodelings (sog. „faule“ (Carter et al., 1996) oder „träge“ (Huiskes et al., 1992) Zone), „*Overload Zone*“ mit Modeling und Zunahme der Knochenmasse und der „*Pathologic Overload Zone*“.

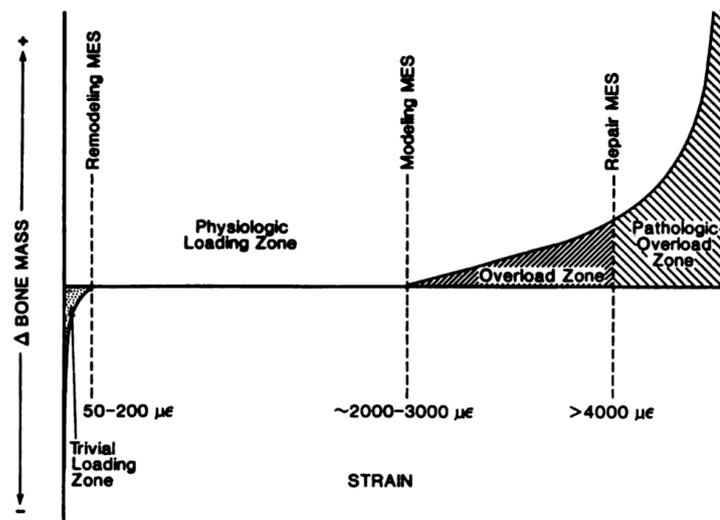


Abbildung 47: Abgewandeltes Mechanostat-Modell nach Frost (1987) (aus Burr, 1992): „Trivial Loading Zone“ mit Aktivierung des Remodeling, „Physiological Loading Zone“ mit Unterdrückung des Remodelings, „Overload Zone“ mit Modeling und Zunahme der Knochenmasse und der „Pathologic Overload Zone“ mit knöchernen Reparaturprozessen

Zur Einschätzung der biomechanischen Eigenschaften und der damit einhergehenden Micromorphologie konnte innerhalb der Gruppe der Gleichbein mit „Risiko“, denen eine röntgenologisch sichtbare Überlastung postuliert wurde, gezeigt werden, dass je kleiner die Gleichbeine waren, desto höher war ihre Überlastung. Dabei ist zu bedenken, dass insbesondere die schwereren Pferde kleinere Gleichbeine besaßen und somit verhältnismäßig schneller die Grenze der Überlastung erreichten. Zudem konnte gezeigt werden, dass die folgenden pQCT-Parameter absanken: TOT_CNT, TRAB_CNT, CRT_CNT und CRT_DEN sowie die CRTSUB_DEN. Dahingegen zeigte sich in der Gruppe der Gleichbeine „ohne Risiko“ eine erhöhte Bruchlast im Druckversuch, welche anhand der folgenden micromorphometrischen Parameter signifikant erkannt werden konnte: eine Zunahme des BV/TV, der Tb.Th, und dem DA sowie eine Abnahme der Parameter der Tb.Sp und des SMI.

VI.ZUSAMMENFASSUNG

Biomechanischen Eigenschaften der equinen Gleichbeine

Ziel der Studie war es die biomechanischen Eigenschaften der equinen Gleichbeine anhand von bildgebenden Verfahren und biomechanischen Tests zu untersuchen. Es wurden an 112 Gleichbeinen von 15 Pferden anhand von Röntgenbildern die morphometrischen Daten und die Klassifizierungen gemäß RÖLF 2007 und 2018 vorgenommen. Strukturparameter zur Mikroarchitektur und Knochendichte wurden mittels pQCT- und μ CT-Untersuchungen gewonnen. Zur Analyse der biomechanischen Eigenschaften wurden ein Zug- und Druckversuch durchgeführt und die Gleichbeine auf ihre biomechanischen Eigenschaften hin untersucht. Die Ergebnisse wurden in eine adulte Hauptversuchsgruppe in Abhängigkeit zum Signalement, der Topografie und der Morphometrie der Gleichbeine betrachtet. Zwischen den einzelnen bildgebenden und mechanischen Methoden wurden Zusammenhänge ermittelt, um mögliche Parameter zur Vorhersagbarkeit der mechanischen Festigkeit der Gleichbeine ausfindig zu machen. Die Ergebnisse einer juvenilen Nebenversuchsgruppe wurden deskriptiv dargestellt. Die so gewonnen Daten geben einen ersten Einblick in die biomechanischen Eigenschaften der Gleichbeine von Warmblütern. Anhand von Röntgenbildern wurden die Gleichbeine morphometrisch vermessen, dabei zeigte sich, dass die Höhe, Breite und Tiefe eher von der Belastung nach ihrer topographischen Lage abhängig war und weniger von den knöchernen Umbauprozessen der Gleichbeine. Es konnte gezeigt werden, dass Pferden mit höherem KGW, relativ kleinere Gleichbeine besaßen. Die Belastungs- bzw. Überlastungsgrenze des Knochens wurde somit umso schneller erreicht, desto schwerer die Pferde waren. Das KGW stellt damit, neben der muskulären Beanspruchung einen wichtigen Faktor dar, der radiologische Veränderungen bedingen kann. Ebenso erfolgte anhand der Röntgenbilder die Klassifizierung in den RÖLF 2007 und den RÖLF 2018. Es konnten nur bedingt Zusammenhänge zu den biomechanischen Eigenschaften der Gleichbeine in den mechanischen Versuchen hergestellt werden. Für die Vorhersagbarkeit der biomechanischen Eigenschaften des Zugversuchs zeigten sich im pQCT die TOT_CNT, die CRTSUB_CNT und CRTSUB_DEN, die CRT_DEN

sowie der SSI als geeignet. Für die μ CT- Parameter waren BV/TV, SMI, Tb.Th, Tb.N, DA und BMD zur Vorhersage der Bruchlast geeignet. Auch für den Druckversuch konnten diverse Parameter für die Vorhersagbarkeit bestimmt werden. Dazu zählten im pQCT die TOT_CNT und TOT_DEN, die CRT_CNT und CRT_DEN, die CRTSUB_CNT und CRTSUB_DEN, die TRAB_CNT sowie die der SSI. Für die Parameter des μ CT zeigten sich BV/TV, Tb.Th, Tb.Sp, SMI, Conn D, DA und die BMD als geeignet. Zur Einschätzung der biomechanischen Eigenschaften und der damit einhergehenden Mikromorphologie konnte innerhalb der Gruppe der Gleichbein mit „Risiko“, denen eine röntgenologisch sichtbare Überlastung postuliert wurde, gezeigt werden, dass je kleiner die Gleichbeine waren, desto höher war ihre Überlastung. Dabei ist zu bedenken, dass insbesondere die schwereren Pferde kleinere Gleichbeine besaßen und somit verhältnismäßig schneller die Grenze der Überlastung erreichten. Zudem konnte gezeigt werden, dass die folgenden pQCT-Parameter absanken: TOT_CNT, TRAB_CNT, CRT_CNT und CRT_DEN sowie die CRTSUB_DEN. Dahingegen zeigte sich in der Gruppe der Gleichbeine „ohne Risiko“ eine erhöhte Bruchlast im Druckversuch, welche anhand der folgenden micro-morphometrischen Parameter signifikant erkannt werden konnte: eine Zunahme des BV/TV, der Tb.Th, und dem DA sowie eine Abnahme der Parameter der Tb.Sp und des SMI.

Abschließend lässt sich sagen, dass die Form und Struktur der Gleichbeine Aufschluss über die auf sie wirkenden Kräfte geben. Die multifaktorielle knöcherne Anpassung erfolgt stetig, was eine vollumfängliche Einschätzung der Eigenschaften erschwert. Sie stellen jedoch einen Baustein zum komplexen Verständnis von funktionalanatomischen Strukturen wie dem Fesselträger des Pferdes, mit den Gleichbeinen als knöcherner Anteil, dar. Diese Studie soll als Grundlage und Referenzwertbildung weiterer Untersuchungen dienen und damit die frühzeitige Erkennung von Schmerzzuständen und Lahmheitsursachen ausgehend von den equinen Gleichbeinen ermöglichen. Sie dient damit dem Erhalt und der Förderung des Tierwohles im Bereich der bislang unterschätzten Diagnostik und Früherkennung von Gleichbeinerkrankungen.

VII. SUMMARY

Biomechanical properties of the equine proximal sesamoid bones

The aim of the study was to investigate the biomechanical properties of the equine proximal sesamoid bones (PSB) using imaging analysis and biomechanical tests. Morphometric data and classifications according to the X-ray guideline „RöLF 2007“ and „RöLF 2018“ were captured on 112 equine PSB of 15 horses using radiographs. Structural parameters on microarchitecture and bone density were obtained by pQCT and μ CT examinations. For the analysis of biomechanical properties, a tensile and a compression test was performed and the PSB were analyzed for their biomechanical properties. The results were considered in an adult main test group depending on the signalement, topography and morphometry of the PSB. Correlations were determined between each of the imaging and mechanical methods to identify possible parameters to predict the mechanical strength of the PSB. The results of a juvenile secondary test group are presented descriptively. The obtained data provide a first insight into the biomechanical properties of the equine PSB of warm-blooded horses. Radiographs were used to morphometrically measure the PSB, showing that height, width, and depth were more dependent on loading according to their topographic location and less dependent on the bony remodeling processes. It was shown that horses with higher body weight possessed relatively smaller PSB. Hence the load or overload limit of the bone was reached faster, the heavier the horses were. In addition to the muscular load, the body weight represents an important factor that can cause radiological changes. The classification in the RöLF 2007 and RöLF 2018 was also done based on the radiographs and only limited correlations to the biomechanical properties of the equine PSB in the mechanical tests could be established. For the predictability of the biomechanical properties of the tensile test, total mass, subcortical mass and density, cortical density, and Stress Strain Index were shown to be suitable in the pQCT. For the μ CT- parameters were BV/TV, SMI, Tb.Th, Tb.N, DA, and BMD. For the prediction of fracture load. Various parameters for predictability could also be determined for the compression test. These included total mass and density, cortical and subcortical mass and density,

trabecular mass, and Stress Strain Index in pQCT. BV/TV, Tb.Th, Tb.Sp, SMI, Conn D, DA and the BMD were shown to be appropriate for the parameters of μ CT. In summary, it was shown that a higher load or overload of the PSB could be mapped using the RÖLF 2018 within the "risk" group. Radiologically altered equine PSB also possessed a reduced load-bearing capacity in the tension and compression test. The body weight of the horses represented a significant factor in the loading of the PSB. The relative size of the PSB decreased with increasing body weight and hence led to a more rapid overloading of the bone in addition to its weight. The bony overload limit was reached faster the heavier the horses were. Accordingly, the bone overload limit was more likely to be exceeded in relatively heavier horses than in lighter horses. This overload could be traced using the different parameters of the imaging analyses and the biomechanical tests within the "risk" group according to RÖLF 2018. For the assessment of the biomechanical properties and the associated micromorphology, it could be shown within the group of PSB with "risk", which were postulated to have a radiographically visible overload, that the smaller the PSB were, the higher was their overload. It should be borne in mind that the heavier horses in particular had smaller PSB and thus reached the limit of overload relatively more quickly. In addition, it was shown that the following pQCT parameters decreased: TOT_CNT, TRAB_CNT, CRT_CNT and CRT_DEN as well as CRTSUB_DEN. On the other hand, in the group of PSB "without risk", an increased fracture load was shown in the compression test, which could be significantly detected by the following micromorphometric parameters: an increase in BV/TV, Tb.Th, and DA, as well as a decrease in the parameters of Tb.Sp and SMI.

In conclusion, the shape and structure of the PSB provide information about the forces acting on them. Multifactorial bony adaptation occurs steadily, making it difficult to fully assess their properties. However, they represent a building block to the complex understanding of functional anatomical structures such as the equine fetlock beam, with the PSB as the bony component. This study is intended to serve as a basis and reference value for further investigations, thus enabling the early detection of pain conditions and causes of lameness starting from the PSB. It thus serves to maintain and promote animal welfare in the field of diagnostics

and early detection of equine PSB diseases, which have been underestimated so far.

VIII. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Übersicht der Gleichbeinbänder: 1: MIO, 2: axialer Schenkel des MIO, 3: abaxialer Schenkel des MIO, 4: *Lig. sesamoideum collaterale mediale/laterale*, 5: *Ligg. sesamoidea brevia*, 6: *Ligg. sesamoidea cruciata*, 7: *Lig. sesamoidaleum rectum*, 8: *Ligg. sesamoidea obliqua*; 9: *Lig. intersesamoideum* (aus O'Brien et al., 1971)

Abbildung 2: Knochen des Fesselgelenks: in dorsaler (a), lateraler (b) und palmare (c) Ansicht. **a** Röhrbein (*Os metacarpale tertium*), **b** Fesselbein (*Os compedale*), **c** Kronbein (*Os coronale*), **d** Hufbein (*Os ungulare*), **e** bzw **e`** mediales/ laterales Gleichbein (*Os sesamoideum proximale mediale/ laterale*), **f** Strahlbein (*Os sesamoideum distale*) (aus Litzke et al., 2020)

Abbildung 3: Federwirkung des Fesselträgers (aus Hildebrand & Goslow, 2004)

Abbildung 4: Darstellung (Pfeil) der axialen Belastung (Total force) auf die MC III. Die Gleichbeine (Pfeil Sesamoidean force) und das Röhrbein (Pfeil Force from proximal *phalanx*) dienen dabei als Umlenker (aus Merritt et al., 2010)

Abbildung 5: Zweidimensionales Modell der Kraftvektoren, die auf die knöchernen Strukturen der Zehe des Pferdes wirken bzw. Kräfte, die auf die Gleichbeine (Proximal sesamoid bones) wirken: F_{II} : Kraft des MIO, F_{sdf} : Kraft der OBS; F_{ddf} : Kraft der TBS; F_{pses} : Kraft der Gleichbeine auf den Metacarpus (aus Merritt et al., 2008)

Abbildung 6: typisches röntgenologisches Bild einer *Sesamoiditis* (Pfeile) im schräg palmarodorsalen Strahlengang. Zu erkennen sind Aufhellungen des Gleichbeins im Bereich der Ansätze des MIO (Bild mit freundlicher Genehmigung der Tierärztlichen Klinik für Pferde Wolfesing, Zorneding)

Abbildung 7: Frakturtypen der Gleichbeine (aus Nixon, 2019)

- Abbildung 8: Röntgenbilder des Fesselgelenks mit Ansicht der beiden Gleichbeine: **A** lateromedialer Strahlengang, **B** dorsopalmaren Strahlengang (Bilder mit freundlicher Genehmigung der Tierärztlichen Klinik für Pferde Wolfesing, Zorneding)
- Abbildung 9: Schematische Darstellung der Versuchsabfolge einschließlich Probenerfassung und -bearbeitung, Bildgebung mittels Röntgen und pQCT, Zugversuch, Bildgebung mittels μ CT, Druckversuch
- Abbildung 10: Messung der Breite und Höhe eines Gleichbeines
- Abbildung 11: Untersuchungsaufbau der Knochendichtebestimmung mittels peripher quantitativer Computertomographie (pQCT)
- Abbildung 12: Versuchsaufbau Zugversuch mit eingespanntem Fesselträger
- Abbildung 13: Versuchsaufbau Druckversuch mit zylindrischer Knochenprobe 1.6 (Durchmesser 11 mm)
- Abbildung 14: Vergleichende Betrachtung der Höhe (cm) der lateralen und medialen Gleichbeine der VGM ($p < 0,001$) und der HGM ($p = 0,476$). Die durchschnittliche Höhe der Gleichbeine der VGM liegt signifikant über der der HGM ($p < 0,001$)
- Abbildung 15: Graphische Darstellung (A) der relativen Höhe, (B) der relativen Breite und (C) der relativen Tiefe (cm/kg) der Gleichbeine, der Fohlen sowie der adulten Pferde in Abhängigkeit zu ihrem KGW (alle: $p = < 0,001$)
- Abbildung 16: Zuordnung und Verteilung der Röntgenklassen gemäß RÖLF 2007 in Röntgenklasse I, II, III oder IV zur VGM oder HGM
- Abbildung 17: Zusammenhang der relativen Tiefe der Gleichbeine der HGM über die Röntgenklassen I-IV gemäß RÖLF 2007
- Abbildung 18: Röntgenbild eines axialseitig osteolytisch veränderten lateralen Gleichbeins (Pfeil) der vorderen linken Gliedmaße im dorsopalmaren Strahlengang (Pferd 6 Gleichbein 1)
- Abbildung 19: Anteil der Gleichbeine nach „kein Risiko“ und „Risiko“ gemäß RÖLF 2018 zu ihrer topographischen Lage

- Abbildung 20: typisches Bild einer Zubildung an der palmaren Fläche eines medialen Gleichbeins der rechten Vordergliedmaße im lateromedialen Strahlengang (Pferd 5, Gleichbein 3)
- Abbildung 21: fallende Gesamtknochendichte (TOT_DEN) in Abhängigkeit zur Höhe der Gleichbeine ($\rho = -0,422$; $p < 0,001$)
- Abbildung 22: trabekuläre Knochenmasse (TRAB_CNT) zur topografischen Lage der Gleichbeine
- Abbildung 23: Zusammenhang der trabekulären Knochenmasse (TRAB_CNT) zu „Risiko“ oder „kein Risiko“ gemäß RÖLF 2018 ($p = 0,048$)
- Abbildung 24: Abnahme der trabecular Thickness (Tb.Th) zum Alter ($\rho = -0,627$; $p < 0,001$)
- Abbildung 25: Abnahme der trabecular Thickness (Tb.Th) zu relativer Höhe der Gleichbeine ($\rho = -0,438$; $p < 0,001$)
- Abbildung 26: Darstellung der Knochenzylinder der μ CT-Analyse von (A) Probe 1.1 und (B) Probe 3.1 zu sehen ist das dreidimensionale Schnittbild der Knochenzylinder.
- Abbildung 27: Zusammenhang der trabecular Thickness zu den Röntgenklassen I - IV des RÖLF 2007
- Abbildung 28: Zusammenhang der Lokalisation des Risikos gemäß RÖLF 2018 zur BMD ($p = 0,025$)
- Abbildung 29: Zusammenhang der Lokalisation des Risikos gemäß RÖLF 2018 zur (A) Tb.Th ($p = 0,010$) und (B) Tb.N ($p = 0,045$)
- Abbildung 30: Zusammenhang der BMD bei steigendem KGW für die Gruppen „kein Risiko“ und „Risiko“ gemäß RÖLF 2018
- Abbildung 31: Werte der Tb.Th bei steigendem KGW für die Gruppen „kein Risiko“ und „Risiko“ gemäß RÖLF 2018
- Abbildung 32: Methodenvergleich der Knochendichtemessung des pQCT und μ CT: in Abhängigkeit von der Knochendichte maßen die Methoden bei Werten über und unter 700 g/cm^3 unterschiedlich

- Abbildung 33: typischer Kurvenverlauf im Kraft-Dehnungs-Diagramm mit einer Bruchlast von 5010 N und einer Dehnung von 32,3 % im Zugversuch
- Abbildung 34: MW±SD der Dehnung bei Bruch ($p = 0,043$) zu "Risiko" oder "kein Risiko" gemäß RÖLF 2018
- Abbildung 35: Zusammenhang der Bruchlast im Zugversuch für die Gleichbeine mit „Risiko“ zu „kein Risiko“ in Abhängigkeit zum KGW
- Abbildung 36: Zusammenhang der Zugbelastbarkeit (N/kg) im Zugversuch für die Gleichbeine mit „Risiko“ zu „kein Risiko“ in Abhängigkeit zum KGW
- Abbildung 37: Dehnung bei Bruch (%) im Zugversuch für die Gleichbeine mit „Risiko“ (fallend) zu „kein Risiko“ (steigend) in Abhängigkeit zum KGW
- Abbildung 38: Zusammenhang der Bruchlast des Zugversuchs zur (A) subkortikalen Dichte ($\rho = 0,412$; $p = 0,029$) und (B) subkortikalen Masse ($\rho = 0,482$; $p = 0,009$)
- Abbildung 39: Zusammenhang der Bruchlast des Zugversuchs zur (A) Bone Mineral Density (BMD) ($\rho = 0,507$; $p = 0,006$), (B) trabecular Thickness (Tb.Th) ($\rho = 0,519$; $p = 0,005$) und (C) trabecular Number Tb.N ($\rho = -0,493$; $p = 0,008$)
- Abbildung 40: MW±SD der Bruchlast und Dehnung bei Bruch des Zugversuchs gesondert betrachtet nach adulter Hauptversuchsgruppe und juvenile Nebenversuchsgruppe
- Abbildung 41: typischer Verlauf eines Kraft-Verformungs-Diagramms des Druckversuchs eines Knochenzylinders. Der lineare Kraftanstieg zeigt zunächst die elastische Verformung des Knochens, welche am maximalen Punkt abfällt und der Fakturierung der Gleichbeinprobe entspricht

Abbildung 42: Zusammenhang der Bruchlast im Druckversuch zur relativen Höhe der Gleichbeine ($\rho = -0,375$; $p = 0,001$)

Abbildung 43: Zusammenhang der Bruchlast (N) im Druckversuch zum "Risiko" oder "kein Risiko" gemäß RÖLF 2018 eine Lahmheit zu entwickeln in Abhängigkeit zum KGW

Abbildung 44: Zusammenhang der Verformung bei Bruch (%) im Druckversuch zum "Risiko" oder "kein Risiko" gemäß RÖLF 2018 eine Lahmheit zu entwickeln in Abhängigkeit zum KGW

Abbildung 45: Zusammenhang der Bruchlast im Druckversuch zur Gesamtknochenmasse (TOT_CNT) der Gleichbeine ($\rho = 0,332$; $p = 0,002$)

Abbildung 46: Zusammenhang der Bruchlast im Druckversuch zur (A) BV/TV ($\rho = 0,694$; $p < 0,001$) und (B) trabecular Separation (Tb.Sp) ($\rho = -0,686$; $p < 0,001$)

Abbildung 47: Abgewandeltes Mechanostat-Modell nach Frost (1987) (aus Burr, 1992): „*Trivial Loading Zone*“ mit Aktivierung des Remodeling, „*Physiological Loading Zone*“ mit Unterdrückung des Remodelings, „*Overload Zone*“ mit Modeling und Zunahme der Knochenmasse und der „*Pathologic Overload Zone*“ mit knöchernen Reparaturprozessen

IX. TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Beurteilung der Röntgenklasse I bis IV des RÖLF 2007

Tabelle 2: Signalement der Pferde

Tabelle 3: Stichprobenanzahl je Untersuchungsmethode nach adulter Haupt- und juveniler Nebenversuchsgruppe

Tabelle 4: Beurteilung des Lahmheitsrisikos gemäß RÖLF 2018

Tabelle 5: Übersicht der Strukturparameter der pQCT-Analyse

Tabelle 6: Übersicht der Strukturparameter der μ CT-Analyse

Tabelle 7: Prüfparameter des Zugversuchs

Tabelle 8: Prüfparameter des Druckversuchs

Tabelle 9: MW \pm SD der Höhe, Breite und Tiefe der juvenile Nebenversuchsgruppe

Tabelle 10: Zusammenhang Kendal-Tau-b (τ) der (relativen) Höhe, Breite und Tiefe der Gleichbeine nach ihrer topographischen Lage zum RÖLF 2007

Tabelle 11: Zusammenhang der morphometrischen Daten der (relativen) Höhe, Breite und Tiefe nach topografischer Lage der Gleichbeine im RÖLF 2018

Tabelle 12: MW \pm SD der pQCT-Parameter der Gleichbeine nach ihrer topographischen Lage

Tabelle 13: Zusammenhang der pQCT-Parameter zum KGW (partiell), Alter (partiell) und zur Morphometrie

Tabelle 14: Zusammenhang der pQCT-Parameter zur topographischen Lage der Gleichbeine

Tabelle 15: MW \pm SD und Korrelationen pQCT-Parameter zum RÖLF 2007

Tabelle 16: MW \pm SD der pQCT-Parameter zu „Risiko“ oder „Kein Risiko“ gemäß RÖLF 2018

- Tabelle 17: Zusammenhang der pQCT-Parameter zur Klassifizierung im RÖLF 2018 („Risiko“ oder „kein Risiko“) und Lokalisation des Risikos
- Tabelle 18: Korrelation der pQCT-Parameter zur Gruppe "Risiko" oder "kein Risiko" gemäß RÖLF 2018
- Tabelle 19: Ergebnisse pQCT-Analyse der Juvenilen nach Fohlen (n = 8) und Feten (n = 8) getrennt
- Tabelle 20: Korrelation der μ CT-Parameter zum KGW (partiell), Alter (partiell) und den morphometrischen Parametern
- Tabelle 21: MW \pm SD der μ CT-Parameter betrachtet nach ihrer topographischen Lage der Gleichbeine
- Tabelle 22: Zusammenhang der μ CT-Parameter zur topographischen Lage der Gleichbeine
- Tabelle 23: repräsentative Ergebnisse der μ CT-Analyse von Probe 1.1 (A) und Probe 3.1 (B)
- Tabelle 24: Korrelationsanalyse der μ CT-Parameter zueinander (schwacher ($\rho = 0 - \pm 0,1$), mittlerer ($\rho = \pm 0,1 - \pm 0,5$) und starker Effekt ($\rho = \pm 0,5 - \pm 1$))
- Tabelle 25: MW \pm SD μ CT zu RÖLF 2007, Röntgenklassen I bis IV
- Tabelle 26: MW \pm SD der μ CT-Parameter zu „kein Risiko“ und „Risiko“ gemäß RÖLF 2018
- Tabelle 27: Zusammenhang der μ CT-Parameter zur Lokalisation des Risikos nach Kruskal Wallis
- Tabelle 28: Korrelation der μ CT-Parameter innerhalb der Gruppen „kein Risiko“ und „Risiko“ gemäß RÖLF 2018 zum KGW
- Tabelle 29: juvenile und adulte MW \pm SD der μ CT-Parameter
- Tabelle 30: MW \pm SD der Parameter des Zugversuchs zum Versagen (knöchern oder ligamentär)

- Tabelle 31: MW±SD der Parameter des Zugversuchs nach ihrer topographischen Lage
- Tabelle 32: MW±SD der Parameter des Zugversuchs zu den Klassen I-IV des RÖLF 2007
- Tabelle 33: MW ± SD der Parameter des Zugversuchs zum RÖLF 2018
- Tabelle 34: Korrelation der Parameter des Zugversuchs zum KGW für die Gleichbeine der Gruppen „Risiko“ und „kein Risiko“ gemäß RÖLF 2018
- Tabelle 35: MW ±SD der Parameter des Zugversuchs zur Lokalisation des Risikos
- Tabelle 36: MW±SD Parameter Zugversuch zu pQCT-Parametern, Ausriss knöchern oder ligamentär
- Tabelle 37: Korrelationen der Parameter des Zugversuchs zu den Parametern des pQCT sowie Vorhersagbarkeit des Bruchverhaltens (knöchern/ligamentär) nach Mann-Whitney U
- Tabelle 38: MW±SD der μ CT-Parameter im Zugversuch, Unterscheidung in knöchern und ligamentär ausgerissene Gleichbeinproben
- Tabelle 39: Korrelationen nach Spearman's rho Zugversuch zu den μ CT-Parametern
- Tabelle 40: Korrelation nach Spearman Rho (ρ) des Druckversuchs zu den morphometrischen Daten (relativer) Höhe, (relativer) Breite und (relativer) Tiefe
- Tabelle 41: MW±SD der Parameter des Druckversuchs nach ihrer topographischen Lage
- Tabelle 42: MW±SD der Parameter des Druckversuchs zu den Klassen I - IV des RÖLF 2007
- Tabelle 43: MW±SD der Parameter des Druckversuchs zum RÖLF 2018 (Risiko/kein Risiko)

Tabelle 44: Korrelationen der Parameter des Druckversuchs zum KGW in Abhängigkeit der Gruppen „Risiko“ und „kein Risiko“

Tabelle 45: Korrelationen nach Spearman's rho (ρ), Parameter des Druckversuchs zu den pQCT-Parametern

Tabelle 46: Korrelationen nach Spearman's rho (ρ) der Parameter des Druckversuchs zu den μ CT-Parametern

Tabelle 47: Korrelationsanalyse Mann-Whitney-U der μ CT-Parameter juvenil zu adult

Tabelle 48: TOT_A (mm²) der Gleichbeine des Zugversuchs (n = 32)

Tabelle 49: Korrelation der Parameter des Zugversuchs zu den Parametern des Druckversuchs

X. LITERATURVERZEICHNIS

- Abdala et al. (2019). *Sesamoids in tetrapods: the origin of new skeletal morphologies*. *Biological Reviews*, 94 (6),S. 2011-2032.
- Alexander & Dimery. (1985). *The significance of sesamoids and retro-articular processes for the mechanics of joints*. *Journal of Zoology*, 205 (3),S. 357-371.
- Alrtib et al. (2013). *Morphometrical study of bony elements of the forelimb fetlock joints in horses*. *Anatomia, histologia, embryologia*, 42 (1),S. 9-20.
- Anthenill et al. (2006). *Association between findings on palmarodorsal radiographic images and detection of a fracture in the proximal sesamoid bones of forelimbs obtained from cadavers of racing Thoroughbreds*. *American journal of veterinary research*, 67 (5),S. 858-868.
- Ayodele et al. (2020). *Microstructural properties of the proximal sesamoid bones of Thoroughbred racehorses in training*. *Equine Veterinary Journal*, 53 (6),S. 1169-1177.
- Babiarz. (2021). *STRUCTURAL ADAPTATION OF EQUINE PROXIMAL SESAMOID BONES TO HIGH-SPEED EXERCISE*. University of Kentucky, College of Agriculture, Food and Environment.
- Barr et al. (2005). *Destructive Lesions of the Proximal Sesamoid Bones as a Complication of Dorsal Metatarsal Artery Catheterization in Three Horses*. *Veterinary Surgery*, 34 (2),S. 159-166.
- Bauer et al. (2004). *Mehrschicht-CT zur Strukturanalyse des trabekulären Knochens-Vergleich mit Mikro-CT und biomechanischer Festigkeit*. *Rö Fo: Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren*, 176 (5),S. 709-718
- Baxter. (2022). *Common Conditions of the Forelimb*. In Baxter (Hrsg.), *Manual of equine lameness* (2. Auflage, S. 159-262). Newark: John Wiley & Sons.
- Bertone. (2001). *The Fetlock*. In Baxter (Hrsg.), *Adams and Stashak's lameness in horses* (7. Auflage, S. 594-620). Newark: Wiley.
- Boseckert. (2004). *Funktionell-anatomische Untersuchungen an den Zehengelenken (Articulationes interphalangeae) der Schultergliedmaße des Pferdes*. lmu,
- Braun et al. (1998). *Clinical evaluation of a high-resolution new peripheral quantitative computerized tomography (pQCT) scanner for the bone densitometry at the lower limbs*. *Physics in Medicine & Biology*, 43 (8),S. 2279-2294.

- Brehm et al. (2017a). *Pathophysiologische und therapeutische Grundsätze*. In Brehm, Gehlen, Ohnesorge et al. (Hrsg.), *Handbuch Pferdepraxis* (1. Auflage, S. 866-891). Stuttgart: Enke.
- Brehm et al. (2017b). *Krankheiten der distalen Gliedmaße*. In Brehm, Gehlen, Ohnesorge et al. (Hrsg.), *Handbuch Pferdepraxis* (1. Auflage, S. 1002-1098). Stuttgart: Enke.
- Brommer et al. (2004). *Differences in the topographical distribution of articular cartilage degeneration between equine metacarpo- and metatarsophalangeal joints*. *Equine Veterinary Journal*, 36 (6), S. 506-510.
- Brommer et al. (2014). *Axial osteitis of the proximal sesamoid bones and desmitis of the intersesamoidean ligament in the hindlimb of Friesian horses: review of 12 cases (2002-2012) and post-mortem analysis of the bone-ligament interface*. *Bmc Veterinary Research*, 10 (1), S. 272.
- Bruker-Mikro-CT. (2010). *Bone mineral density (BMD) and tissue mineral density (TMD) calibration and measurement by micro-CT using Bruker-MicroCT*. *Bruker Method Note*, 9, S. 1-30.
- Budras. (2014). *Schultergliedmaßen*. In Mülling, Pfarrer, Reese et al. (Hrsg.), *Atlas der Anatomie des Pferdes* (7. Auflage, S. 22-50). Hannover: Schlütersche.
- Bukowiecki et al. (1987). *In Vitro Strength of the Suspensory Apparatus in Training and Resting Horses*. *Veterinary Surgery*, 16 (2), S. 126-130.
- Burr. (1992). *Orthopedic principles of skeletal growth, modeling and remodeling*. Präsentiert auf Bone biodynamics in orthodontic and orthopedic treatment.
- Burr. (1997). *Muscle Strength, Bone Mass, and Age-Related Bone Loss*. *Journal of Bone and Mineral Research*, 12 (10), S. 1547-1551.
- Butler et al. (2017). *Metacarpophalangeal and metatarsophalangeal (fetlock) joints*. In Butler, Colles, Dyson et al. (Hrsg.), *Clinical radiology of the horse* (4. Auflage, S. 175-213). New York, NY: John Wiley & Sons.
- Carter et al. (1996). *Mechanical factors in bone growth and development*. *Bone*, 18 (1), S. S5-S10.
- Chamay & Tschantz. (1972). *Mechanical influences in bone remodeling. Experimental research on Wolff's law* *Journal of Biomechanics*, 5 (2), S. 173-180.
- Chan & Munroe. (1997). *Septic tenosynovitis and focal osteomyelitis of the lateral proximal sesamoid bone in a thoroughbred gelding*. *Veterinary record*, 141 (6), S. 147-150.

- Clayton et al. (2007). *3D kinematics of the equine metacarpophalangeal joint at walk and trot*. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 20 (2),S. 86-91.
- Collins et al. (2004). *Use of computed tomography angiography to evaluate the vascular anatomy of the distal portion of the forelimb of horses*. *American journal of veterinary research*, 65 (10),S. 1409-1420.
- Cornelissen et al. (1998). *Innervation of the equine mature and immature proximal sesamoid bone by calcitonin gene-related peptide and substance P-containing nerves*. *American journal of veterinary research*, 59 (11),S. 1378-1385.
- Cornelissen et al. (1994). *Nerve supply of the proximal sesamoid bone in the horse*. *Veterinary quarterly*, 16 (sup2),S. 66-69.
- Cornelissen et al. (1999). *Influence of exercise on bone mineral density of immature cortical and trabecular bone of the equine metacarpus and proximal sesamoid bone*. *Equine Veterinary Journal*, 31 (S31),S. 79-85.
- Cresswell et al. (2019). *Can quantitative computed tomography detect bone morphological changes associated with catastrophic proximal sesamoid bone fracture in Thoroughbred racehorses?* *Equine Veterinary Journal*, 51 (1),S. 123-130.
- Dabareiner et al. (2001). *Osteitis of the axial border of the proximal sesamoid bones in horses: eight cases (1993–1999)*. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 219 (1),S. 82-86.
- Desbrosse et al. (2008). *A technique for computed tomography (CT) of the foot in the standing horse*. *Equine Veterinary Education*, 20 (2),S. 93-98.
- Ding & Hvid. (2000). *Quantification of age-related changes in the structure model type and trabecular thickness of human tibial cancellous bone*. *Bone*, 26 (3),S. 291-295.
- Dittrich et al. (2019). *Bindegewebe, Knochen und Gelenke*. In Dittrich & Schimmack & Siemsen (Hrsg.), *Orthopädische Biomechanik: Einführung in die Endoprothetik der Gelenke der unteren Extremitäten* (1. Auflage). Berlin: Springer.
- Doherty et al. (2010). *Murine Metapodophalangeal Sesamoid Bones: Morphology and Potential Means of Mineralization Underlying Function*. *The Anatomical Record: Advances in Integrative Anatomy and Evolutionary Biology*, 293 (5),S. 775-785.
- Dyce et al. (1991). *Anatomie der Haustiere: Lehrbuch für Studium und Praxis* (1. Auflage.). Stuttgart: Enke.
- Eben. (1985). *Kaplan's functional and surgical anatomy of the hand*. *Surgical neurology*, 4 (4),S. 345.

- Ellis. (1979). *Fractures of the Proximal Sesamoid Bones in Thoroughbred Foals*. Equine Veterinary Journal, 11 (1),S. 48-52.
- Erben. (2015). *Knochen und Calciumhomöostase*. In von Engelhardt, Breves, Diener et al. (Hrsg.), *Physiologie der Haustiere* (6. Auflage, S. 626-632). Stuttgart: Enke Verlag.
- Evans & Lebow. (1948). *Regional differences in some of the physical properties of the human femur*. Journal of applied physiology, 3 (9),S. 563-572.
- Ferretti et al. (1995). *Dexamethasone effects on mechanical, geometric and densitometric properties of rat femur diaphyses as described by peripheral quantitative computerized tomography and bending tests*. Bone, 16 (1),S. 119-124.
- Firth. (2006). *The response of bone, articular cartilage and tendon to exercise in the horse*. Journal of Anatomy, 208 (4),S. 513-526.
- Freddi & Soana. (1980). *Die nutritiven Arterien der proximalen Sesambeine (Ossa sesamoidea proximalia) des Pferdes*. Anatomia, histologia, embryologia, 9 (3),S. 220-223.
- Frost. (1987). *The mechanostat: a proposed pathogenic mechanism of osteoporoses and the bone mass effects of mechanical and non mechanical agents*. Bone and mineral, 2 (2),S. 73-85.
- Frost. (2000). *The Utah paradigm of skeletal physiology: an overview of its insights for bone, cartilage and collagenous tissue organs*. Journal of bone and mineral metabolism, 18 (6),S. 305-316.
- Fürst et al. (2008). *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, 4 (1),S. 1-12.
- Gesellschaft für Pferdemedizin e.V. (2018). *Röntgenleitfaden (2018): Leitfaden für die röntgenologische Beurteilung bei der Kaufuntersuchung des Pferdes*. In Gesellschaft für Pferdemedizin e.V.
- Gillette. (1872). *Des os sesamoïdes chez l'homme*. Journal D'anatomie et Physiologie, 8,S. 506-538.
- Girtler. (2001). *Zur Biomechanik der Zehengelenke beim Pferd*. Pferdeheilkunde, 17 (4),S. 357-360.
- Greenfield. (1986). *Radiology of bone disease* (4. Auflage.). Philadelphia: R. Health Professions.
- Groll et al. (1999). *Precision and intersite correlation of bone densitometry at the radius, tibia and femur with peripheral quantitative CT*. Skeletal radiology, 28 (12),S. 696-702.

- Gustås et al. (2004). *Relationships between fore-and hindlimb ground reaction force and hoof deceleration patterns in trotting horses*. Equine Veterinary Journal, 36 (8),S. 737-742.
- Hardy et al. (1991). *Clinical relevance of radiographic findings in proximal sesamoid bones of two-year-old standardbreds in their first year of race training*. Journal of the American Veterinary Medical Association, 198 (12),S. 2089-2094.
- Harrigan & Mann. (1984). *Characterization of microstructural anisotropy in orthotropic materials using a second rank tensor*. Journal of Materials Science, 19 (3),S. 761-767.
- Hertsch (Ed.) (1994). *Internationales Symposium "Gelenkerkrankungen beim Pferd"/ Gesellschaft für Pferdemedizin e.V.* Warendorf: FN-Verlag der deutschen reiterlichen Vereinigung.
- Hildebrand & Goslow. (2004). *Energetik und Fortbewegung*. In *Vergleichende und funktionelle Anatomie der Wirbeltier* (1. Auflage, S. 615-624). Berlin: Springer-Verlag.
- Hildebrand & Rügsegger. (1997a). *A new method for the model-independent assessment of thickness in three-dimensional images*. Journal of microscopy, 185 (1),S. 67-75.
- Hildebrand & Rügsegger. (1997b). *Quantification of Bone Microarchitecture with the Structure Model Index* Computer Methods in biomechanics and biomedical engineering, 1 (1),S. 15-23.
- Huiskes et al. (1992). *The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials*. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 274,S. 124-134.
- Johnson & Fallat. (1997). *The effect of screw holes on bone strength*. The Journal of foot and ankle surgery, 36 (6),S. 446-451.
- Johnson et al. (1994). *Causes of death in racehorses over a 2 year period*. Equine Veterinary Journal, 26 (4),S. 327-330.
- Jones et al. (1977). *Humeral hypertrophy in response to exercise*. Journal of bone and joint surgery. American volume, 59 (2),S. 204-208.
- Kadletz. (1932). *Anatomischer Atlas der Extremitätengelenke von Pferd und Hund* (1. Auflage.): Urban & Schwarzenberg.
- Kawcak et al. (2000). *Clinical effects of exercise on subchondral bone of carpal and metacarpophalangeal joints in horses*. American journal of veterinary research, 61 (10),S. 1252-1258.

- Kentenich. (2013). *Trabekuläre Knochenstruktur-und Texturanalyse mittels Multi Detektor Computertomographie: Korrelation zu μ CT und Biomechanik*. Universitätsmedizin Berlin, Berlin.
- Klein. (2022). *Zyklische biomechanische Testung der tiefen Beugesehne der Schulter-und Beckengliedmaße des Pferdes*. LMU München, Tierärztliche Fakultät.
- König et al. (2019). *Organe des Herz-Kreislauf-Systems (Systema cardiovasculare)*. In König & Liebich (Hrsg.), *Anatomie der Haustiere. Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis* (7. Auflage, S. 469-497). Stuttgart: Thieme.
- Kummer. (1968). *Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks*. Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte, 127 (4),S. 277-285.
- Kummer. (1972). *Biomechanics of bone: mechanical properties, functional structure, functional adaptation*. Biomechanics: its foundations and objectives,S. 237-271.
- Kurth. (2021). *Der Subchondrale Knochen – Lange bekannt, oft unterschätzt!* Osteologie, 30 (1),S. 4-5.
- Lanyon et al. (1985). *Functional vertebrate morphology*. In. Cambridge, Massachusetts: Harvard: The Belknap Press of Harvard University Press, Cambridge, Massachusetts.
- Le Minor. (1988). *The ventral metacarpo-and metatarso-phalangeal sesamoid bones: comparative anatomy and evolutionary aspects*. Gegenbaurs Morphologisches Jahrbuch, 134 (5),S. 693.
- Leonard et al. (2004). *Interpretation of whole body dual energy X-ray absorptiometry measures in children: comparison with peripheral quantitative computed tomography*. Bone, 34 (6),S. 1044-1052.
- Liebich et al. (2019). *Einführung und allgemeine Anatomie*. In König & Liebich (Hrsg.), *Anatomie der Haustiere. Lehrbuch und Farbatlas fürs Studium und Praxis* (7. Auflage, S. 21-72). Stuttgart: Thieme.
- Liebich & König. (2019). *Vorder-oder Schultergliedmaßen (Membra thoracica)*. In König & Liebich (Hrsg.), *Anatomie der Haussäugetiere: Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis* (7. Auflage, S. 167-239). Stuttgart: Thieme.
- Linde & Sørensen. (1993). *The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone*. Journal of Biomechanics, 26 (10),S. 1249-1252.
- Lindinger. (2011). *Die 3D-Mittelwertbildung der subchondralen Knochendichte der Zehengelenke an der Schultergliedmaße des Pferdes*. LMU München,

- Litzke et al. (2020). *Der Huf: Lehrbuch des Hufbeschlages* (7. Auflage.). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Madill. (2002). *Reproductive considerations: mare and stallion*. Veterinary Clinics of North America. Equine Practice, 18 (3),S. 591-619.
- Mangine et al. (2021). *32 Maturation of proximal sesamoid bones in Thoroughbred horses*. Journal of Equine Veterinary Science, 100,S. 103495.
- Manso-Díaz et al. (2018). *Fetlock*. In Manso-Díaz & López & Weller (Hrsg.), *A practical guide to equine radiography* (1. Auflage, S. 41-60). Sheffield, UK: 5m Publishing.
- Markel. (2020). *Fracture biomechanics*. In Nixon (Hrsg.), *Equine Fracture Repair* (2. Auflage, S. 12-23). Newark: Wiley.
- Martig et al. (2020). *The relationship between microstructure, stiffness and compressive fatigue life of equine subchondral bone*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 101,S. 103439.
- Martin et al. (2015a). *Functional Musculoskeletal Anatomy*. In Martin,Burr,Sharkey et al. (Hrsg.), *Skeletal tissue mechanics* (2. Auflage, S. 1-34). New York: Springer.
- Martin et al. (2015b). *Growth, modeling and remodeling of bone*. In Martin,Burr,Sharkey et al. (Hrsg.), *Skeletal tissue mechanics* (2. Auflage, S. 95-173). New York: Springer.
- Mathee et al. (2023). *Computed tomographic evaluation of the distal limb in the standing sedated horse: Technique, imaging diagnoses, feasibility, and artifacts*. Veterinary Radiology & Ultrasound, 64 (2),S. 243-252.
- Matter et al. (2001). *Biomechanical examinations of cancellous bone concerning the influence of duration and temperature of cryopreservation*. Journal of Biomedical Materials Research, 55 (1),S. 40-44.
- Mäule & Gerhards. (2004). *Densitometrical study of the distal thoracic limb of the horse by means of quantitative computed tomography*. Pferdeheilkunde, 20 (2),S. 153-158.
- Mc Ilwraith. (2020). *Principles of Musculoskeletal Disease*. In Baxter (Hrsg.), *Adams and Stashak's lameness in horses* (6. Auflage, S. 871-955). West Sussex, UK: Wiley.
- McLellan & Plevin. (2014). *Do radiographic signs of sesamoiditis in yearling Thoroughbreds predispose the development of suspensory ligament branch injury?* Equine Veterinary Journal, 46 (4),S. 446-450.
- Merritt et al. (2006). *Determination of mechanical loading components of the equine metacarpus from measurements of strain during walking*. Equine Veterinary Journal, 38 (S36),S. 440-444.

- Merritt et al. (2008). *Influence of muscle-tendon wrapping on calculations of joint reaction forces in the equine distal forelimb*. Journal of Biomedicine and Biotechnology, 2008,S. 165730
- Merritt et al. (2010). *Mechanical loading of the distal end of the third metacarpal bone in horses during walking and trotting*. American journal of veterinary research, 71 (5),S. 508-514.
- Milz et al. (1995). *The thickness of the subchondral plate and its correlation with the thickness of the uncalcified articular cartilage in the human patella*. Anatomy and embryology, 192 (5),S. 437-444.
- Müller-Gerbl. (1998). *The subchondral bone plate*. Advances in anatomy, embryology and cell biology, 141,S. 3-6.
- Müller-Gerbl et al. (1989). *Computed tomography-osteodensitometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long-term mechanical adaptation in individual joints*. Skeletal radiology, 18 (7),S. 507-512.
- Müller-Gerbl et al. (1990). *Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-Osteodensitometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden*. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete, 128 (2),S. 128-133.
- Müller-Gerbl et al. (1987). *The thickness of the calcified layer of articular cartilage: a function of the load supported?* Journal of Anatomy, 154,S. 103.
- Nickel et al. (2004). *Passiver Bewegungsapparat, Skelettsystem*. In Frewein & Wille & Wilkens (Hrsg.), *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere. Bewegungsapparat* (8. Auflage, Vol. 1, S. 15-272). Berlin: Parey.
- Nixon. (2019). *Phalanges and the Metacarpophalangeal and Metatarsophalangeal Joints*. In Auer,Stick,Kümmerle et al. (Hrsg.), *Equine Surgery* (5. Auflage, S. 1587-1618). St. Luis, Missouri: Elsevier.
- Noordwijk et al. (2023). *Metacarpophalangeal Joint Pathology and Bone Mineral Density Increase with Exercise but Not with Incidence of Proximal Sesamoid Bone Fracture in Thoroughbred Racehorses*. Animals, 13 (5),S. 827.
- O'Brien et al. (1971). *Sesamoiditis in the Thoroughbred: a Radiographic Study*. Veterinary Radiology, 12 (1),S. 75-87.
- Odgaard. (1997). *Three-dimensional methods for quantification of cancellous bone architecture*. Bone, 20 (4),S. 315-328.
- Odgaard & Gundersen. (1993). *Quantification of connectivity in cancellous bone, with special emphasis on 3-D reconstructions*. Bone, 14 (2),S. 173-182.

- Parfitt et al. (1987). *Bone histomorphometry: standardization of nomenclature, symbols, and units: report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee*. Journal of Bone and Mineral Research, 2 (6),S. 595-610.
- Patan-Zugaj. (2014). *Schultergliedmaße: klinisch funktionelle Anatomie*. In Mülling,Pfarrer,Reese et al. (Hrsg.), *Atlas der Anatomie des Pferdes* (7. Auflage, S. 24-29). Hannover: Schlütersche Verlagsgesellschaft.
- Pauwels. (1948). *Die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz-und Bewegungsapparates für die Beanspruchung der Röhrenknochen*. Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte, 114 (1-2),S. 129.
- Pauwels. (1965). *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates* (1. Auflage.). Berlin: Springer-Verlag.
- Pauwels et al. (2021). *Feasibility, indications, and radiographically confirmed diagnoses of standing extremity cone beam computed tomography in the horse*. Veterinary Surgery, 50 (2),S. 365-374.
- Pelker et al. (1983). *Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone*. Journal of Orthopaedic Research, 1 (4),S. 405-411.
- Pohlmeyer. (1979). *Die arteriellen Versorgungsgefäße und deren intraosseärer Verlauf in den Extremitätenknochen beim Pferdefohlen. IV> Ossa digitorum manus*. Deutsche tierärztliche Wochenschrift, 86 (3),S. 113-119.
- Pothuaud et al. (2002). *Combination of topological parameters and bone volume fraction better predicts the mechanical properties of trabecular bone*. Journal of Biomechanics, 35 (8),S. 1091-1099.
- Preuss & Wünsche. (1974). *Über einige neue Kapselkörper an den Schweinezehen und andere Gleitdruckstrukturen bei verschiedenen Species, zugleich ein Beitrag zur Sesambeinfrage und zur Interosseusfrage*. Fortschritte der Veterinärmedizin : Beihefte zum Zentralblatt für Veterinärmedizin, 21.
- Radin et al. (1973). *Response of joints to impact loading—III: Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration*. Journal of Biomechanics, 6 (1),S. 51-57.
- Riggs et al. (1999). *Structural variation of the distal condyles of the third metacarpal and third metatarsal bones in the horse*. Equine Veterinary Journal, 31 (2),S. 130-139.
- Rijkenhuizen. (2001). *Die diagnostischen Anästhesien an der Vordergliedmaße des Pferdes*. Pferdeheilkunde, 17 (4),S. 330-338.
- Rooney. (1994). *On the pathogenesis of arthrosis of the fetlock-Internationales Symposium Gelenkerkrankungen beim Pferd*. . Retrieved from Dortmund:

- Salai et al. (2000). *The effects of prolonged cryopreservation on the biomechanical properties of bone allografts: a microbiological, histological and mechanical study*. Cell and Tissue Banking, 1 (1),S. 69-73.
- Sarrafian et al. (2012). *Fatal musculoskeletal injuries of Quarter Horse racehorses: 314 cases (1990–2007)*. Journal of the American Veterinary Medical Association, 241 (7),S. 935-942.
- Schäfer. (2001). *Biomechanische Untersuchungen am Fesselgelenk (Articulatio metacarpophalangea) des Pferdes*. Tierärztliche Fakultät, LMU München.
- Schamhardt et al. (1991). *Ground reaction force analysis of horses ridden at the walk and trot*. Equine exercise physiology, 3,S. 120-127.
- Schnabel et al. (2006). *Racing performance after arthroscopic removal of apical sesamoid fracture fragments in Thoroughbred horses age \geq 2 years: 84 cases (1989–2002)*. Equine Veterinary Journal, 38 (5),S. 446-451.
- Schnabel & Redding. (2018). *Diagnosis and management of proximal sesamoid bone fractures in the horse*. Equine Veterinary Education, 30 (8),S. 450-455.
- Schönau & Fricke. (2006). *Muskeln und Knochen-eine funktionelle Einheit. Paradigmenwechsel bei Skelettuntersuchungen von Kindern und Jugendlichen*. Deutsches Ärzteblatt, 103 (50),S. 3414-3420.
- Schünke et al. (2018). *Prometheus- Lernaatlas der Anatomie: allgemeine Anatomie und Bewegungssystem (1. Auflage)*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Shaffer et al. (2021). *In vitro assessment of the motion of equine proximal sesamoid bones relative to the third metacarpal bone under physiologic midstance loads*. American journal of veterinary research, 82 (3),S. 198-206.
- Shaffer et al. (2022). *In vitro motions of the medial and lateral proximal sesamoid bones under mid-stance load conditions are consistent with racehorse fracture configurations*. Journal of Biomechanics, 130,S. 110888.
- Shaffer et al. (2023). *Training drives turnover rates in racehorse proximal sesamoid bones*. Scientific Reports, 13 (1),S. 205.
- Sievänen et al. (1998). *Peripheral Quantitative Computed Tomography in Human Long Bones: Evaluation of In Vitro and In Vivo Precision*. Journal of bone and mineral research, 13 (5),S. 871-882.
- Sims & Martin. (2020). *The osteoblast lineage: its actions and communication mechanisms*. In Bilezikian, Martin, Clemens et al. (Hrsg.), *Principles of Bone Biology* (1. Auflage, Vol. 1, S. 89-110). San Diego: Elsevier.
- Specht et al. (1990). *Effects of clustered drill holes on the breaking strength of the equine third metacarpal bone*. American journal of veterinary research, 51 (8),S. 1242-1246.

- Spike-Pierce & Bramlage. (2003). *Correlation of racing performance with radiographic changes in the proximal sesamoid bones of 487 Thoroughbred yearlings*. Equine Veterinary Journal, 35 (4),S. 350-353.
- Stede et al. (1977). *Angewandt-anatomische Grundlagen zur Gleichbeinfraktur des Pferdes*. Berliner und Münchener Tierärztliche Wochenschrift, 90,S. 212-215.
- Stover & Murray. (2008). *The California postmortem program: leading the way*. Veterinary Clinics of North America: Equine Practice, 24 (1),S. 21-36.
- Sullivan. (1896). *The Tall Office Building Artistically Considered*. Lippincott's Monthly Magazine, 4,S. 403-409.
- Sun et al. (2019). *Noncatastrophic and catastrophic fractures in racing Thoroughbreds at the Hong Kong Jockey Club*. Equine Veterinary Journal, 51 (1),S. 77-82.
- Swerczek et al. (2001). *Scedosporium prolificans infection associated with arthritis and osteomyelitis in a horse*. Journal of the American Veterinary Medical Association, 218 (11),S. 1800-1802.
- Torre. (2011). *The European and Australasian Standardbreds*. In Ross & Dyson (Hrsg.), *Diagnosis and Management of Lameness in the Horse* (2. Auflage, S. 1036-1050). St. Louis, Missouri: Elsevier Saunders.
- Trumble et al. (1995). *Clinical relevance of the microvasculature of the equine proximal sesamoid bone*. American journal of veterinary research, 56 (6),S. 720-724.
- van Heel et al. (2004). *Dynamic pressure measurements for the detailed study of hoof balance: the effect of trimming*. Equine Veterinary Journal, 36 (8),S. 778-782.
- Vanderperren et al. (2014). *Clinical, radiographic, ultrasonographic and computed tomographic features of nonseptic osteitis of the axial border of the proximal sesamoid bones*. Equine Veterinary Journal, 46 (4),S. 463-467.
- Voermans et al. (2009). *Is aseptic desmitis of the intersesamoidean ligament with avascular necrosis of the proximal sesamoid bones a typical cause of hindlimb lameness in Friesian horses*. Paper presented at the Proceedings of 11th International Congress of World Equine Veterinary Association, Guarujá, Brasilien.
- Waldern et al. (2009). *Influence of different head-neck positions on vertical ground reaction forces, linear and time parameters in the unriden horse walking and trotting on a treadmill*. Equine Veterinary Journal, 41 (3),S. 268-273.
- Wanninger. (2020). *Biomechanische Eigenschaften des Musculus interosseus medius am Vorderfuß des Pferdes*. LMU München, Tierärztliche Fakultät.

- Weaver & Barakzai. (2010). *Hand Book of Equine Radiography* (1. Auflage.). New York: Saunders/Elsevier.
- Weishaupt et al. (2004). *Vertical ground reaction force–time histories of sound Warmblood horses trotting on a treadmill*. The Veterinary Journal, 168 (3),S. 304-311.
- Wieland-Findeis et al. (2021). *Bewegungsapparat Pferd: Praxisbezogene Anatomie und Biomechanik* (3. Auflage.). Stuttgart: Thieme.
- Winkler. (2015). *Entwicklung der biomechanischen Eigenschaften des distalen Abschnitts der tiefen Beugesehne beim Pferd*. Tierärztliche Fakultät, LMU München.
- Wintzer & Schlarman. (1971). *Zur arteriellen Blutversorgung des Strahlbeins und der Gleichbeine beim Pferd*. Journal of veterinary medicine. Series A, 18 (8),S. 646-652.
- Wissdorf et al. (2010a). *Beckengliedmaße*. In Wissdorf, Gerhards, Huskamp et al. (Hrsg.), *Praxisorientierte Anatomie und Propädeutik des Pferdes* (3. Auflage, S. 528-617).
- Wissdorf et al. (2010b). *Schultergliedmaße*. In Wissdorf, Gerhards, Huskamp et al. (Hrsg.), *Praxisorientierte Anatomie des Pferdes* (3. Auflage, S. 375-521).
- Wolff. (1893). *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Deutsche Medizinische Wochenschrift, 19 (47),S. 1222-1224.
- Wylie et al. (2017). *Thoroughbred fatality and associated jockey falls and injuries in races in New South Wales and the Australian Capital Territory, Australia: 2009–2014*. The Veterinary Journal, 227,S. 1-7.
- Young et al. (1991). *Quantitative evaluation of the remodeling response of the proximal sesamoid bones to training-related stimuli in Thoroughbreds*. American journal of veterinary research, 52 (8),S. 1350-1356.
- Zietzschmann. (1943). *I. Das Skelettsystem. Der passive Bewegungsapparat. D II Das Skelet der Schultergliedmaße des Pferdes*. In Ellenberger & Baum (Hrsg.), *Handbuch der vergleichenden Anatomie der Haustiere* (1. Auflage, S. 133-139). Berlin: Springer.

XI. ANHANG

Tabelle 47: Korrelationsanalyse Mann-Whitney-U der μ CT-Parameter juvenil zu adult

	BV/TV	Tb.Th	Tb.N	Tb.Sp	SMI	Conn D	DA	BMD
Juvenil zu adult	p<0,001							

Tabelle 48: TOT_A (mm²) der Gleichbeine des Zugversuchs (n = 32)

	GB1	GB 2	GB 3	GB 4	GB 5	GB 6	GB 7	GB 8
Pferd 1	601,9	704,7	-	-	-	-	701,3	675,8
Pferd 2	-	-	711,0	665,1	566,92	664,6	-	-
Pferd 3	557,6	657,8	-	-	-	-	591,2	651,5
Pferd 5	-	-	730,8	598,7	587,60	695,4	-	-
Pferd 6	700,3	777,7	-	-	-	-	762,2	705,4
Pferd 10	-	-	828,8	755,9	828,6	821,4	-	-
Pferd 18	471,1	429,2	-	-	x	x	x	x
Pferd 22	-	-	424,5	437,1	x	x	x	x
Pferd 25	768,9	763,6	-	-	-	-	725,3	711,4

Tabelle 49: Korrelation der Parameter des Zugversuchs zu den Parametern des Druckversuchs

	Bruchlast (N) Zugversuch	Dehnung bei Bruch (%)	Zugbelastbarkeit (N/kg)
Bruchlast (N) Druckversuch	rho = 0,2 p = 0,3	rho = 0,071 p = 0,718	rho = 0,109 p = 0,579
Verformung bei Bruch (%) Druckversuch	rho = 0,2 p = 0,3	rho = 0,027 p = 0,893	rho = 0,185 p = 0,346

XII. DANKSAGUNG

Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv.-Doz. Dr. Sven Reese für die Überlassung dieses überaus spannenden Themas und die hervorragende, stets geduldige Betreuung bei der Anfertigung dieser Dissertationsschrift.

Der Tierärztliche Klinik für Pferde in Wolfesing danke ich für die freundliche Überlassung der Röntgenbilder und die Bereitstellung ihres digitalen Röntgensystems.

Bei Herrn Johannes Willnecker bedanke ich mich sehr für die technische und fachliche Hilfe bei der Analyse der Gleichbeinproben im pQCT bei Stratec Medizintechnik GmbH.

Frau Dr. Sandra Failer danke ich herzlich für die hervorragende Unterstützung und Anleitung bei der Analyse der Gleichbeinproben im μ CT und ihr stets offenes Ohr in allen Belangen rund um diese Arbeit, während meiner Zeit als Gastwissenschaftlerin im Klinikum rechts der Isar.

Für die allumfassende Hilfe und Unterstützung meiner Freunde und meiner Familie bedanke ich mich von Herzen.

Für seine fachliche Expertise in allen mechanischen Fragestellungen und den Einsatz bei den biomechanischen Versuchen, sowie für die geduldige und liebevolle Unterstützung in allen Phasen dieser Arbeit, danke ich zutiefst meinem Mann Stefan.

Meinem Sohn Anton danke ich von Herzen für seine kindliche Neugierde und die stetige Ablenkung während der Anfertigung dieser Arbeit. Dank ihm weiß ich einmal mehr, was es bedeutet, wissbegierig und offen durchs Leben zu gehen.