

Biomechanische Eigenschaften des distalen Abschnittes  
der tiefen Beugesehne bei Pferden in Beziehung zum  
röntgenologischen Score des Strahlbeines

von Stephanie Borst

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

Biomechanische Eigenschaften des distalen  
Abschnittes der tiefen Beugesehne bei Pferden in  
Beziehung zum röntgenologischen Score des  
Strahlbeines

von Stephanie Borst  
aus München

München 2019



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

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

Berichtersteller: Priv.-Doz. Dr. Sven Reese

Korreferent/en: Univ.-Prof. Dr. Hartmut Gerhards

Tag der Promotion: 27. Juli 2019



Meiner Familie





# Inhaltsverzeichnis

<b>I.</b>	<b>EINLEITUNG .....</b>	<b>1</b>
<b>II.</b>	<b>LITERATURÜBERSICHT .....</b>	<b>3</b>
<b>1.</b>	<b>Das Podotrochlose-Syndrom .....</b>	<b>3</b>
1.1.	Ätiologie.....	5
1.1.1.	Thrombose- und Ischämie-Theorie .....	6
1.1.2.	Biomechanische Theorie.....	7
1.1.3.	Knochenumbau Theorie.....	13
1.1.4.	Genetische Disposition .....	13
1.2.	Subchondraler zystoider Defekt.....	14
<b>2.</b>	<b>Röntgenologische Beurteilung der Hufrolle .....</b>	<b>15</b>
2.1.	Dorsopalmare Aufnahme nach Oxspring .....	16
2.2.	Lateromediale Aufnahme .....	19
2.3.	Tangentialaufnahme .....	20
<b>3.</b>	<b>Anatomie der Hufrolle.....</b>	<b>21</b>
3.1.	Das Strahlbein.....	21
3.2.	Die Bursa podotrochlearis .....	24
3.3.	Der M. flexor digitalis profundus.....	26
<b>4.</b>	<b>Sehnen.....</b>	<b>29</b>
4.1.	Mikroskopische Anatomie .....	29
4.2.	Molekularer Aufbau von Sehnen.....	33
4.2.1.	Zellen .....	34
4.2.2.	Kollagen.....	35
4.2.3.	Elastische Fasern.....	36
4.2.4.	Geformte Grundsubstanz.....	37
4.3.	Biomechanik von Sehnen .....	39
<b>III.</b>	<b>MATERIAL UND METHODEN.....</b>	<b>43</b>
<b>1.</b>	<b>Material .....</b>	<b>43</b>
<b>2.</b>	<b>Methode.....</b>	<b>44</b>

2.1.	Röntgenologische Untersuchung .....	44
2.2.	Präparation der Sehnen .....	45
2.3.	Morphometrie .....	46
2.4.	Biomechanik.....	47
2.4.1.	Zugversuche .....	47
2.4.2.	Druckversuche .....	49
2.5.	Stastitik.....	50
<b>IV.</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>51</b>
<b>1.</b>	<b>Reißlokalisierungen.....</b>	<b>51</b>
<b>2.</b>	<b>Röntgenklasse .....</b>	<b>51</b>
<b>3.</b>	<b>Sehnenquerschnittsfläche (mm<sup>2</sup>) .....</b>	<b>55</b>
3.1.	Querschnitt Ansatz Hufbein (mm <sup>2</sup> ).....	55
3.2.	Querschnitt knorpeliger Anteil/Gleitsehnenbereich (mm <sup>2</sup> ) .....	56
3.3.	Querschnitt Fesseltaile/Zugsehnenbereich (mm <sup>2</sup> ) .....	58
<b>4.</b>	<b>Zugversuche .....</b>	<b>60</b>
4.1.	Bruchlast (Fmax in N) .....	60
4.2.	Zugfestigkeit (Fmax/QS in N/mm <sup>2</sup> ).....	62
4.3.	Zugbelastbarkeit (Fmax/KGW in N/kg) .....	64
4.4.	Elastizitätsmodul (Fmax/Querschnitt x Länge/Verlängerung in N/mm <sup>2</sup> ) .....	65
<b>5.</b>	<b>Druckversuche.....</b>	<b>67</b>
5.1.	Druck Ansatz Hufbein (Fmax in N).....	67
5.2.	Druck knorpeliger Anteil/Gleitsehnenbereich (Fmax in N) .....	68
5.3.	Druck Fesseltaile/Zugsehnenbereich (Fmax in N) .....	70
<b>V.</b>	<b>DISKUSSION.....</b>	<b>73</b>
<b>VI.</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>95</b>
<b>VII.</b>	<b>SUMMARY .....</b>	<b>97</b>
<b>VIII.</b>	<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>99</b>
<b>IX.</b>	<b>ANHANG .....</b>	<b>101</b>
<b>X.</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS.....</b>	<b>105</b>

## Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
Aa.	Arteriae
bzw.	beziehungsweise
COMP	Cartilage Oligometric Matrix Protein
CSA	cross-sectional area
DDFT	deep digital flexor tendon
EZM	extrazelluläre Matrix
GAGs	Glykosaminoglykane
kg	Kilogramm
KGW	Körpergewicht
kV	Kilovolt
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
MRT	Magnetresonanztomographie
mAs	Milliamperesekunde
N.	Nervus
N	Newton
Nn.	Nervi
OBS	oberflächliche Beugesehne
PGs	Proteoglykane
R.	Ramus
Rec.	Recessus
sog.	sogenannten
TBS	tiefe Beugesehne
V.	Vena



## I. EINLEITUNG

Das Podotrochlose-Syndrom wurde erstmals im 18. Jahrhundert als chronisch, progressive, meist bilaterale Erkrankung der Vorderbeine des Pferdes beschrieben und gilt bis heute als eine der wichtigsten Ursachen von Vorderbeinlahmheiten beim Pferd. Im Vordergrund stehen dabei die degenerativen Veränderungen der Struktur, Zusammensetzung und mechanischen Funktion der Hufrolle sowie der sie umgebenden Strukturen (Rijkenhuizen et al., 1989a; Rose, 1996). Durch neue diagnostische Verfahren wie die Magnetresonanztomographie (MRT) rückt dabei der distale Abschnitt der tiefen Beugesehne (TBS) immer mehr in den Fokus der Wissenschaft, da mögliche pathologische Veränderungen in diesem Bereich bisher mit den herkömmlichen Untersuchungsmethoden wie Röntgen und Ultraschall nur sehr schwer darstellbar waren (Busoni et al., 2005; Schramme, 2011). Erste Biomechanische Untersuchungen der TBS im Bereich des Strahlbeins einzelner adulter Pferde wurden bisher nur von Winkler (2016) durchgeführt. In Rahmen dieser Arbeit soll der distale Bereich der TBS röntgenologisch, morphometrisch und biomechanisch untersucht werden. Ziel ist es dabei, die biomechanischen Eigenschaften des distalen Abschnitts der TBS in Abhängigkeit von Alter und Gewicht der Pferde zu untersuchen und mögliche Zusammenhänge mit dem röntgenologisch festgelegten Schweregrad einer Podotrochlose aufzuzeigen.



## II. LITERATURÜBERSICHT

### 1. Das Podotrochlose-Syndrom

Der Begriff Podotrochlose oder Hufrollenerkrankung fasst ein breites Spektrum an pathologischen Veränderungen der Hufrolle (Podotrochlea) zusammen. Da die verschiedenen Theorien über Ätiologie und Pathogenese kontrovers diskutiert werden, bestehen viele verschiedene Synonyme die das Krankheitsbild beschreiben (Strahlbeinsyndrom, Podotrochlitits, Podotrochlearsyndrom) (Pool et al., 1989). Einige Autoren sprechen deshalb auch von einem „schmerzhaften Syndrom im palmaren Hufbereich (palmar foot syndrom)“, das durch Veränderungen der Strukturen des palmaren Hufbereiches entsteht und durch die Anästhesie des N.digitalis palmaris gemildert werden kann (Floyd & Mansmann, 2009; Pool et al., 1989; Poulos & Smith, 1988). Die Hufrolle setzt sich aus dem Insertionsabschnitt der TBS, der Bursa podotrochlearis und dem Strahlbein zusammen, wobei Strahlbein und Bursa als Hypomochlion (Gleitkörper) für die TBS dienen (Liebich et al., 2015; Salomon, 2005; Seiferle & Frewein, 2004; Wissdorf et al., 2010) (Abbildung 1). Dadurch ist das Strahlbein Druck-, Zug- und Scherkräften unterschiedlicher Intensität ausgesetzt. Durch seine Aufhängung an den Seitenbändern und die Fixation durch das Strahlbein-Hufbeinband ist es relativ unbeweglich. Außerdem bildet es zusammen mit dem Hufbein die Gelenkpfanne für das Kronbein. Aus dieser Doppelnutzung resultiert eine besondere Labilität gegenüber Traumata durch Distorsionsbewegungen und dauerhafte Beanspruchung, da die straffe Einbettung des Strahlbeins keine



Ausweichmöglichkeit zulässt (Bär et al., 2001). Die Podotrochlose ist als eine der häufigsten Ursachen von chronischen Vorderbeinlahmheiten von Pferden anzusehen (Stashak, 2010). Erstmals wurde sie im 18. Jahrhundert beschrieben und wird als chronisch progressive, meist bilaterale Lahmheit der Vorhand angesehen (Rose, 1996). Der Schweregrad an den beiden Vordergliedmaßen muss hierbei nicht immer gleich sein. Sehr selten kann die Erkrankung auch an den Hinterbeinen auftreten (Dyson et al., 2011). Es gibt keine spezifische Rassedisposition, doch sind vor allem Quarter Horses, Rennpferde und Warmblüter betroffen (Coomer et al., 2013; Hoffer et al., 1989; Rose, 1996). Ponys und Araber erkranken dagegen selten (Lowe, 1975). Auch kann eine genetische Disposition nicht ausgeschlossen werden (Bos et al., 1986; Dik et al., 2001; Dyson et al., 2011; Riegel & Hakola, 2010). Meistens tritt die Erkrankung im Alter von 6-10 Jahren auf (Rose, 1996). Das Podotrochlose-Syndrom ist keine Einzelerkrankung, sondern vielmehr ein polyfaktorielles Geschehen. Durch die enge Beziehung der benachbarten anatomischen Strukturen (Insertionsabschnitt der TBS, Bursa podotrochlearis, Strahlbein, palmarer Teil des Hufgelenks sowie den Strahlbeinbändern) geht die Erkrankung von multifaktoriellen Läsionen im Hufrollenbereich aus. Jeder dieser Läsionen kann eine andere Ätiopathogenese zugrunde liegen (Dyson et al., 2011; Riegel & Hakola, 2010).

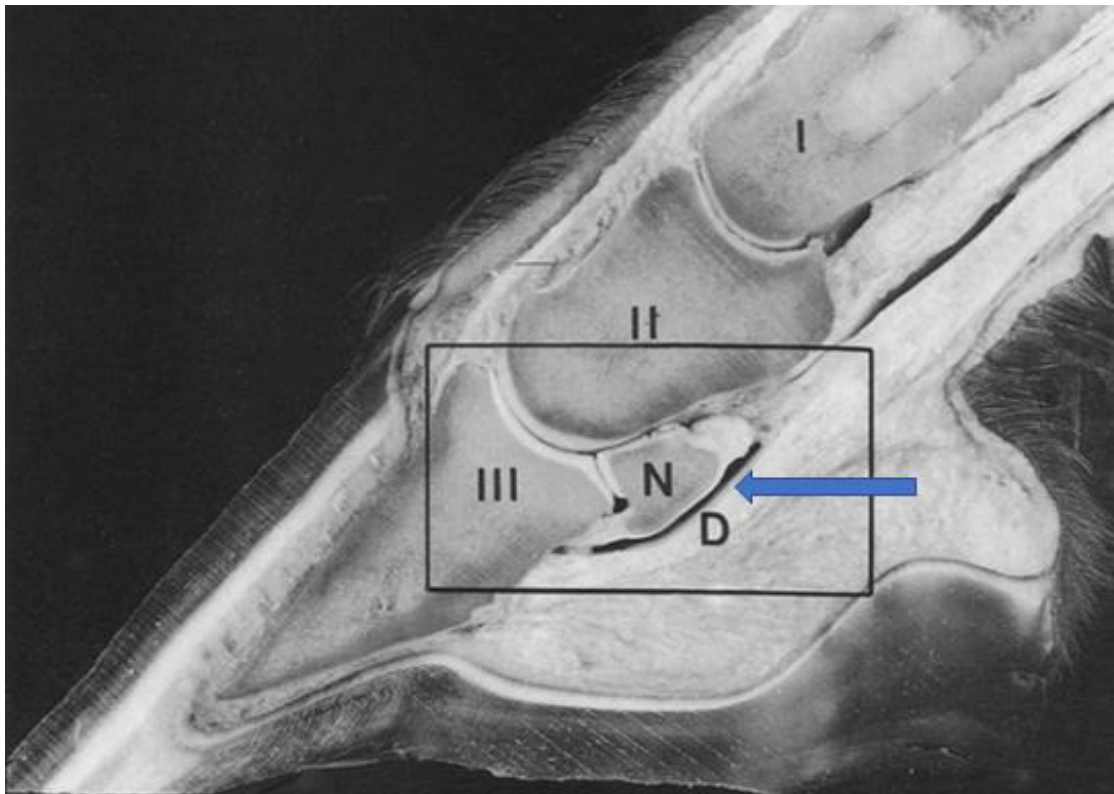


Abbildung 1: Sagittalschnitt durch einen adulten Pferdehuf (Hoffer et al., 1989).

D = TBS; N = Strahlbein; I = Fesselbein; II = Kronbein; III = Hufbein, die Bursa podotrochlearis liegt zwischen der TBS und dem Strahlbein (blauer Pfeil).

## 1.1. Ätiologie

Die Ätiopathogenese der Hufrollenerkrankung ist bis heute nicht eindeutig geklärt und es gibt verschiedene Entstehungstheorien. Grundsätzlich ist zu sagen, dass es sich um ein multifaktorielles Geschehen handelt, welches auf ein komplexes Zusammenspiel von biomechanischer Überbelastung, Beeinträchtigung der Blutzirkulation sowie erblicher Prädisposition zurückzuführen ist (Pool et al., 1989; Ratzlaff & White, 1989; Rijkenhuizen, 2006; Rijkenhuizen et al., 1989a). Röntgenologische- und magnetresonanztomographische Untersuchungen stützen die Theorie, dass die Ursache der Lahmheit auf Veränderungen des Strahlbeins sowie seiner

benachbarten anatomischen Strukturen zurückzuführen ist (Sherlock et al., 2008). Jedoch konnte bis heute in keiner Studie bei einem gesunden Pferd eine Podotrochlose ausgelöst werden (Dyson et al., 2011). Da die Vordergliedmaßen bis zu 30% mehr Gewicht aufnehmen müssen als die Hintergliedmaßen, haben sie eine wesentlich höhere Inzidenz zu erkranken (Coomer et al., 2013).

Insgesamt gibt es mehrere Grundtheorien zur Entstehung der Krankheit (Brehm & Litzke, 2017; Pool et al., 1989; Riegel & Hakola, 2010; Rijkenhuizen et al., 1989a; Rose, 1996; Stashak, 2010):

#### **1.1.1. Thrombose- und Ischämie-Theorie**

Die Lahmheit entsteht durch ischämisch-nekrotische Veränderungen des Strahlbeins aufgrund einer arteriellen Thrombose. Durch die Thrombose der distalen Strahlbeinarterie kommt es zu einer Zunahme der arteriolären Anastomosen und der Anzahl der Arteriolen, die die Foramina nutricia am distalen Rand des Strahlbeins verlassen. Die entstandene kollaterale Blutgefäßbildung bedingt eine Osteoporose an der Spitze der Gefäßkanäle des Strahlbeins, wodurch sich diese ballonartig erweitern. Röntgenologisch sind sie dann als sogenannte „Lollipops“ sichtbar. Histologische Untersuchungen haben gezeigt, dass die Gefäßkanäle nicht mit vaskulärem Endothel ausgekleidet sind, sondern dass es sich um eine Invagination der Synovialmembranen der Fossae synoviales des Strahlbeins und des Hufgelenkes handelt (Poulos & Smith, 1988). Durch das Auftreten mehrerer Gefäßthrombosen zur gleichen Zeit kommt es zu einer Nekrose des subchondralen Knochens des Strahlbeins. Bricht die Nekrose durch den beugeseitigen Faserknorpel, kann es zu

Adhäsionen mit der TBS kommen (Colles & Hickman, 1977; Pool et al., 1989; Poulos & Smith, 1988; Rijkenhuizen et al., 1989a) Eine andere Studie hat gezeigt, dass durch den teilweisen Verschluss der distalen arteriellen Blutversorgung des Strahlbeins ähnliche pathologische Veränderungen wie beim Hufrollensyndrom hervorgerufen werden konnten, die jedoch keine Lahmheit verursachten. Auch konnten bei Pferden mit Hufrollensyndrom keine Thrombosen oder Infarkte festgestellt werden. Hier wurden nur Veränderungen des Blutflusses zum Knochen aufgezeigt, jedoch kein vollständiger Verschluss (Rijkenhuizen et al., 1989a). Es wird mittlerweile angenommen, dass vaskuläre Probleme eine Rolle im Krankheitsgeschehen spielen, jedoch nicht der Hauptverursacher sind (Brehm & Litzke, 2017).

### **1.1.2. Biomechanische Theorie**

Die Vermutung liegt nahe, dass vor allem Pferde, die einer erhöhten reiterlichen Belastung ausgesetzt sind an der Hufrolle erkranken. Dazu zählen vor allem Warmblüter, Quarter Horses und Vollblüter die vorrangig im Turniersport genutzt werden. Auch spielen andere Komponenten wie Hufform, Korrektur- und Beschlagsfehler, sowie Zehen- und Achsenfehlstellungen eine große Rolle. Vor allem bei jungen, nicht belastungsreifen Pferden kommt es bei zu früher Nutzung im Leistungssport zu Abnutzungserscheinungen an der Hufrolle (Brehm & Litzke, 2017). Durch seine spezielle Lage als Teil des Hufgelenks sowie als Gleitlager für die TBS ist das Strahlbein im distalen Zehenbereich verschiedenen Krafteinwirkungen ausgesetzt, die sich auf die verschiedenen

Phasen des Bewegungsablaufes unterschiedlich auswirken (Wintzer, 1964) (Abbildung 2):

In der ersten Phase, dem Aufsetzen, wird die Maximallast hauptsächlich durch den Fesseltrageapparat und die OBS übernommen. In der darauffolgenden Abstoßungsphase kommt es dagegen durch die maximal Überstreckung des Fesselgelenkes zu sehr starken Kompressionskräften auf das Strahlbein. Da es durch diverse Bänder recht straff an seiner Position verankert ist, hat es keine Möglichkeit den Kräften auszuweichen und oft kommt es dadurch zu einer extremen Beanspruchung des Bandapparates an seinen Insertionsstellen (Abbildung 3).

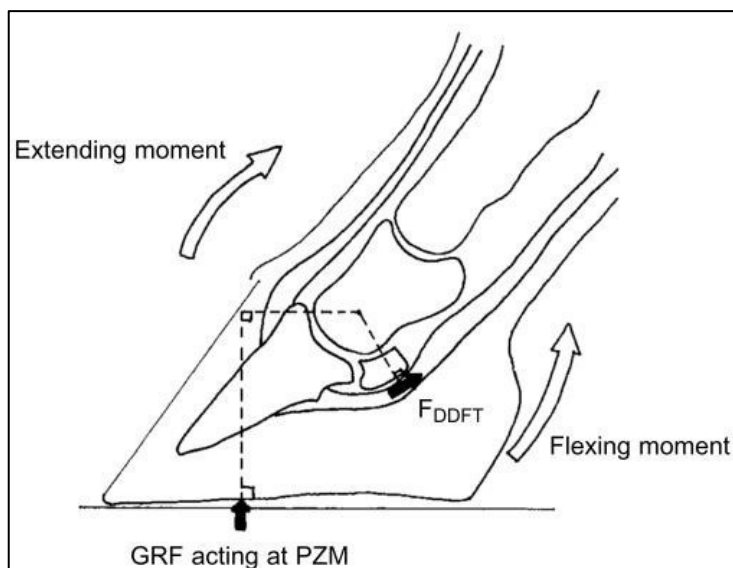


Abbildung 2: Diagramm der Kräfte und Hebel die auf die distale Zehe bei belasteter Gliedmaße wirken (Wilson et al., 2001).

Die Ground reaction force (GRF) wirkt am Point of zero moment (PZM) und führt die Gliedmaße in die Extensions-stellung. Dem gegenüber steht die Flexionsstellung der distalen Gliedmaße, die durch die Kraft der TBS und dem Strahlbein als sein Gleitlager entsteht.

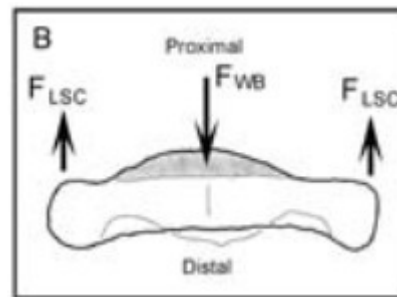


Abbildung 3: Dorso-oblique Ansicht eines Strahlbeins mit den auf den Knochen einwirkenden Kräften während der Belastungsphase (Bentley et al., 2007).

Einmal die auf die Gelenkige Verbindung mit Huf- und Kronbein wirkende Kraft ( $F_{WB}$ ) und die dieser entgegenwirkenden Kräfte der Lig. sesamoidea collateralia ( $F_{LSC}$ ).

Die dritte und letzte Phase ist die Vorführphase, in der der Sehnenapparat entspannt ist und dadurch auch keine Kräfte auf die Hufrolle wirken. Während der Fußungsphase im Schritt bei einer Geschwindigkeit von 1,2 m/s, beträgt die maximale Kraft auf das Strahlbein das 0,67 fache des eigenen Körpergewichtes, im Trab bei einer Geschwindigkeit von 2,9 m/s das 0,77 fache. Bei höheren Geschwindigkeiten gibt es eine Umverteilung der Kräfte und das Strahlbein wird weniger belastet (Schryver et al., 1978). Die Kompressionskräfte die auf das Strahlbein wirken werden auch in dessen trabekulärer Struktur sichtbar. Die Spongiosatrabekel verlaufen entlang der größten Krafteinwirkung, also in dorsoproximal-palmarodistaler Richtung (Wilson et al., 2001).

Die TBS des Pferdes übt axial Druck an den Gelenkflächen der distalen und proximalen Zehengelenke aus. In der Stützphase kommt sie dabei nur mit dem distalen Strahlbeinbereich in Kontakt, während sie in der Vorführphase über das Scutum distale und die gesamte Facies flexoria des Strahlbeins zieht. In der Propulsionsphase bedingt außerdem die zunehmende Winkelung der TBS und des Strahlbeins einen fortschreitenden Druck auf die Facies flexoria. Der

proximale Rand des Strahlbeins zieht hierbei nach dorsal (Denoix, 1994). Schon ältere Studien belegen, dass die pathologischen Veränderungen der Hufrolle durch abnormale Flexion des Fesselgelenkes entstehen können. Durch die starke Flexion kommt es zu einer erhöhten Zugbelastung auf den Hufrollenbereich und damit zu einer Beeinträchtigung der Blutversorgung durch den mechanischen Druck auf die Gefäße. Außerdem kommt es durch die vermehrte Belastung der verschiedenen Bandstrukturen des Strahlbeins zu Osteophyten an deren Ansatzpunkten. Zusätzlich kann es zu einer proximodorsalen Dislokation des Strahlbeins kommen, die zu einer erhöhten Kraftausübung auf das Hufgelenk und damit zu einer erhöhten Reibung zwischen Strahlbein und TBS führen kann (Ratzlaff & White, 1989). Durch diverse Erschütterungen kann der wiederholte Druck des Strahlbeins auf die TBS eine Bursitis des Hufrollenschleimbeutels induzieren. Diese ist für das Pferd schmerzhaft und führt zu einer Hyperämie sowie osteoporotischen Veränderungen am Strahlbein. Auch die Sehnengleitfläche des Knochens wird dadurch verändert (Stashak, 2010). Eine ältere vergleichbare Theorie ist, dass es durch Vibrationen zwischen TBS und Strahlbein bei der Bewegung, zu Schäden am beugeseitigen Faserknorpel kommt und es dadurch zu einer Degeneration der TBS kommt (Rooney, 1969). Als prädisponierende Faktoren werden eine steile Stellung der Fessel, kurze Trachten, zu lange Zehen, sowie eine nach hinten gebrochene Hufachse gesehen. Die entgegengesetzte Rotation von Fessel- und Hufgelenk führt hierbei zu einer überproportionalen Druckbelastungen an Strahlbein und TBS, wodurch es an beiden Strukturen zu einer Fibrillation der Oberflächen kommt (Rooney, 1969; Stashak, 2010) (Abbildung 4). Auch andere Studien belegen, dass eine mechanische

Überbelastung aufgrund einer schlechten Hufform oder eines schlechten Hufbeschlages zu Veränderungen des Strahlbeins, sowie seinen benachbarten Strukturen führt. Da das Strahlbein als Umlenkstelle der TBS dient, erfährt es in der Bewegung erhebliche Druckbelastung und Reibung durch diese und es kommt zu Umbauvorgängen im Knochen und an der Sehne (Thompson et al., 1991; Wilson et al., 2001; Wright et al., 1998). Wilson et al. (2001) haben festgestellt, dass es Unterschiede in der Belastung des Hufes bei gesunden und an Podotrochlose erkrankten Pferden gibt. Durch die starke Anspannung der TBS bei erkrankten Tieren soll es zu einer Entlastung der Trachten kommen. Hierdurch ist der Gesamtstress und Gesamtkraft doppelt so hoch wie bei gesunden. Die Maximalkraft war jedoch bei beiden Gruppen gleich. Wright et al. (1998) konnten in ihrer Studie nachweisen, dass es bei allen an Hufrolle erkrankten Pferden zu Erosionen des palmaren Faserknorpels, sowie zu einer Lyse der Markhöhle des Strahlbeins kam. An der anliegenden TBS konnte eine Fibrillation der Dorsalfläche sowie eine durch diese begünstigte Adhäsion mit dem Strahlbein festgestellt werden. Auch wurden einige nekrotische Bezirke sowie Core lesions in der Sehne gefunden. Degenerative Veränderungen des palmaren Faserknorpels des Strahlbeins werden vor allem in der distalen Hälfte des Knochens gefunden, hauptsächlich mittig am Sagittalkamm (Blunden et al., 2006). Durch den fokalen Verlust des Faserknorpels kann es zu tiefen Erosionen des Strahlbeins kommen und dadurch zu Osteonekrosen und Fibroplasien des Knochens (Sherlock et al., 2008). Auch Dyson et al. (2011) konnten in ihrer Studie eine Fibrillation der Dorsalfläche der TBS, sowie tiefe sagittale Risse in ihrer Oberfläche feststellen. Das Sehnengewebe war durch fokale Fibroplasie und eine Metaplasie des Faserknorpels gekennzeichnet. Die



Veränderungen wurden überwiegend in den intratendinösen Septen gefunden, was die Theorie bestärkt, dass sie prädisponierend für die Sagittalrisse in der Sehne sind. Die scharfen Ränder der Risse führen zu einer Ulzeration des Faserknorpels des Strahlbeins, und dadurch zu Läsionen in der Spongiosa. Dies konnte mittels MRT bestätigt werden, da die Läsionen an Sehne und Strahlbein genau gegenüber lagen. Eine andere Studie zeigte, dass die Läsionen, die mit der Adhäsion mit dem Strahlbein einhergehen, nur in Kombination mit Läsionen am fragilen Kreuzungspunkt der TBS mit dem Ligamentum sesamoideum distale impar auftreten. Dieser liegt kurz vor der Insertionsstelle am Hufbein und beinhaltet viele Gefäße und Nerven. Eine erhöhte Druckbelastung in diesem Bereich führt zu Entzündung und Gewebeschäden. Die Autoren gehen davon aus, dass der Kreuzungspunkt der beiden Strukturen bei hoher Druckbelastung als Ausgangspunkt für die Pathogenese des Hufrollensyndroms angesehen werden kann (van Wulfen & Bowker, 1997).



Abbildung 4: Ansicht der Dorsalfläche der TBS auf Höhe des Strahlbeins mit extensiver Fibrillation der Sehne (Dyson et al., 2011).

### **1.1.3. Knochenumbau Theorie**

Durch zu hohen Druck der TBS auf das Strahlbein, kommt es zum Knochenumbau im Bereich der palmaren Sehnengleitfläche. Der Umbau äußert sich in einer Sklerose der Trabekel des Strahlbeins, die sich mit der Zeit verschlimmert und zu einer chronischen Lahmheit führt (Meier, 1994). Bei überproportionaler biomechanischer Belastung kommt es außerdem zu Veränderungen des beugeseitigen Faserknorpels des Strahlbeins, der wiederum zu Veränderungen des subchondralen Knochens sowie des Knochenmarks führt. Hieraus folgen Ödeme und eine venöse Hypertonie im Knochen, die zur Schmerzhaftigkeit führen (Pool et al., 1989).

### **1.1.4. Genetische Disposition**

Auch eine erbliche Prädisposition ist schon länger nicht mehr auszuschließen (Bos et al., 1986). Die Podotrochlose tritt in familiärer Häufung auf und gilt als die „Berufskrankheit des Reitpferdes“, also vor allem der Warmblüter. Auch Quarter Horses und Vollblüter haben eine höhere Inzidenz zu erkranken als Araber und Ponys (Brehm & Litzke, 2017; Rose, 1996). In einer Studie mit jungen holländischen Warmblütern konnte festgestellt werden, dass Pferde mit einer konkaven oder welligen Form der proximalen Artikulationsfläche des Strahlbeins die höchste Inzidenz haben zu erkranken. Finnische Pferde und Friesen mit einer geraden oder konvexen Form erkranken dabei nur sehr selten (Dik et al., 2001; Dik & van den Broek, 1995). Auch wurde ein neues Markerset entdeckt, das bestimmte Genloci im Genom von Hannoveranern aufspüren kann, die für die pathologischen Veränderungen beim Podotrochlose Syndrom

verantwortlich sind (Diesterbeck & Distl, 2007). Auch junge Pferde, die noch niemals beschlagen oder geritten worden sind, können erkranken (Brehm & Litzke, 2017).

Insgesamt kann gesagt werden, dass keine dieser Theorien die Pathologie des Hufrollensyndroms eindeutig klären kann. Vielmehr handelt es sich wahrscheinlich um eine Kombination der verschiedenen Hypothesen. Zusammenfassend ist davon auszugehen, dass die Lahmheit durch Schäden am Strahlbein, der TBS, der Bursa podotrochlearis und/oder den anliegenden Stützstrukturen hervorgerufen wird (Dyson & Marks, 2003).

## **1.2. Subchondraler zystoider Defekt**

Seine Ätiologie und Pathogenese sind bis heute noch nicht eindeutig geklärt jedoch geht man davon aus, dass als mögliche Entstehungsursache ein entzündliches Geschehen, eine Osteochondrose oder eine traumatisch bedingte sekundäre Knochennekrose in Frage kommen (Deiss et al., 2001; Howard et al., 1995; von Rechenberg et al., 1998). Auch werden Störungen des hämatopoetischen Systems als mögliche Ursache herangezogen. Die kapillären Blutgefäße zeigen dabei eine erhöhte Gefäßpermeabilität aufgrund einer lokalen Ischämie und der daraus resultierenden Hypoxie und Azidose des Gewebes. Das intraossäre Ödem, das durch die Osmose von Proteinen und Flüssigkeit ins Interstitium des Knochengewebes entsteht, führt zu einer Druckerhöhung im Knochen, die die Blutzirkulation weiter beeinträchtigt. Der erhöhte intraossäre Druck und die Azidose führen zu Schmerzen, die eine klinische Lahmheit verursachen (Aszódi, 1976; von Rechenberg et al., 1998).

Histologisch betrachtet besteht die Wand der Zyste aus fibroblastenhaltigem Gewebe. Diese wird von subchondralem Knochen umgeben, der radiologisch eine deutliche Sklerosierung, Mikrofrakturen und Knocheninfarkte zeigt. Im Inneren der Zyste befindet sich fibröses Gewebe, sowie eine gelbliche, gelatineartige, mukoseröse Flüssigkeit (von Rechenberg et al., 1998).

## **2. Röntgenologische Beurteilung der Hufrolle**

Obwohl neuere Untersuchungsmethoden wie Computer- oder Magnetresonanztomografie weitaus spezifischer und sensitiver vor allem frühe Läsionen an der Hufrolle erkennen können, spielt die röntgenologische Untersuchung bis heute eine wichtige Rolle in der Diagnostik des Podotrochlose-Syndroms (Dyson & Murray, 2007; Murray et al., 2004; Widmer et al., 2000). Auch ist sie ein wichtiger Teil der röntgenologischen Ankaufsuntersuchung von Pferden. Dabei ist der Zusammenhang zwischen klinischer Symptomatik und röntgenologischen Befunden fragwürdig und wird seit jeher kontrovers diskutiert, da auch ohne röntgenologisch sichtbare Veränderungen eine klinische Lahmheit bestehen kann und umgekehrt (Dyson et al., 2011; Kaser-Hotz & Ueltschi, 1992; Wright et al., 1998). Doch kann gesagt werden je mehr pathologische Veränderungen an einem Strahlbein zu finden sind, desto größer ist die Korrelation mit der klinischen Lahmheit. Dahingegen hat ein einzelner pathologischer Befund nur eine geringe Aussagekraft (Seyrek-Intas et al., 1999). Beurteilt werden Form und Symmetrie beider Strahlbeine, Knochenstruktur und Dichte, Form, Anzahl und Lage der Canales sesamoidales, Exostosen, sowie Fragmente/Ablösungen am distalen

Strahlbeinrand (Ueltschi, 2002). Es werden 3 Aufnahmerichtungen für die Darstellung des Strahlbeins empfohlen (Kaser-Hotz & Ueltschi, 1992; Schöberl, 2018; Seyrek-Intas et al., 1999; Ueltschi, 2002). Vor jeder Untersuchung ist das Hufeisen zu entfernen, der Huf zu säubern und auszuschneiden, sowie gegebenenfalls Knete in die Strahlfurchen einzubringen um eine Überlagerung zu vermeiden (Coomer et al., 2013; Dyson, 2011; Schöberl, 2018).

## **2.1. Dorsopalmare Aufnahme nach Oxspring**

Die dorsopalmare Aufnahme nach Oxspring (Oxspring, 1935) gilt als Standardaufnahme der Hufrolle und ist auch Bestandteil der Ankaufsuntersuchung. Hierbei wird der Huf so auf einem speziellen Block (Oxspring-Block) positioniert, dass die Zehe senkrecht zum Boden verläuft und der Winkel zwischen der schrägen Vorderseite des Blockes und dem Boden 55° beträgt (Abbildung 5). Der Zentralstrahl bildet sich dorsal, mittig, ca. 1-2 cm über dem Kronsaum ab (Coomer et al., 2013; Schöberl, 2018). Die Schussrichtung erfolgt leicht von dorsal und das Fesselgelenk sollte gestreckt sein. Bei uneindeutigen Befunden empfiehlt sich eine weitere Aufnahme mit leicht geändertem Winkel (Dyson, 2011; Ueltschi, 2002). Die Belichtungswerte müssen dabei individuell an den Patienten, das Röntgensystem und die Röntgenröhre angepasst werden (Redden, 2003). Das Strahlbein soll sich bei der Oxspringaufnahme an den unteren Kronbeinrand projizieren und hat physiologisch eine Weberschiffchenform. Das Zentrum weist meist eine erhöhte Knochendichte auf. Besonders gut beurteilt werden können bei dieser Aufnahme die Strahlbeinränder, die physiologisch rund sind aber oft

schnabelförmig ausgezogen sein können, vor allem an der lateralen Seite. In der Literatur wird diese selten klinisch relevante Verformung „Peaking“ genannt, welche nicht mit Exostosen gleichgesetzt werden darf, da sie eine durchgehend normale Knochenstruktur aufweist, was bei den Exostosen nicht der Fall ist (Ueltschi, 2002). Dahingegen verursachen extensive knöcherne Zubildungen am gesamten proximalen Rand sowie an den medialen und lateralen Enden des Strahlbeins meist eine Lahmheit (Dik & Gunsser, 2002). Auf der dorsopalmaren Aufnahme können außerdem die proximale und distale Begrenzung des Strahlbeins dargestellt werden. An der oberen Begrenzung sieht man eine Linie, die den proximalen Rand der Facies flexoria darstellt. Diese ist meist konvex und nennt sich Sagittalkamm (Ueltschi, 2002). Die Linie etwas distal davon ist der proximale Rand der Gelenkfläche. Sie kann verschiedene Formen haben (konkav, gewellt, gerade, konvex). Diese Formen sind genetisch vorbestimmt und stellen verschieden große Risiken für das Podotrochlose Syndrom dar. Eine konkav verlaufende Gelenkflächenbegrenzung hat eine hohe Prädisposition zu erkranken, während bei einer konvex verlaufenden Gelenkflächenbegrenzung das Risiko als gering einzustufen ist (Dik & Gunsser, 2002; Dik & van den Broek, 1995; Ruohoniemi et al., 1998). Auch die Knochendichte ist ein wichtiges Kriterium in der Aufnahme nach Oxspring. Zystoide Defekte stellen sich als zentrale, scharf begrenzte Verschattung dar. Eine Osteoporose hingegen zeigt sich als schlecht begrenzter Bereich mit vermehrter Strahlendurchlässigkeit (Ueltschi, 2002). Die Knochenstruktur des Strahlbeins sollte fein und gleichmäßig sein. Pathologisch ist eine inhomogen, fleckige Spongiosa, sowie eine deutliche Sklerosierung (Seyrek-Intas et al., 1999). Die Form, Lage und Anzahl der Canales

sesamoidales sind am besten in der dorsopalmaren Aufnahme zu beurteilen. Es gibt viele verschiedene Formen der Kanäle, jedoch nicht alle sind als pathologisch zu werten. Je höher die Anzahl und veränderter die Form der Kanäle desto größer ist die Wahrscheinlichkeit einer Podotrochlose (Dik & Gunsser, 2002). Vor allem mehrere große kolbige, ballonartige oder verzweigte Kanäle, die ins Knocheninnere ziehen, werden als pathologisch angesehen (Butler et al., 1993). Aber hauptsächlich große Kanäle am schrägen, seitlichen Rand des Strahlbeins sind ein sicheres Zeichen für die Erkrankung (Poulos & Smith, 1988). Fragmente am distalen Rand der Facies flexoria (distal border fragments) befinden sich meist im Ansatzbereich des Lig. sesamoideum distale impar, medial und lateral der distalen Gleitfläche. Die Größe der Fragmente ist variabel und es kann bei sehr großen Stücken zu einer Schädigung der TBS führen. Viele Pferde mit diesen Röntgenbefunden zeigen jedoch keine klinische Lahmheit (Dik & Gunsser, 2002; Ueltschi, 2002).



Abbildung 5: Dorsopalmare Aufnahme mit Positionierung des Hufes auf dem Oxspring-Block.

## 2.2. Lateromediale Aufnahme

In der lateromedialen oder seitlichen Aufnahme ist es wichtig, das Strahlbein für die richtige Beurteilung orthograd darzustellen. Hierfür wird der Zentralstrahl auf einen Punkt ca. 2 cm unter dem Kronsaum auf eine verlängerte Linie der Beugesehne, die parallel zum Ballen ist, projiziert. Dazu muss der Huf auf einen geeigneten Holzblock gestellt werden (Ueltschi, 2002) (Abbildung 6). Hier können die Facies flexoria als auffällig dicke Knochenplatte, die parallel zu ihr verlaufenden Spongiosabälkchen, sowie die Form des Strahlbeins beurteilt werden. Auch kann man am unteren Rand die Eintrittsstellen der Sesambeinkanäle erkennen (Ueltschi, 2002). Bei juvenilen Pferden ist das Strahlbein quadratisch bis trapezförmig (Dik et al., 2001). Als pathologisch können eine Sklerosierung der Spongiosa, verwaschene Übergänge zwischen Knochenendplatte und Spongiosa, Zysten, Zubildungen am Margo proximalis/distalis, radiologische Verdichtungen am Strahlbein-Hufbeinband, sowie Defekte am Sagittalkamm gesehen werden (Seyrek-Intas et al., 1999; Ueltschi, 2002).

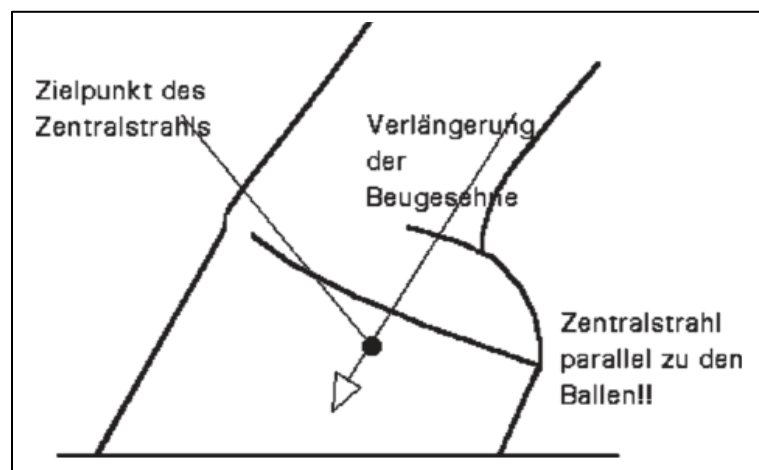


Abbildung 6: Positionierung des Zentralstrahls für die seitliche Aufnahme (Ueltschi, 2002).



### **2.3. Tangentialaufnahme**

Die Tangential- oder „Skyline Aufnahme“ sehen einige Autoren als besonders wichtig, an um z.B. frühe Veränderungen an der Sehnengleitfläche erkennen zu können (Dyson, 2011). Bei dieser palmarproximalen-dorsodistalen Schrägaufnahme richtet sich der Zentralstrahl in einem Winkel von 55° in den kranialsten Teil der Ballengrube Richtung Beugesehne. Die Röntgenröhre befindet sich hierbei unter dem Bauch des Pferdes weshalb eine Sedierung des Pferdes dringend empfohlen wird. Das zu untersuchende Bein sollte etwas nach hinten gestellt werden, damit der Fesselkopf die Ballengrube nicht überlagert (Coomer et al., 2013; Ueltschi, 2002) (Abbildung 7). In dieser Aufnahme wird das Strahlbein zwischen den beiden Hufbeinästen abgebildet und es können die physiologisch gleichmäßig dicke Knochenplatte der Facies flexoria, die von dieser scharf abgegrenzten Spongiosa, der subchondrale Knochen des Hufgelenkes, die Sesamkanäle sowie die abgerundeten Enden des Strahlbeins beurteilt werden (Ueltschi, 2002). Als sicher pathologisch gelten hier Defekte in der Facies flexoria, eine Sklerosierung der Spongiosa sowie eine Verdichtung im Übergang zwischen Spongiosa und Facies flexoria. Die Dicke der Facies flexoria, die Lage und Anzahl der Sesambeinkanäle sowie Exostosen an den Strahlbeinenden sind aufnahmetechnisch schwierig zu beherrschen und deshalb oft weniger zuverlässig zu befunden (Clercq et al., 2000; Ueltschi, 2002).

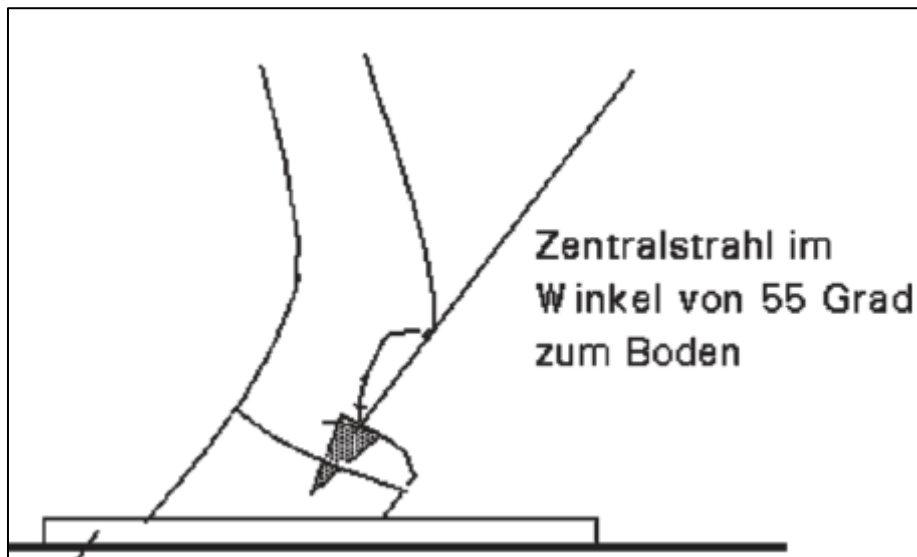


Abbildung 7: Positionierung des Zentralstrahls für die Tangentialaufnahme (Ueltschi, 2002).

### 3. Anatomie der Hufrolle

Die Termini technici sind in der Nomina Anatomica Veterinaria (NAV, 2017) aufgezeichnet und werden daraus verwendet.

#### 3.1. Das Strahlbein

Das Strahlbein (*Os sesamoideum distale*) liegt palmar zwischen dem Hufgelenk und der TBS und hat die Form eines Weberschiffchens (Abbildung 8). Es entsteht durch enchondrale Ossifikation aus nur einem Ossifikationskern und ist ab dem 325. Trächtigkeitstag komplett verknöchert (Rijkenhuizen et al., 1989b). Es bildet zusammen mit dem Kronbein und dem Hufbein das Hufgelenk und umfasst etwa 30% dessen distaler Gelenkfläche (Liebich et al., 2015; Riegel & Hakola, 2010; Salomon, 2005; Seiferle & Frewein, 2004). Sein breiter und

konvexer distaler Rand (Margo distalis) ist über Bänder mit dem Hufbein verbunden. Die dorsale Gelenkfläche (Facies articularis phalangis mediae) ist von hyalinem Knorpel überzogen und artikuliert mit dem distalen Rand des Kronbeins. Der proximale Rand (Margo proximalis) ist geradlinig und durch viele kleine Foramina nutricia proximalia gekennzeichnet, die sich zu den röntgenologisch darstellbaren Canales sesamoidales proximales erweitern können. Dem Rand des Strahlbeins liegen die Strahlbeinschenkel der beiden Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinbänder ganzflächig auf. Die glatte Palmarfläche (Facies flexoria) ist von Faserknorpel überzogen und dient der TBS als Gleitlager (Scutum distale) (Hoffer et al., 1989; Liebich et al., 2015; Riegel & Hakola, 2010; Salomon, 2005; Seiferle & Frewein, 2004; Wissdorf et al., 2010). Wissdorf et al. (1998) beschreiben zusätzlich eine Facies medialis und lateralis, die die seitlichen Strahlbeinflächen begrenzen. Außerdem unterteilen sie den flächigen Margo distalis nochmals in 3 Abschnitte. Die Facies articularis phalangis distalis artikuliert mit dem Hufgelenk und ist von hyalinem Knorpel überzogen. Die Zona intermedia, von Foramina nutricia durchzogen und der Margo ligamenti, Ansatz des Strahlbein-Hufbeinbandes (Ligamentum (Lig.) sesamoideum distale impar). Der Aufhängeapparat des Strahlbeins besteht aus 3 Bändern (Kainer, 1989; Riegel & Hakola, 2010; Wissdorf et al., 2010). Dem unpaaren Strahlbein-Hufbeinband (Lig. sesamoideum distale impar), das unelastisch und derb ist. Es erstreckt sich vom Margo ligamenti des Strahlbeins zur Palmarfläche des Hufbeins, wo es tief an der TBS ansetzt (Kainer, 1989). Das paarige Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinband (Lig. sesamoideum mediale bzw. laterale) entspringt jeweils im Bereich der distalen Bandgrube des Fesselbeins und inseriert lateral und medial am Strahlbein, sowie an seinem

Margo proximalis. Sie geben jeweils einen kleinen Schenkel an den Hufknorpel ab.

Die arterielle Versorgung des Strahlbeins erfolgt über die Arteria (A.) digitalis communis III, welche sich unterhalb des Fesselgelenks in die A. digitalis palmaris medialis bzw. lateralis aufzweigt, die seitlich an den Beugesehnen entlang zur Facies flexoria des Hufbeins ziehen. Hier treten die Endäste durch das Foramen soleare in das Hufbein ein und anastomisieren jeweils mit der kontralateralen Zehenarterie, sodass ein Arcus terminalis entsteht. Auf halber Höhe des Kronbeins tritt der Ramus (R.) palmaris phalangis mediae aus jeder Zehenarterie aus und verläuft proximal des Strahlbeins im Strahlbein-Hufbein-Strahlbeinband, um anschließend mit dem Ast der anderen Seite eine Anastomose zu bilden. Aus dieser Anastomose treten Rami zur Bursa podotrochlearis und die Arteriae (Aa.) nutriciae proximales in den Margo proximales zur Versorgung des proximalen Drittels des Strahlbeins aus (Kainer, 1989; Wissdorf et al., 2010). Distal des Strahlbeins geht die arterielle Versorgung von einer Querverbindung der beiden Aa. digitales palmares aus, die nach Wissdorf et al. (2010) als R. palmaris phalangis distalis zu bezeichnen ist. Sie liegt innerhalb des Lig. sesamoideum distale impar und gibt zahlreiche Äste (Aa. nutriciae distales) an den Margo ligamenti des Strahlbeins ab. Von dort ziehen sie über die Gefäßlöcher bis in die Mitte des Knochens und versorgen das mittlere und distale Drittel des Strahlbeins (Poulos & Smith, 1988; Riegel & Hakola, 2010; Wissdorf et al., 2010).

Der venöse Abfluss verläuft parallel zur arteriellen Versorgung. Die aus den Sohlenlöchern austretenden Venenäste vereinigen sich zur Vena (V.) digitalis palmaris medialis bzw. lateralis (Liebich et al., 2015; Salomon, 2005).

Die nervale Versorgung des Strahlbeins übernimmt der R. dorsalis der Nervi digitalis palmares, der diesem auf Höhe des Fesselgelenks entspringt (Kainer, 1989). Die Nervenfasern ziehen distal durch die Kollateral-Bänder und sind auch im Lig. sesamoideum distale impar vorhanden (Bowker et al., 1994).



Abbildung 8: Margo distalis des Strahlbeins mit den Foramina nutricia.

### 3.2. Die Bursa podotrochlearis

Die Entwicklung des Hufrollenschleimbeutels (Bursa podotrochlearis) ist mit dem 120. Tag der Trächtigkeit abgeschlossen (Hoffer et al., 1989). Anatomisch liegt sie zwischen dem Insertionsabschnitt der TBS und der Facies flexoria des Strahlbeins. Zwischen dem Hufgelenk und der Bursa besteht keine direkte anatomische Verbindung, was einige Studien, die dies mit einem positiv Kontraststrahlentgen durchgeführt wurden, beweisen konnten (Gibson et al., 1990). Die distale Ausdehnung erstreckt sich bis zum Bindegewebe zwischen TBS und Lig. sesamoideum distale impar. Proximal reicht sie bis in das Bindegewebe zwischen dem Kronbein, der TBS und den kollateralen Strahlbeinbändern. Lateral und medial liegt sie palmar den Polen des Strahlbeins an (Riegel & Hakola, 2010). Insgesamt überragt sie die Facies flexoria des Strahlbeins proximal, distal und auch seitlich. Sie dient als Gleitschutzvorrichtung für die

darüber hinwegziehende TBS (Liebich et al., 2015; Salomon, 2005; Seiferle & Frewein, 2004). Es gibt 2 Aussackungen der Bursa, zum einen den Recessus (Rec.) palmaris proximalis, der der Hufgelenkscapsel benachbart liegt und dessen seitliche Aussackungen bis an die Kronbeinlehne reichen, sowie den Rec. palmaris distalis, der sich Richtung Hufbein ausdehnt und durch das Lig. Sesamoideum distale impar von der Hufgelenkscapsel getrennt wird (Wissdorf et al., 2010). Nach Hoffer et al. (1989) können 2 Typen von Synovialmembranen in der Bursa unterschieden werden. Palmar besitzt sie eine stabile fibröse Kapsel, um dem vermehrten Druck durch die TBS standzuhalten. Dorsal findet man eine areolare Synovialmembran, die nicht ganz so stark strapaziert wird und einen gewissen Anteil an Adipozyten aufweist. Die Stellen der Bursa, die dem Faserknorpel des Strahlbeins und der TBS anliegen, sind ohne Synovialmembran (Hoffer et al., 1989). Auf halber Höhe des Kronbeins tritt aus jeder Zehenarterie ein R. palmaris phalangis mediae aus. Sie verlaufen jeweils im Fesselbein-Strahlbein-Hufbeinband um sich proximal des Stahlbeins mit dem der anderen Seite zu verbinden. Aus dieser Anastomose treten auch Äste an die Bursa podotrochlearis aus (Wissdorf et al., 2010).

Nervenfasern oder Nervenenden findet man nicht in der Membrane synovialis der Bursa podotrochlearis, wohl aber in den umgebenden Strukturen wie dem anliegenden lockeren Bindegewebe, dem Stratum fibrosum der Schleimbeutelwand und in den Strahlbeinbändern. Diese gut innervierten umgebenden Strukturen können zum Teil für die mit dem Hufrollensyndrom einhergehenden Schmerzen verantwortlich sein (Hoffer et al., 1989; Riegel & Hakola, 2010).

### 3.3. Der M. flexor digitalis profundus

Die Tiefe Beugesehne, die auch Tiefer Zehenbeuger genannt wird, liegt der Kaudalseite des Unterarmskeletts in der Tiefe an. Sie entspringt aus insgesamt 3 Köpfen, die sich proximal des Karpus zur tiefen Beugesehne vereinigen (Liebich et al., 2015; Salomon, 2005). Das kräftige Caput humerale besteht aus gefiederten Muskelbäuchen, die kurz über dem Karpus in eine kräftige Sehne auslaufen und entspringt am Epicondylus medialis humeri. Das wesentlich schwächere Caput ulnare legt sich lateral an das Caput humerale an und entspringt medial an der Rückseite des Olecranon. Das Caput radiale ist der schwächste Kopf und entspringt mit seinem Muskelbauch caudomedial am Radius (Budras, 2014; König et al., 2003; Salomon, 2005; Seiferle & Frewein, 2004). Alle drei Köpfe vereinigen sich nahe dem Karpus zur TBS und ziehen als fast knorpelharter abgeplatteter Strang über die Beugeseite des Karpus, palmar am M. interosseus medius in die Tiefe (König et al., 2003; Liebich et al., 2015; Seiferle & Frewein, 2004). Sie liegt der Oberflächliche Beugesehne (OBS) dabei eng an und erhält im mittleren Drittel des Metakarpus ein Unterstützungsband (Lig. accessorium) aus dem Lig. carpi radiatum. Es besteht zwar aus Sehngewebe, wirkt aber als Halteband zwischen dem proximalen Metakarpus und dem Hufbein. Von Klinikern wird es oft als vierter Kopf des tiefen Zehenbeugers bezeichnet (König et al., 2003). Oberhalb der Ossa sesamoidea proximalia umgibt die OBS die TBS mit einer ringförmigen Manschette, der Manica flexoria, um dann weiter über die Gleitfläche der proximalen Sesambeine zu laufen (Salomon, 2005; Seiferle & Frewein, 2004). In der Fesselbeuge tritt die TBS dann zwischen den beiden Endschenkeln der

OBS hindurch, zieht über die Facies flexoria des Strahlbeins und inseriert flächenhaft an der Facies flexoria des Hufbeins (Budras, 2014; Seiferle & Frewein, 2004). Zwischen dem Strahlbein und der TBS liegt die Bursa podotrochlearis, der die Facies flexoria des Strahlbeins nach allen Seiten überragt (Liebich et al., 2015; Salomon, 2005).

Von einigen Autoren wird ein sogenannter „Kronbeinschenkel“ der TBS benannt, der in der Mitte der Palmarfläche des Kronbeins seinen Ansatz finden soll. Dieses wird von König et al. (2003) jedoch widerlegt. Laut ihrer Studie treffen auf der Palmarseite des Kronbeins die Synovialmembranen der Fesselbeugesehnenscheide, des Hufgelenks und der Bursa podotrochlearis, nur von wenig lockerem Bindegewebe getrennt, aufeinander. Dies erscheint als Verbindung von Kronbein und TBS, die durch ihre Struktur aber keine Kraft überleiten kann (König et al., 2003). Im Bereich des Karpalgelenks sind beide Beugesehnen von einer gemeinsamen Karpalbeugesehnenscheide (Vagina synovialis communis musculorum flexorum) umgeben und werden durch das Retinaculum flexorum fixiert. Die Sehenscheide beginnt ca. 10cm oberhalb des Karpus und reicht bis zur Eintrittsstelle des Lig. accessorium in die TBS (Budras, 2014; Salomon, 2005; Wissdorf et al., 2010). Auf Höhe des Fesselgelenkes werden beide Beugesehnen von der Fesselbeugesehnenscheide (Vagina synovialis tendinum digitorum manus) eingehüllt. Sie beginnt proximal im Bereich der Griffelbeinknöpfchen und erstreckt sich distal bis zum unteren Drittel des Kronbeins. Sie umgibt hauptsächlich die TBS, während die OBS größtenteils ihre Hinterwand bildet. Nur in Höhe des Fesselringbandes wird die OBS von palmaren Ausbuchtungen der Sehenscheide umfasst. Man unterscheidet an ihr drei proximale paarige Aussackungen und zwei distale



unpaarige (Liebich et al., 2015; Salomon, 2005; Seiferle & Frewein, 2004). An der palmaren Seite der Zehe gibt es drei Gleitkörper für die Beugesehen, die aus Faserknorpel bestehen. Das Scutum proximale, dass vom Lig. palmare gebildet wird und zwischen den beiden Gleichbeinen liegt. Das Scutum medium entsteht durch einen Faserknorpel, der die Kronbeinlehne erweitert. Eine Faserknorpelplatte, die auf der Facies flexoria des Strahlbeins liegt, bildet das Scutum distale (Liebich et al., 2015). Durch die Zehenfaszie (Fascia digiti manus) werden die Beugesehen im Bereich des Fesselgelenks fixiert. Sie besteht aus dem Fesselringband, der vierzipfligen Fesselplatte und der Sohlenbinde. Das Fesselringband (Lig. annulare palmare) umgibt die Sehnen im Bereich des Fesselgelenkes. Die vierzipfelige Fesselplatte (Pars cruciformis vaginae fibrosae) übernimmt diese Aufgabe in der Fesselbeuge und den distalen Teil der Zehenfaszie bildet die Sohlenbinde (Lig. anulare digiti) (Budras, 2014; Salomon, 2005; Seiferle & Frewein, 2004; Wissdorf et al., 2010).

Die Innervation des M. flexor digitorum profundus und seiner entsprechenden Endsehne erfolgt durch Äste des N. medianus und des N. ulnaris. Erst verlaufen beide nebeneinander medial am Oberarm. Proximal des Karpalgelenks teilt sich der N. medianus dann in die Nn. palmaris medialis und lateralis. Auf Höhe des Fesselgelenks setzen sie sich als jeweiliger N. digitalis palmaris mit je einem R. palmaris fort. Der N. ulnaris spaltet sich über dem Karpalgelenk in einen Ramus dorsalis und Ramus palmaris. Der R. palmaris vereinigt sich auf der Beugeseite des Karpus mit dem N. palmaris lateralis des N. medianus (Liebich et al., 2015; Salomon, 2005; Seiferle & Frewein, 2004; Wissdorf et al., 2010).

## **4. Sehnen**

### **4.1. Mikroskopische Anatomie**

Sehnen sind parallelfaserige bindegewebige Anteile des Muskels, die vor allem aus kollagenen Fasern bestehen, die ihnen eine hohe Zugfestigkeit verleihen. Sie werden zum straffen Bindegewebe gezählt. Ihre Hauptaufgabe ist die passive Kraftübertragung von Muskeln auf das Skelettsystem (Benjamin & Ralphs, 1997). Gesunde Sehnen haben eine glänzend weiße Oberfläche und können je nach Funktion in ihrer Form und Größe variieren (Kannus, 2000).

Die mechanisch wichtigste Komponente der Sehnen sind die leicht gewellten kollagenen Fasern, die für die Grundstruktur der Sehne verantwortlich sind. Das Kollagenmolekül ist aufgebaut aus drei Tropokollagenketten, die zu einer Tripelhelix gewunden sind. Mehrere dieser Moleküle zusammen bilden eine Fibrille, welche wiederum die sogenannten (sog.) Primärbündel bilden (Vogel, 2003). Diese sind von einer Hülle, dem Endotendineum umgeben, welches außerdem Blut-, Lymphgefäße und Nerven mit sich führt (Benjamin & Ralphs, 1997). Zwischen den Primärbündeln liegen Tendinozyten, welche hauptsächlich für die Bildung des Kollagens verantwortlich sind und wenige elastische Fasern. Diese Fasern verkürzen die nicht gespannte Sehne etwas, wodurch der gewellte Verlauf der Kollagenfasern entsteht (Hees, 2012). Das Sekundärbündel (Fasciculus tendineus) besteht aus mehreren Primärbündeln und wird vom Peritendineum ummantelt. Das Ependineum umhüllt schließlich die ganze Sehne (Abbildung 9). Auch im Peri- und Ependineum befinden sich Gefäße und Nerven (Benjamin & Ralphs, 1997). Sehnen werden in den Bereichen, in denen sie nicht von einer Sehnenscheide umhüllt werden, von

einer lockeren, nicht adhäsiven Bindegewebsschicht umgeben, dem Paratendineum. Es sorgt dafür, dass die Sehnen in ihrem Umfeld gleiten kann und enthält die Sehne versorgende Gefäße und Nerven (Kirkendall & Garrett, 1997).

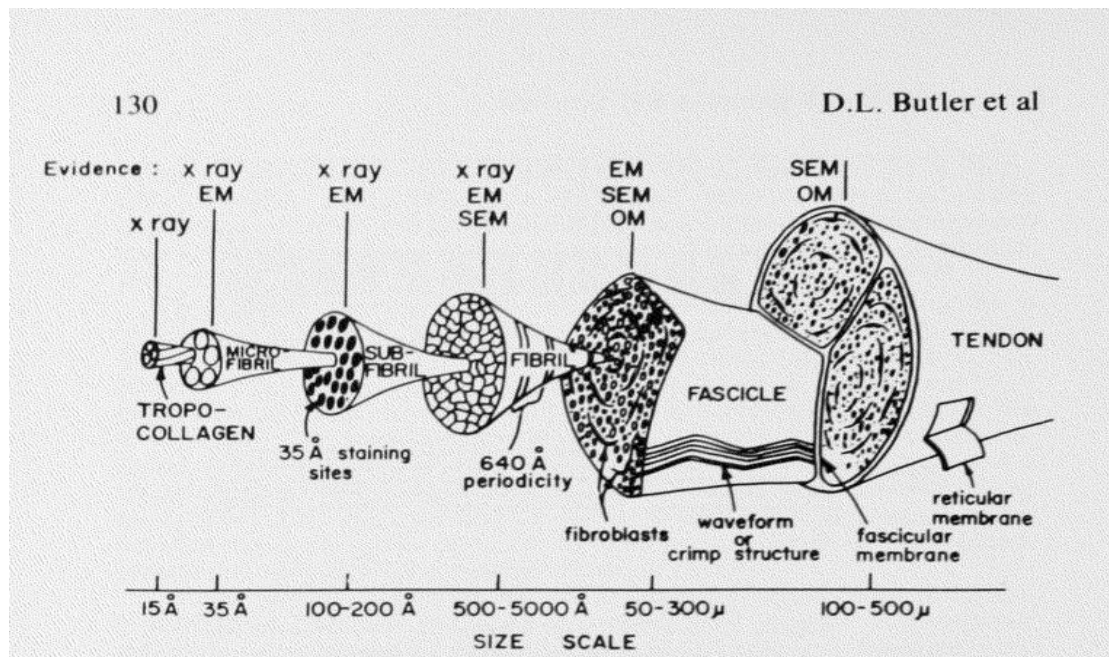


Abbildung 9: Struktureller Sehnenaufbau (Kastelic et al., 1978).

Es werden 2 Arten von Sehnen unterschieden: das faserknorpelige Sehngewebe (Gleitsehne) und das straff parallelfaserige Sehngewebe (Zugsehne).

#### 1. Gleitsehnen:

Bereits 1922 fand man heraus, dass einige Sehnen faserknorpelige Einlagerungen enthalten, vor allem dort, wo es zu einer starken Druckbelastung dieser kommt (Drahn, 1922). Die Einlagerungen schützen die Sehne hierbei durch ihre knorpeltypischen Proteoglycane vor übermäßigen Druckbelastungen

(Vogel et al., 1993). Als Gleitsehne ist heute eine Sehne definiert, die über ein Widerlager (Hypomochlion) abgelenkt wird und dadurch ihre Zugrichtung verändert (Ploetz, 1938). Sie unterliegt dabei einem zweiteiligen Aufbau. Der Teil der dem Widerlager anliegt als Faserknorpeliger Anteil, dem diesen abgewandten Teil als Zugsehnenstruktur (Tillmann & Koch, 1995). Sie ist durch die Umlenkung nicht nur Zug-, sondern auch Kompressions- und Scherkräften ausgesetzt (Petersen et al., 2001). Auch an den Enthesen, also den Ansatzpunkten der Sehne am Knochen, finden sich faserknorpelige Einlagerungen (Benjamin & Ralphs, 1998) (Abbildung 10). Gleitsehnen sind zusammengesetzt aus der geformten Grundsubstanz bestehend aus kollagenen sowie elastischen Fasern und der ungeformten Grundsubstanz (Benjamin et al., 1995). Die Zellen in der Gleitzone besitzen eine rundliche, chondroide Morphologie und liegen zwischen lockeren Kollagenfasern umgeben von einer Matrix, die besonders reich an Glykosaminoglykanen und Proteoglykanen ist. Je näher sie am faserknorpeligen Bereich liegen, desto grösser werden sie (Benjamin & Ralphs, 1998; Tillmann & Koch, 1995). In den meisten Gleitsehnen liegt das Kollagen netzartig verflochten oder spiralgig vor (Benjamin et al., 1995). In manchen Gleitsehnen verläuft es jedoch parallel angeordnet und dient hierbei als Abgrenzung zwischen den einzelnen Zellen. Einige Autoren beschreiben dies als den grundsätzlichen Aufbau des Teiles der Gleitsehne, der dem Widerlager abgewandt ist (Tillmann & Koch, 1995). Im Bereich des dem Widerlager abgewandten Sehnenteils kommt ausschließlich Kollagen Typ I vor, während in dem am Widerlager anliegenden faserknorpeligen Bereich neben Typ I auch Kollagen Typ II vorkommen kann. Direkt an der Gleitfläche beträgt es zwei Drittel des Sehnendurchmessers und

ist somit ein Indikator für Druckbelastung (Benjamin et al., 1995; Tillmann & Koch, 1995). Die elastischen Fasern machen nur einen kleinen Teil der Gesamtmasse der Sehne aus (Kirkendall & Garrett, 1997). Im faserknorpeligen Gleitsehnenbereich wird ihre Funktion durch ihre Vorläufer, die Oxytalanfasern übernommen (Reese, 1995). Die ungeformte Grundsubstanz besteht aus einer Mischung aus Proteoglykanen und Glykoproteinen und hier vor allem aus Aggrecan, welches vorrangig in druckbelasteten Sehnenabschnitten vorkommt (Petersen et al., 2001). Infolge der erhöhten Wasserbindungskapazität durch die hohe Anzahl an Glycosaminoglycanen können Gleitsehnen gegenüber Zugsehnen besser Kompressionen standhalten (Gillard et al., 1979; Merrilees & Flint, 1980). Aufgrund des eingelagerten Faserknorpels im Gleitsehnenbereich ist dieser jedoch schlecht durchblutet (Benjamin & Ralphs, 1998; Tillmann & Koch, 1995).

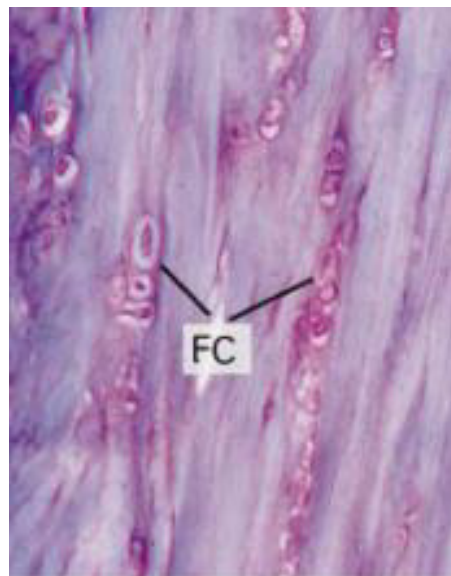


Abbildung 10: Gleitsehnenbereich mit faserknorpeligen Einlagerungen (Benjamin & Ralphs, 1998).

FC = chondroide Zellen.

## 2. Zugsehnen:

Die Zugsehnen sind vor allem auf eine Zugbelastung der Sehne ausgerichtet. Sie bestehen aus straffen, parallel verlaufenden Kollagenfasern (Benjamin & Ralphs, 1997). Durch die parallele Anordnung der Fasern ist die Zugbeanspruchung in nur eine Richtung möglich (O'brien, 1997). Da die dazwischen gelagerten, elastischen Fasern die Sehne im Ruhezustand leicht verkürzen, liegen sie zur bestmöglichen Kraftübertragung in leicht gewellter Form vor (Hees, 2012). Zugsehnen bestehen zu 55-70% aus Wasser. Ihre geformte Grundsubstanz besteht zu 70-80% aus Kollagen und hier zu 60% aus Typ I Kollagen (Benjamin & Ralphs, 1997). Ihr Anteil an elastischen Fasern ist ebenso gering wie bei den Gleitsehnen (Kirkendall & Garrett, 1997). Die Komponenten der ungeformten Grundsubstanz sind derer der Gleitsehnen ähnlich, jedoch haben Zugsehnen eine geringere Wasserbindungskapazität und einen deutlich geringeren Gehalt an Gycosaminoglycanen (Vogel et al., 1993).

## 4.2. Molekularer Aufbau von Sehnen

Die grundsätzlichen Bestandteile von Sehnengewebe sind die Sehnenzellen und die sie umgebende extrazelluläre Matrix (EZM). Die EZM setzt sich größtenteils aus Kollagen (30%), Wasser (65%) und nichtkollagenen Glykoproteinen zusammen (Silver et al., 2003).

#### 4.2.1. Zellen

Sehnenzellen bestehen vor allem aus Tendinozyten (90-95%). Daneben gibt es noch Endothelzellen, Mastzellen, sowie Chondrozyten, die vor allem in Bereichen mit hoher Kompression vorkommen (Benjamin & Ralphs, 1997; Franchi et al., 2007). Tendinozyten sind eine eigene Gruppe von Fibroblasten, sie liegen typischerweise dicht benachbart zu den Kollagenbündeln in longitudinal angeordneten Reihen (Benjamin et al., 2008). Die Kollagenbündel dellen dabei ihre Körper seitlich ein und es entstehen flügelähnliche Fortsätze, die 5-9 Faserbündel umfassen können. Im Querschnitt haben sie einen sternförmigen Zelleib (Benjamin & Ralphs, 1997; Hees, 2012). Zellen der gleichen und benachbarten Reihe sind untereinander durch Gap junctions verbunden um miteinander kommunizieren zu können. Sie bilden dabei ein dreidimensionales Netzwerk, das die Kollagenfasern umspannt (Benjamin & Ralphs, 1997; Kjaer, 2004; Merrilees & Flint, 1980). Merrilees & Flint (1980) zeigten in ihrer Studie, dass Zellen in unterschiedlichen Sehnenabschnitte eine unterschiedliche Morphologie besitzen. Im Zugsehnenbereich die spindelförmigen Tendinozyten mit ihren langen Zytoplasmafortsätzen, angeschmiegt an die dicht gepackten Kollagenfibrillen und im Gleitsehnenbereich ovale bis runde Zellen, die meist in Gruppen zwischen den Kollagenfasern liegen. Die Anzahl der Tendoblasten nimmt mit dem Alter ab (Franchi et al., 2007). Fibroblasten sind hauptsächlich für den Aufbau der Moleküle des EZM zuständig. Dazu gehören Kollagen, Proteoglycane und andere Proteine (Franchi et al., 2007; Kjaer, 2004). Die EZM besitzt eine charakteristische Zusammensetzung, die für die mechanischen Eigenschaften der Sehne verantwortlich ist. Entscheidend sind hier Menge und Ausrichtung

der kollagenen Fasern, der Gehalt an elastischen Fasern, Wasser und Proteoglycanen (Merrilees & Flint, 1980).

#### **4.2.2. Kollagen**

Kollagen ist das häufigste Protein im Säugetier (ca. 25% des Gesamtproteins). Es stellt ca. 80% der Trockenmasse der Sehne dar und ist die Grundlage für ihre Zugfestigkeit (Vogel & Meyers, 1999). Es gehört zur Gruppe der Glykoproteine und wird in 12 verschiedene Kollagentypen aufgeteilt, die in faserbildend und nicht faserbildend gegliedert werden (Kirkendall & Garrett, 1997). Die Typen I bis III sind faserbildend, wobei Kollagen Typ I am häufigsten vorkommt (90%) (Gratzl & Wurzinger, 2004; Kirkendall & Garrett, 1997). Seine Mikrofibrillen bestehen aus jeweils drei Polypeptidketten, die helixartig umeinandergewunden sind und das Tropokollagenmolekül bilden. Diese Moleküle schließen sich weiter zusammen zu Kollagenfibrillen, die sich darauf bis hin zum Sehnenbündel verknüpfen (Benjamin & Ralphs, 1998). Die Tripelhelix enthält einen hohen Anteil der Aminosäuren Glycin, Prolin und Hydroxyprolin, die der Sehne ihre Stabilität verleihen (Hees, 2012). Die typische Querstreifung im Elektronenmikroskop entsteht durch die axial und parallel angeordnete Form der Tripelhelix (Kjaer, 2004).

Kollagen Typ I kommt vor allem in Sehnen, Knochen, Faszien und Organkapseln vor (Gratzl & Wurzinger, 2004). Kollagenfasern sind fast undehnbar und haben deshalb im Ruhezustand eine leicht gewellte Form („crimping“), die bei Zugbeanspruchung verstreicht (Hees, 2012). Bei ausgewachsenen Pferden wird der Durchmesser der Fibrillen in klein (40 nm),



mittel (120nm) und gross (200nm) eingeteilt, der mit dem Alter an Größe zunimmt (Merrilees & Flint, 1980).

Kollagen Typ II (Kollagen des Gelenkknorpels) bildet hauptsächlich Faserknorpel. Dies geschieht vor allem im Gleitsehnenbereich und an den Insertionsstellen der Sehne (Benjamin et al., 1995). Seine Fibrillen sind deutlich dünner als bei Typ I und liegen netzartig oder spiralig verwoben. Die Verteilung der Fibrillendurchmesser ist unimodal und es kommt zu keiner Faserbildung (Benjamin et al., 1995; Merrilees & Flint, 1980). Die Menge an Fasern mit kleinem Durchmesser ist dafür verantwortlich plastischen Deformationen standzuhalten, während Fibrillen mit großem Durchmesser dafür da sind, große Zugkräfte auszuhalten und eine bimodale Verteilung aufweisen (Parry et al., 1978). Typ II Kollagen hat eine 50-100% erhöhte Wasserbindungskraft als Typ I, was mit seiner Funktion höhere Kompressionskräfte auszuhalten zusammen hängt (Grynpas et al., 1980). Typ II Kollagen wird auch von chondroiden Zellen gebildet, was jedoch nicht altersabhängig ist, sondern mit dem Transformationsgrad der Zelle zusammenhängt (Reese, 1995).

Kollagen Typ III liegt meist mit Kollagen Typ 1 beisammen und gehört zum lockeren retikulären Bindegewebe. Ihre Kombination gilt als gut anpassungsfähig gegenüber Formveränderungen (Tillmann & Koch, 1995).

#### **4.2.3. Elastische Fasern**

Elastin ist vor allem in den Geweben zu finden, die einer großen Längenänderung ausgesetzt werden ohne dabei ihre Struktur zu verlieren. Innerhalb der Sehne macht es nur 1-2% ihrer Trockenmasse aus (Kirkendall &

Garrett, 1997). Durch ihre hohe Elastizität sind sie mitverantwortlich an der Wiederherstellung der ursprünglichen wellenförmigen Konfiguration der Kollagenfibrillen nach deren Zugbeanspruchung (David et al., 1978). Elastische Fasern bestehen aus zwei Hauptkomponenten, einer amorphen zentralen Masse und einem Mikrofibrillensaum und liegen netzartig verflochten vor und sind reversibel dehnbar (Jozsa & Kannus, 1997).

#### **4.2.4. Geformte Grundsubstanz**

Die geformte Grundsubstanz, die das Kollagen umgibt, wird von Fibroblasten gebildet und besteht aus Proteoglykanen (PGs), Glykosaminoglykanen (GAGs), Strukturglykoproteinen und einer Vielzahl an anderen kleinen Molekülen. Sie ist ein hydrophiles Gel, das seine Konsistenz, abhängig vom Gehalt an Hyaluronsäure und Chondroitinsulfat ändern kann. Die PGs und GAGs nehmen nur 1% der Trockenmasse einer Sehne ein. Durch ihr erhöhtes Wasserbindungsvermögen verbessern die GAGs und PGs die elastischen Eigenschaften der Sehne gegenüber Druck und Scherkräften. Außerdem sind sie wichtig für die Stabilisierung des ganzen kollagen Bindegewebssystems und der Aufrechterhaltung der ionischen Homöostase, sowie der Kollagenfibrillensynthese (Kannus, 2000; O'brien, 1997). Bei Pferden, die an Podotrochlose erkrankt sind, verändern sich diese biochemischen Marker in der TBS und der Bursa podotrochlearis. Diese beinhalten einen Abfall der GAGs, eine Zunahme an Hyaluronsäure, sowie eine gesteigerte Aktivität der Metalloproteasen MMP-2 und MMP-9 (Viitanen et al., 2001).

Proteoglykane sind hauptsächlich für die Viskoelastizität der Sehne verantwortlich, haben aber wenig mit deren Zugfestigkeit zu tun (Milz et al., 2009). Sie bestehen aus einem Proteinkern an den mehrere GAGs gebunden sind. Ihre Hauptvertreter in den Sehnen sind dabei Dermatansulfat, Chondroitinsulfat, Keratansulfat und Herparansulfat, sowie Hyaluronsäure (O'brien, 1997). Sie liegen dabei in oder zwischen den Kollagenfibrillen und Fasern und verleihen dem Gewebe durch ihre erhöhte Wasserbindungskraft die Fähigkeit Kompressionen besser standzuhalten (O'brien, 1997). Man unterscheidet zwei Typen von PGs, die großen PGs zu denen das Proteoglykan des Knorpels, Aggrecan und Versican gehören und die kleinen PGs zu denen Decorin, Biglycan, Fibromodulin und Lumican zählen. Die großen PGs besitzen eine hohe Anzahl an GAG Seitenketten, die vermehrt Wasser binden können und damit in den Sehnenabschnitten zu finden sind, die großem Druck ausgesetzt sind wie dem Gleitsehnenbereich. Am meisten kommt hier das PG Aggrecan vor. Bei den kleinen PGS kommt Decorin am häufigsten bei Zugsehnen vor. Dort bindet es an Fibrillen von Kollagen Typ I und ist für deren Vernetzung und somit für die Zugkraft der Sehne verantwortlich (Smith et al., 1999; Vogel, 2003). Die Konzentration von GAGs im Gleitsehnenbereich ist deutlich höher als im Zugsehnenbereich. Chondroitinsulfat ist dabei das am häufigsten vorkommende GAG. Durch sein erhöhtes Wasserbindungsvermögen hilft es der Sehne, Druck besser standzuhalten (Gillard et al., 1979; Merrilees & Flint, 1980). Das Cartilage Oligomeric Matrix Protein (COMP) ist vor allem in Geweben mit erhöhter Druckbelastung zu finden und ist ein pentaedrisch aufgebautes Glykoprotein (Smith et al., 1997). Es wird davon ausgegangen, dass es an der wesentlichen Strukturierung der Sehnen

und an der Bildung von Kollagen beteiligt ist. Es bindet über einen Zink- oder Nickel abhängigen Mechanismus an Kollagenfibrillen und verbindet diese untereinander (Smith et al., 1997). Die COMP Konzentration ändert sich mit dem Alter und der Belastung von Sehnen. Die bei der Geburt sehr geringen Gehalte steigen mit beginnender Belastung an, um dann im ausgewachsenen Alter wieder abzunehmen. Das spricht dafür, dass COMP maßgeblich am Sehnenwachstum beteiligt ist und durch Belastung vermehrt gebildet wird (Smith et al., 1997; Vogel & Meyers, 1999).

### **4.3. Biomechanik von Sehnen**

Durch ihre einzigartige hierarchische Struktur und ihren speziellen Aufbau besitzen Sehnen charakteristische, biomechanische Eigenschaften. Dazu gehören ihre hohe mechanische Festigkeit und Zugbelastbarkeit, sowie ihre Viskoelastizität, die sie dazu befähigen, Kraft optimal zu transportieren und auf den Muskel zu übertragen ohne dabei größeren Deformationen zu unterliegen (Wang et al., 2012). Während ihrer Dehnungsphase können sie elastische Energie für den Rückstoss in ihre ursprüngliche Form speichern (Kirkendall & Garrett, 1997). Als *in vitro* Untersuchungsmethode für die biomechanischen Eigenschaften von Sehnen hat sich das Kraft-Längenänderungsdiagramm etabliert (Abbildung 11). Es zeigt den Zusammenhang der Längenänderung der Sehne bei Kraft Zu- und Abnahme (Arnold, 1974a; Grieshaber & Faust, 1992). Man kann es in 4 Abschnitte unterteilen (Wang, 2006). Der erste untere, nicht lineare Abschnitt zeigt eine leicht konvexe Krümmung, an die sich ein linearer Abschnitt anfügt. Dieser geht über in einen konvexen, kurzen nicht linearen

Verlauf bevor das Maximum erreicht wird. Durch Abrisse in den einzelnen Kollagenfaserbündeln kann es vor dem Maximum zu Zackenbildung kommen. Nach Erreichen des Maximums kommt es zum kompletten Zerreißen der Sehne, was sich im Diagramm als Zacken, Stufen oder Einsenkungen darstellt (Arnold, 1974b; Grieshaber & Faust, 1992; Kirkendall & Garrett, 1997).

Der histologische Aufbau von Sehnen erklärt die 4 Phasen wie folgt: Im ersten nicht linearen Teil werden die gewellten Fasern, sog. Crimp Fasern geglättet. Im linearen Abschnitt kommt es zu Dehnung der Sehne bis zu 4 %. Über 4 % Dehnung kommt es zu mikroskopischen, kleinen Faserrissen und ab ca. 8% zur völligen Zerreißung der Sehne (Butler et al., 1978; Kirkendall & Garrett, 1997; Wang, 2006).

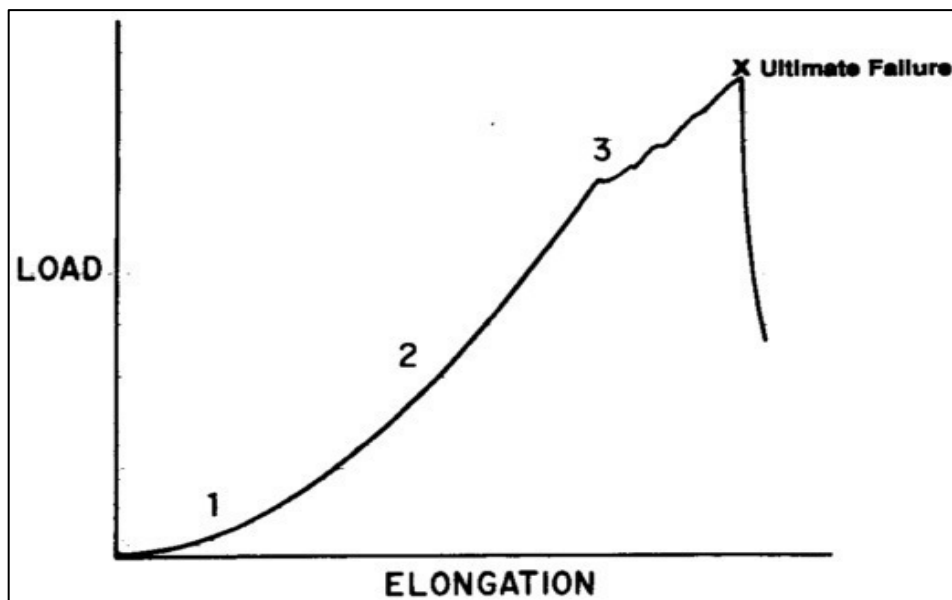


Abbildung 11: Kraft-Längenänderungsdiagramm (Kirkendall & Garrett, 1997).

1 = Erster nicht linearer Teil, 2 = Fast linearer Teil, 3 = Zackenbildung vor dem Maximum, x = Zerreißen der Sehne.

Die wichtigsten Parameter bei der biomechanischen Untersuchung der Sehne sind:

**Maximale Zugkraft/Bruchlast:  $F_{max}$  in N (Newton)**

Die Kraft die am Maximum des Kraft-Längenänderungs-Diagramm gemessen wird (Arnold, 1974b).

**Zugfestigkeit:** 
$$\frac{F_{max}}{Querschnitt} \text{ in } \frac{N}{mm^2}$$

Die Kraft die bezogen auf die Ausgangsquerschnittsfläche, benötigt wird um eine Struktur zu zerreißen (Butler et al., 1978).

**Zugbelastbarkeit:** 
$$\frac{F_{max}}{KGW} \text{ in } \frac{N}{kg}$$

Der Quotient aus maximaler Zugkraft und Körpergewicht (KGW) (Reese, 1995).

**Elastizitätsmodell E:** 
$$\frac{(F_{max}/Querschnitt)}{(Länge/Verlängerung)} \text{ in } \frac{N}{mm^2}$$

Beschreibt die rheologischen Eigenschaften der Sehne durch den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei Verformung (Arnold, 1974a; Butler et al., 1978). Steifes Gewebe hat hierbei ein hohes Elastizitätsmodul (Wang et al., 2012).

Zu weiteren biomechanischen Messungen der TBS in ihrem distalen Abschnitt, gibt es nur wenig Literatur. Reutter (2014) untersuchte 18 Sehnen von Pferden auf ihre morphometrischen, biomechanischen und histologischen Eigenschaften. Dabei konnte festgestellt werden, dass die maximale Zugkraft im faserknorpeligen Bereich signifikant höher war als im Zugsehnenbereich. Auch eine signifikante Abhängigkeit zur Körpermasse konnte ermittelt werden, wobei das Alter der Pferde keine Rolle zu spielen scheint. Winkler (2016) beprobt distale Abschnitte der TBS von adulten und juvenilen Pferden. Sie zeigt, dass die Bruchlast sowie die Elastizität im Gleitsehnenbereich deutlich höher als im Zugsehnenbereich sind. Von der Zugbelastbarkeit waren der Bereich der TBS am Strahlbein und der Bereich der Fesseltaile gleich.

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

#### **1. Material**

Untersucht wurden insgesamt 35 Zehen von den Vordergliedmaßen 20 adulter Pferde unterschiedlicher Rasse und Größe, auf ihre röntgenologischen, biomechanischen und morphometrischen Eigenschaften im Hinblick auf das Equine Podotrochlose Syndrom. Bei 5 Vorderbeinen funktionierte der Versuchsablauf nicht, so dass sie aus der Versuchsreihe herausgenommen wurden. 9 der Pferde stammten aus der Pferdemetzgerei Veit in Deggendorf (Bayern), 2 aus der Pferdepraxis Fohlenweide Dr. Veith & Dr. Luft GbR und 9 aus der Pferdeklinik München-Airport, Dr. Donandt. Die Euthanasie oder Schlachtung erfolgten aus verschiedenen Gründen, die jedoch keinen Bezug zu dieser Dissertation haben. Die Gliedmaßen wurden im Karpalgelenk abgesetzt und für die weiterführenden Untersuchungen vorbereitet. Das jüngste Pferd war 3 Jahre, das älteste 30 Jahre. Das durchschnittliche Alter betrug  $16,7 \pm 6$  Jahre und das Durchschnittsgewicht  $476,5 \pm 108,9$  kg.

Genauere Angaben zu Alter, Gewicht und Röntgenklasse finden sich im Anhang in Tabelle 1.



## **2. Methode**

### **2.1. Röntgenologische Untersuchung**

Für die röntgenologische Untersuchung der 35 Strahlbeine wurden zuerst die Hufeisen, falls vorhanden, entfernt. Die Hufe wurden gesäubert und bei Bedarf mit einem Hufmesser ausgeschnitten. Die beiden äußeren und die mittlere Strahlfurche wurden mit Playdo Kinderknete (Fa. Hasbro) ausgekleidet, um Artefakte auf den Röntgenaufnahmen zu vermeiden. Für die anschließende dorsopalmar Aufnahme (Oxspring, 1935) wurde das mobile, digitale Röntgen Gierth RHF 200 ML (Fa. GIERTH X-Ray international GmbH, Riesa) mit der Einstellung 68 kV (Kilovolt) und 3,6 mAs (Milliamperesekunden) genutzt. Da die dorsale Zehenwand bei dieser Aufnahme senkrecht zum Boden verlaufen soll, wurde das Bein auf einem sogenannten Oxspringblock positioniert. Der Boden und der schräge Teil des Oxspringblocks bildeten zusammen einen Winkel von 55°. Der Zentralstrahl wurde ein Finger breit und mittig über dem Kronrand, auf der Gliedmaße positioniert. Die Entfernung der Röntgenröhre zum Bein betrug 70 cm. Die Schussrichtung erfolgte leicht von dorsal. Dadurch wurde die Abbildung des Strahlbeins am unteren Rand des Kronbeins gewährleistet. Die anschließende Beurteilung des Sesambeines erfolgte durch Einteilung in die Röntgenklassen I (Idealzustand) – IV (Risikozustand) nach dem Beurteilungsschema des Röntgenleitfadens der Bundestierärztekammer (RöLF 07, BTK) nach folgenden Kriterien:

- Form, Lage und Anzahl der Canales sesamoidales
- Knochenstruktur/Dichte
- Form
- Exostosen

Die Ergebnisse der Untersuchungen sind im Anhang in Tabelle 1 aufgelistet.

## **2.2. Präparation der Sehnen**

Die Arbeitsschritte sind identisch mit denen, die von F. Winkler (2016) beschrieben wurden.

Den Zeitraum bis zur Beprobung, lagerten die Vorderbeine aller 20 Pferde luftdicht verpackt und bei  $-18^{\circ}$  Celsius tiefgefroren. Nach dem langsamen Auftauen bei  $-4^{\circ}$  erfolgte die Präparation des Hufbeins mit dem Ansatz der tiefen Beugesehne. Zunächst folgte ein Hautschnitt palmar am Fesselkopf nach unten bis zum Hufballen um die darunterliegenden Strukturen der Beugesehnen und der Fesselbeugesehnenscheide darzustellen. Die Sehnenscheide wurde eröffnet und die tiefe Beugesehne unter der oberflächlichen Beugesehne freipräpariert. Anschließend wurde sie auf Höhe des Fesselkopfes abgesetzt. Mit einer Bandsäge wurden ca. 2 cm vom Sohlenhorn sowie ein Teil vom Ballen abgesägt und mehrere Sagittalschnitte in die Hornkapsel eingebracht, um das Ablösen des Hornschuhes von der Lederhaut, sowie die Isolierung der TBS zu erleichtern. Daraufhin wurde das Hufbein im Hufgelenk abgesetzt und der Ansatzpunkt der tiefen Beugesehne inklusive Strahlbein freipräpariert. Danach wurde auch das Strahlbein entfernt. Um das Hufbein in die Passform der

speziellen Zugvorrichtung zu bringen wurden beidseits parasagittal, rechtwinklige Stücke herausgesägt. Die TBS wurde anschließend der Länge nach gespalten und mit 0,9% Natriumchloridlösung für die weiteren Untersuchungen feucht gehalten.

### **2.3. Morphometrie**

Alle 35 präparierten Beugesehnen wurden vor den biomechanischen Versuchen, morphometrisch untersucht. Für die morphometrischen Messungen wurde ein Ultraschallgerät (MyLab 40, Esaote Biomedica GmbH, Köln) mit einem 12 MHz- Linearschallkopf genutzt (Abbildung 12). Es wurden je linkem und rechtem Sehnenanteil 3 verschiedene Stellen vermessen: distal ca. 1 cm über dem Ansatz am Hufbein, im Gleitsehnenbereich und in der Fesseltaile. Um korrekte Messungen gewährleisten zu können, lagen die Sehnen für die Untersuchung in einem Wasserbad und wurden mit reichlich Ultraschallgel bedeckt. Um daraus die genauen Querschnittsangaben der einzelnen Abschnitte zu ermitteln wurde das Programm Mylab\_Desk (Esaote Biomedica GmbH, Köln) eingesetzt. Der Gesamtquerschnitt berechnete sich durch die Addition der Einzel Querschnitte der beiden Sehnenanteile. Die Ergebnisse finden sich im Anhang in Tabelle 2.

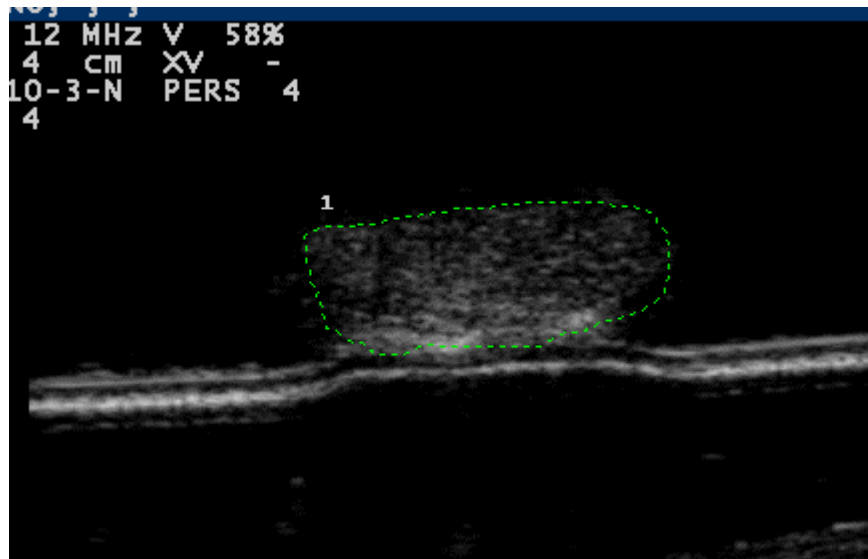


Abbildung 12: Sonographische Darstellung der TBS im Bereich der Fesseltaille (gesplitteter Anteil).

## 2.4. Biomechanik

### 2.4.1. Zugversuche

Zur Beprobung gelangten insgesamt 35 Vorderbeine von 20 adulten Pferden. Untersucht wurde die tiefe Beugesehne ab ihrem Ansatz am Hufbein (Gleitsehnenbereich) bis zur Fesseltaille (Zugsehnenbereich). Die Ergebnisse finden sich in Tabelle 3. Geprüft wurde bei welcher Kraft und in welchem Abschnitt die Sehnen rupturierten. Um die Maximalleistung von 10 kV der Prüfmaschine nicht zu überschreiten wurden die Sehnen bei der Präparation wie in 2.2. beschrieben in der Mitte längs gespalten. Es wurden jeweils beide Sehnenanteile einzeln geprüft. Die Versuche erfolgten in Anlehnung an eine in vorangegangenen Dissertationen beschriebene Methode (Albers, 2012; Reutter, 2014; Straub, 2016; Winkler, 2016). Für die Zugversuche wurde die Universalprüfmaschine Z010 (Fa. Zwick, Ulm) verwendet. Um die Sehnen in die

Zugvorrichtung einspannen zu können, wurde die Einspannvorrichtung 8354 (Fa. Zwick, Ulm), sowie eine selbstgefertigte Einspannvorrichtung für das Hufbein von Frau Meta Lahn (Lehrstuhl für Anatomie, Histologie und Embryologie) benutzt (Abbildung 13). Um die Sehne in der Einspannvorrichtung zu fixieren wurde eine aus Aluminium gefräste Klemmbanke mit grober Verzahnung gewählt, wie schon bei Reutter (2014) beschrieben. Diese wurde zusammen mit der Einspannvorrichtung auf  $-75^{\circ}\text{C}$  tiefgefroren um ein Herausrutschen der Sehnen zu verhindern (Riemersma & Schamhardt, 1982). Nach dem Ermitteln des Querschnittes wurden die Sehnen in der Zugvorrichtung fixiert. Die Einspannlänge betrug 5 cm. Der Versuch konnte starten, sobald der eingeklemmte Sehnenteil gefroren war. Die Vorkraft betrug dabei 5 N und die Geschwindigkeit 15 mm/min (Reutter, 2014). Nun wurde solange durch Zug, Kraft auf die Sehnen ausgeübt, bis diese rupturierten.

Durch das Programm testXpert V 12.0 (Fa. Zwick, Ulm) konnte für jeden Versuch der Wert der maximalen Kraft ( $F_{\text{max}}$  in Newton), sowie die Längenänderung ( $L$  bei  $F_{\text{max}}$ ) der Sehnen dokumentiert werden und ein eigenes Kraft-Längenänderungs-Diagramm dargestellt werden. Anhand der bereits ermittelten Querschnittsangaben und des Gewichts eines Tieres konnten somit die Zugfestigkeit ( $\text{N}/\text{mm}^2$ ), die maximale Zugbelastbarkeit ( $\text{N}/\text{kg}$ ), und das Elastizitätsmodul ( $E$  in  $\text{n}/\text{mm}^2$ ) berechnet werden.



Abbildung 13: Die präparierte TBS in der speziellen Einspannvorrichtung für das Hufbein.

#### 2.4.2. Druckversuche

Die zu beprobenden Sehnenabschnitte umfassten die Fesseltaile (Zugesehnenbereich) und den Gleitsehnenbereich (knorpeliger Anteil) von 31 Beugesehnen, sowie den Ansatz der TBS am Hufbein von 25 Sehnen.

Für die Druckversuche wurde dieselbe Versuchsvorrichtung wie bei Albers (2012) und Heintel (2013) verwendet. Als Druckstempel wurde eine dünne Sonde mit 1 mm Durchmesser, sowie abgerundeter Oberfläche eingesetzt. Die freipräparierten Sehnen wurden auf eine ebene hölzerne Fläche gelegt und mithilfe des Programms testXpert V 12.0 (Fa. Zwick, Ulm) wurde ermittelt wieviel Kraft N man benötigt, um die Sehnen um 0,3 mm einzudrücken. Die Vorkraft betrug dabei 0,7 N. Es konnten nicht bei allen Sehnen alle Lokalisationen gemessen werden. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4 dargestellt.

## 2.5. Statistik

Die statistische Auswertung der erhobenen Daten erfolgte mit dem Programm IBM SPSS 25.0. Für die morphologischen (Querschnittsfläche) und biomechanischen (Bruchlast, Zugfestigkeit, Zugbelastbarkeit, Elastizitätsmodul) Parameter wurden das arithmetische Mittel, die Standardabweichung und der Variationskoeffizient sowie das Minimum und Maximum berechnet. Die grafische Darstellung erfolgte mit Säulendiagrammen mit der SEM als Maß für die Schätzgenauigkeit der Messwerte. Die genannten Parameter wurden auf ihren Zusammenhang mit dem Lebensalter, der Körpermasse und der Röntgenklasse der Strahlbeine untersucht. Initial erfolgte eine univariante Analyse. Da die Variablen Lebensalter und Körpermasse nicht normalverteilt waren, kam der Korrelationskoeffizient Spearman rho zum Einsatz. Bei der Röntgenklasse handelt es sich um eine ordinale Variable mit gruppierten Rängen, weshalb der Korrelationskoeffizient Kendall's tau gewählt wurde. Nachteil der univarianten Analysen ist, dass der parallele Einfluss insbesondere von Alter und Gewicht sowie die Tatsache, dass von vielen Pferde die TBS beider Vorderfüsse untersucht wurde, nicht berücksichtigt wird. Daher wurden die Ergebnisse in einer zweiten Auswertung mit einem multifaktoriellen Analyseverfahren, das auch Messwiederholungen berücksichtigt (li/re Fuss), überprüft. Zum Einsatz kam die sogenannte verallgemeinerte Schätzgleichung (Generalized Estimating Equations GEE), eine Sonderform der linearen Modelle.

## **IV. ERGEBNISSE**

### **1. Reißlokalisationen**

Die Reisslokalisationen der 35 untersuchten Sehnen lagen an 3 Stellen der Beugesehnen. Bei 82,86 % der Beine rupturierte die Sehne an ihrem Ansatz am Hufbein (n=29), nur eine Sehne riss im Bereich des knorpeligen Anteils, dem Gleitsehnenbereich. Bei 14,29% ging dem Zerreißen der Beugesehne eine Fraktur des Hufbeins voraus. Das mittlere Gewicht der Pferde mit einer Hufbeinfraktur betrug 370 kg.

### **2. Röntgenklasse**

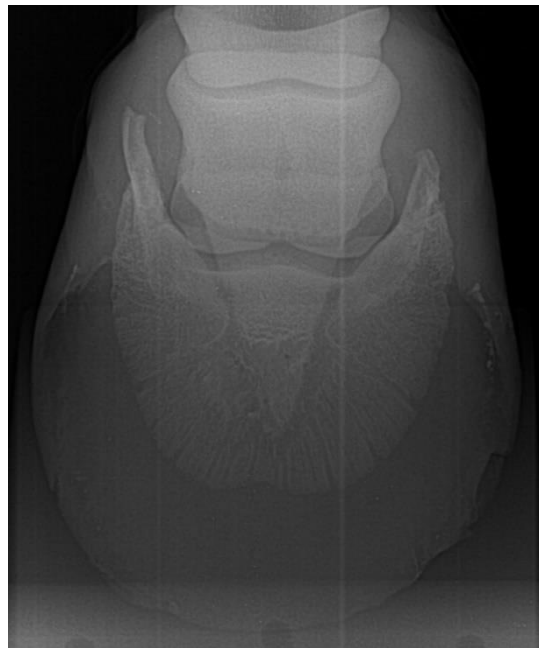
Die 35 untersuchten Pferdebeine wurden nach röntgenologischer Beurteilung wie folgt in die verschiedenen Röntgenklassen eingeteilt: Der Röntgenklasse I wurden 7 Beine zugeordnet (Abbildung 14), der Klasse II 18 Stück (Abbildung 15). In der Klasse III finden sich 9 Beine (Abbildung 16) und in Klasse IV nur eines (Abbildung 17).

Aufgrund der zu geringen Fallzahl wurde das Bein mit dem zystoiden Defekt aus Röntgenklasse IV nicht in die Berechnungen miteinbezogen.





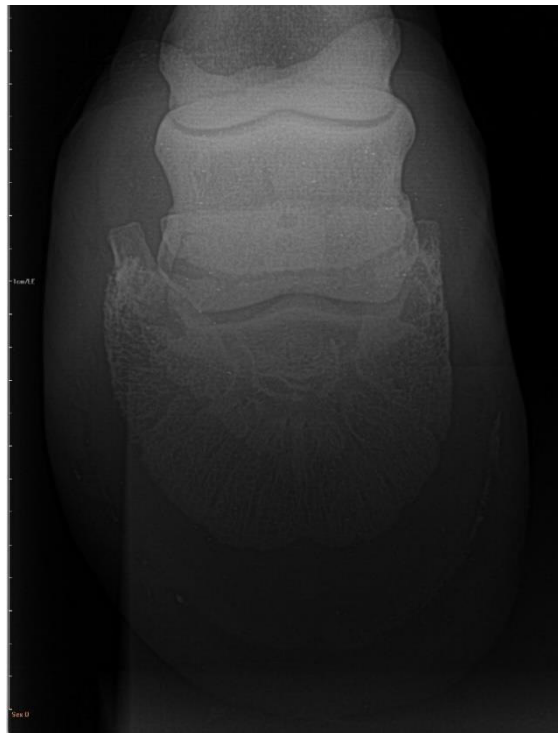
*Abbildung 14: Oxspring Aufnahme eines Strahlbeins der Röntgenklasse I.*



*Abbildung 15: Ggr. verbreiterten Canales sesamoidales, Röntgenklasse II.*



*Abbildung 16: Ausziehung am lateralen Strahlbeinende, verbreiterte Canales sesamoidales, Röntgenklasse III.*



*Abbildung 17: Zystoider Defekt im Strahlbein, Röntgenklasse IV.*

In dieser Versuchsreihe konnte weder ein Zusammenhang zwischen der Röntgenklasse und dem Alter ( $p = 0,150$ ) (Abbildung 18) sowie der Röntgenklasse und dem Gewicht der Pferde ( $p = 0,407$ ) (Abbildung 19) festgestellt werden.

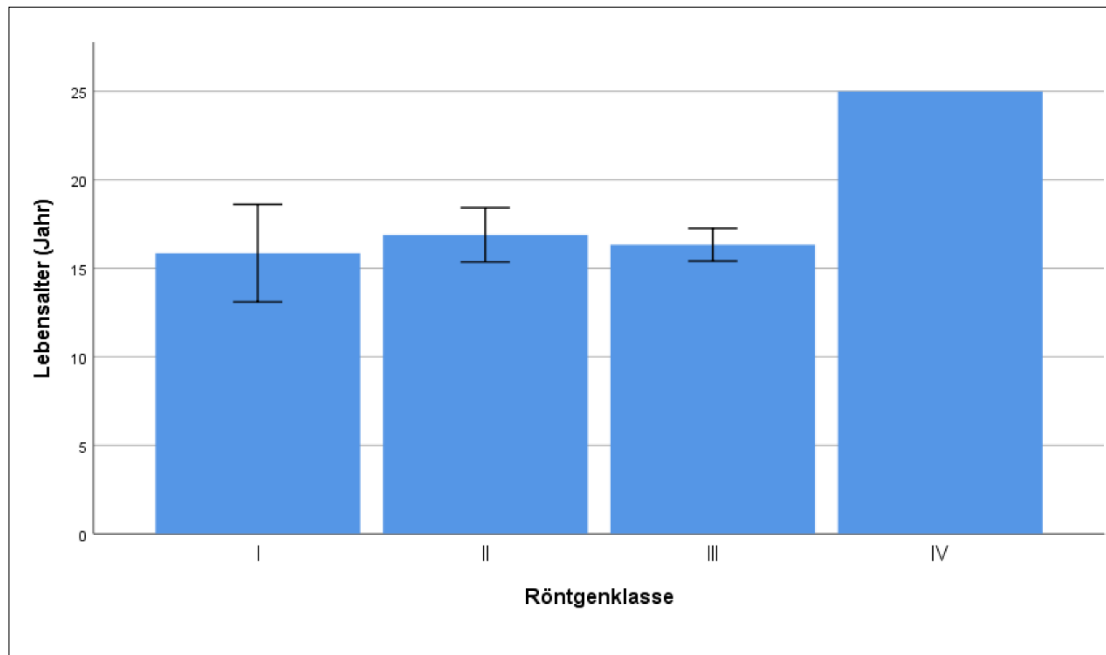


Abbildung 18: Mittleres Alter in den verschiedenen Röntgenklassen.

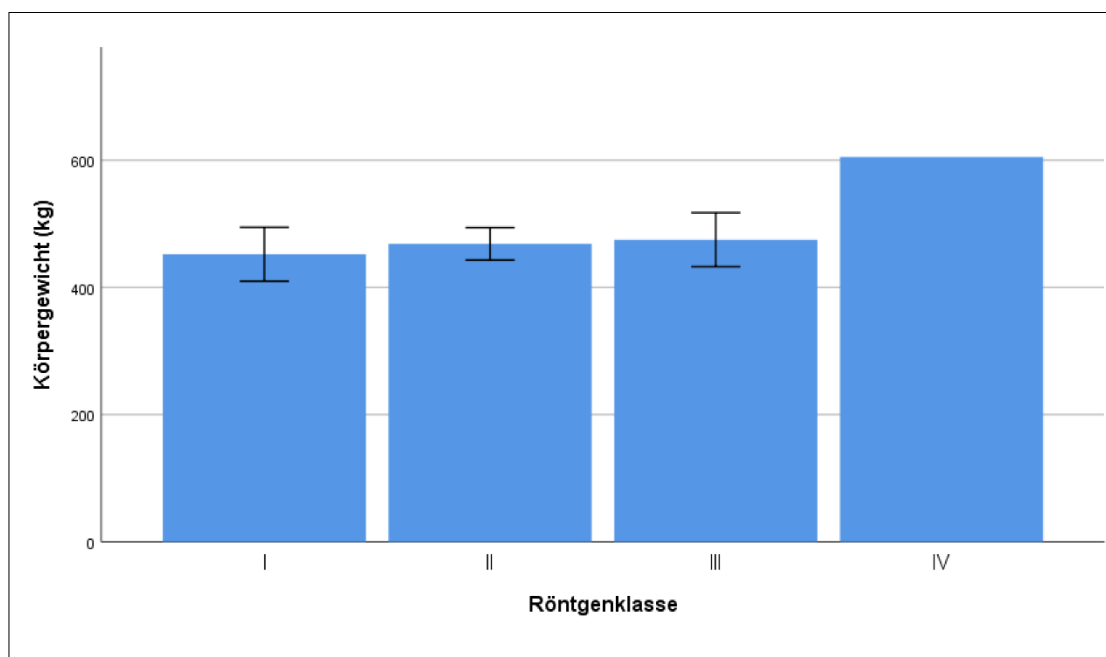


Abbildung 19: Mittleres Körpergewicht in den verschiedenen Röntgenklassen.

### **3. Sehnenquerschnittsfläche (mm<sup>2</sup>)**

#### **3.1. Querschnitt Ansatz Hufbein (mm<sup>2</sup>)**

Die mittlere Querschnittsfläche der 35 untersuchten Beugesehnen bei ihrem Ansatz am Hufbein betrug 315,66 +/-62,91mm<sup>2</sup>. Das Minimum lag bei 118 mm<sup>2</sup>, das Maximum bei 417 mm<sup>2</sup>. Der Variationskoeffizient war hierbei 19,93%. Die unterschiedlichen Ergebnisse leiten sich wie folgt ab:

1.: Das Alter der Pferde zeigte keine Abhängigkeit mit der Querschnittsfläche der Sehnen und stellte in keiner Analyse signifikante Zusammenhänge dar (Spearman's rho = 0,049, p = 0,780; GEE p = 0,471).

2.: Das Gewicht hingegen hatte einen bedeutend größeren Einfluss auf die Querschnittsfläche der TBS am Hufbeinansatz. In der univariablen Analyse konnte ein hochsignifikanter, positiver Zusammenhang ermittelt werden (Spearman's rho = 0,592, p < 0,001) der sich auch in der multivariablen Analyse mit dem verallgemeinerten linearen Modell mit Messwiederholung (GEE) als signifikant darstellt (p = 0,044). Auch zum relativen Querschnitt zeigte sich ein hochsignifikanter Zusammenhang (Spearman's rho = -0,513, p = 0,002), der aber im Gegensatz zum absoluten Querschnitt negativ ist.

3.: Der Querschnitt der Sehnen an ihrem distalen Ansatz zeigte keinen nennenswerten Zusammenhang zur Röntgenklasse (Kendall's tau = 0,019) der sich in der univariablen Analyse jedoch unerwartet als hochsignifikant darstellte (p < 0,001). In der zusätzlichen multivariablen Analyse kann diese

Signifikanz jedoch nicht bestätigt werden ( $p = 0,889$ ). Den größten mittleren Sehnen-querschnitt beim Ansatz am Hufbein hatten Pferde mit der Röntgenklasse II und lagen dabei nur um 1,66% höher als die der Klasse I. Zu Klasse III ist wiederum ein Abfall der mittleren Querschnittsfläche um 5,32% zu verzeichnen (Abbildung 20).

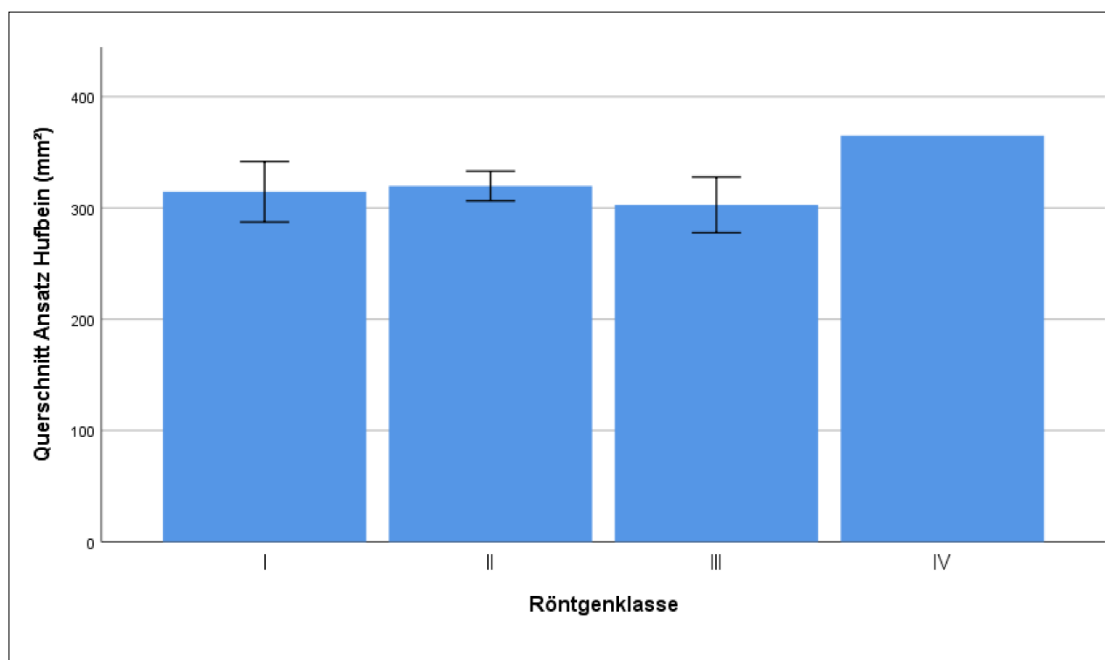


Abbildung 20: Zusammenhang der Querschnittsfläche am Hufbeinansatz mit der Röntgenklasse.

### 3.2. Querschnitt knorpeliger Anteil/Gleitsehnenbereich (mm<sup>2</sup>)

Der Querschnitt im Gleitsehnenbereich der 20 untersuchten Pferde lag im Mittel bei  $229,71 \pm 59,8 \text{ mm}^2$ . Mit einem minimalen Wert von  $117 \text{ mm}^2$  und einem maximalen Wert von  $365 \text{ mm}^2$  ergab sich ein etwas höherer Variationskoeffizient als beim Querschnitt der TBS am Hufbein (26,04%). Die Ergebnisse der statistischen Auswertung sind wie folgt:

1.: In der unifaktoriellen Analyse hat das Alter der Pferde einen mäßigen negativen Zusammenhang mit dem Querschnitt in diesem Bereich, der sich als gerade nicht signifikant erweist (Spearman's rho = -0,299,  $p = 0,081$ ). Auch in der multifaktoriellen Analyse lässt sich dieser Zusammenhang nicht aufzeigen ( $p = 0,568$ ).

2.: Das Gewicht zeigt eine relativ starke positive Abhängigkeit zum Querschnitt die sich in der unifaktoriellen Analyse als signifikant darstellt (Spearman's rho = 0,421,  $p = 0,012$ ). Im GEE kann dieser Zusammenhang nicht bestätigt werden ( $p = 0,383$ ). Zum relativen Querschnitt besteht ein hochsignifikanter, negativer Zusammenhang (Spearman's rho = -0,529,  $p < 0,001$ ).

3.: Zwischen dem Querschnitt im Gleitsehnenbereich und der Röntgenklasse besteht kein Zusammenhang (Kendall's tau = 0,069,  $p = 0,607$ ; multifaktorielle Analyse:  $p = 0,170$ ). Dies zeigt sich auch in der ungleichen Verteilung der Querschnitte im Balkendiagramm (Abbildung 21). Dabei haben die Sehnen der Pferde mit Röntgenklasse II den größten mittleren Querschnitt der 9,61% über dem der Tiere mit Röntgenklasse III liegt. Von Klasse II und III ist ein Abfall um 5,5% zu verzeichnen.

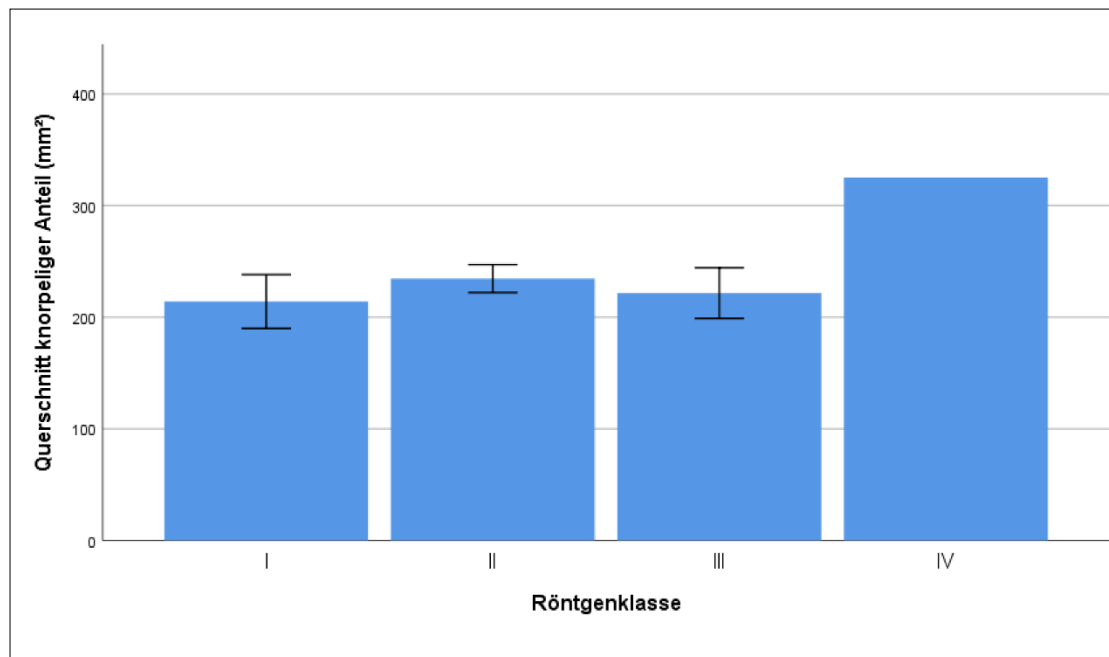


Abbildung 21: Zusammenhang des Querschnittes im Gleitsehnenbereich mit der Röntgenklasse.

### 3.3. Querschnitt Fesseltaille/Zugsehnenbereich (mm<sup>2</sup>)

Die im Mittel erreichte Querschnittsfläche an der Fesseltaille betrug 142,4 +/- 33,02mm<sup>2</sup> mit einem Variationskoeffizienten von 23,16% und ist damit deutlich geringer als in den vorab beschriebenen Abschnitten der Beugesehen. Der kleinste gemessene Wert der 35 Sehnen lag in diesem Bereich bei 90 mm<sup>2</sup>, der größte bei 240 mm<sup>2</sup>. Die beobachteten Zusammenhänge sind wie folgt:

1.: Zum Alter der Pferde besteht ein mäßiger negativer Zusammenhang (Spearman's rho = -0,201, p = 0,247), der sich auch nach multifaktorieller Analyse nicht signifikant zeigt (p = 0,993).

2.: Das Gewicht der Pferde zeigt sich nach unifaktorieller Analyse als hochsignifikant ( $p = 0,002$ ) und steht in einem relativ starken, positiven Zusammenhang mit dem Querschnitt der Fesseltaile (Spearman's rho = 0,507). Nach multifaktorieller Analyse ist dieser Zusammenhang nicht mehr als signifikant zu erkennen ( $p = 0,369$ ). Auch zum relativen Querschnitt besteht ein hochsignifikanter, negativer Zusammenhang (Spearman's rho = 0,551,  $p < 0,001$ ).

3.: Nach unifaktorieller Analyse konnte nur ein sehr schwacher positiver Zusammenhang des Querschnittes mit der Röntgenklasse festgestellt werden (Kendall's tau = 0,107,  $p = 0,427$ ), der sich nach multifaktorieller Analyse hingegen signifikant zeigt ( $p = 0,035$ ). Wie in den beiden anderen gemessenen Bereichen auch, haben Pferde mit Röntgenklasse II den größten mittleren Querschnitt in der Fesseltaile. Von Klasse I zu II sind es 16,97% mehr und zu Klasse III sinkt die mittlere Querschnittsfläche wieder um 9,66% (Abbildung 22).



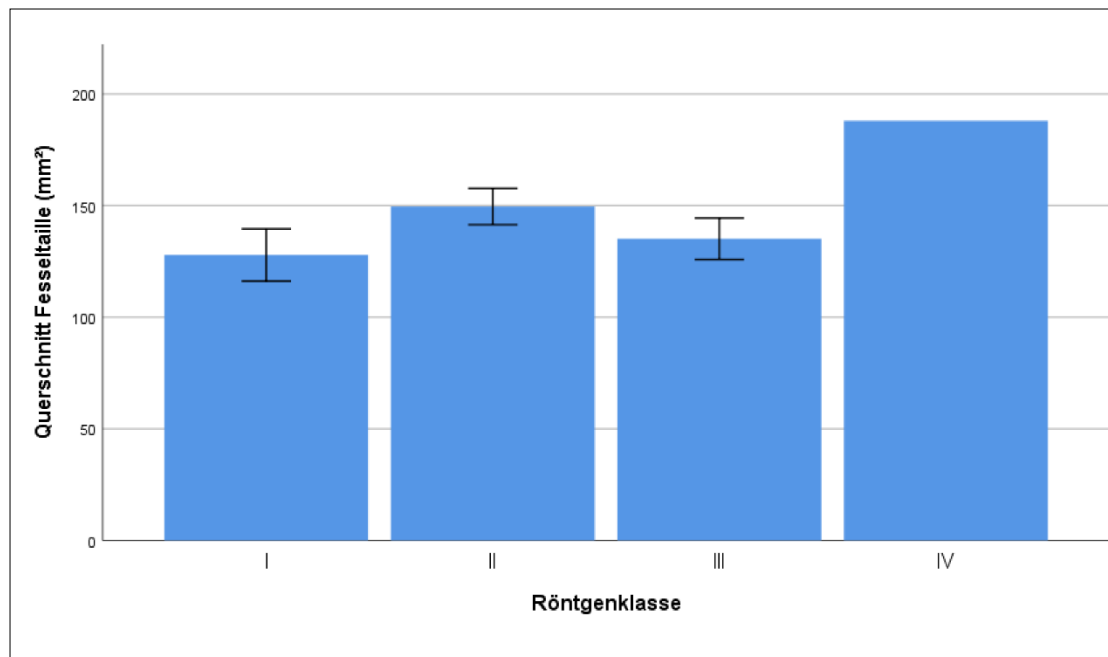


Abbildung 22: Zusammenhang der Querschnittsfläche der Fesselgabel mit der Röntgenklasse.

## 4. Zugversuche

### 4.1. Bruchlast (Fmax in N)

Die Bruchlast des distalen Endes der tiefen Beugesehne der 18 untersuchten Pferde lag im Mittel bei 7566,76 +/-3484,65 N. Die Bruchlast ist allerdings individuell sehr unterschiedlich (Variationskoeffizient 46,05 %) was sich in einer großen Spannweite der gemessenen Werte von 950,36 N bis 13294,37 N niederschlägt. Die individuellen Unterschiede in der Bruchlast lassen sich durch verschiedene Faktoren erklären:

1.: Ein Faktor ist die unterschiedliche Körpermasse der Pferde. Der Zusammenhang ist allerdings nur relativ schwach positiv (Spearman rho = 0,177; p=0,502) aber nach multifaktorieller Analyse signifikant (p=0,031).

2.: Zum Lebensalter der Pferde besteht ein deutlich stärkerer negativer Zusammenhang (Spearman rho = -0,444), der sowohl in der unifaktoriellen Analyse (p=0,008) als auch in der multifaktoriellen Analyse (p<0,001) hochsignifikant ist.

3.: Auch zwischen der Bruchlast und der röntgenologischen Klassifizierung der Strahlbeine besteht ein signifikanter, negativer Zusammenhang (Kendall's tau b = -0,274; p = 0,041), der sich in der multifaktoriellen Analyse als hochsignifikant (p<0,001) erweist. Am höchsten ist die mittlere Bruchlast der Beugesehnen bei Pferden mit röntgenologisch unauffälligen Strahlbeinen (Klasse I). Bei Pferden der Röntgenklasse II liegt die mittlere Bruchlast 17,7 % niedriger und von der Klasse II zu Pferden der Klasse III ist nochmals ein Abfall um 24,3 % zu verzeichnen (Abbildung 23).

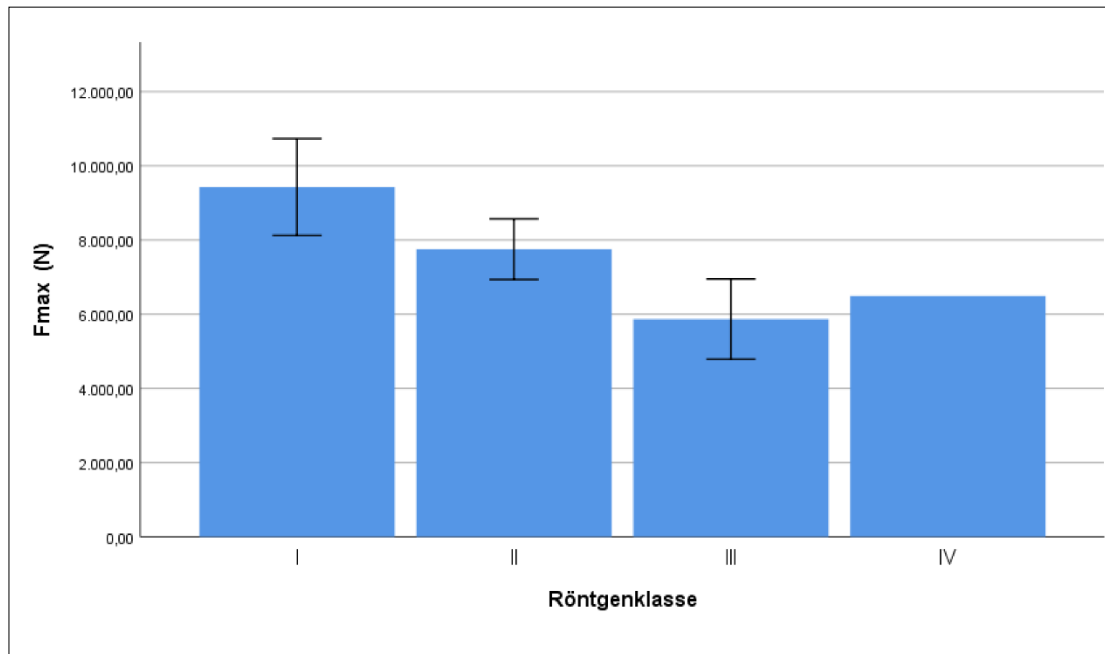


Abbildung 23: Korrelation der Bruchlast mit der Röntgenklasse.

#### 4.2. Zugfestigkeit ( $F_{max}/Q_S$ in $N/mm^2$ )

Die mittlere Zugfestigkeit der 35 untersuchten Beugesehnen lag bei  $24,25 \pm 10,76 N/mm^2$ . Auch hier konnte ein großer Variationskoeffizient von 44,35 % festgestellt werden, welcher aus der großen Variationsbreite der Ergebnisse von  $3,72 N/mm^2 - 43,69 N/mm^2$  resultiert. Ableiten lässt sich diese große Streubreite der Daten wie folgt:

1.: Mit zunehmendem Alter nimmt die Zugfestigkeit der Sehnen signifikant ab (Spearman  $\rho = -0,373$ ;  $p = 0,027$ ). Es besteht ein mittelgradiger negativer Zusammenhang. Dieser Zusammenhang zeigt sich in der multifaktoriellen Analyse sogar als hochsignifikant ( $p < 0,001$ ).

2.: Zwischen dem Gewicht der Pferde und der Zugfestigkeit besteht kein Zusammenhang in der univariablen Analyse (Spearman rho = -0,056; p = 0,748), der sich in der multivariablen Analyse jedoch als gerade nicht mehr signifikant erweist (p = 0,051).

3.: Zur Röntgenklasse der untersuchten Pferde besteht ein mäßiger negativer Zusammenhang (Kendall's tau b = -0,249), der in der univariablen Analyse gerade nicht mehr signifikant ist (p = 0,064), sich jedoch in der multivariablen Analyse als hochsignifikant herausstellt (p < 0,001). Wie in Abbildung 24 dargestellt, ist die mittlere Zugfestigkeit bei Pferden mit der Röntgenklasse I am größten mit einem Wert von 29,35 N/mm<sup>2</sup>. Bei Pferden mit der Röntgenklasse II ist sie um 14,18% niedriger und in Klasse III ist nochmal eine Senkung von 24,01% zu verzeichnen.

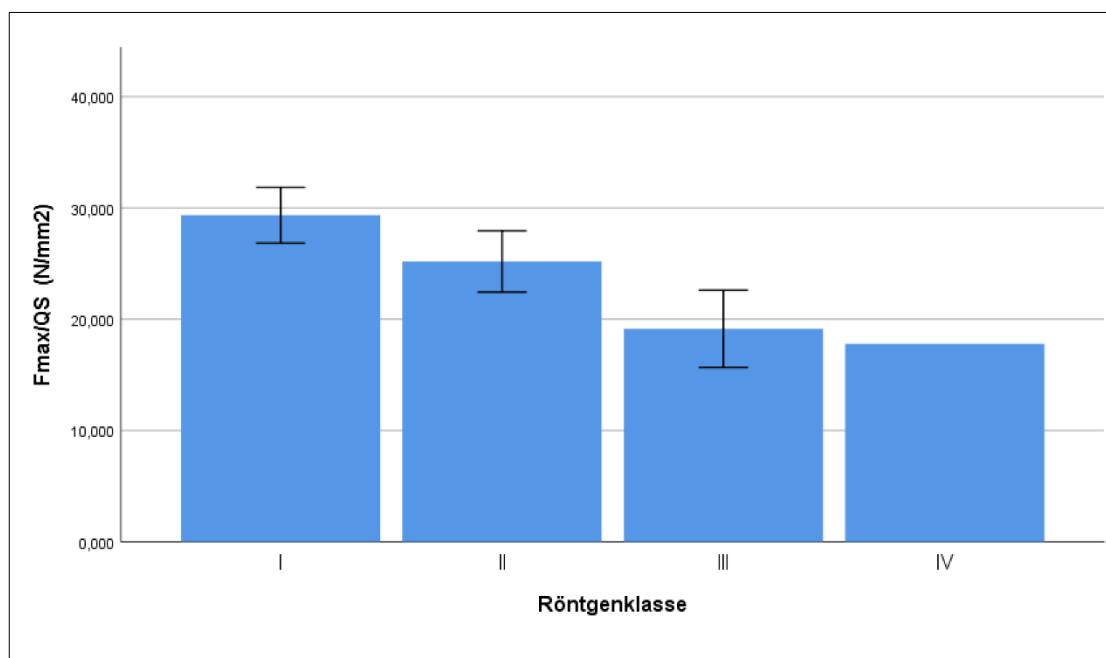


Abbildung 24: Zusammenhang der Röntgenklasse mit der Zugfestigkeit.

### 4.3. Zugbelastbarkeit (F<sub>max</sub>/KGW in N/kg)

Die im Mittel erreichte Zugbelastbarkeit der Sehnen betrug 16,47 +/-7,21 N/kg. Der Minimalwert erreichte dabei 2,56 N/kg, der Maximalwert 30,99 N/kg mit einem Variationskoeffizienten von 43,83 %. Die entstandenen Zusammenhänge sind wie folgt:

1.: In der unifaktoriellen Analyse zeigt die Zugbelastbarkeit einen moderaten sowie signifikanten negativen Zusammenhang mit dem Alter der Pferde (Spearman's rho = -0,338; p = 0,047). Im linearen Model lässt sich sogar ein hochsignifikanter Zusammenhang der beiden Variablen ermitteln (p<0,001).

2.: Auch mit dem Gewicht besteht nur ein mittelgradiger negativer Zusammenhang, der nicht signifikant ist (Spearman's rho = -0,284; p = 0,098). Auch in der multifaktoriellen Analyse konnte keine Signifikanz festgestellt werden (p = 0,833).

3.: Die Röntgenklasse steht in einem signifikanten, mäßig negativen Zusammenhang mit der Zugbelastbarkeit (Kendall's tau = -0,299; p = 0,026). In der multifaktoriellen Analyse besteht darüber hinaus ein hochsignifikanter Zusammenhang (p<0,001). Die höchste mittlere Zugbelastbarkeit haben dabei die Pferde mit Röntgenklasse I. Die Werte in der Röntgenklasse II liegen um 16,75% niedriger und die Pferde der Klasse III sogar nochmal um 28,53% darunter (Abbildung 25).

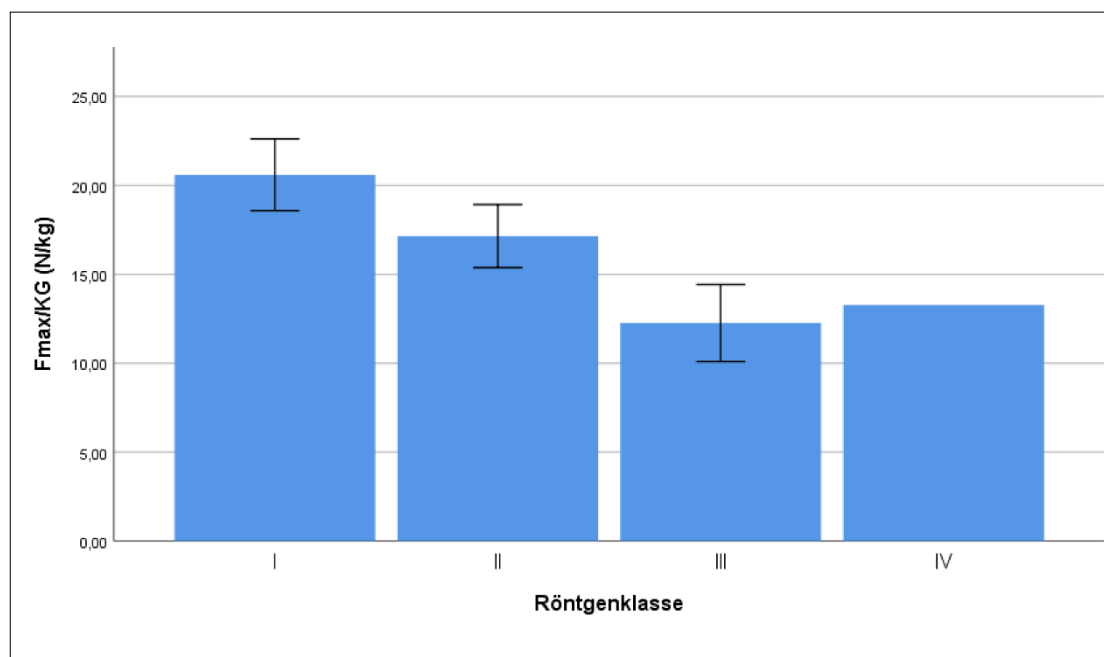


Abbildung 25: Korrelation der Röntgenklasse mit der Zugbelastbarkeit.

#### 4.4. Elastizitätsmodul

**(Fmax/Querschnitt x Länge/Verlängerung in N/mm<sup>2</sup>)**

Die berechneten Werte des Elastizitätsmoduls der 35 untersuchten distalen Abschnitte der TBS reichen hierbei von einem Minimalwert von 1,27 N/mm<sup>2</sup> bis zu einem Maximalwert von 9,75 N/mm<sup>2</sup>. Das Mittel betrug 5,07 +/-2,22 N/mm<sup>2</sup> mit einem Variationskoeffizienten von 43,96%. Die einzelnen Abhängigkeiten zu den verschiedenen Variablen sind wie folgt:

1.: Während das Alter der Pferde in der univariablen Analyse nur einen schwach negativen Zusammenhang mit dem Elastizitätsmodul hat (Spearman rho = -0,194; p = 0,265), zeigt es im linearen Modell eine signifikante Abhängigkeit auf (p = 0,002). Dies zeigt, dass mit zunehmendem Alter der Tiere die Dehnbarkeit der Sehnen zunimmt.

2.: Das Gewicht der Pferde zeigte in keiner Analyse einen signifikanten Zusammenhang mit der Elastizität der Sehnen (Spearman rho = -0,035; p = 0,840; multifaktorielle Analyse p = 0,237).

3.: Auch mit steigender Röntgenklasse nimmt die Elastizität der Sehnen signifikant zu (Kendall's tau = -0,341; p = 0,011). Es besteht ein mittelmäßiger negativer Zusammenhang. Dieser zeigt sich auch in der multifaktoriellen Analyse als signifikant (p = 0,003) und ist in untenstehendem Balkendiagramm (Abbildung 26) graphisch dargestellt. Die geringste Elastizität haben hierbei Beine der Röntgenklasse I mit einem Mittelwert von 6,65 N/mm<sup>2</sup>. Die der Röntgenklasse II sind um 25,87% elastischer und die der Klasse III nochmal um 13,26% .

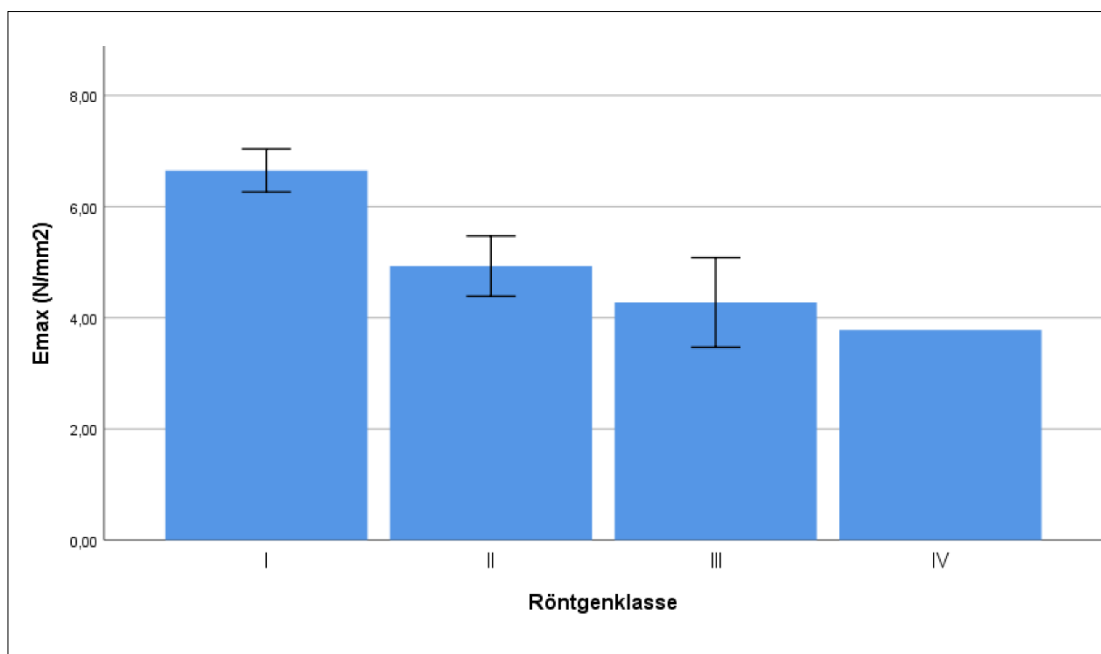


Abbildung 26: Zusammenhang der Röntgenklasse mit dem Elastizitätsmodul.

## 5. Druckversuche

### 5.1. Druck Ansatz Hufbein (Fmax in N)

Die Druckfestigkeit am Ansatzpunkt der TBS am Hufbein zeigte in unserer Versuchsreihe die höchsten Werte. Das Mittel der 25 untersuchten Sehnen lag bei 2,53 +/-1,17 N mit einem hohen Variationskoeffizienten von 46,47%. Dies zeigt sich in einer großen Spanne der gemessenen Werte von 0,93 N bis 4,58 N die aber nicht in Zusammenhang mit Alter, Gewicht und Röntgenklassen der untersuchten Pferde steht:

1.: Das Alter zeigt sowohl in der uni- (Spearman's rho = 0,001; p = 0,996) als auch in der multifaktoriellen Analyse (p = 0,897) keinen Zusammenhang zur Druckfestigkeit der Sehnen.

2.: Das Gewicht der Pferde hat in der unifaktoriellen Analyse nur einen sehr schwachen positiven Zusammenhang mit der Druckfestigkeit am Ansatz der TBS am Hufbein (Spearman's rho = 0,085; p = 0,685) Im linearen Model stellt sich dieser Zusammenhang aber als signifikant heraus (p = 0,007).

3.: Die Röntgenklasse hat keinen Einfluss auf die Druckfestigkeit in der unifaktoriellen Analyse (Kendall's tau = 0,033; p = 0,836), ist aber nach der multifaktoriellen Analyse gerade nicht mehr signifikant (p = 0,062). Diesen Ergebnissen liegt die unterschiedliche Verteilung der Balken in nachstehendem Diagramm zugrunde, bei der die Pferde mit Röntgenklasse II eine um 9,56% höhere Druckfestigkeit haben als die Pferde mit Röntgenklasse I. Von Klasse II



zu III besteht wiederum ein Abfall der Druckbelastbarkeit von 7,28% (Abbildung 27).

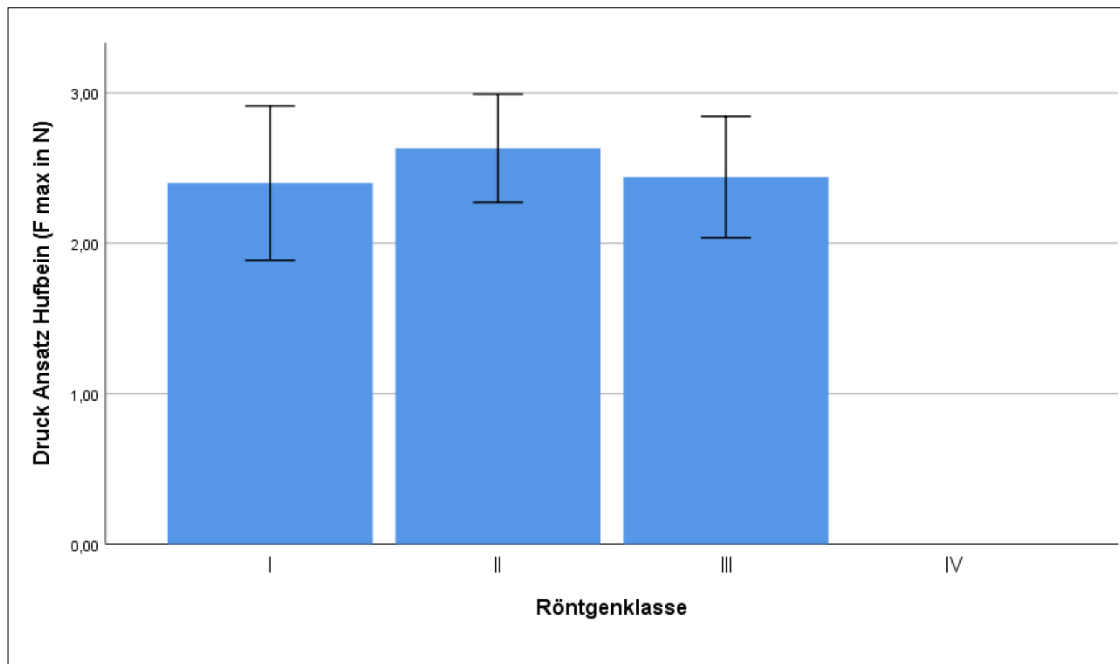


Abbildung 27: Zusammenhang Druck Ansatz Hufbein mit der Röntgenklasse.

## 5.2. Druck knorpeliger Anteil/Gleitsehnenbereich (Fmax in N)

Die gemessenen Werte der Druckfestigkeit im Gleitsehnenbereich liegen bei den 31 untersuchten Beinen im Mittel bei 1,63 +/-0,59 N. Der Minimalwert beträgt 0,86 N, der Maximalwert 3,19 N mit einem Variationskoeffizienten von 36,18%. Die verschiedenen Zusammenhänge sind nachfolgend aufgeführt:

1.: Das Alter steht dabei nur in einem relativ geringen negativen Zusammenhang (Spearman rho = - 0,074) und zeigt in der univariablen Analyse keine Signifikanz (p = 0,692). Die multifaktorielle Analyse zeigt einen

größeren Zusammenhang der sich aber auch nicht als signifikant darstellt ( $p = 0,071$ ).

2.: Zum Gewicht der Pferde besteht in der unifaktoriellen Analyse ebenfalls nur ein geringer negativer Zusammenhang (Spearman's rho = 0,117;  $p = 0,532$ ), der sich nach multifaktorieller Analyse jedoch als signifikant herausstellt ( $p = 0,020$ ).

3.: Bei der Röntgenklasse konnte in allen Analysen ein signifikanter Zusammenhang zur Druckfestigkeit bewiesen werden. Mit steigender Röntgenklasse nimmt die Druckfestigkeit im Gleitsehnenbereich signifikant zu (Kendall's tau = 0,328;  $p = 0,022$ ). In der multifaktoriellen Analyse besteht sogar ein hochsignifikanter Zusammenhang der beiden Variablen ( $p < 0,001$ ). Am höchsten ist die Druckfestigkeit im Gleitsehnenbereich bei Pferden mit der Röntgenklasse III mit einem Mittel von  $2,03 \pm 0,70$  N. Diese ist bei Pferden mit Klasse II mit einem Mittel von  $1,64 \pm 0,54$  N um 23,95% geringer und nimmt zwischen Klasse II und I sogar nochmal um 37,82% ab (Abbildung 28).

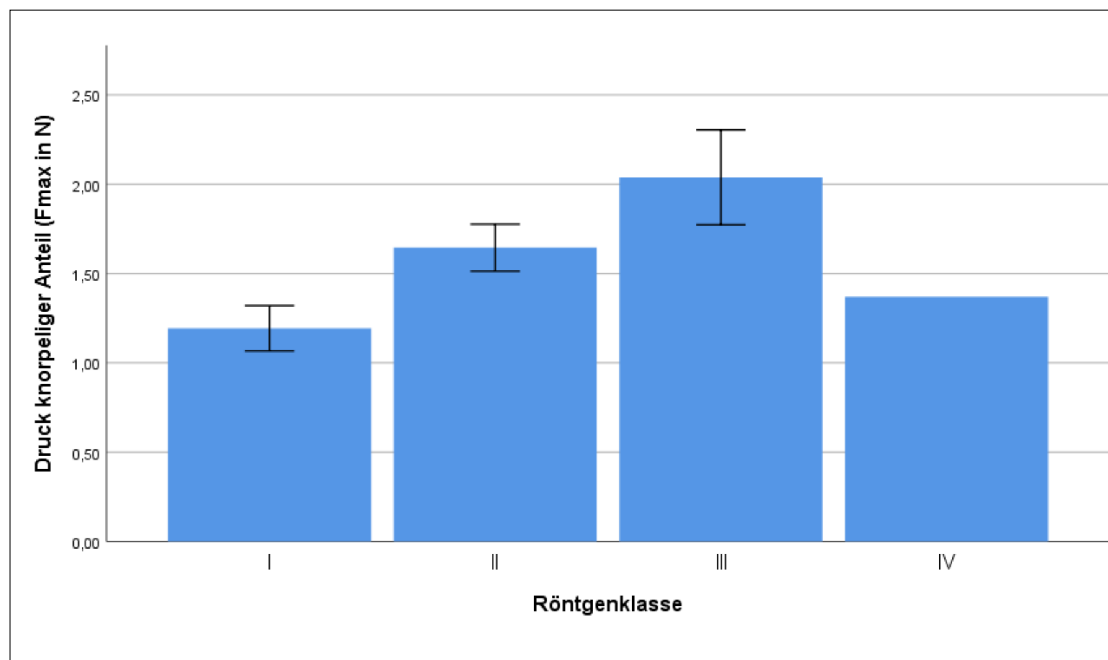


Abbildung 28: Zusammenhang Druck Gleitsehnenbereich mit der Röntgenklasse.

### 5.3. Druck Fesseltaille/Zugsehnenbereich (Fmax in N)

Die mittlere Druckfestigkeit im Zugsehnenbereich der 31 untersuchten Beugesehnen betrug  $1,44 \pm 0,30\text{N}$ . Mit einem niedrigeren Variationskoeffizienten von 21,15% ist die Spannweite der berechneten Werte von 0,98 N bis 2,04 N nicht sehr groß. Es zeigten sich in den Druckversuchen folgende Zusammenhänge:

1.: Das Alter der Pferde zeigt in der unifaktoriellen Analyse keinen Zusammenhang zur Druckfestigkeit im Zugsehnenbereich (Spearman's rho = -0,054,  $p = 0,772$ ), was in der multifaktoriellen Analyse bestätigt wird ( $p = 0,389$ ).

2.: Auch zum Gewicht der Pferde besteht kein Zusammenhang (Spearman's rho = 0,014,  $p = 0,939$ ), was sich auch in der multifaktoriellen Analyse zeigt ( $p = 0,365$ ).

3.: Mit höherer Röntgenklasse nimmt die Druckfestigkeit im Bereich der Fesselteile jedoch deutlich zu, dies ist jedoch in der univariablen Analyse nicht als signifikant darzustellen (Kendall's tau = 0,223,  $p = 0,108$ ). In der multifaktoriellen Analyse stellt sich der Zusammenhang jedoch als signifikant dar ( $p = 0,01$ ). Die höchste Druckbelastbarkeit haben hierbei Pferde der Röntgenklasse III mit einem Mittel von  $1,63 \pm 0,26$  N und liegen dabei um 12,17% höher als Pferde mit Klasse II. Von Klasse II zu I besteht dabei nochmal ein Unterschied von 17,28% (Abbildung 29).

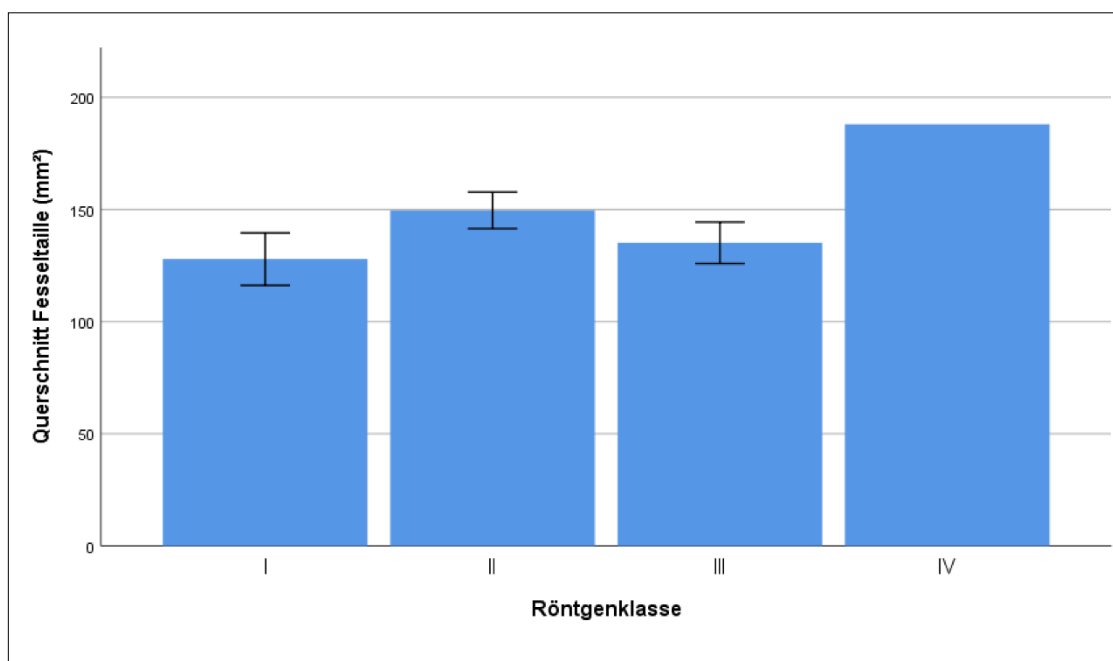


Abbildung 29: Korrelation Druck Fesselteile mit der Röntgenklasse.



## V. DISKUSSION

Seit Jahrzehnten ist das Interesse an den biomechanischen Eigenschaften von Pferdesehnen groß und es wurden bislang zahlreiche wissenschaftliche Untersuchungen an den Beugesehnen des Vorderbeines beim Pferd durchgeführt, um dabei die biomechanischen Eigenschaften der Sehnen in vitro und ihre tatsächliche Belastung in vivo zu testen. (Jansen & Savelberg, 1994; Riemersma et al., 1996; van Wulfen & Bowker, 2002). Die Ergebnisse dieser Untersuchungen waren jedoch aufgrund der unterschiedlichen Versuchsprotokolle oft ungleich und widersprüchlich und sind dadurch schwer vergleichend zu betrachten (Crevier et al., 1996). Reutter (2014) führte eine vergleichende Betrachtung der biomechanischen Eigenschaften aller Sehnen unterhalb des Carpus von adulten Pferden und Fohlen durch. Dabei wurde ein, am Anatomischen Institut der Tierärztlichen Fakultät der LMU München entwickelter, einheitlicher und replizierbarer Versuchsablauf eingesetzt, der auch in der vorliegenden Dissertation als Versuchsgrundlage gilt und darüber hinaus schon in anderen Studien erfolgreich eingesetzt wurde (Heintel, 2013; Straub, 2016; Winkler, 2016). Obwohl das Podotrochlose Syndrom als eine der häufigsten Vorderbeinlahmheiten beim Pferd gilt, gibt es bis heute nur sehr wenige Daten zur Biomechanik im Bereich des distalen Anteils der tiefen Beugesehne. Nur Winkler (2016) erfasste mit dem gleichen Verfahren, das auch in dieser Studie eingesetzt wurde, die biomechanischen Parameter der TBS von Fohlen und Jährlingen im Bereich der Hufrolle und der Fesselbeuge und verglich die Ergebnisse mit denen einzelner adulter Pferde. Das ein Bedarf an

grundlegenden Daten zum distalen Abschnitt der tiefen Beugesehne beim Pferd besteht zeigen klinischen Untersuchungen aus den letzten 15 Jahren. Durch neue Möglichkeiten im Bereich der bildgebenden Verfahren konnten vermehrt Pathologien des distalen Bereiches der TBS nachgewiesen werden. So wurden im letzten Jahrzehnt immer mehr Läsionen im Bereich des Hufrollenkomplexes mithilfe des MRT diagnostiziert (Blunden et al., 2006; Busoni et al., 2005; Mair & Kinns, 2005).

Ziel dieser Arbeit ist es, die biomechanischen Eigenschaften der tiefen Beugesehne im Bereich der distalen Zehe im Zusammenhang mit den röntgenologischen Veränderungen des Strahlbeins zu erfassen. Insbesondere ist zu klären, ob die biomechanischen Befunde an der Beugesehne die biomechanische Theorie zur Entstehung der Podotrochlose stützen können oder nicht. Dafür wurden die beprobten Beine zunächst röntgenologisch untersucht und nach dem Röntgenleitfaden der Bundestierärztekammer in die 4 verschiedenen Röntgenklassen eingeteilt. Anschließend wurden die Sehnen an ihrem Ansatzpunkt am Hufbein, im Gleitsehnenbereich und in der Fesseltaile morphometrisch und biomechanisch untersucht. Die verwendeten Sehnen wiesen makroskopisch keine erkennbaren Veränderungen oder Schäden auf und sind somit als physiologisch anzusehen. Durch den reproduzierbaren Versuchsablauf konnten Vergleiche mit Ergebnissen anderer Arbeiten gezogen werden. Fibrillationen und andere Veränderungen an der Gleitfläche der tiefen Beugesehne, wie diese bei Pferden mit Podotrochlose in der Literatur beschrieben sind, konnten in keinem Fall nachgewiesen werden (Dyson et al., 2011).

Zu den absoluten Querschnitten der tiefen Beugesehen im Bereich der Hufrolle und der Fesselbeuge gibt es bis heute wenig Literatur. Morphometrische Messungen des Querschnittes der TBS in den verschiedenen Abschnitten der distalen Zehe beim adulten und juvenilen Pferd wurden nur in 3 verschiedenen Arbeiten diskutiert (Reutter, 2014; Riemersma & Schamhardt, 1985; Winkler, 2016), aber nicht systematisch für das adulte Pferd untersucht. In der vorliegenden Arbeit wurden die Querschnittsflächen einerseits zur Berechnung der biomechanischen Parameter genutzt, andererseits konnten die makroskopisch sichtbaren Querschnittsunterschiede zwischen dem Gleit- und Zugsehnenbereich vergleichend betrachtet werden.

Die biomechanischen Untersuchungen beschäftigten sich mit der Bruchlast ( $F_{max}$  in N), der Zugfestigkeit ( $F_{max}/QS$  in  $N/mm^2$ ), der Zugbelastbarkeit ( $F_{max}/KGW$  in N/kg), mit dem Elastizitätsmodul ( $F_{max}/QS \times \text{Länge/Verlängerung}$  in  $N/mm^2$ ), sowie mit der Druckfestigkeit der Sehnen ( $F_{max}$  in N). Diese Parameter zur Vergleichbarkeit von Sehnenabschnitten wurden schon in vorangegangenen Arbeiten benutzt und lassen sich deshalb gut mit diesen vergleichen (Albers, 2012; Reese, 1995; Reutter, 2014; Winkler, 2016). Da die Sehnen adulter Pferde die Kraftkapazität der Prüfmaschine von 10 kN überschritten hätten, wurden sie für unsere Versuchsreihe der Länge nach geteilt und die gesplitteten Sehnenanteile einzeln gemessen. Reutter (2014) konnte in Ihrer Arbeit beweisen, dass die Schädigung der Gesamtintegrität der Sehnen nach ihrer Teilung keinen großen Unterschied in der Bruchlast oder der Zugfestigkeit darstellt, da sich die Werte kleinerer Sehnen, die nicht geteilt werden mussten, in derselben Größenordnung wie die der Geteilten befanden. Für die Versuchsanordnung wurden die Klemmböcken



der Prüfmaschine auf  $-75\text{ °C}$  tiefgefroren, um das anfrieren der Sehnenabschnitte und damit ihr Herausrutschen aus der Versuchsanordnung zu gewährleisten (Riemersma & Schamhardt, 1982). Wie bei Reutter (2014) wurde eine Zuggeschwindigkeit von 15 mm/min gewählt.

**Makroskopisch** stimmten die anatomischen Gegebenheiten der untersuchten Beugesehnen bei allen Pferden mit den Angaben in der Literatur überein (Liebich et al., 2015; Salomon, 2005; Wissdorf et al., 2010). Farblich lässt sich der Gleitsehnenbereich über dem Strahlbein vom Zugsehnenbereich in der Fesselbeuge durch ein helleres, blässeres Aussehen unterscheiden. Auch palpatorisch lassen sich beide Abschnitte differenzieren. Der Gleitsehnenbereich weist eine eher derbe, verhärtete Oberfläche was durch die Einlagerung von Faserknorpel in diesem Bereich entsteht, der die Sehne vor übermäßiger Druckbelastung schützt (Vogel, 2003). In diesem Bereich liegen die chondroiden Zellen mit ihrem knorpelähnlichen Aussehen und ihrer ovoiden Gestalt, die sich nicht wie Knorpelzellen aus hyalinknorpeligen Anlagen entwickeln, sondern aus Zellen des Bindegewebes (Reese, 1995). Zwischen den verschiedenen Röntgenklassen konnten keine makroskopischen oder palpatorischen Unterschiede der Sehnen vermerkt werden. Dies erklärt sich dadurch, dass es sich bei den in der Literatur im Zusammenhang mit der Podotrochlose beschriebenen Sehnenveränderungen meist nur um Mikroläsionen der Sehne handelt, die nur mittels histologischer oder MRT-Untersuchung genau dargestellt werden können (Blunden et al., 2009; Sherlock et al., 2008).

Sehnen sind hoch auf Zug belastbar. Die maximale Belastbarkeit von Sehnen ist aber für die Sehnen der verschiedenen Muskeln sehr unterschiedlich

(Heintel, 2013; Reutter, 2014), da die Struktur und damit die biomechanischen Eigenschaften einer Sehne sehr stark von den jeweiligen im Laufe des Lebens unterschiedlich auf die verschiedenen Sehnen und Sehnenabschnitte einwirkenden formativen Reizen abhängig ist (Heintel, 2013). Die maximale Belastbarkeit eines Sehnenabschnitts wird im Wesentlichen durch zwei Faktoren bestimmt: 1. die Querschnittsfläche, 2 die Zugfestigkeit. Die funktionelle Belastung einer Sehne, die als formativer Reiz den Umfang des lebenslangen Remodellings einer Sehne und damit ihre Struktur und Belastbarkeit beeinflusst, wird im Wesentlichen durch drei verschiedene Faktoren bestimmt (Reese, 1995):

- Körpergewicht
- Trainingsintensität
- Alter

Es sollen daher im Folgenden die Querschnittsfläche der untersuchten Sehnenabschnitte, wie die gefundenen biomechanischen Eigenschaften in Bezug zu den genannten Einflussfaktoren betrachtet werden. Zudem sollen die gefundenen Zusammenhänge zwischen dem röntgenologischen Grad der Strahlbeinveränderungen und den morphologischen wie biomechanischen Eigenschaften in Bezug auf die Kausalität dieses Zusammenhanges betrachtet werden.

Die Querschnitte der **3 untersuchten Sehnenabschnitten** der TBS zeigten sich in ihrem kurzen Verlauf sehr inhomogen. Dies ist ein Ausdruck der phylogenetischen und ontogenetischen Anpassung der verschiedene Sehnenabschnitte an ihre funktionelle Belastung.

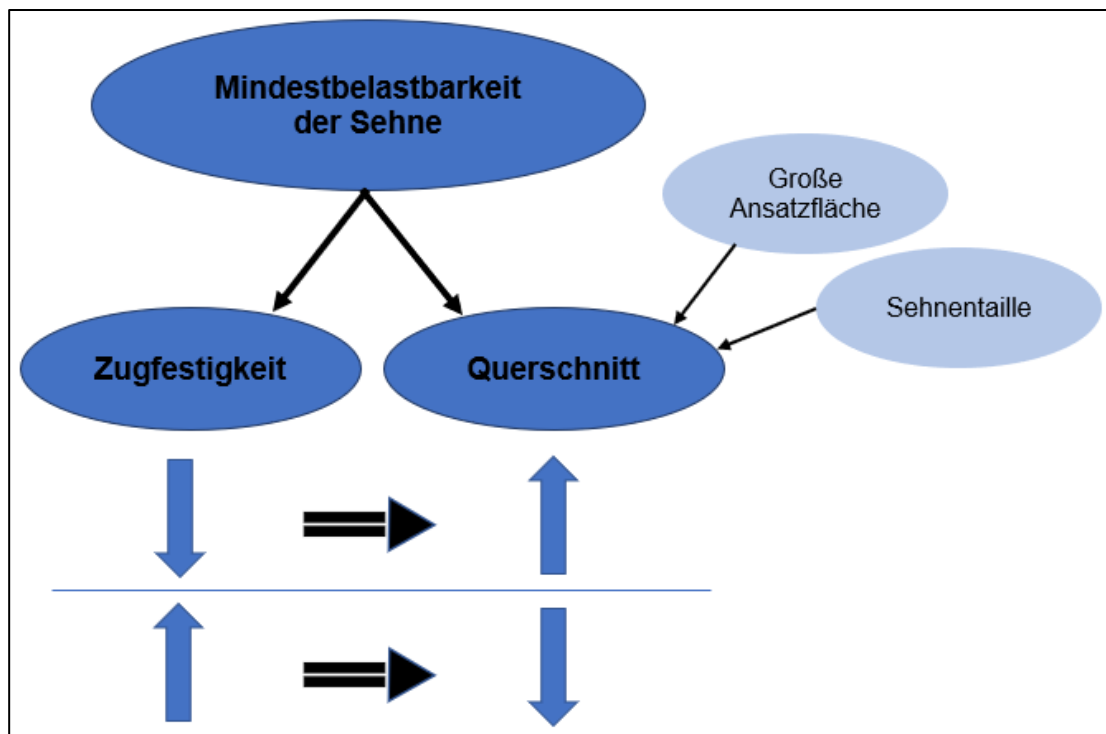


Abbildung 30: Einflussfaktoren auf die Mindestbelastbarkeit von Sehnen.

Die TBS an ihrem Ansatz am Hufbein zeigte in den Untersuchungen die größte absolute, mittlere Querschnittsfläche. Diese verjüngt sich bis zum Bereich der Fesseltaile, wo die Sehne am schmalsten ist (Zugsehnenbereich). Diese Querschnittsdifferenzen innerhalb der Sehne wurden auch in den Untersuchungen von Winkler (2016) und Reutter (2014) beobachtet. Die Untersuchungen zeigten einen hochsignifikanten Zusammenhang zwischen der Querschnittsfläche am Ansatz der Sehne und dem Gewicht der Pferde.

Schwere Pferde besitzen einen größeren Sehnenquerschnitt als leichtere, da sie durch ihr höheres Gewicht eine stärkere Kraft auf ihre Sehnen ausüben und diese sich an die stärkere Belastung anpassen müssen. Sieht man sich jedoch die absoluten Querschnitte im Verhältnis zum Körpergewicht an (relativer Querschnitt), sieht man eine hochsignifikante, stark negative Korrelation mit der Körpermasse, d.h. vor allem sehr schwere Pferde wie Kaltblüter haben unterproportionierte Sehnen im Vergleich zu leichteren Pferden und damit auch eine verminderte funktionelle Belastbarkeit. Der relative Querschnitt der Sehnen nimmt mit steigendem Gewicht ab und somit wird bei schweren Pferden die Spitzenbelastbarkeit der Sehnen schneller überschritten und es kommt eher zu Mikroläsionen des Gewebes (Reutter, 2014). In vorangegangenen Studien zeigten sich vor allem Bereiche von Sehnentailen als rupturdisponiert. Typische Beispiele sind die Bizepssehne und das vordere Kreuzband des Hundes (Albers, 2012; Reese, 1995), sowie die Achillessehne beim Menschen (Tillmann & Koch, 1995). In den genannten Sehnentailen ist die Belastbarkeit relativ gering, da die Zugfestigkeit nicht ausreichend hoch ist, um die geringe Querschnittsfläche zu kompensieren. Anders verhält es sich mit der Fesseltaille beim Pferd, die nach den Untersuchungen von Reutter (2014) eine besonders hohe Zugfestigkeit aufweist. Die Kollagenfasern liegen hier verflochten vor und der kleine Querschnitt ist eine Funktionsanpassung der Sehne an die engen Platzverhältnisse im Bereich der Fesselbeuge (Reutter, 2014).

Wie verschiedene ältere Studien zeigen konnten, kann neben dem besonders wichtigen formativen Reiz „Körpergewicht“ auch der funktionelle Reiz „Trainingsintensität“ einen Einfluss auf den Sehnenquerschnitt nehmen. Durch das Training wird die Synthese von Kollagen Typ I angeregt und nach länger

---

andauerndem Reiz kommt es dadurch zu einer Vergrößerung des Sehnenquerschnittes (Heinemeier & Kjaer, 2011). Smith et. al (1999) fanden heraus, dass es beim adulten Pferd bei vermehrtem Training zu einer Zunahme der Querschnittsfläche der OBS, jedoch nicht der TBS kommt. Eine Studie an der OBS von Fohlen aus verschiedenen Haltungsformen zeigte, dass Training die Sehnenentwicklung im Wachstum maßgeblich beeinflussen kann. Demnach ist für eine gute Entwicklung zu starken, elastischen Sehnen ein moderates, ans Alter angepasstes Training am sinnvollsten (Cherdchutham et al., 2001). Während der formative Reiz des Trainings die Kollagensynthese anregt, führt der fehlende Reiz zu einem Abbau der kollagenen Fasern und spielt damit eine entscheidende Rolle für die funktionelle Belastbarkeit der Sehne. Ein größerer Sehnenquerschnitt sollte also zu einer Erhöhung der Bruchlast führen. Dies konnte in vorangegangenen Studien an Pferdesehnen auch klar gezeigt werden (Reutter, 2014). Im Rahmen dieser Arbeit konnte dagegen nur ein schwach positiver, signifikanter Zusammenhang zwischen Bruchlast und Gewicht der Pferde ermittelt werden, d.h. schwerere Pferde hatten nur eine minimal höhere Bruchlast als leichtere. Ursächlich hierfür könnte sein, dass es sich bei den in dieser Studie untersuchten Pferden hauptsächlich um Warmblüter mit einem relativ geringen Range der Körpermassen handelt. Als Störgrößen, die den Zusammenhang zwischen Körpergewicht und Bruchlast verschleiern, könnten der unterschiedliche Trainingszustand der untersuchten Pferde und das sehr verschiedenen Alter Einfluss nehmen. Der Trainingszustand und damit eine wichtige Komponente der funktionellen Belastung der Tiere ist weitestgehend unbekannt. Während bei den relativ jungen, zur Fleischgewinnung gehaltenen Pferden von einer geringen sportlichen Nutzung ausgegangen werden kann,

gehen wir bei den anderen Pferden von einer durchschnittlichen Nutzung als Freizeitpferd und wenigen im Turniersport eingesetzten Pferden aus. Es muss also von einer sehr unterschiedlichen Trainingsintensität der verschiedenen Pferde vor der Schlachtung ausgegangen werden, die zudem nicht mit dem Körpergewicht korreliert. Damit ist gut denkbar, dass sich Trainingseffekte und der funktionelle Reiz der Körpermasse sich teilweise gegenseitig ausgeglichen haben. Ein Zusammenhang zwischen dem wichtigen Faktor Zeitdauer der Einwirkung einer Last auf die Sehne also das Alter der Pferde und der Querschnittsfläche ihrer Sehnen konnte nicht ermittelt werden. Wie auch frühere Arbeiten schon zeigen konnten hat das Alter weniger einen Einfluss auf die Querschnittsfläche als auf die biomechanischen Eigenschaften einer Sehne (Reese, 1995).

Entsprechend konnten altersabhängige Veränderungen der biomechanischen Eigenschaften von Sehnen eindeutig festgestellt werden. So ergaben sich bei den Untersuchungen teils hochsignifikante Zusammenhänge zur Bruchlast, Zugfestigkeit, Zugbelastbarkeit sowie zum Elastizitätsmodul, da das Sehngewebe mit der Zeit zahlreiche altersbedingte Veränderungen aufweist (Zschäbitz, 2005). Die Anzahl der Tendinozyten nimmt im Alter stark ab und die Zellen weisen eine verminderte Aktivität durch eine Zunahme des Kernchromatins und durch eine Reduktion der Zellorganellen, insbesondere des endoplasmatischen Retikulums, auf. Auch nimmt die Kapillardichte der Sehnen ab (Tuite et al., 1997). Es kommt es zu einer Abnahme der Proteoglycane und damit zu einer Reduktion des Wassergehaltes in der Sehne (Jozsa & Kannus, 1997). Die Eiweißmoleküle zeigen eine gesteigerte Quervernetzung und führen dadurch zu einer höheren Steifigkeit des Gewebes

---

und zu einer daraus resultierenden Faserbrüchigkeit (Zschäbitz, 2005). Diese altersabhängigen Veränderungen der Sehne könnten den hochsignifikanten Zusammenhang zur verringerten Bruchlast erklären, da es bei älteren Pferden, durch die diversen Umbauvorgänge, zu einer Verringerung der Belastbarkeit der Sehnen kommt. Verglichen mit den mittleren Werten von  $F_{max}$  der TBS von adulten Pferden in der Arbeit von Reutter (2014) und Winkler (2016) weisen die Ergebnisse in dieser Arbeit deutlich niedrigere Werte auf. Dies könnte durch das höhere Durchschnittsalter der Pferde in dieser Studie bedingt sein. Auch könnten Veränderungen der TBS bei röntgenologisch auffälligen Tieren zu einer verminderten Bruchlast führen. Dies hängt vor allem damit zusammen, dass Pferde mit höheren Röntgenklassen oft Veränderungen der TBS im Bereich des Strahlbeins haben und diese die Gesamtintegrität der Sehne verletzen können (Dyson & Murray, 2007). Es kommt zu Fibrillation und zu tiefen Sagitalrissen in der Sehne, sowie zu Adhäsionen am Strahlbein, die durch diese begünstigt werden. Es können nekrotische Bereiche sowie Core lesions auftreten. Außerdem kann es zu degenerativen Gefäß- und Matrixveränderungen im dorsalen Aspekt der TBS kommen (Dyson et al., 2011). Die makroskopische Untersuchung der untersuchten Sehnen ergab allerdings keine Hinweise auf diese in der Literatur beschriebenen Sehnenveränderungen. Weitere altersabhängige Veränderungen der Sehne zeigen sich auch in den Werten für die Zugfestigkeit. Sie ist eine wichtige Kenngröße in der Materialforschung und beschreibt die Kraft, die bezogen auf die Querschnittsfläche aufgewendet werden muss, um eine Struktur zu zerreißen. Studien zeigten, dass der parallelfaserige Zugsehnenbereich eine signifikant höhere Zugfestigkeit aufweist als der faserknorpelige Gleitsehnenbereich (Reutter, 2014; Straub,

2016). Die Vermutungen, dass diese Unterschiede mit dem eingelagerten Faserknorpel zusammenhängen, sind bis heute noch nicht eindeutig geklärt. Untersuchungen zur Zugfestigkeit im Gleitsehnenbereich fanden dabei vor allem an der TBS und OBS im Bereich der Fessel statt (Crevier et al., 1996; Reutter, 2014). Im Bereich der Hufrolle sind bisher nur Messungen von Winkler (2016) bei 4 adulten Pferden beschrieben. Ihre errechneten Werte der mittleren Zugfestigkeit von adulten Sehnen im Bereich der Umlenkungsstelle am Strahlbein liegen dabei höher als in der vorliegenden Arbeit. Dies erklärt sich durch das höhere Durchschnittsalter der Pferde in dieser Studie, da die Zugfestigkeit eine enge negative Korrelation zum Alter aufweist. Dieser Zusammenhang zeigte sich hier als hochsignifikant und deckt sich mit den Ergebnissen vorangegangener Untersuchungen. Bereits kurz nach der Geburt erreicht die Zugfestigkeit in den parallelfaserigen Zugsehnenbereichen der Fohlen annähernd gleiche Werte wie die der einjährigen Pferde und ist dabei um das 3-fache höher als die Zugfestigkeit im Gleitsehnenbereich. Diese angeborenen hohen Werte könnten mit den mechanischen Reizen, wie z.B. die Beugehaltung der Karpalgelenke, die bereits im Mutterlaib auf die Sehnen wirken zusammenhängen (Reutter, 2014). Dafür erreichen die Werte der Zugfestigkeit im Bereich des Faserknorpels schneller das Niveau von adulten Pferden als im Zugsehnenbereich. Die chondroiden Zellen des Faserknorpels liegen nach der Geburt noch undifferenziert und in Ketten vor und fangen erst mit 6 Monaten an sich weiterzuentwickeln. Dadurch haben Fohlen eine höhere Zugfestigkeit im Gleitsehnenbereich als Adulte (Straub, 2016). Folglich festigt sich die Vermutung, dass die verringerte Zugfestigkeit der Beugesehnen im Alter mit dem eingelagerten Faserknorpel zusammenhängt. Diese verringerte



---

Zugfestigkeit muss der Gleitsehnenbereich über eine Zunahme der Querschnittsfläche ausgleichen, um die funktionelle Belastbarkeit zu erhalten. Dadurch kann gesagt werden, dass eine geringe Zugfestigkeit nicht automatisch eine geringere Belastbarkeit des Gewebes nach sich zieht, sondern nur die genauen Materialeigenschaften der Sehnen aufzeigt (Heintel, 2013). Im Gegensatz zur Zugfestigkeit beschreibt die Zugbelastbarkeit die funktionelle Belastbarkeit einer Sehne, da die maximale Bruchlast hier in das Verhältnis zum Körpergewicht gesetzt wird. Sie wurde erstmals von Reese (1995) als biomechanische Maßgröße für Berechnungen eingesetzt. Im Mittel betrug die Zugbelastbarkeit im Gleitsehnenbereich in dieser Arbeit  $16,47 \pm 7,21$  N/kg. Diese Ergebnisse liegen etwas unter den Werten vorangegangener Arbeiten, bei denen die mittlere Zugbelastbarkeit von Pferden im Faserknorpeligen Bereich um die  $32,7$  N/kg lag (Reutter, 2014; Winkler, 2016). Durch die extremen Scher- und Druckkräfte, die die TBS im Bereich der Hufrolle standhalten muss, kompensiert sie ihre verringerte Zugfestigkeit mit einem größeren Querschnitt und kann damit in diesem Bereich eine höhere Zugbelastbarkeit und Bruchlast erreichen. Die von Tillmann (1995) erstellte These, dass die Gleitsehnenbereiche eine verminderte Zugbelastbarkeit aufweisen, konnte durch Reutter (2014) widerlegt werden. In ihrer Arbeit stellt dieser Bereich den belastbarsten Abschnitt dar. Die in dieser Arbeit vergleichsweise geringen Werte der Zugbelastbarkeit könnten somit ein Hinweis darauf sein, dass Veränderungen an der Hufrolle eventuell zu einer geringeren Zugbelastbarkeit in diesem Bereich führen könnten. Auch konnte die Hypothese bestätigt werden, dass die Zugbelastbarkeit der TBS mit zunehmendem Alter abnimmt. Dieser starke negative Zusammenhang erweist

sich hierbei als hochsignifikant und bestätigt vorangegangenen Arbeiten (Reutter, 2014; Straub, 2016). Eine weitere wichtige Kenngröße in der Biomechanik von Sehnen ist das Elastizitätsmodul (E-Modul), das die rheologischen Eigenschaften der Sehne beschreibt und sich aus der Zugfestigkeit, der Einspannlänge und der Längenänderung berechnet. Dabei gilt, je höher das E-Modul, desto geringer die Elastizität der Sehne (Nachtigall, 2001). Es wurde bereits in vielen wissenschaftlichen Arbeiten zur Quantifizierung der elastischen Eigenschaften von Sehnen untersucht (Butler et al., 1978; Crevier et al., 1996; Grieshaber & Faust, 1992; Reese, 1995; Riemersma & Schamhardt, 1985). Laut Clavert et al. (2001) wird das E-Modul von eingefrorenen Sehnen nach dem Auftauen signifikant reduziert. Dies wird durch eine starke Dehydratation der Zellen und des elastischen Gewebes verursacht. Um diese Dehydratation zu verhindern wurden die zu untersuchenden Sehnen erst direkt vor dem Beginn des Versuchsablauf aus den tiefgefrorenen, vakuumierten Beinen herauspräpariert (Woo et al., 1999). Durch den identischen Versuchsablauf wie in vorangegangenen Arbeiten (Reutter, 2014; Winkler, 2016) ist eine vergleichende Betrachtung der Werte des E-Moduls im faserknorpeligen Bereich der Sehne möglich. Für den Hufrollenbereich von adulten Pferden gibt es bis jetzt nur wenige Daten von Winkler (2016). Insgesamt lässt sich sagen, dass Beugesehnen, die neben ihrer physiologischen Funktion als Kraftüberträger auch die ausgeübten Druck- und Scherkräfte dämpfen müssen, eine deutlich höhere Elastizität besitzen als Strecksehnen (Shadwick, 1990). Der eingelagerte Faserknorpel an der Umlenkstelle am Knochen dient vor allem den dämpfenden Eigenschaften, während die zwischen den Kollagenfasern eingelagerten Oxytalanfasern vor

---

allem für die gesteigerte Elastizität der Sehne verantwortlich sind (Cotta-Pereira et al., 1976; Reese, 1995). Reutter (2014), Straub (2016) und Winkler (2016) konnten in ihren Arbeiten zeigen, dass der Zugsehnenbereich in der Fesseltaile deutlich höhere Werte des E-Moduls aufweist als der Gleitsehnenbereich und dieser somit elastischer ist. Verglichen mit den Werten von Winkler (2016) liegen die Werte des E-Moduls im Bereich distal der Hufrolle von adulten Pferden in der vorliegenden Arbeit deutlich niedriger. Das könnte einmal daran liegen, dass der Umfang an adulten Pferden in dieser Studie deutlich größer ist und es eventuell Unterschiede am Zustand des Untersuchungsmaterial gab. Auch üben elastischere Sehnen weniger Druck auf das Strahlbein aus als steife Sehnen. Dies könnte man als Schutzmechanismus des Strahlbeins vor übermäßiger Belastung bezeichnen. Abermals konnte ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Alter der Pferde und der Elastizität ihrer Sehnen aufgezeigt werden. Diese nimmt mit steigendem Alter stetig zu. Diese Änderung des E- Moduls mit dem Alter beschrieb bereits Shadwick (1990), der Versuche an Schweinesehnen durchführte. Auch eine andere Studie beschäftigte sich mit der Alterung von Sehnen und zeigte, dass elastische Sehnen im Alter mit einer geringeren Winkelung von Fessel- und Krongelenk zusammenhängen (Addis & Lawson, 2010). Inwieweit diese Veränderungen auch mit der Winkelung im Bereich des Hufgelenkes zusammenhängen wurde bisher noch nicht untersucht. Zwischen dem Gewicht der Pferde und dem E-Modul konnte kein Zusammenhang ermittelt werden. Da neben der Zugbelastung der Sehnen auch die Druckbelastbarkeit vor allem im Gleitsehnenbereich an der Umlenkungsstelle am Strahlbein eine wichtige Rolle spielt, können sie sich in diesem Bereich an die verschiedenen Scher- und Kompressionskräfte durch

eine Erhöhung der Druckfestigkeit anpassen. Dies geschieht durch die Einlagerung von Faserknorpel im Gleitsehnenbereich. Die Bildung von Faserknorpel hängt dabei von der Höhe der Zugbelastung und dem zeitlichen Auftreten der Belastung ab. Wie schon in vorangegangenen Studien bestätigt, besitzen die Gleitsehnenbereiche dadurch eine höhere Druckbelastbarkeit als die Zugsehnenbereiche (Heintel, 2013; Reutter, 2014). Auch die in dieser Studie durchgeführten Druckversuche konnten aufzeigen, dass der Gleitsehnenbereich der TBS eine 1,8-fach höhere Druckbelastbarkeit aufweist als der Zugsehnenbereich in der Fesseltaile. Am höchsten war der Wert dabei in dem Abschnitt kurz nach dem Ansatz der TBS am Hufbein. Hier waren auch palpatorisch die meisten Knorpel einlagerungen zu fühlen. Laut Reese (1995) hängt die Differenzierung von Faserknorpel von Alter und Gewicht, sowie der Stärke der Druckbelastung als formativen Reiz ab. Außerdem nimmt mit der Bildung von Faserknorpel die Anzahl an axial verlaufenden Fasern in der Sehne ab. Dadurch verringert sich der Anteil an Zuglast aufnehmenden Fasern, was die Zugfestigkeit der Sehne verringert. Da auf die verschiedenen Bereiche der TBS unterschiedliche Kräfte einwirken, reagiert sie darauf mit Bildung von Faserknorpel. Der Bereich der TBS, der dem Strahlbein anliegt, ist nur sehr klein und muss deshalb in diesem Bereich sehr starke Knorpel einlagerungen besitzen, um die verschieden einwirkenden Scher- und Druckkräfte zu kompensieren. Da im Bereich der Fesseltaile keine Knorpel einlagerungen zu finden sind, ist der Zusammenhang zur Druckbelastbarkeit in dieser Studie nicht so stark darstellbar wie im Gleitsehnenbereich. Es konnte darüber hinaus kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Druckbelastbarkeit der Sehnenbereiche und dem Alter festgestellt werden, wobei einige Werte knapp

nicht mehr signifikant waren. Zum Gewicht jedoch konnte ein signifikanter Zusammenhang dargestellt werden, da ein höheres Gewicht auch eine höhere Belastung für die Sehne darstellt und sich dadurch in umgelenkten Sehnenabschnitte wie im Bereich des Strahlbeins vermehrt Knorpel bildet, der zu einer höheren Druckfestigkeit der Sehne führt.

Trotz des größten Querschnittes der TBS an ihrem Ansatz am Hufbein scheint dieser Bereich eine Schwachstelle der Sehne darzustellen, da 82,86% der 35 untersuchten Sehnen an dieser Stelle rupturierten. Obwohl der Gleitsehnenbereich an der Umlenkungsstelle am Strahlbein eine kleinere Querschnittsfläche aufweist scheint die Sehne in diesem Bereich eine höhere Bruchlast und somit eine höhere Zugfestigkeit zu besitzen als im Insertionsabschnitt am Hufbein. Nur bei Pferd Nr. 5 war die Reißlokalisierung am rechten Bein im Gleitsehnenbereich der TBS. Hier lag die  $F_{max}$  auch deutlich im oberen Bereich. Ansonsten rupturierte die Sehne bei allen anderen Pferden an ihrem Ansatz am Hufbein oder es kam zu einer Fraktur des Hufbeins (5 Pferde). In früheren Arbeiten galt der Gleitsehnenbereich als *Locus minoris resistentiae*, also als Schwachstelle der Sehne (Tillmann & Koch, 1995). Neuere Studien widerlegen diese These und postulieren eine höhere Bruchlast im Gleitsehnenbereich als im Zugsehnenbereich. Daraus wurde gefolgert, dass durch eine überproportionale Zunahme des Querschnittes im Gleitsehnenbereich die geringere Zugfestigkeit kompensiert wird. Dies ist auf die unterschiedliche funktionelle Belastung der verschiedenen Sehnenbereiche zurückzuführen. Da die TBS im Bereich des Strahlbeins neben Zug- auch Druckkräften standhalten muss, ist ihre funktionelle Anpassung in diesem Bereich zwingend erforderlich (Heintel, 2013; Reutter, 2014; Winkler, 2016). Bei

5 Pferden kam es vor der Zerreißung der Sehne zu einer Fraktur des Hufbeins. Diese Pferde hatten alle ein Gewicht  $\leq 500\text{kg}$ . Somit waren die Sehnen dieser „leichteren“ Pferde stabiler als ihre Knochen. Ob eventuell andere Grunderkrankungen zu den Frakturen führten, konnte hierbei nicht ermittelt werden. Da es bei den Pferden mit höherem Gewicht zu keiner Fraktur des Hufbeines, sondern immer erst zur Zerreißung der Sehne kam, stellt sich die Frage, ob sich das Hufbein auch an verschiedene Belastungen anpassen kann und dadurch eventuell bei kleineren leichteren Pferden eine höhere Instabilität aufweist als bei schweren Pferden. Eine Studie führte dazu eine Analyse über den multifaktoriellen Zusammenhang zwischen mechanischer Beanspruchung und Wachstumsanpassung im Femur von Ratten und Hunden durch. Dabei wurde festgestellt, dass ein belastungsunabhngiger Wachstumsfaktor postnatal und altersabhängig die Reifung und Festigung des Knochens stimuliert. Die mechanische Beanspruchung in Form eines Laufrades modifizierte diesen Wachstumsprozess. Durch die vermehrte mechanische Belastung wurde das Epiphysenwachstum stimuliert, sowie der Querschnitt des Knochens durch periostalen und endostalen Knochenanbau vergrößert. Außerdem nahmen die Dichte und Festigkeit des Knochens zu (Amtmann & Duden, 1981). Somit könnte die erhöhte Festigkeit der Knochen bei schweren Pferden mit deren vermehrter Belastung durch das höhere Gewicht und den damit verbundenen Umbauvorgng im Knochen zusammenhängen. Da 4 der 5 Pferde, bei denen das Hufbein frakturiert ist, zwischen 18 und 23 Jahre alt waren, spielt hierbei sicherlich auch die alterungsbedingte Veränderung der Knochenstruktur eine Rolle. Hierbei sind vor allem Unterschiede in der Knochendichte und der Knochenmikroarchitektur zu nennen. Die

Veränderungen zeigen sich in einem signifikanten Rückgang der Knochen trabekel sowie in deren signifikant vergrößerten Abständen zueinander. Insgesamt lässt sich sagen, dass ältere Pferde durch diese Umstrukturierung eine höhere Inzidenz für ossäre Frakturen haben (Fürst et al., 2008).

Interessanterweise ergaben sich deutlichen Zusammenhänge zwischen den biomechanischen Eigenschaften der TBS und der **röntgenologischen Klassifizierung** des Strahlbeins. Im Gegensatz dazu konnte zu Alter und Gewicht der Pferde kein Zusammenhang nachgewiesen werden. Dass Alter und Gewicht eher irrelevant sind, deckt sich mit den Ergebnissen aus der Literatur, da alle Gewichts- und Altersklassen von Veränderungen an der Podotrochlea betroffen sein können (Dyson et al., 2011; Rose, 1996). Bei dem Auftreten röntgenologischer Strahlbeinveränderungen scheint die Nutzung der Pferde und damit die tatsächliche Belastung der Sehnen eine größere Rolle zu spielen, da vor allem Pferde mit sportlicher Nutzung Probleme im Bereich der Hufrolle aufweisen. Je höher die Belastung dabei ist, desto mehr Zugkraft liegt auf der Sehne und der Druck der TBS auf das Strahlbein wird erhöht. Vor allem die Landungsphase beim Springreiten, die Bewegung in versammelten Gangarten, Galopprennen sowie Barrel racing oder Sliding Stops beim Westernreiten gehen neben Fehlstellungen der Gliedmaße wie z.B. Durchtrittigkeit der Fessel, mit erhöhter Belastung für den Hufrollenbereich einher und gelten als Prädisponierende Faktoren für die Entstehung von Läsionen in diesem Bereich (Field, 1988). Die Biomechanische Entstehungstheorie der Podotrochlose geht davon aus, dass die röntgenologisch sichtbaren Veränderungen des Strahlbeins durch den

vermehrten Druck der TBS auf das Strahlbein entstehen. Durch die vermehrte Druckbelastung auf die Gefäße kommt es zur Beeinträchtigung der Blutversorgung des Strahlbeins. Außerdem kann es durch die vermehrte Beanspruchung der lateralen Bandstrukturen zu Osteophytosen kommen (Ratzlaff & White, 1989). Auch die durch übermäßige Druckbelastung entstehende Bursitis des Hufrollenschleimbeutels führt zu osteoporotischen Veränderungen der Sehnengleitfläche am Strahlbein (Stashak, 2010). Durch Fibrillation sowie durch Sagittalrisse der Dorsalfläche der TBS kommt es zu Adhäsionen mit dem Strahlbein, zusätzlich können die scharfen Ränder der Risse Ulzerationen am Faserknorpel des Strahlbeins begünstigen (Dyson et al., 2011). Diese Ulzerationen am Faserknorpel führen wiederum zu Veränderungen des subchondralen Knochens sowie des Knochenmarks. Die daraus resultierenden Ödeme und die venöse Hypertonie können eine Lahmheit verursachen (Pool et al., 1989). Für die Entstehung röntgenologischer Veränderungen des Strahlbeins scheint die Druckbelastung auf das Strahlbein also eine erhebliche Rolle zu spielen. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit stützen diese Theorie und wir können klar sagen, dass eine vermehrte Druckbelastung der distalen TBS auf das Strahlbein mit röntgenologischen Veränderungen am Strahlbeins korreliert. Hierfür steht der hochsignifikante Zusammenhang der Röntgenklassen mit der Druckbelastbarkeit im Gleitsehnenbereich an der Umlenkungsstelle am Strahlbein. Pferde mit Röntgenklasse III erreichten dabei die höchste Druckfestigkeit. Diese hohe Druckfestigkeit entwickelt sich unter dem formativen Reiz einer hohen Druckbelastung (Heintel, 2013). Damit korreliert die Druckfestigkeit im Gleitsehnenbereich mit der Druckbelastung in diesem Bereich. Pferde mit



---

Röntgenklasse II und I haben in diesem Bereich deutlich niedrigere Werte was auf eine geringere Druckbelastung auf die Sehne und damit auf das Strahlbein zurückzuführen ist. Auch zu den anderen biomechanischen Parametern (Bruchlast, Zugfestigkeit, Zugeblastbarkeit und E-Modul) konnten signifikante Zusammenhänge mit der röntgenologischen Veränderung des Strahlbeins ermittelt werden. Mit steigender Röntgenklasse nimmt die Bruchlast der Sehnen signifikant ab. Die höchste Bruchlast haben dabei Pferde der Röntgenklasse I, also die mit röntgenologisch unauffälligen Strahlbeinen. Eigentlich sollte man erwarten, dass die Verhältnisse umgekehrt sind. Eine hohe Zugbelastung der tiefen Beugesehne resultiert in einer hohen Druckbelastung der Sehne selbst an der Kontaktstelle zum Strahlbein und natürlich des Strahlbeins. Es resultiert eine höhere Differenzierung des Faserknorpels in der Sehne mit höherer Druckfestigkeit und gleichzeitig entwickeln sich die typischen röntgenologischen Veränderungen am druck(über)lasteten Strahlbein. Diese hohe funktionelle Belastung der TBS auf Zug sollte als formativer Reiz eigentlich die Zugfestigkeit und damit auch die Bruchlast und Zugeblastbarkeit sowie die Steifigkeit der Sehne erhöhen. Genau das Gegenteil ist aber entsprechend der Befunde dieser Arbeit der Fall. Wie könnte dies zu erklären sein? Die adäquate funktionelle Belastung einer Sehne durch Training führt als formativer Reiz zu einer Stärkung der Sehne. Ist die funktionelle Belastung regelmäßig zu hoch (Überbelastung) führt dies z. B. zu Mikroläsionen, die in der gering durchbluteten Sehne nur sehr langsam verheilen. Denkbar ist zudem, dass ständig zu hoher Last ausgesetzte Tendinozyten mit einer herabgesetzten Kollagensynthese reagieren. Eine Hypothese die durch zukünftige Arbeiten noch zu belegen ist. Das Resultat ist eine Verringerung der biomechanischen

Belastbarkeit der Sehne. Die Befunde sprechen also dafür, dass Pferde bei denen röntgenologische Veränderungen der Strahlbeine vorliegen, überlastet wurden, wobei die Überlastung nicht nur zu den bekannten Veränderungen des Strahlbeins führt sondern auch zu einer bisher nicht dokumentierten Schwächung des distalen Abschnitts der tiefen Beugesehne. Gestützt wird diese Hypothese durch die klinische Erfahrung, dass von Veränderungen im Sinne einer Podotrochlose insbesondere Pferde betroffen sind, die hohen Belastungen im Pferdesport ausgesetzt sind (Field, 1988).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass wir einen direkten Zusammenhang zwischen der funktionellen (Über-) Belastung von Pferden und den röntgenologischen Veränderungen am Stahlbein herstellen konnten. Die Druckfestigkeit der Sehne sagt uns etwas über ihre funktionelle Belastung im Laufe des Lebens aus, da sie in starker Abhängigkeit zum gebildeten Faserknorpel steht. Durch hohe Zugkräfte und Druckbelastungen werden Strahlbein und TBS geschädigt und es entstehen röntgenologisch sichtbare Veränderungen am Strahlbein. Es lassen sich insgesamt folgende Rückschlüsse auf die Änderungen der biomechanischen Eigenschaften der TBS im Bereich der Hufrolle bei Pferden und der Zusammenhang mit röntgenologisch sichtbaren Veränderungen des Strahlbeins konstatieren:

- Die Querschnitte der TBS können sich an verschiedene Belastungen anpassen. Die notwendige Gesamtbelastbarkeit wird durch die entsprechende Anpassung der Zugfestigkeit erhalten
- Mit steigendem Alter und steigender Röntgenklasse nimmt die Bruchlast ( $F_{max}$ ) der TBS signifikant ab

- Die Zugfestigkeit nimmt mit dem Alter und steigender Röntgenklasse signifikant ab
- Die Zugbelastbarkeit der TBS verringert sich signifikant mit steigendem Alter und steigender Röntgenklasse
- Die Elastizität der Sehnen nimmt mit steigendem Alter und Röntgenklasse signifikant zu

## VI. ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Arbeit wurden die morphometrischen und biomechanischen Eigenschaften des distalen Abschnitts der tiefen Beugesehne bei gesunden und an Hufrolle erkrankten, adulten Pferden untersucht. Die 35 Vorderbeine der 20 beprobten Pferde wurden zuerst röntgenologisch untersucht, um sie je nach radiologischen Befunden an der Hufrolle in die 4 verschiedenen Röntgenklassen des Röntgenleitfadens der Bundestierärztekammer einzuteilen.

Die morphometrischen Untersuchungen mithilfe des Ultraschalls konnten die Anpassungsfähigkeit der Sehnenabschnitte an die verschiedenen Belastungen aufzeigen. Demnach konnten im Gleitsehnenbereich an der Umlenkungsstelle am Strahlbein deutlich größere Querschnitte gefunden werden als im Zugsehnenbereich in der Fesseltaile. Auch konnte zwischen dem Gewicht der Pferde und ihrem relativen Sehnenquerschnitt ein hochsignifikanter negativer Zusammenhang dargestellt werden. Zwischen dem Querschnitt und der Röntgenklasse konnte kein relevanter Zusammenhang gezeigt werden.

Die biomechanischen Eigenschaften der Sehnen wurden anhand von Zug- und Druckversuchen ermittelt. Dabei wurde die maximale Bruchlast ( $F_{max}$ ), die Zugfestigkeit ( $N/mm^2$ ), die Zugbelastbarkeit ( $N/kg$ ), das Elastizitätsmodul ( $N/mm^2$ ) sowie die Druckbelastbarkeit ( $F_{max}$ ) untersucht. Es konnte aufgezeigt werden, dass die maximale Bruchlast in einem signifikanten Zusammenhang mit dem Alter, dem Gewicht und der Röntgenklasse steht. Auch die Zugfestigkeit sowie die Zugbelastbarkeit zeigten eine signifikante Abhängigkeit

von Alter und Röntgenklasse der Pferde. Für den distalen Abschnitt der TBS konnte eine hohe Elastizität der Sehnen ermittelt werden, die mit der Kraftdämpfung in diesem Bereich zusammenhängt. Auch hier wurde ein signifikanter Zusammenhang zu Alter und Röntgenklasse festgestellt. Die hier aufgezeigte hohe Druckfestigkeit im Kontaktbereich der TBS zum Strahlbein kann ebenfalls als funktionelle Anpassung an erhöhte Belastungen gesehen werden und zeigte signifikante Abhängigkeiten von Gewicht und Röntgenklasse.

Die erhobenen Befunde stützen das biomechanische Pathogenesemodell der Podotrochlose, nachdem übermässiger Druck der TBS auf das Strahlbein Strahlbeinveränderungen induziert. Auch weisen die Ergebnisse darauf hin, dass Pferde mit Strahlbeinveränderungen eine verminderte biomechanische Belastbarkeit der TBS besitzen, die als Hinweis auf Überlastungsschäden der Sehne gesehen werden kann.

## VII. SUMMARY

This study examined the morphometric and biomechanical characteristics of the distal portion of the deep digital flexor tendon (DDFT) in healthy horses and horses with navicular disease. First there was a radiographic examination of the 35 forelimbs of the 20 horses to see the radiographic changes in the navicular bone. Based on the x-ray guide of the German Veterinary Board they were sorted in 4 different groups.

The morphometric examination via ultrasound showed how tendons adapt depending on their mechanical stress. Therefore, the cross-sectional areas (CSA) of the fibrocartilaginous regions, where the tendon passes around the navicular bone, appeared to be bigger than the parallelly oriented region. There was a highly significant negative connection between the weight of the horses and their relatively tendon cross sections. Between the CSA and x-ray groups there was no relevant correlation found.

The biomechanical properties of the tendons were determined in tensile and compressive strength tests. For this purpose, the maximal tensile force ( $F_{max}$ ), tensile strength ( $N/mm^2$ ), tensile load ( $N/kg$ ), elastic modulus ( $N/mm^2$ ) and the compressive strength ( $F_{max}$ ) were estimated for each tendon. It was shown that the maximal tensile force correlates significantly with the age, weight and x-ray groups of the horses. Also, the tensile strength and load are closely related to the age and x-ray groups. The distal area of the DDFT showed an increased elasticity due to their force absorption function. There was also a significant connection to the age and the x-ray groups. The high compressive strength

found in the contact area between the DDFT and the navicular bone, showed the high adaptability of this region to mechanical stress and was significantly related to the weight and x-ray groups of the horses.

The results of this study support the biomechanical theories on the etiology of navicular disease. The high compressive force exerted from the DDFT to the navicular bone can cause pathological changes of the bone. The findings also indicate that these changes in the bone structure leading to a decreased weight carrying capacity of the DDFT. It could be possible that this is the result of a mechanical overload of the forelimb of the horse.

## VIII. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Sagittalschnitt durch einen adulten Pferdehuf (Hoffer et al., 1989). .....	5
Abbildung 2: Diagramm der Kräfte und Hebel die auf die distale Zehe bei belasteter Gliedmaße wirken (Wilson et al., 2001). .....	8
Abbildung 3: Dorso-oblique Ansicht eines Strahlbeins mit den auf den Knochen einwirkenden Kräften während der Belastungsphase (Bentley et al., 2007). .....	9
Abbildung 4: Ansicht der Dorsalfläche der TBS auf Höhe des Strahlbeins mit extensiver Fibrillation der Sehne (Dyson et al., 2011). .....	12
Abbildung 5: Dorsopalmare Aufnahme mit Positionierung des Hufes auf dem Oxspring-Block. ....	18
Abbildung 6: Positionierung des Zentralstrahls für die seitliche Aufnahme (Ueltschi, 2002). .....	19
Abbildung 7: Positionierung des Zentralstrahls für die Tangentialaufnahme (Ueltschi, 2002). .....	21
Abbildung 8: Margo distalis des Strahlbeins mit den Foramina nutricia. ....	24
Abbildung 9: Struktureller Sehnenaufbau (Kastelic et al., 1978). ....	30
Abbildung 10: Gleitsehnenbereich mit faserknorpeligen Einlagerungen (Benjamin & Ralphs, 1998). .....	32
Abbildung 11: Kraft-Längenänderungsdiagramm (Kirkendall & Garrett, 1997). .....	40
Abbildung 12: Sonographische Darstellung der TBS im Bereich der Fesseltaile (gesplitteter Anteil). ....	47
Abbildung 13: Die präparierte TBS in der speziellen Einspannvorrichtung für das Hufbein. ....	49
Abbildung 14: Oxspring Aufnahme eines Strahlbeins der Röntgenklasse I. ....	52
Abbildung 15: Ggr. verbreiterten Canales sesamoidales, Röntgenklasse II. ....	52



---

Abbildung 16: Ausziehung am lateralen Strahlbeinende, verbreiterte Canales sesamoidales, Röntgenklasse III. ....	53
Abbildung 17: Zystoider Defekt im Strahlbein, Röntgenklasse IV.....	53
Abbildung 18: Mittleres Alter in den verschiedenen Röntgenklassen. ....	54
Abbildung 19: Mittleres Körpergewicht in den verschiedenen Röntgenklassen. ....	54
Abbildung 20: Zusammenhang der Querschnittsfläche am Hufbeinansatz mit der Röntgenklasse.....	56
Abbildung 21: Zusammenhang des Querschnittes im Gleitsehnenbereich mit der Röntgenklasse.....	58
Abbildung 22: Zusammenhang der Querschnittsfläche der Fesseltaile mit der Röntgenklasse.....	60
Abbildung 23: Korrelation der Bruchlast mit der Röntgenklasse.....	62
Abbildung 24: Zusammenhang der Röntgenklasse mit der Zugfestigkeit. ....	63
Abbildung 25: Korrelation der Röntgenklasse mit der Zugbelastbarkeit. ....	65
Abbildung 26: Zusammenhang der Röntgenklasse mit dem Elastizitätsmodul.....	66
Abbildung 27: Zusammenhang Druck Ansatz Hufbein mit der Röntgenklasse. ....	68
Abbildung 28: Zusammenhang Druck Gleitsehnenbereich mit der Röntgenklasse. ..	70
Abbildung 29: Korrelation Druck Fesseltaile mit der Röntgenklasse.....	71
Abbildung 30: Einflussfaktoren auf die Mindestbelastbarkeit von Sehnen.....	78

## IX. ANHANG

**Tabelle 1: Alter, Gewicht und Röntgenklasse der untersuchten Pferde**

Nr.	Alter in Jahren	Gewicht in kg	Röntgen- klasse re	Röntgen- klasse li
1	17	520	2	
2	18	480	1	
3	23	510	2	
4	15	530	3	3
5	12	470	1	1
6	30	535	2	2
7	20	275	2	1
8	25	605	2	4
9	23	410	1	1
10	18	215	3	2
11	3	650	1	
12	14	450	2	2
13	12	400	2	2
14	18	420	3	
15	10	500	3	2
16	18	450	3	3
17	16	700	2	3
18	12	480	2	2
19	19	480	2	3
20	10	450	2	2

**Tabelle 2: Absolute Querschnitte der untersuchten Sehnen**

Nr.	Querschnitt Ansatz Hufbein (mm <sup>2</sup> ) re	Querschnitt Ansatz Hufbein (mm <sup>2</sup> ) li	Querschnitt knorpeliger Anteil (mm <sup>2</sup> ) re	Querschnitt knorpeliger Anteil (mm <sup>2</sup> ) li	Querschnitt Fesseltaile (mm <sup>2</sup> ) re	Querschnitt Fesseltaile (mm <sup>2</sup> ) li
1	355		231		162	
2	322		134		102	
3	307		163		109	
4	284	300	122	184	97	123
5	393	394	277	283	155	136
6	373	390	222	222	144	143
7	196	193	149	149	96	98
8	417	365	365	325	240	188
9	281	273	182	198	111	112
10	118	207	118	117	90	93
11	346		275		181	
12	282	308	244	243	166	179
13	297	308	234	234	158	147
14	350		319		148	
15	305	314	258	264	167	183
16	311	336	215	256	143	128
17	340	341	262	262	161	159
18	287	332	234	273	141	123
19	373	380	260	261	173	161
20	333	337	251	254	138	136

**Tabelle 3: Ergebnisse der Zugversuche der untersuchten Sehnen**

Nr.	Reiß- Lokalisa- tion re	Reiß- Lokalisa- tion li	Fmax re (N)	Fmax li (N)	Fmax/QS (N/mm <sup>2</sup> ) re	Fmax/QS (N/mm <sup>2</sup> ) li	Fmax/KG (N/kg) re	Fmax/KG (N/kg) li	E <sub>max</sub> (N/mm <sup>2</sup> ) re	E <sub>max</sub> (N/mm <sup>2</sup> ) li
1	1		12720,8		35,833		24,46		6,48	
2	1		6353,91		19,73		13,23		8,41	
3	1		7341,37		23,91		14,39		9,75	
4	1	1	10483,7	8118,66	36,91	27,06	19,78	15,31	3,9	9,66
5	2	1	12752,4	12405,03	32,44	31,48	27,13	26,39	5,96	7,01
6	1	1	4838,2	3911,58	12,97	10,02	9,04	7,31	2,63	2,48
7	1	3	7580,57	4128,06	38,67	21,38	27,56	15,01	7,93	5,06
8	1	1	1549,19	6490,16	3,72	17,78	2,56	13,28	1,27	3,78
9	1	3	7948,69	9555,9	28,29	35	19,38	23,3	6,58	6,9
10	1	3	950,36	3411,91	8,05	16,48	4,42	15,86	2,22	2,21
11	1		12848,6		37,13		19,76		6,63	
12	1	1	12320,7	6599,46	43,69	21,42	27,37	14,67	5,33	3,11
13	1	1	12399,7	5371,89	41,74	17,44	30,99	13,42	7,78	3,78
14	1		9237,19		26,39		21,99		2,37	
15	1	3	7840,35	7052,7	25,7	23,12	15,68	14,1	5,08	3,99
16	1	3	5896,43	3718,96	18,95	11,06	13,1	8,26	5,92	3,99
17	1	1	13294,4	2908,57	39,1	8,52	18,99	4,15	7,77	1,86
18	1	1	9527,47	6825,2	33,19	20,55	19,84	14,21	5,78	4,05
19	1	1	8409,23	3659,21	22,54	9,62	17,51	7,62	4,24	3,48
20	1	1	10887,4	5498,65	32,69	16,31	24,19	12,21	5,25	4,9

Reißlokalisationen:

1 = Ansatz Hufbein; 2 = knorpeliger Anteil Sehne; 3 = Fraktur Hufbein

Tabelle 4: Ergebnisse der Druckversuche der untersuchten Sehnen

Nr.	Druck Ansatz Hufbein re (F max in N)	Druck Ansatz Hufbein li (Fmax in N)	Druck knorpeliger Anteil re (Fmax in N)	Druck knorpeliger Anteil li (Fmax in N)	Druck Fesseltaille re (F max in N)	Druck Fesseltaille li (F max in N)
1			1,55		1,78	
2						
3						
4						
5	0,93	2,26	0,96	0,88	0,98	1,48
6			0,86	1,04	1,46	1,89
7	3,22	4,55	0,99	1,71	1,16	0,98
8			1,59	1,37	1,06	0,99
9	1,66	3,01	1,35	1,25	1,45	1,53
10		1,23	2,87	2,77	1,97	1,38
11	1,99		1,01		1,04	
12	2,04	1,62	1,7	1,89	1,41	1,66
13	2,03	4,45	0,98	1,51	1,12	1,86
14	1,33		1,65		1,45	
15	2,19	4,1	3,19	1,46	2,04	1,89
16	3,7	2,77	1,92	1,64	1,41	1,62
17	3,42	3,29	2,04	1,36	1,34	1,51
18	4,58	3,52	2,11	2,53	1,26	1,38
19	1,11	1,36	2,08	1,64	1,45	1,45
20	1,81	1,08	1,33	1,53	1,05	1,64

## X. LITERATURVERZEICHNIS

- ADDIS, P. R. & LAWSON, S. 2010. The role of tendon stiffness in development of equine locomotion with age. *Equine Veterinary Journal*, 42, 556-560.
- ALBERS, J. 2012. *Biomechanische Untersuchungen an der Bizepssehne des Hundes*. In: *Tierärztliche Fakultät. LMU München*.
- AMTMANN, E. & DODEN, E. 1981. Anpassung der Knochenstruktur an mechanische Beanspruchung: Adaptation of bone structure to mechanical stress. *Zeitschrift für Morphologie und Anthropologie*, 1-21.
- ARNOLD, G. 1974a. Biomechanische und rheologische Eigenschaften menschlicher Sehnen. *Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte*, 143, 263-300.
- ARNOLD, G. 1974b. Festigkeit und Kraft-Längenänderungs-Verhalten der Strecksehnen des menschlichen Fußes. *Research in Experimental Medicine*, 164, 123-136.
- ASZÓDI, K. 1976. Über die Pathogenese der solitären, juvenilen Knochencysten. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 86, 157-168.
- BÄR, K., WEILER, M., BODAMER, J., RUPPRECHT, H., SCHRAMM, M. & CARBON, R. 2001. Extrakorporale Stoßwellentherapie (ESWT)-eine Möglichkeit zur Therapie der Podotrochlose. *Tierärztl Praxis*, 29, 163-167.
- BENJAMIN, M., KAISER, E. & MILZ, S. 2008. Structure-function relationships in tendons: a review. *Journal of Anatomy*, 212, 211-228.
- BENJAMIN, M., QIN, S. & RALPHS, J. R. 1995. Fibrocartilage associated with human tendons and their pulleys. *Journal of anatomy*, 187, 625-633.
- BENJAMIN, M. & RALPHS, J. 1998. Fibrocartilage in tendons and ligaments—an adaptation to compressive load. *Journal of anatomy*, 193, 481-494.
- BENJAMIN, M. & RALPHS, J. R. 1997. Tendons and ligaments-an overview. *Histology and histopathology*, 12, 1135-1144.
- BENTLEY, V. A., SAMPLE, S. J., LIVESEY, M. A., SCOLLAY, M., RADTKE, C., FRANK, J. D., KALSCHUR, V. L. & MUIR, P. 2007. Morphologic changes associated with functional adaptation of the navicular bone of horses. *Journal of anatomy*, 211, 662-672.
- BLUNDEN, A., DYSON, S., MURRAY, R. & SCHRAMME, M. 2006. Histopathology in horses with chronic palmar foot pain and age-matched controls. Part 2: The deep digital flexor tendon. *Equine veterinary journal*, 38, 23-27.
- BLUNDEN, A., MURRAY, R. & DYSON, S. 2009. Lesions of the deep digital flexor tendon in the digit: A correlative MRI and post mortem study in control and lame horses. *Equine Veterinary Journal*, 41, 25-33.
- BOS, H., VAN DER MEIJ, G. J. W. & DIK, K. J. 1986. Heredity of navicular disease. *Veterinary Quarterly*, 8, 68-72.
- BOWKER, R. M., ROCKERSHOUSER, S. J., LINDER, K., VEX, K. B., SONEA, I. M. & CARON, J. P. 1994. A silver-impregnation and immunocytochemical study of innervation of the distal sesamoid bone and its suspensory ligaments in the horse. *Equine veterinary journal*, 26, 212-219.
- BREHM, W. & LITZKE, L. F. 2017. *Hufrollenerkrankung- Palmares Huf- Syndrom* In: *Handbuch Pferdepraxis, 4. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage*. Dietz, O., Huskamp, B., Hrsg: Brehm, W., Gehlen, H., Ohnesorge, B., Wehrend, A., Stuttgart: Enke Verlag, 2017: 1074-1080.
- BUDRAS, K. D. 2014. *Schultergliedmaße*. In: *Atlas der Anatomie des Pferdes*, Mülling, C., Pfarrer, C., Reese, S., Kölle, S., Budras, K.D., 7. vollständig überarbeitete Auflage, Hannover: Schlütersche, 2014: 22-55.

- BUSONI, V., HEIMANN, M., TRENTESHAUX, J., SNAPS, F. & DONDELINGER, R. F. 2005. Magnetic resonance imaging findings in the Equine Deep Digital Flexor Tendon and distal Sesamoid Bone in advanced Navicular Disease—An Ex Vivo Study. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 46, 279-286.
- BUTLER, D., L., GROOD, E., S., NOYES, F., R. & ZERNICKE, R., E. 1978. Biomechanics of ligaments and tendons. *Exercise and sport sciences reviews*, 6, 125-182.
- BUTLER, J. A., COLLES, C. M., DYSON, S. J., KOLD, S. E. & POULOS, P. W. 1993. *Foot, Pastern and Fetlock. In: Clinical radiology of the horse. 2nd Edition. Wiley-Blackwell, Iowa, Oxford, Victoria, 1993: 63-83.*
- CHERDCHUTHAM, W., MEERSHOEK, L. S., VAN WEEREN, P. R. & BARNEVELD, A. 2001. Effects of exercise on biomechanical properties of the superficial digital flexor tendon in foals. *American journal of veterinary research*, 62, 1859-1864.
- CLERCQ, T., VERSCHOOTEN, F. & YSEBAERT, M. 2000. A comparison of the palmaroproximal-palmarodistal view of the isolated navicular bone to other views. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 41, 525-533.
- COLLES, C. M. & HICKMAN, J. 1977. The arterial supply of the navicular bone and its variations in navicular disease. *Equine veterinary journal*, 9, 150-154.
- COOMER, R., THOMAS, H. & MCKANE, S. 2013. Current concepts of navicular syndrome: diagnosis and treatment. *In Practice*, 35, 325-335.
- COTTA-PEREIRA, G., RODRIGO, G. & BITTENCOURT-SAMPAIO, S. 1976. Oxytalan, elaunin, and elastic fibers in the human skin. *Journal of Investigative Dermatology*, 66, 143-148.
- CREVIER, N., POURCELOT, P., DENOIX, J. M., GEIGER, D., BORTOLUSSI, C., RIBOT, X. & SANAA, M. 1996. Segmental variations of in vitro mechanical properties in equine superficial digital flexor tendons. *American journal of veterinary research*, 57, 1111-1117.
- DAVID, L., GROOD, E. S., NOYES, F. R. & ZERNICKE, R. E. 1978. Biomechanics of ligaments and tendons. *Exercise and sport sciences reviews*, 6, 125-182.
- DEISS, E., FUERST, A., HAAS, C., RECHENBERG, B. V., GEISSBÜHLER, U. & AUER, A. J. 2001. Symptomatik, Diagnostik und Therapie von 5 Pferden mit traumatischen subchondralen Knochenzysten. *Wien Tierarztl Mschr*, 88, 1.
- DENOIX, J. M. 1994. Functional Anatomy of Tendons and Ligaments in the Distal Limbs (Manus and Pes). *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*, 10, 273-322.
- DIESTERBECK, U. & DISTL, O. 2007. Review of genetic aspects of radiological alterations in the navicular bone of the horse. *Deutsche tierärztliche Wochenschrift*, 114, 404-411.
- DIK, K. J. & GUNSSER, I. 2002. *Atlas der Röntgendiagnostik beim Pferd: Erkrankungen der Vorder-und Hinterextremitäten, Schlütersche.*
- DIK, K. J., VAN DEN BELT, A. M. J. & VAN DEN BROEK, J. 2001. Relationships of age and shape of the navicular bone to the development of navicular disease: a radiological study. *Equine Veterinary Journal*, 33, 172-175.
- DIK, K. J. & VAN DEN BROEK, J. 1995. Role of navicular bone shape in the pathogenesis of navicular disease: a radiological study. *Equine veterinary journal*, 27, 390-393.
- DRAHN, F. 1922. Ueber den histologischen Bau der Gleitsehne des Musc. biceps brachii beim Pferd. *Archiv für mikroskopische Anatomie*, 96, 39-53.
- DYSON, S. 2011. Radiological interpretation of the navicular bone. *Equine Veterinary Education*, 23, 73-87.
- DYSON, S. & MARKS, D. 2003. Foot pain and the elusive diagnosis. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*, 19, 531-565.
- DYSON, S. & MURRAY, R. 2007. Magnetic resonance imaging evaluation of 264 horses with foot pain: The podotrochlear apparatus, deep digital flexor tendon and collateral ligaments of the distal interphalangeal joint. *Equine Veterinary Journal*, 39, 340-343.
- DYSON, S., MURRAY, R., SCHRAMME, M. & BLUNDEN, T. 2011. Current concepts of navicular disease. *Equine Veterinary Education*, 23, 27-39.
- FIELD, J. R. 1988. Equine Navicular Disease. *V.C.O.T*, 2, 108-110.

- FLOYD, A. & MANSMANN, R. 2009. *Hufkrankheiten Diagnostik-Therapie-orthopädischer Beschlag*, Elsevier, Urban&FischerVerlag.
- FRANCHI, M., TRIRÈ, A., QUARANTA, M., ORSINI, E. & OTTANI, V. 2007. Collagen structure of tendon relates to function. *The Scientific World Journal*, 7, 404-420.
- FÜRST, A., MEIER, D., MICHEL, S., SCHMIDLIN, A., HELD, L. & LAIB, A. 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, 1-12.
- GIBSON, K. T., ILWRAITH, C. W. & PARK, R. D. 1990. A radiographic study of the distal interphalangeal joint and navicular bursa of the horse. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 31, 22-25.
- GILLARD, G. C., REILLY, H. C., BELL-BOOTH, P. G. & FLINT, M. H. 1979. The influence of mechanical forces on the glycosaminoglycan content of the rabbit flexor digitorum profundus tendon. *Connective tissue research*, 7, 37-46.
- GRATZL, M. & WURZINGER, L. J. 2004. *Bindegewebe*. In: *Histologie*, 6. Auflage. Junqueira, L. C. U., Carneiro, J., Gratzl, M., eds, Heidelberg: Springer Verlag, 2004: 57-74.
- GRIESHABER, F. A. & FAUST, U. 1992. Mechanische Kenngrößen von biologischem Weichgewebe-Mechanical Characteristics of Biological Soft Tissue. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, 37, 278-286.
- GRYNPAS, M. D., EYRE, D. R. & KIRSCHNER, D. A. 1980. Collagen type II differs from type I in native molecular packing. *Biochimica et Biophysica Acta (BBA)-Protein Structure*, 626, 346-355.
- HEES, H. 2012. *Binde- und Stützgewebe*, In: *Histologie, Kurzlehrbuch der Zytologie und mikroskopischen Anatomie*, 5. Auflage. Sinowatz, F., Hees, H., Rodler, D., München: Die deutsche Bibliothek, 2012: 113-150.
- HEINEMEIER, K. M. & KJAER, M. 2011. In vivo investigation of tendon responses to mechanical loading. *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions*, 11, 115-123.
- HEINTEL, K. E. 2013. *Untersuchungen zu biomechanischen Eigenschaften von Gleit- und Zugsehnen*. In *Tierärztliche Fakultät. LMU, München*.
- HOFFER, M. A., LEACH, D. H. & DOIGE, C. E. 1989. The developmental anatomy of the equine navicular bursa and associated structures. *Anatomy and embryology*, 179, 355-367.
- HOWARD, R., MCILWRAITH, C. & TROTTER, G. 1995. Arthroscopic surgery for subchondral cystic lesions of the medial femoral condyle in horses: 41 cases (1988-1991). *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 206, 842-850.
- JANSEN, M. O. & SAVELBERG, H. H. C. M. 1994. Stress and strain of equine tendons of the forelimb at failure. *Equine Veterinary Journal*, 26, 57-60.
- JOZSA, L. & KANNUS, P. 1997. Histopathological findings in spontaneous tendon ruptures. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 7, 113-118.
- KAINER, R. A. 1989. Clinical anatomy of the equine foot. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*, 5, 1-27.
- KANNUS, P. 2000. Structure of the tendon connective tissue. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 10, 312-320.
- KASER-HOTZ, B. & UELTSCHI, G. 1992. Radiographic appearance of the navicular bone in Sound Horses. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 33, 9-17.
- KIRKENDALL, D. T. & GARRETT, W. E. 1997. Function and biomechanics of tendons. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 7, 62-66.
- KJAER, M. 2004. Role of Extracellular Matrix in Adaptation of Tendon and Skeletal Muscle to Mechanical Loading. *Physiological Reviews*, 84, 649-698.
- KÖNIG, H. E., MACHER, R., POLSTERER-HEINDL, E. & HINTERHOFER, C. 2003. Der tiefe Zehenbeuger des Pferdes im Bereich des Akropodium. *Pferdeheilkunde*, 19, 459-480.
- LIEBICH, H. G., MAIERL, H. & KÖNIG, H. E. 2015. *Vorder- oder Schultergliedmaße*. In: *Anatomie der Haussäugetiere*, König, H.E.; Liebich, H.G., 6. Auflage, Stuttgart: Schattauer, 2015: 149-220.



- LOWE, J. E. 1975. Sex, breed and age incidence of navicular disease. *Proceedings of the annual convention of the American Association of Equine Practitioners*, 20, 37-46.
- MAIR, T. S. & KINNS, J. 2005. Deep Digital Flexor Tendonitis in the Equine Foot Diagnosed by Low-Field Magnetic Resonance Imaging in the Standing Patient: 18 Cases. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 46, 458-466.
- MEIER, H. P. A review of investigations of etiology of navicular disease. International symposium on podotrochlosis. Munich: FN-Verlag der Deutschen Reiterlichen Vereinigung, 1994. 57-59.
- MERRILEES, M. J. & FLINT, M. H. 1980. Ultrastructural study of tension and pressure zones in a rabbit flexor tendon. *Developmental Dynamics*, 157, 87-106.
- MILZ, S., OCKERT, B. & PUTZ, R. 2009. Tenozyten und extrazelluläre Matrix. *Der Orthopäde*, 38, 1071-1079.
- MURRAY, R. C., ROBERTS, B. L., SCHRAMME, M. C., DYSON, S. J. & BRANCH, M. 2004. Quantitative evaluation of equine deep digital flexor tendon morphology using magnetic resonance imaging. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 45, 103-111.
- NACHTIGALL, W. 2001. *Grundlagen der Biomechanik. In: Biomechanik: Grundlagen Beispiele Übungen, 2. Auflage, Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag, 2001: 47-70.*
- NAV 2017. Nomina anatomica veterinaria, Hannover, Columbia, Ghent, MO, Rio de Janeiro. Editorial Committee.
- O'BRIEN, M. 1997. Structure and metabolism of tendons. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 7, 55-61.
- OXSPRING, G. E. 1935. The radiology of navicular disease, with observations on its pathology. *Veterinary Record*, 15, 1433-1447.
- PARRY, D. A. D., CRAIG, A. S. & BARNES, G. R. G. 1978. Tendon and ligament from the horse: an ultrastructural study of collagen fibrils and elastic fibres as a function of age. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, 203, 293-303.
- PETERSEN, W., STEIN, V. & BOBKKA, T. 2001. Structure of the human tibialis anterior tendon. *Journal of Anatomy*, 197, 617-625.
- PLOETZ, E. 1938. Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung der Gleitsehne. *Zeitschrift für Orthopädie*, 67, 212-234.
- POOL, R. R., MEAGHER, D. M. & STOVER, S. M. 1989. Pathophysiology of Navicular Syndrome. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*, 5, 109-129.
- POULOS, P. W. & SMITH, M. F. 1988. The Nature of enlarged "Vascular Channels" in the Navicular Bone of the horse. *Veterinary Radiology*, 29, 60-64.
- RATZLAFF, M. H. & WHITE, K. K. 1989. Some biomechanical considerations of navicular disease. *Journal of Equine Veterinary Science*, 9, 149-153.
- REDDEN, R. F. 2003. Radiographic imaging of the equine foot. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*, 19, 379-392.
- REESE, S. 1995. *Untersuchungen am intakten und rupturierten Ligamentum cruciatum craniale des Hundes. In: Institut der Veterinär Anatomie. FU Berlin, Berlin.*
- REUTTER, M. 2014. *Untersuchungen zu den biomechanischen Eigenschaften der Beugesehnen, der Strecksehne und des M. interosseus medius am Vorderfuß des Pferdes. In: Tierärztliche Fakultät. LMU München.*
- RIEGEL, R. J. & HAKOLA, S. E. 2010. Podotrochlose. *In: Bild-Text-Atlas zur Anatomie und Klinik des Pferdes. Bewegungsapparat und Lahmheiten, Band 1, 3. Auflage, Hannover: Schlütersche, 2010: 145-150.*
- RIEMERSMA, D. J., BOGERT, A. J., JANSEN, M. O. & SCHAMHARDT, H. C. 1996. Tendon strain in the forelimbs as a function of gait and ground characteristics and in vitro limb loading in ponies. *Equine veterinary journal*, 28, 133-138.
- RIEMERSMA, D. J. & SCHAMHARDT, H. C. 1982. The cryo-jaw, a clamp designed for in vitro rheology studies of horse digital flexor tendons. *Journal of Biomechanics*, 15, 619-620.

- RIEMERSMA, D. J. & SCHAMHARDT, H. C. 1985. In vitro mechanical properties of equine tendons in relation to cross-sectional area and collagen content. *Research in veterinary science*, 39, 263-270.
- RIJKENHUIZEN, A. B. M. 2006. Navicular disease: a review of what's new. *Equine Veterinary Journal*, 38, 82-88.
- RIJKENHUIZEN, A. B. M., NEMETH, F., DIK, K. J. & GOEDEGEBUURE, S. A. 1989a. The arterial supply of the navicular bone in adult horses with navicular disease. *Equine Veterinary Journal*, 21, 418-424.
- RIJKENHUIZEN, A. B. M., NÉMETH, F., DIK, K. J. & GOEDEGEBUURE, S. A. 1989b. Development of the navicular bone in foetal and young horses, including the arterial supply. *Equine veterinary journal*, 21, 405-412.
- ROONEY, J. R. 1969. *Biomechanics of lameness in horses*, Lippincott, Williams & Wilkins
- ROSE, R. J. 1996. Navicular disease in the horse. *Journal of Equine Veterinary Science*, 16, 18-24.
- RUOHONIEMI, M., RYHÄNEN, V. & TULAMO, R. M. 1998. Radiographic appearance of the navicular bone and distal interphalangeal joint and their relationship with ossification of the collateral cartilages of the distal phalanx in Finn horse cadaver Forefeet. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 39, 125-132.
- SALOMON, F. V. 2005. *Bewegungsapparat. In: Anatomie für die Tiermedizin, 2. Auflage, Salomon, F.-V., Geyer, H., Gille, U., Stuttgart: Enke Verlag, 2005, 22-234., .*
- SCHÖBERL, M. 2018. Tipps und Tricks für die Anfertigung des perfekten Röntgenbilds im Feld – Beispiel Vordergliedmaße. *Pferde Spiegel*, 21, 3-10.
- SCHRAMME, M. C. 2011. Deep digital flexor tendonopathy in the foot. *Equine Veterinary Education*, 23, 403-415.
- SCHRYVER, H. F., BARTEL, D. L., LANGRANA, N. & LOWE, J. E. 1978. Locomotion in the horse: kinematics and external and internal forces in the normal equine digit in the walk and trot. *American Journal of Veterinary Research*, 39, 1728-33.
- SEIFERLE, E. & FREWEIN, J. 2004. *Bewegungsapparat. In: Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, 8. unveränderte Auflage. Nickel, R., Schummer, A., Seiferle, E., Frewein, J., Wille, K.-H., Wilkens, H., Stuttgart: Parey, 2004: 485-492.*
- SEYREK-INTAS, D., TELLHELM, B. & RECKELS, F. J. 1999. Interpretation und diagnostischer Wert verschiedener Röntgenbefunde am Strahlbein. *Pferdeheilkunde*, 15, 406-418.
- SHADWICK, R. E. 1990. Elastic energy storage in tendons: mechanical differences related to function and age. *Journal of Applied Physiology*, 68, 1033-1040.
- SHERLOCK, C., MAIR, T. & BLUNDEN, T. 2008. Deep erosions of the palmar aspect of the navicular bone diagnosed by standing magnetic resonance imaging. *Equine Veterinary Journal*, 40, 684-692.
- SILVER, F. H., FREEMAN, J. W. & SEEHRA, G. P. 2003. Collagen self-assembly and the development of tendon mechanical properties. *Journal of biomechanics*, 36, 1529-1553.
- SMITH, R., BIRCH, H., PATTERSON-KANE, J., FIRTH, E., WILLIAMS, L., CHERDCHUTHAM, W., WEEREN, W. V. & GOODSHIP, A. 1999. Should equine athletes commence training during skeletal development?: changes in tendon matrix associated with development, ageing, function and exercise. *Equine veterinary journal*, 31, 201-209.
- SMITH, R., ZUNINO, L., WEBBON, P. & HEINEGÅRD, D. 1997. The distribution of cartilage oligomeric matrix protein (COMP) in tendon and its variation with tendon site, age and load. *Matrix biology*, 16, 255-271.
- STASHAK, T. S. 2010. *Podotrochlose-Syndrom. In: Adams' Lahmheit bei Pferden, 4. Auflage, Adams O. R., Stashak T. S., eds, Hannover: Scharper, 2010: 499-513.*
- STRAUB, N. E. 2016. *Biomechanische Untersuchungen an den Beugesehnen und der Strecksehne am Vorderfuß des Fohlens. In: Tierärztliche Fakultät, LMU München.*

- THOMPSON, K. N., ROONEY, J. R. & PETRITES-MURPHY, M. B. 1991. Considerations on the pathogenesis of navicular disease. *Journal of Equine Veterinary Science*, 11, 4-8.
- TILLMANN, B. & KOCH, S. 1995. Funktionelle Anpassungsvorgänge in Gleitsehnen. *Sportverletzung Sportschaden*, 9, 44-50.
- TUITE, D. J., RENSTRÖM, P. A. F. H. & O'BRIEN, M. 1997. The aging tendon. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 7, 72-77.
- UELTSCHI, G. 2002. Zur Röntgendiagnostik des Strahlbeins. *Pferdeheilkunde*, 18, 217-224.
- VAN WULFEN, K. & BOWKER, R. Intersection of the DSIL and the DDFT and its relationship to navicular syndrome. *Proc. Am. Ass. equine Practnrs*, 1997. 405-406.
- VAN WULFEN, K. K. & BOWKER, R. M. 2002. Microanatomic characteristics of the insertion of the distal sesamoidean impar ligament and deep digital flexor tendon on the distal phalanx in healthy feet obtained from horses. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 63, 215-221.
- VIITANEN, M., BIRD, J., MAKELA, O., SCHRAMME, M., SMITH, R., TULAMO, M. & MAY, S. 2001. Synovial Fluid Studies in Navicular Disease. *Research in Veterinary Science*, 71, 201-206.
- VOGEL, K. G. 2003. Tendon structure and response to changing mechanical load. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, 3, 323-325.
- VOGEL, K. G. & MEYERS, A. B. 1999. Proteins in the tensile region of adult bovine deep flexor tendon. *Clinical orthopaedics and related research*, 367, 344-355.
- VOGEL, K. G., ÖRDÖG, A., POGÁNY, G. & OLÁH, J. 1993. Proteoglycans in the compressed region of human tibialis posterior tendon and in ligaments. *Journal of orthopaedic research*, 11, 68-77.
- VON RECHENBERG, B., MCILWRAITH, C. W. & AUER, J. A. 1998. Cystic bone lesions in horses and humans: a comparative review. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 11, 08-18.
- WANG, J. H. C. 2006. Mechanobiology of tendon. *Journal of biomechanics*, 39, 1563-1582.
- WANG, J. H. C., GUO, Q. & LI, B. 2012. Tendon biomechanics and mechanobiology—a minireview of basic concepts and recent advancements. *Journal of hand Therapy*, 25, 133-141.
- WIDMER, W. R., BUCKWALTER, K. A., FESSLER, J. F., HILL, M. A., VANSICKLE, D. C. & IVANCEVICH, S. 2000. Use of Radiography, Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging for evaluation of navicular Syndrome in the horse. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 41, 108-116.
- WILSON, A. M., MCGUIGAN, M. P., FOURACRE, L. & MACMAHON, L. 2001. The force and contact stress on the navicular bone during trot locomotion in sound horses and horses with navicular disease. *Equine Veterinary Journal*, 33, 159-165.
- WINKLER, F. 2016. *Entwicklung der biomechanischen Eigenschaften des distalen Abschnitts der tiefen Beugesehne beim Pferd. In: Tierärztliche Fakultät, LMU München.*
- WINTZER, H. J. 1964. *Zur Podotrochlitits chronica aseptica des Pferdes: eine klinische, pathologisch-anatomische und röntgenologische Studie, Utrecht: Schotanus & Jens, 1964, Schotanus & Jens.*
- WISSDORF, H., OTTO, B., GEBUREK, F., FÜRST, A., HERTSCH, B. & KELLER, H. 2010. *Hufbereich In: Praxisorientierte Anatomie und Propädeutik des Pferdes, 3. Auflage. Wissdorf, H.; Gerhards, H.; Huskamp, B.; Deegen, E., Hannover: Verlag M.& H. Schaper, 2010: 375-406.*
- WOO, S. L. Y., DEBSKI, R. E., WITHROW, J. D. & JANAUSHEK, M. A. 1999. Biomechanics of knee ligaments. *The American journal of sports medicine*, 27, 533-543.
- WRIGHT, I. M., KIDD, L. & THORP, B. H. 1998. Gross, histological and histomorphometric features of the navicular bone and related structures in the horse. *Equine Veterinary Journal*, 30, 220-234.

ZSCHÄBITZ, A. 2005. Anatomie und Verhalten von Sehnen und Bändern. *Der Orthopäde*, 34, 516-525.



## Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv. Doz. Dr. Sven Reese für die Bereitstellung des Themas sowie für seine kompetente und stets hilfsbereite, fachliche Betreuung während der Anfertigung dieser Arbeit.

Dem gesamten Team des Anatomischen Instituts möchte ich für die immer freundliche Unterstützung in dieser Zeit danken.

Ein großes Dankeschön auch an Nicole Veit, Inhaberin der Pferdemetzgerei Deggendorf, für das Bereitstellen zahlreicher Proben. Gleicher Dank gilt der Tierärztlichen Praxis Fohlenweide sowie der Pferdeklinik München-Airport ohne deren Unterstützung diese Dissertation nicht möglich gewesen wäre!

Ich danke Fabian Samhammer für die stets herzliche und ausdauernde Hilfe bei der Formatierung dieser Arbeit. Kein Problem blieb je ungelöst!

Meinem Freund Claus Springeth gilt ein besonderer Dank für seine liebevolle Unterstützung in jeglicher Gemütslage. Danke!

Der größte Dank gilt meiner Familie! Ohne ihre großartige Unterstützung jeglicher Art wäre es mir nicht möglich gewesen diese Dissertation zu schreiben. Ich danke euch von ganzem Herzen!