

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

Arbeit angefertigt unter der Leitung von Priv.-Doz. Dr. J. Maierl

Biomechanische Untersuchungen zum M. interosseus medius des Rindes

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

vorgelegt von
Ramona Schlücker
aus
München

München 2012

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

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Joachim Braun

Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. Johann Maierl

Korreferentin: Prof. Dr. Armin Scholz

Tag der Promotion: 21. Juli 2012

Inhaltsverzeichnis	
1 Einleitung.....	1
2 Literaturübersicht.....	2
2.1 Anatomie des Fußes	2
2.1.1 Knöcherne Strukturen.....	2
2.1.2 Gelenke	3
2.1.3 Muskulatur und ihre Sehnen.....	5
2.2 Histologie der Sehnen	13
2.3 Die Biomechanik des Rinderfußes	14
2.3.1 Physikalische Grundlagen	14
2.3.2 Winkelung und Fixation	16
2.3.3 Funktionelle Histologie der Sehnen	17
2.3.4 Funktion des Fesseltrageapparates bei den Huftieren	18
2.4 Pathologie.....	20
2.4.1 Defekte des M. interosseus medius und seiner Verbindungsplatte bzw. seines Unterstützungsbandes bei Rind und Pferd	20
2.4.2 Sehnenstelzfuß des Kalbes.....	22
2.5 Biologische Bedeutung des Zehenspitzenanges	23
2.5.1 Anatomische Anpassungen.....	24
2.5.2 Beispiel an der Evolution des Pferdes	25
3 Material und Methoden.....	27
3.1 Material.....	27
3.2 Methoden.....	28
3.2.1 Präparation.....	28
3.2.2 Ultraschalluntersuchung	29
3.2.3 Belastungsversuche in der Materialprüfmaschine	29
3.2.4 Statistische Auswertung der Messergebnisse	33
4 Ergebnisse	38
4.1 Ergebnisse der Belastungstests	38
4.1.1 Ermittelte Dehnungen.....	38
4.1.2 Messung der Widerstandskraft.....	38
4.1.3 Messung der verrichteten Arbeit und Energiespeicherung bzw. –freisetzung.....	45

4.2 Ergebnisse der Querschnittsmessung	49
4.2.1 Ermittlung der Sehnenquerschnitte	49
4.2.2 Belastung pro Flächeneinheit	55
5 Diskussion	60
5.1 Methodik	60
5.1.1 Auswahl der Tiere	60
5.1.2 Präparation	60
5.1.3 Ultraschalluntersuchung und Ermittlung der Sehnenquerschnitte	62
5.1.4 Belastungsversuch	63
5.2 Funktionelle Anatomie	64
5.2.1 Morphologie	64
5.2.2 Biomechanische Bedeutung des M. interosseus med. beim Rind	66
5.2.3 Vergleich mit den Verhältnissen beim Pferd	73
5.2.4 Klinische Relevanz	75
6 Zusammenfassung	77
7 Summary	79
8 Anhang	81
9 Literaturverzeichnis	90

Alle anatomischen Termini wurden gemäß der 5. Auflage der Nomina Anatomica Veterinaria verwendet (NAV, 2005)

Abkürzungsverzeichnis

Art.	Articulatio
ggr.	geringgradig
Int.	intakt
lat.	lateral
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
med.	medial
mgr.	mittelgradig
mHz	Megahertz
mm	Millimeter
MP	Mittelplatte des M. interosseus med.
MPa	MegaPascal ($= 10^6 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ N/mm}^2$)
N	Newton
Nm	Newtonmeter
OBS	Oberflächliche Beugesehne
Sek.	Sekunden
Std.	Stunden
TBS	Tiefe Beugesehne
VP	Verbindungsplatte des M. interosseus med.

1 Einleitung

Die biomechanischen Verhältnisse am Fuß des Rindes sind im Gegensatz zu denen des Pferdes bislang selten Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen geworden. Dabei ist die Winkelung der Gelenke am Rinderfuß ähnlich der des Pferdes angelegt und das Fesselgelenk befindet sich bei gleichmäßiger Belastung im Stand in natürlicher Hyperextensionsstellung. Dies erfordert eine besondere Stabilisation und Fixation durch den Sehnenapparat des *M. interosseus med.*, bietet aber auch die Möglichkeit zu vermehrter Schwungentwicklung durch Speicherung von Energie durch gedehnte Sehnen und deren Freisetzung beim Abstemmen der Gliedmaße im Gang. Der anatomische Aufbau des *M. interosseus med.* unterscheidet sich beim Rind von dem des Pferdes, des Weiteren liegen hier durch die Verteilung auf zwei Klauen bessere Stoßdämpfungsmechanismen vor als beim Pferdehuf.

Ziel dieser Arbeit ist, im Rahmen von Belastungsversuchen die biomechanische Funktion der Anteile des Fesselträgers beim Rind zu messen und dabei besonders die Aufgabe der Verbindungsplatte zur oberflächlichen Beugesehne herauszuarbeiten. Dabei soll der Vergleich im Hinblick auf Ähnlichkeiten und Unterschiede zu den Gegebenheiten beim Pferd gezogen werden und die Biomechanik der Federung im Fesselgelenk sowie die auftretenden Kräfte und Dehnungen beim Rind mit Messdaten belegt werden.

2 Literaturübersicht

2.1 Anatomie des Fußes

2.1.1 Knöcherne Strukturen

Die knöcherne Grundlage des Fußes setzt sich an der Vordergliedmaße von proximal nach distal aus den Knochen des Karpalgelenkes, den Metakarpalknochen sowie den Knochen der Zehen zusammen. Diese bestehen aus Fesselbein, Kronbein und Klauenbein. Die Verhältnisse an der Hintergliedmaße sind ähnlich, allerdings liegen dort proximal die Knochen des Tarsalgelenkes vor und distal folgen die Metatarsalknochen. Das Skelett der Zehen ist genauso benannt wie an der Vordergliedmaße.

Die Knochen des Karpalgelenkes (*Ossa carpi*) lassen sich in eine proximale (*antebrachiale*) und eine distale (*metakarpale*) Reihe einteilen, wobei die proximale Reihe mit dem *Os carpi radiale*, *Os carpi intermedium*, *Os carpi ulnare* und dem *Os carpi accessorium* vier Einzelknochen enthält, während die distale Reihe beim Rind nur aus zweien besteht, dem *Os carpi V* sowie den zu einem Knochen verschmolzenen *Ossa carpi II* und *III* (LIEBICH et al., 2001; NICKEL et al., 1992).

Die Tarsalknochen lassen sich in drei Reihen unterteilen, wobei die proximale, krurale Reihe mit dem *Os tarsi tibiale* (*Talus*) und dem *Os tarsi fibulare* (*Calcaneus*) die beiden prominentesten Knochen enthält. In der mittleren, intertarsalen Reihe findet sich das *Os tarsi centrale*, die distale, metatarsale Reihe besteht aus den *Ossa tarsi I, II, III* und *IV* (LIEBICH und KÖNIG, 2001).

Beim Rind sind die Metakarpalknochen bzw. Metatarsalknochen des III. und IV. Strahles miteinander zum einheitlichen Röhrbein verwachsen, welches an der Vordergliedmaße einen querovalen, an der Hintergliedmaße einen fast runden Querschnitt aufweist (FIEDLER et al., 2000). Ein *Os metacarpale V* ist stark zurückgebildet zu finden. Das proximale Ende des Röhrbeines bildet die Gelenkfläche zu den Karpal- bzw. Tarsalknochen, das einheitliche Corpus weist einen *Sulcus longitudinalis dorsalis et palmaris* auf, welcher auf das ursprüngliche Vorliegen von zwei Knochen hinweist. Das distale Caput bildet zwei durch eine

Incisura intertrochlearis von einander getrennte Gelenkwalzen aus (LIEBICH und KÖNIG, 2001; NICKEL et al., 1992). Diese artikulieren mit den Fesselbeinen (*Ossa compedalia*), welche zylindrische Knochen mit einem abgerundeten Dorsalrand, einer Palmarfläche und zwei Seitenflächen darstellen. Die Gelenkwalze ist sattelförmig und palmar existieren Gelenkflächen zu den Fesselsesambeinen (NICKEL et al., 1992). Distal schließen sich die Kronbeine (*Ossa coronalia*) an, welche den Fesselbeinen in ihrer Gestalt ähneln, dabei jedoch kürzer sind. Die Klauenbeine (*Ossa unguularia*) stellen die Phalanx distalis dar und weisen eine Wand-, eine Sohlen- und eine Gelenkfläche auf. Die axiale Wandfläche ist leicht ausgehöhlt, während die abaxiale nach außen gewölbt ist. Somit gleicht das Klauenbein in seiner Form dem Klauenschuh (NICKEL et al., 1992).

2.1.2 Gelenke

Das Karpalgelenk (*Articulatio carpi*) verbindet die Knochen des Unterarmes (*Radius* und *Ulna*) mit den Mittelfußknochen. Es ist aus den oben beschriebenen einzelnen Karpalknochen aufgebaut und stellt ein zusammengesetztes Gelenk dar. Die proximale Gelenkspalte wird von der *Articulatio antebrachio-carpea* zwischen Unterarm und der proximalen Reihe der Karpalknochen gebildet. Es handelt sich dabei um ein zusammengesetztes Walzengelenk, welches beim Wiederkäuer als Schraubengelenk fungiert. In der Mitte liegen die *Articulatio mediocarpea* und die *Articulatio ossis accessorii*, diese bilden ebenfalls ein zusammengesetztes Walzengelenk, sind aber weniger beweglich und mit einer engeren Höhle ausgestattet als die proximale Spalte. Distal artikuliert die distale Reihe der Karpalknochen mit den Mittelhandknochen in der *Art. carpometacarpea*, wobei es sich um eine straffe Gelenkverbindung mit enger Kapsel handelt (LIEBICH et al., 2001). Stabilisiert wird das Karpalgelenk durch eine Vielzahl von Bändern, die die Einzelknochen am Unterarm (*Ligg. antebrachio-carpea*) oder am Röhrbein fixieren (*Ligg. carpometacarpea*), oder die Karpalknochen untereinander verbinden (*Ligg. intercarpea*). Außerdem gibt es Bänder zum *Os carpi accessorium* sowie Kollateralbänder die lateral und medial vom Unterarm an das Röhrbein ziehen. Palmar wird das Gelenk vom *Retinaculum flexorum* überspannt, das eine Verstärkung der tiefen Faszie darstellt und distal bis an den Metakarpus reicht. Durch den Bandapparat wird das Gelenk lateral und medial fixiert, es ermöglicht folglich

Beuge- und Streckbewegungen, wobei der Fuß nahe an den Unterarm herangeführt werden kann. Geringgradige Drehbewegungen sind dank der Verschieblichkeit der Karpalknochen gegeneinander jedoch möglich (NICHEL et al., 1992). Die zahlreichen Einzelknochen mit ihren straffen Bändern ermöglichen außerdem eine Federung und Stoßdämpfung in der Bewegung (LIEBICH et al., 2001).

Beim Tarsalgelenk handelt es sich ebenfalls um ein zusammengesetztes Gelenk, welches vier Gelenkspalten aufweist. Es besteht proximal aus der *Articulatio tarso-cruralis*, das ein Schraubengelenk darstellt und als Wechselgelenk wirkt, in dem die *Trochlea tali* mit der *Cochlea tibiae* sowie dem distalen Ende des *Os malleolare* in relativ großer Bewegungsfreiheit artikuliert. Distal folgt das obere Hinterfußwurzel-Mittelgelenk, bestehend aus der *Art. talocalcaneocentralis* und der *Art. calcaneo-quartalis*. Dies ist beim Wiederkäuer ein vollkommenes Walzengelenk. Die weiteren Gelenkreihen, also das untere Hinterfußwurzel-Mittelgelenk (*Art. centrodistalis*) und die *Articulationes tarsometatarseeae* sowie die innerhalb einer Reihe zwischen den Einzelknochen bestehenden *Articulationes intertarseae* stellen straffe Gelenke dar und sind kaum an der Beweglichkeit des Sprunggelenkes beteiligt. Dieses dient in erster Linie der Beuge- und Streckbewegung, es sind kaum Dreh- und Seitwärtsbewegungen möglich. Dementsprechend stabilisieren das Gelenk *Ligg. collateralia*, von denen es medial und lateral jeweils ein langes und ein kurzes gibt. Außerdem gibt es proximale und distale Fußwurzelbänder, sowie Fußwurzel-Mittelfußbänder, zu denen auch das *Lig. plantare longum* gehört, welches beim Rind einen medialen und einen lateralen Schenkel aufweist und das vom *Tuber calcanei* aus die lateralen Tarsalknochen bis an das Röhrlbein verspannt (LIEBICH und KÖNIG, 2001; NICHEL et al., 1992).

Die Zehengrundgelenke (*Articulationes metacarpophalangeae*) verbinden die Röhrlbeine mit den Fesselbeinen, stellen der Form nach Scharniergelenke dar und funktionieren dabei als Wechselgelenke. Sie werden seitlich durch straffe Kollateralbänder stabilisiert, proximal verbindet das *Lig. interdigitale prox.* die beiden Fesselbeine miteinander. Die Sesambeine des Fesselgelenkes werden proximal durch Anteile des *M. interosseus medius* fixiert, dazu kommen die mittleren und distalen Sesambeinbänder. Ermöglicht werden lediglich Beuge- und Streckbewegungen, physiologisch befindet sich das Gelenk bei Belastung der

Gliedmaße im Stand in Hyperextensionsstellung, wobei die hintere Verspannung durch den Fesseltrageapparat einem Durchbrechen der Fessel entgegenwirkt (FIEDLER et al., 2000).

Die Krongelenke (Artt. interphalangeae proximales) sind Sattelgelenke. Dementsprechend lassen sie vor allem Beuge- und Streckbewegungen zu, aber auch geringgradige Dreh- und Seitwärtsbewegungen sind möglich. Stabilisiert werden die Krongelenke durch axiale und abaxiale Seitenbänder sowie palmare Bänder.

Auch die Klauengelenke sind Sattelgelenke. Sie weisen neben den Seitenbändern Bänder zur Befestigung des distalen Sesambeines auf. Darüber hinaus sind in diesem Bereich Faszienerstärkungen vorhanden, die als Haltebänder für die Beugesehen fungieren. Das Lig. interdigitale distale, welches die beiden Klauenbeine im palmaren / plantaren Bereich miteinander verbindet, verläuft mit überkreuzenden Fasern im Zwischenzehenraum (LIEBICH et al., 2001).

2.1.3 Muskulatur und ihre Sehnen

2.1.3.1 Strecksehnen der Vordergliedmaße

Die Strecker der Zehengelenke und des Vorderfußwurzelgelenkes sind langgestreckte Muskeln, die der Gliedmaße kraniolateral anliegen und lange Endsehnen ausbilden. Als Strecker des Karpus fungieren der M. extensor carpi radialis, sowie der M. abductor digiti I longus. Beide Muskeln setzen am proximalen Teil des Röhrens an. Der M. extensor carpi ulnaris wirkt beim Pflanzenfresser als Beuger des Karpalgelenkes, da er vom Epicondylus lateralis humeri an das Os carpi accessorium sowie das rudimentäre Mc V zieht (LIEBICH et al., 2001; SEIFERLE und FREWEIN, 1992).

Die Strecker der Vorderzehen sind auch Strecker des Karpus, da sie weit proximal ihren Ursprung haben. So zieht der gemeinsame Zehenstrecker (M. extensor digitorum communis) vom lateralen Epikondylus des Humerus bis an den Processus extensorius der Klauenbeine. Es liegen dabei zwei getrennte Bäuche vor. Der laterale Bauch besteht aus zwei Köpfen, welche sich auf Höhe der Unterarmmitte vereinigen und deren gemeinsame Endsehne an die Streckfortsätze des Klauenbeines zieht. Der mediale Bauch setzt an der Phalanx media und distalis der

medialen Zehe an und erhält zuvor ein axiales und abaxiales Unterstützungsband vom *M. interosseus medius* (BUDRAS und WÜNSCHE, 2002). Der seitliche Zehenstrecker (*M. extensor digitorum lateralis*) entspringt wie der gemeinsame am lateralen Epikondylus. Seine Endsehne inseriert am Kronbein der vierten Zehe und erhält axial und abaxial Unterstützungsäste vom *M. interosseus medius*, während ein dünnes Sehnenblatt an das Klauenbein zieht (SEIFERLE und FREWEIN, 1992).

2.1.3.2 Strecksehnen der Hintergliedmaße

An der Hintergliedmaße wirken die langen Strecker der Zehen als Hilfsbeuger des Sprunggelenkes. Der *M. extensor digitorum longus* entspringt gemeinsam mit dem *M. fibularis tertius* in der Fossa extensoria des Os femoris, trennt sich von diesem im proximalen Drittel des Unterschenkels und bildet zwei Bäuche aus, die je in eine Endsehne übergehen. Der mediale Bauch zieht an die Phalanx media der medialen Zehe und erhält Unterstützungsäste vom *M. interosseus medius*. Die laterale Endsehne gabelt sich im Fesselbereich und zieht an beide Klauenbeine (LIEBICH und KÖNIG, 2001; SEIFERLE und FREWEIN, 1992).

Der seitliche Zehenstrecker (*M. extensor digitalis lateralis*) hat seinen Ursprung am lateralen Seitenband des Kniegelenks und dem lateralen Condylus der Tibia. Seine Sehne unterkreuzt die des *M. fibularis longus* und zieht auf die laterale Seite des Sprunggelenkes und weiter dorsolateral am Röhrlbein in Richtung Zehe. Sie nimmt axial und abaxial je einen Unterstützungsast des *M. interosseus medius* auf und inseriert an der Phalanx media der vierten Zehe (LIEBICH und KÖNIG, 2001; SEIFERLE und FREWEIN, 1992).

Vergleich zu den Verhältnissen beim Pferd:

Da beim Pferd nur noch der dritte Strahl vorliegt, zieht der gemeinsame Zehenstrecker einheitlich an den Streckfortsatz des Hufbeins und gibt einen Schenkel an das Kronbein ab. Der *M. interosseus medius* liefert auch hier lateral und medial je einen Unterstützungsast.

Der relativ schwache *M. extensor digitalis lateralis* verläuft lateral des gemeinsamen Zehenstreckers und inseriert dorsolateral am Fesselbein (SEIFERLE und FREWEIN, 1992).

2.1.3.3 Beugesehnen der Vordergliedmaße

Die Beugesehnen des Fußes liegen palmar bzw. plantar dem Röhrlbein an und stellen die Endsehnen langgestreckter Muskeln dar, die weit proximal ihren Ursprung haben. Somit sind sie an der Vordergliedmaße auch Beuger des Karpalgelenkes und an der Hintergliedmaße Hilfsstrecker des Sprunggelenkes.

Der *M. flexor digitorum superficialis* entspringt am *Epicondylus medialis humeri*, bildet dann zwei Bäuche aus, wovon der kräftigere oberflächliche das *Retinaculum flexorum* überquert während der tiefe Teil darunter durchzieht. Ab Mitte des *Metacarpus* vereinigen sie sich zur einheitlichen, oberflächlichen Beugesehne, die sich wiederum in einen medialen und einen lateralen Ast aufzweigt, welche je eine Verbindungsplatte vom *M. interosseus medius* erhalten (SEIFERLE und FREWEIN, 1992). Jeder Schenkel inseriert dreiteilig am Kronbein, und zwar am Bandhöcker, am Gelenkrand, an der *Facies flexoria* sowie der palmaren Fläche (LIEBICH et al., 2001).

Die tiefe Beugesehne ist die Endsehne des *M. flexor digitorum profundus*, der unter den Beugern des Karpus sowie der oberflächlichen Beugesehne liegt und in drei Köpfen entspringt. Das kräftigste davon, das *Caput humerale*, hat seinen Ursprung am *Epicondylus medialis* des Humerus und bildet seinerseits drei Bäuche aus, die in Höhe des Karpalgelenkes zu einer Sehne verschmelzen. Das *Caput ulnare* entspringt am Olekranon, das *Caput radiale* abgeplattet im proximalen Drittel des Radius. Proximal am Karpus vereinigen sich alle Köpfe zur einheitlichen Hauptsehne, die als tiefe Beugesehne unter der oberflächlichen verläuft und sich distal am Röhrlbein in einen medialen und einen lateralen Ast aufteilt. Diese Äste ziehen an die beiden Klauenbeine. Zuvor durchbohren sie die oberflächliche Beugesehne, die an dieser Stelle die *Manica flexoria* ausbildet und zusammen mit der Verbindungsplatte des *M. interosseus medius* die tiefe Beugesehne umfasst (LIEBICH et al., 2001). Im weiteren Verlauf überqueren sie die Sesambeine und setzen am *Tuber flexorium* des jeweiligen Klauenbeins an, nachdem ein schwacher elastischer Zug an das Kronbein abgegeben worden ist.

Die beiden Beugesehnen werden im Zehenbereich durch Ringbänder in ihrer Position gehalten und von der Fesselbeugesehnnenscheide umgeben.

2.1.3.4 Beugesehnen der Hintergliedmaße

An der Hintergliedmaße verlaufen die Endsehnen vergleichbar wie für die Vordergliedmaße beschrieben, allerdings ergeben sich im proximalen Bereich der Muskeln Unterschiede. Der *M. flexor digitorum superficialis* hat seinen Ursprung zwischen den beiden Köpfen des *M. gastrocnemius* in der *Fossa supracondylaris ossis femoris*, wird nach kurzem Verlauf zur Sehne und windet sich nach kaudal, um auf der Achillessehne zu liegen zu kommen und die Fersenbeinkappe zu bilden (SEIFERLE und FREWEIN, 1992).

Der *M. flexor digitorum profundus* setzt sich aus drei Köpfen zusammen, dem *M. tibialis caudalis*, *M. flexor digitorum medialis* und dem *M. flexor digitorum lateralis*, welche am lateralen Kondylus der Tibia und deren kaudaler Fläche entspringen. Ab der Mitte des Unterschenkels vereinigen sie sich zur tiefen Beugesehne, die wie an der Vordergliedmaße an die Klauenbeine zieht (LIEBICH und KÖNIG, 2001).

Vergleich zu den Verhältnissen beim Pferd:

Der oberflächliche Zehenbeuger des Pferdes verläuft einheitlich vom medialen Epikondylus des Humerus zehenwärts und geht oberhalb des Karpus in seine Sehne über. Diese setzt medial und lateral an der Kronbeinlehne und mit einem schwächeren Ast am Fesselbein an. Es wird wie beim Rind eine Manschette um die tiefe Beugesehne gebildet, welche weiter ans Hufbein zieht. Der *M. flexor digitalis profundus* entspringt auch hier mit drei Köpfen und die gemeinsame Endsehne setzt nach Durchtritt durch die *Manica flexoria* an der *Facies flexoria* des Hufbeins an. Im mittleren Drittel des Metakarpus erhält die tiefe Beugesehne des Pferdes ein Unterstützungsband, welches aus dem *Lig. carpi radiatum* hervorgeht (SEIFERLE und FREWEIN, 1992).

2.1.3.5 Die Mm. interossei beim Wiederkäuer



Abbildung 1: Rinderfuß in verschiedenen Ansichten; a: dorsolateral; b: mediopalmar; c: medial; (b/c: mediale Zehe entfernt).

1 = oberflächliche Beugesehne
 2 = tiefe Beugesehne
 3 = M. interosseus med.:
 Verbindungsplatte zur OBS
 4 = M. interosseus med.: Mittelplatte
 4' = Seitenschenkel
 4'' = Interdigitalschenkel

5 = M. interosseus med.: Seitenstrang
 5': Seitenstrang: oberflächlicher Ast
 5'':Seitenstrang: tiefer Ast
 6 = Ligamentum palmare
 7 = gemeinsamer Zehenstrecker: laterale
 Endsehne (mediale Endsehne entfernt)
 8 = lateraler Zehenstrecker

Die Mm. interossei III und IV nehmen ihren Ursprung rein sehnig proximal am Metacarpus und aus dem Lig. carpi radiatum (BUDRAS und WÜNSCHE, 2002; LIEBICH et al., 2001) sowie den distalen Karpalknochen (MÜLLER-CALGAN, 1954). Sie verschmelzen weit proximal und liegen als einheitliche Platte dem Röhrrbein an seiner Palmar- bzw. Plantarfläche an. Ab dem distalen Drittel des Metakarpus spalten sich zwei Seitenstränge ab, die jeweils an die abaxialen Fesselsesambeine beider Zehen ziehen (tiefer Ast). Die Mittelplatte ihrerseits gibt zwei Seitenschenkel an die axialen Sesambeine ab sowie einen undeutlich zweigeteilten Interdigitalschenkel. Dieser verläuft durch den Zwischenzehenspalt, gabelt sich, und vereinigt sich an der dritten Zehe mit der medialen Endsehne des M. extensor digitorum communis, an der vierten Zehe mit der Endsehne des M. extensor digitorum lateralis. Von abaxial erhalten die Strecksehnen Unterstützungsäste aus den oberflächlichen Ästen der Seitenstränge (LIEBICH et al., 2001; SEIFERLE und FREWEIN, 1992). Müller-Calgan hingegen beschreibt die Aufteilung in die Schenkel schon ab halber Länge des Röhrrbeins und bestreitet die Existenz einer einheitlichen Mittelplatte. Diese besteht seinen Ausführungen nach aus zwei eng beieinander liegenden axialen Schenkeln. Somit spalten sich vier Schenkel ab, was der embryonalen Anlage von vier Muskelbäuchen entspricht (MÜLLER-CALGAN, 1954). Der einheitliche Hauptteil des Muskels ist sehnig umkleidet, außerdem strahlen Sehnenfalten vom Ursprung sowie vom Ansatz ausgehend in den Muskel hinein (MÜLLER-CALGAN, 1954). Mit zunehmendem Alter des Tieres nimmt der sehnige Charakter gegenüber dem muskulösen zu (SEIFERLE und FREWEIN, 1992), axial erhält er sich am längsten, ansonsten findet eine Atrophie des Muskelgewebes und Ersatz durch Sehnen-, lockeres Bindegewebe sowie Fettgewebe statt (MÜLLER-CALGAN, 1954).

Darüber hinaus liegt eine Verbindungsplatte vor, die in der Mitte des Metakarpus dem M. interosseus entspringt und sich in Fesselgelenkshöhe in einen medialen und einen lateralen Schenkel aufteilt. Die Schenkel vereinigen sich mit den Anteilen der oberflächlichen Beugesehne und bilden gemeinsam die Manschette zum Durchtritt der tiefen Beugesehne (LIEBICH et al., 2001; SEIFERLE und FREWEIN, 1992). Seitlich geht die Verbindungsplatte fließend über in die tiefe Faszie, histologisch

zeigen sich keine quergestreiften Muskelfasern, sondern Verstärkungen in Form faserknorpeligen Sehngewebes.

Bei kleinen Wiederkäuer entspricht die Aufteilung in die verschiedenen Schenkel der des Rindes. Allerdings erfolgt sie beim Schaf mit seinem schmaleren Röhrlbein deutlich weiter distal, nämlich knapp über seinem letzten Viertel. Die Verbindungsplatte zur oberflächlichen Beugesehne stellt sich deutlicher als Teil der Mittelfußfaszie dar, die Vereinigung mit dem M. interosseus ist weniger ausgeprägt als beim Rind (MÜLLER-CALGAN, 1954). So kann auch von einer Fasziensplatte (Lig. intertendineum) gesprochen werden (BUDRAS und WÜNSCHE, 2002).

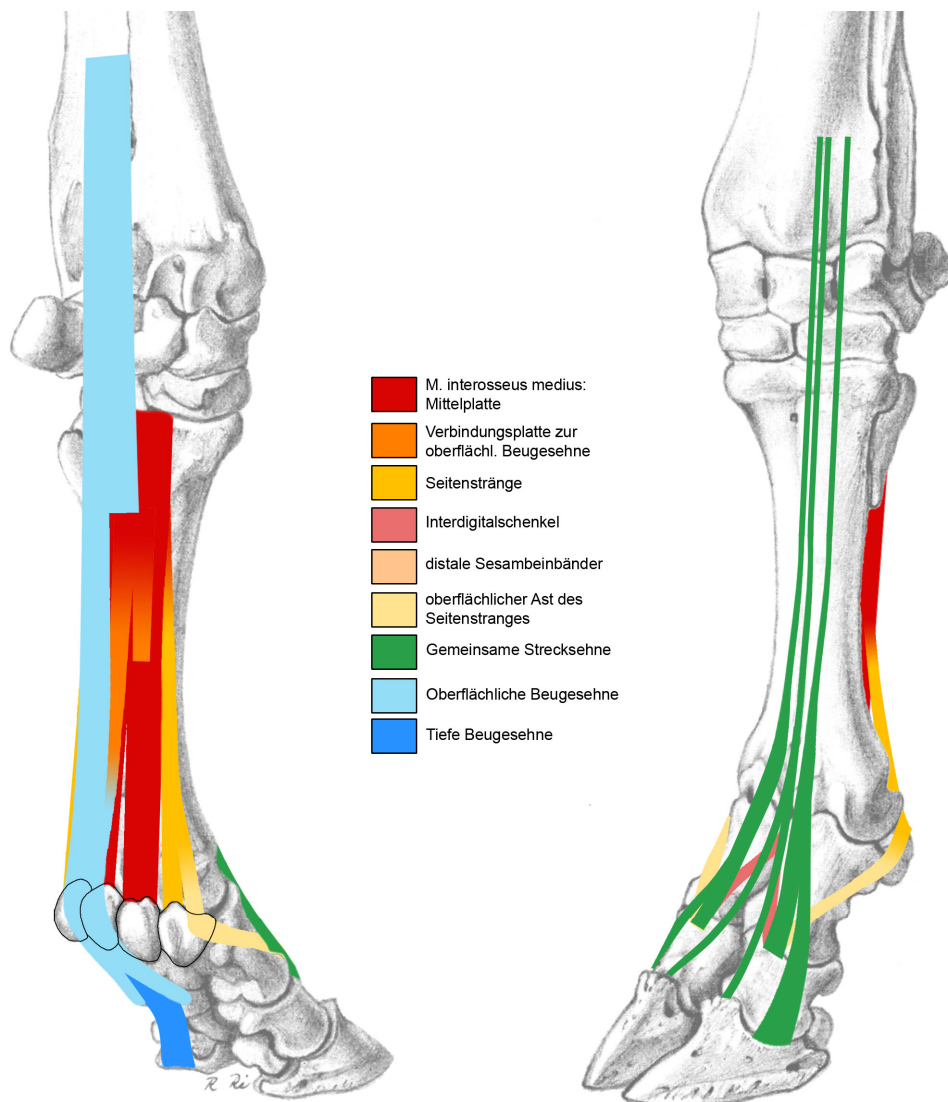


Abbildung 2: Sehnenverhältnisse am Rinderfuß von mediopalmar (links) bzw. dorsolateral (rechts). Schemazeichnung modifiziert nach Budras (BUDRAS und WÜNSCHE, 2002)

2.1.3.6 Der M. interosseus medius beim Pferd

Funktionell von Bedeutung ist beim Pferd nur noch der M. interosseus III (M. interosseus medius), während die Mm. interossei II und IV nur noch rudimentär vorhanden sind. Der M. interosseus medius entspringt proximal am Röhrlbein und aus dem Lig. carpi radiatum (LIEBICH et al., 2001; SEIFERLE und FREWEIN, 1992), an der Hintergliedmaße auch aus dem plantaren Rand des Lig. collaterale mediale longum des Sprunggelenkes (KAINER, 1989). Er zieht dann als einheitliche Sehnenplatte der palmaren bzw. plantaren Fläche des Röhrlbeines anliegend zwischen den beiden Griffelbeinen nach distal, um sich im unteren Drittel des Mittelfußes in zwei Schenkel aufzuteilen. Diese inserieren an den Gleichbeinen und geben je einen Unterstützungsast ab, der von lateral bzw. medial kommend schräg dorsal und hufwärts verlaufend in die gemeinsame Strecksehne einstrahlt (LIEBICH et al., 2001; SEIFERLE und FREWEIN, 1992).

Etwa in halber Höhe des Röhrlbeins erhält die tiefe Beugesehne ein Lig. accessorium aus den palmaren bzw. plantaren Bandmassen des Karpal- bzw. Tarsalgelenkes (KAINER, 1989; ZIETZSCHMANN und BÜRGER, 1987). Dieses Unterstützungsband bezieht seine Fasern also aus dem Fesselträgerursprung.

Als Fesseltrageapparat wird die funktionelle Einheit aus Anteilen dem M. interosseus medius, den mittleren sowie den distalen Sesambeinbändern einschließlich der Gleichbeine und den Unterstützungsästen zum gemeinsamen Zehenstrecker bezeichnet (LIEBICH et al., 2001; SEIFERLE und FREWEIN, 1992; ZIETZSCHMANN und BÜRGER, 1987). Diese Verspannung dient der Stabilisation des sich in natürlicher Hyperextension befindlichen Fesselgelenkes.

Der M. interosseus medius ist beim Pferd sehniger Natur, es kommen höchstens bei jungen Tieren im inneren Teil der Sehnenplatte noch einzelne Muskelfasern vor (DYSON, 1995). Er wird nur passiv gedehnt da ein Muskelbauch fehlt, trägt aber im Stand und beim Fußen das meiste Gewicht von allen Sehnen an der Palmar- bzw. Plantarfläche des Röhrlbeines (MEHRLE, 1926; WILLI, 1951).

2.2 Histologie der Sehnen

Die Aufgabe der Sehnen besteht darin, Zugkräfte auf Knochen zu übertragen, Kraftspitzen zu dämpfen oder im Falle des M. interosseus med. eine passive Stabilisation des Skelettes zu gewährleisten. Dabei wirken auf die Sehnen meistens Zug-, seltener auch Druckkräfte (STANEK, 2009). Entsprechend zeichnen sich die Sehnen aus durch hohe Zugfestigkeit bei geringer Dehnbarkeit (STASHAK, 1989). Um diesen Belastungen stand zu halten verfügen die Sehnen über einen speziellen Feinbau. Die kleinste funktionelle Einheit bildet dabei das Primärbündel aus Mikrofibrillen von 80-180 nm. Umgeben wird dieses von dem Endotendineum.

Mehrere Primärbündel zusammen werden umgeben vom Peritendineum, welches aus ungerichteten Bindegewebe besteht und Gefäße sowie Nerven enthält. Dies bildet die nächst größere Einheit, das Sekundärbündel mit einem Durchmesser von 600 µm.

Der Zusammenschluss von mehreren Sekundärbündeln wiederum wird außen umhüllt vom Epitendineum (Peritendineum externum). Darum liegt das elastische Paratendineum, bestehend aus lockerem Bindegewebe, welches eine Verschiebeschicht um die gesamte Sehne bildet.

Sehnen bestehen zu 70 % aus Wasser, die 30 % Trockensubstanz verteilen sich auf Kollagen und eine Matrix, die ihrerseits aus Glykoproteinen und Tendinozyten besteht. Vom Kollagen sind mindestens 14 Typen bekannt, wobei beim erwachsenen Pferd Kollagen Typ I deutlich überwiegt. Es gibt hierzu Angaben von 80 % (WAGEL, 2000) bis zu 95 % (STANEK, 2009). Dieser Kollagentyp zeichnet sich durch eine hohe Zugfestigkeit aus und hat einen Durchmesser von mehr als 100 nm. Am zweithäufigsten in den Beugesehnen beim Pferd sind die Kollagenfasern vom Typ III, die aufgrund ihres geringeren Durchmessers von bis zu 40 nm weniger Zugfestigkeit haben, dafür aber elastischer sind. Man findet sie v.a. in der sich regenerierenden Sehne im Rahmen von Reparaturvorgängen und somit liefern sie eine Erklärung für die Anfälligkeit sich regenerierender Sehnen für erneute Traumata. Kollagen Typ II findet sich besonders in der jungen Sehne und weicht dann mit zunehmendem Alter dem Kollagen Typ I (GOODSHIP et al., 1994).

Eine Kollagenfaser besteht aus Kollagenfibrillen, die sich zusammensetzen aus mehreren Unterfibrillen mit 10-20 nm Durchmesser. Diese wiederum bestehen aus

einem Bündel Mikrofibrillen mit 3-5 nm Durchmesser welche ihrerseits aus Tropokollagen zusammengesetzt sind (KASTELIC et al., 1978). Die Kollagenfibrillen sind longitudinal entsprechend der Zugrichtung ausgerichtet und weisen eine Zickzack-Wellenform auf. Dabei wird der Winkel der Wellen mit zunehmendem Alter beim Pferd kleiner (ERSOY, 2005). Beim jungen Pferd wird ein Winkel von 20° bei einer Faszikellänge von 11-19 µm beschrieben, beim älteren Pferd beträgt der Winkel noch 12-17° bei einer Länge von 11-15 µm. Dies wird als Ursache für die beim Pferd mit zunehmendem Alter abnehmende Elastizität der Sehnen angesehen (STANEK, 2009).

2.3 Die Biomechanik des Rinderfußes

2.3.1 Physikalische Grundlagen

Will man sich die physikalischen Grundlagen der Fortbewegung bei Lebewesen verdeutlichen, muss man auf abstrakte Modelle zurückgreifen. Als Modell für auf Gliedmaßen sich bewegende Körper dient am einfachsten eine Masse M für den Körper, die höher sein muss als die Masse m der Gliedmaße. Beide sind durch eine Feder verbunden. Dabei muss der auffußende, der Sohle entsprechende Teil des Modells straffer und härter sein als das Bein. In der Bewegung ist die auf die Gliedmaße wirkende Kraft in ihrer Spitze deutlich höher als die Gewichtskraft des Körpers. Beim laufenden Menschen ist diese beispielsweise ca. drei mal so hoch, beim springenden Känguru bis zu sechs mal höher als das Gewicht des Individuums (ALEXANDER, 1988). Die wirkenden Kräfte errechnen sich aus der Masse des Individuums multipliziert mit der darauf wirkenden Beschleunigung. Die geringsten Kräfte hat man also bei einem leichten Fuß mit einer weichen Sohle in einer langsamen Bewegung. In diese Richtung wirken verschiedene Sportschuhvarianten mit dämpfender Sohle sowie auch das Ballenfettpolster in der Klaue des Rindes. Darüber hinaus sollten Rutschen und Rückstoß auf dem Untergrund vermieden werden, um Kraftspitzen zu dämpfen. Dazu sind dämpfende Strukturen notwendig, die zunächst weich nachgeben aber beim Auftreten höherer Kräfte stärker gedehnt und dadurch straffer werden. Dies drückt sich aus durch gebogene Kurven im Kraft-Weg-Diagramm (ALEXANDER, 1988). In diesem Diagramm zeigt sich auch, dass in der Belastung die Kräfte etwas höher sind als beim Zurückkehren der Gliedmaße in

die Ausgangssituation. Die Fläche zwischen den Linien für die Anspannung und Entspannung entspricht dem Energieverlust in Form von Wärme.

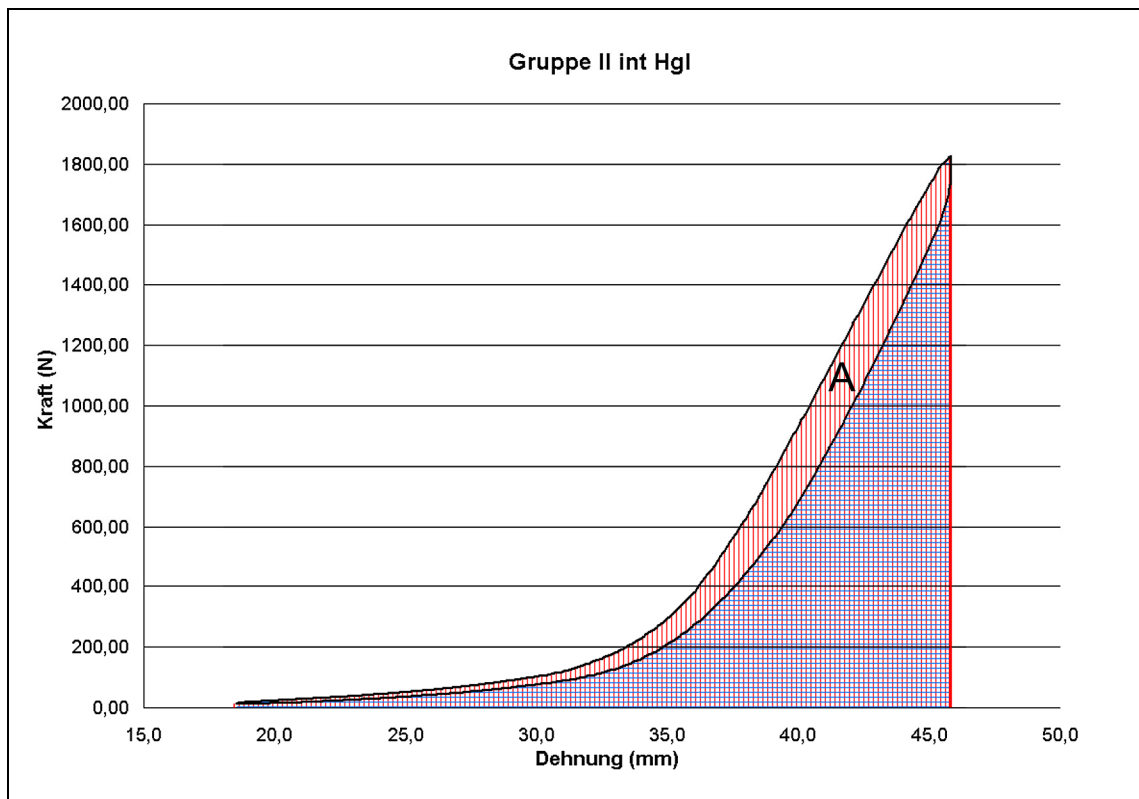


Abbildung 3: Kraft-Weg-Diagramm am Beispiel der intakten Hintergliedmaßen der Gruppe II. Die Arbeit bei der Belastung des Fußes ist rot schraffiert, die Arbeit beim Entlasten blau. Die Differenz zwischen den Kurven (Flächeninhalt A) entspricht dem Energieverlust als Wärme.

Sobald ein Gewebe mit zunehmender einwirkender Kraft eine geringere Verformbarkeit zeigt, liegt keine vollkommen elastische Struktur vor, also keine, die dem Hookschen Gesetz in idealer Form folgt. Dieses gilt also für Sehnen nur im Bereich der ersten 3-5 % Dehnung, in denen sie sich komplett elastisch verhalten bevor sie in den gespannten Zustand übergehen (STANEK, 2009). Es besagt, dass bei elastischem Material die durch die Kraft F hervorgerufene Spannung der sich einstellenden Dehnung proportional ist. Diese ist dabei abhängig von der Größe, dem Querschnitt und den Materialeigenschaften des entsprechenden Objektes (RÜTER, 1999).

2.3.2 Winkelung und Fixation

Die Gliedmaßen dienen in erster Linie dem Tragen des Körpergewichtes sowie der Fortbewegung des Tieres. Im Schnitt sind die Vordergliedmaßen mit 55 % des Gesamtgewichtes belastet, die Hintergliedmaßen mit 45 % (WITZMANN, 1969). Dabei müssen sie im Falle der großen Pflanzenfresser viel Gewicht tragen können, bei der Flucht dem Tier zu großer Geschwindigkeit verhelfen und energiesparend arbeiten. Die Bewegungsstadien kann man in Heben, Schwingen, Stützen und Stemmen unterteilen, wobei die Vordergliedmaße besonders der Stütze des Körpergewichtes und dem Abfangen des Schubes dient. Diesen Schub entwickelt die Hintergliedmaße in der Bewegung, indem sie sich gegen den Untergrund stemmt.

Die Vordergliedmaße ist eine dreifach gewinkelte Säule, deren Schwerelot vom Angriffspunkt der Last durch die Drehachse des Ellbogengelenkes fällt, vor Basis- und Metapodium verläuft und in der Mitte der Fußungsfläche auf den Boden trifft (SEIFERLE und FREWEIN, 1992). Die Zehengelenke befinden sich im Stand in Hyperextensionsstellung, wobei diese am Fesselgelenk besonders ausgeprägt ist. Diese Hyperextension ermöglicht eine Federung im Fesselgelenk, das durch den Fesseltrageapparat und die Unterstützungsbänder zu den Beugesehnen stabilisiert wird (MAIERL et al., 2001). Die Stabilität der gesamten Gliedmaßensäule ergibt sich durch deren passive Stütze gegen laterale Bewegungen, welche zumeist schon durch die Form der Gelenke unmöglich gemacht werden. Außerdem sind die Knochen der vertikalen Beinsegmente so aufeinander ausbalanciert, dass auch einer Beugung entgegengewirkt wird, solange das Bein belastet wird (HILDEBRAND und GOSLOW, 2004). Die Muskulatur der Gliedmaßen ist bei den Huftieren bindegewebig durchsetzt und zum Teil auch vollständig sehnig, um eine energiesparende Fixation der Gliedmaße zu gewährleisten.

Die Hintergliedmaße weist eine stärkere Winkelung auf und zudem im proximalen Teil eine stärkere Bemuskelung, da ihr die bei der Fortbewegung aktivere Rolle als Schwung- und Schubentwickler zukommt. So hat das Sprunggelenk im Gegensatz zum Karpalgelenk einen offenen Winkel. Das Schwerelot fällt vom Hüftgelenk in die Mitte der Fußungsfläche, dabei liegt es hinter dem Knie und vor dem Tarsus. Der Druck auf den Boden durch aktives Öffnen der Winkel wird umgewandelt in den Schub, der den Rumpf nach vorwärts bewegt (SEIFERLE und FREWEIN, 1992).

Auch an der Hintergliedmaße erfolgt die Fixation über sehnige Muskelausläufer, Gelenkformen und Gelenkbänder.

2.3.3 Funktionelle Histologie der Sehnen

Bei der Übertragung von Zugkräften weisen Sehnen eine hohe Zugfestigkeit bei geringer Dehnbarkeit auf. Die Elastizität nimmt zudem beim Pferd mit zunehmendem Alter ab. Das lässt sich dadurch erklären, dass eine reversible Dehnung nur durch die Aufhebung der Wellenform der Kollagenfaserbündel erreicht wird, deren Winkelung mit dem Alter flacher wird. So verhält sich die Sehne lediglich bei 3-5 % Dehnung als elastische Struktur und kann ohne Strukturverlust in ihre Ausgangslage zurückkehren. Dabei lässt sich die Sehne relativ widerstandslos dehnen bis die Wellenform aufgehoben ist und die Sehne gespannt zur Kraftübertragung dient. Während der Dehnung werden erst die zentralen Fasern gerade gerichtet, diese tragen daher insgesamt die größte Last. Bei einer Dehnung von über 5 % geht das Material bereits in den viscoelastischen Bereich über (ERSOY, 2005; STANEK, 2009). Hierbei gibt es Verschiebungen von interstitieller Flüssigkeit in der Grundsubstanz, weswegen die Fasern nach Entlastung nur mit einer Verzögerung wieder in den Ausgangszustand zurück kehren. Bei einer Dehnung von 8-10 % kommt es zur Ruptur erster Faserbündel, die Wellenform geht irreversibel verloren (STASHAK, 1989).

Insgesamt ist der Bereich der passiven Lastaufnahme am Ende der viscoelastischen Phase also sehr schmal, bevor pathologische Veränderungen zu erwarten sind. Es wird daher postuliert, dass Sportpferde an der Grenze der physiologischen Belastbarkeit der Sehnen stehen. Ein Sprung über 120 cm bei einem Körpergewicht von 500 kg belastet den M. interosseus med. der abfangenden Gliedmaße mit 80 % seiner Belastungsfähigkeit, die OBS sogar mit 90 % (ROSS und DYSON, 2003; STANEK, 2009).

Beim Rind ist die Lage naturgemäß etwas anders, da es nicht zu Sportzwecken eingesetzt wird. Daher wird der Bewegungsapparat nicht in der Weise belastet wie beim Pferd und pathologische Veränderungen im Sinne von geringgradigen Lahmheiten haben kaum klinische Relevanz. Insofern wird sich hier fast nur auf die Angaben beim Pferd gestützt da vom Rind entsprechende Untersuchungen fehlen.

2.3.4 Funktion des Fesseltrageapparates bei den Huftieren

In der Phase des Stützens gewährt der Fesseltrageapparat, bestehend aus dem M. interosseus medius, den Sesambeinen und den mittleren und distalen Sesambeinbändern, einen Schutz gegen übermäßige Überstreckung des Fesselgelenkes, wenn dieses mit dem Körpergewicht belastet wird (MAIERL et al., 2001). Dabei erfährt der sehnige Fesselträger seine größte Dehnung im Moment des Durchtretens im Fesselgelenk (BÖTSCHI, 1937), er ist die am stärksten gespannte Sehne am palmaren Fuß des Pferdes im gleichmäßigen Stand auf allen Beinen (MEHRLE, 1926) und übernimmt beim Fuß den größten Teil des Körpergewichtes (WILLI, 1951). Seine Belastung steigt bei nach dorsal gebrochener Zehenachse und fast waagrecht stehendem Fesselbein. Hierbei wird der Grad der Hyperextension im Fesselgelenk höher (DÖRRER, 1911; MEHRLE, 1926). Zu dieser tiefen Stellung des Fesselkopfes kommt es besonders in der Bewegung beim Abfangen des Schwunges durch die Vorhand im schnellen Galopp oder nach dem Sprung. Dafür spricht auch das häufige Auftreten von Tendopathien des Fesselträgers bei Renn- und Springpferden (ZIETZSCHMANN und BÜRGER, 1987). Am Präparat ging eine Belastung des M. interosseus medius von Pferden um 250 kg, 500 kg und 750 kg mit einer Dehnung um 2 mm, 3 mm bzw. 4 mm einher, wobei sie bei Entlastung wieder zur ursprünglichen Länge zurückkehrte. Bei einer Belastung von 1200 kg kam es zur Ruptur, es wurde eine mittlere Zerreißfestigkeit von 7,9 kg/mm beim Reitpferd ermittelt. Bis dahin verhielten sich die Sehnen vollkommen elastisch, allerdings kam es ab 300-400 kg unter der zum Bruch führenden Belastung zum Austritt von rötlich-gelber Flüssigkeit (WILLI, 1951).

Die beim Durchtreten der Fessel durch den gedehnten Fesselträger gespeicherte Energie wird bei Entlastung des Fesselgelenkes zurück gewonnen, was zu einem Aufwärtsschwung auf den Körper führt. Diese Umwandlung von potentieller in Bewegungsenergie durch die elastische Federung des Sehnenapparates bringt den Huftieren Vorteile im Hinblick auf geringeren Energieverbrauch und größere Schnelligkeit (HILDEBRAND und GOSLOW, 2004; LUARD, 2003).

Das Unterstützungsband des Pferdes, welches vom Ursprung des M. interosseus medius an die tiefe Beugesehne zieht, ist besonders beim Abstemmen der Gliedmaße belastet, wenn die Stellung des Fesselgelenkes wieder höher ist als in der Stützphase (BÖTSCHI, 1937; DÖRRER, 1911). Es ist an der Vordergliedmaße

deutlich kräftiger als an der Hintergliedmaße, im Querschnitt vorne fast dreieckig, hinten flacher (LOTZE, 1911) und von geringerer Elastizität als der Körper des M. interosseus medius (DÖRRER, 1911).

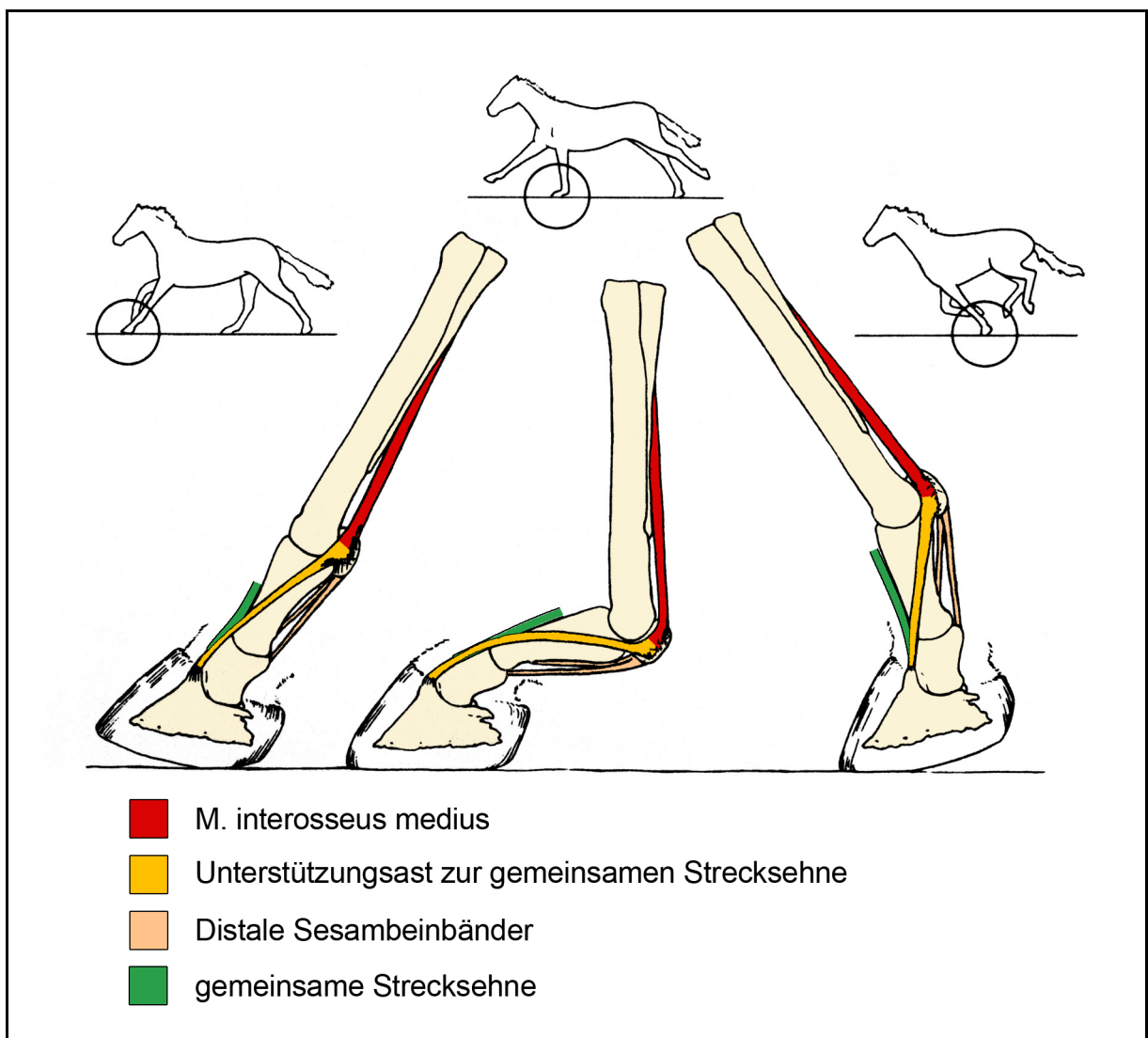


Abbildung 4: Funktionelle Anatomie des Fesseltrageapparates beim Pferd in der Bewegung. Schemazeichnung nach Hildebrand und Goslow (HILDEBRAND und GOSLOW, 2004)

Über die Verhältnisse beim Rind ist wenig bekannt, was an der geringeren klinischen Relevanz liegen dürfte. Das Rind mit seiner günstigeren Lastverteilung auf zwei Klauen weist eine etwas schwächere Ausbildung des ligamentösen Trageapparates

der Zehengelenke auf. Dies führt im Vergleich zum Pferd zu einer geringeren Laufgeschwindigkeit und der Notwendigkeit vermehrten Liegens beim Paarhufer Rind (SEIFERLE und FREWEIN, 1992).

2.4 Pathologie

2.4.1 Defekte des M. interosseus medius und seiner Verbindungsplatte bzw. seines Unterstützungsbandes bei Rind und Pferd

Über Defekte des M. interosseus medius oder des Fesseltrageapparates beim Rind ist wenig beschrieben, da diese klinisch nicht relevant genug sind, um Rinder in ihrer Nutzung als Milch- und Fleischlieferanten zu beeinträchtigen. Anders ist die Lage beim Pferd, das meist zu Hobby- und Sportzwecken genutzt wird und bei dem auch geringgradige Lahmheiten die Nutzung einschränken und somit diagnostiziert und behandelt werden.

Defekte der Beugesehnen werden bedingt durch Überdehnung, Muskelermüdung, ungünstige Gliedmaßenstellung und Gelenkwinkelung, Zerrungen durch unphysiologische Belastung auf unebenem oder rutschigem Boden oder auch stumpfe Traumata. Auch verminderte Blutversorgung erhöht die Gefahr von Sehnenverletzungen. Physiologischerweise liegen weniger gut durchblutete Bereiche in der oberflächlichen Beugesehne auf mittlerer Höhe des Metakarpus vor, im Zentrum des Lig. accessorium der tiefen Beugesehne sowie in Fesselgelenkshöhe derselben. Auch bei starker, sich schnell wiederholender Belastung soll die Durchblutung der Sehnen vermindert sein und diese dadurch anfälliger für Verletzungen machen (STASHAK, 1989).

Dabei sind Pferde bei unterschiedlicher Nutzung für verschiedene Arten von Sehnendefekten prädisponiert. So werden Defekte der oberflächlichen Beugesehne an den Vordergliedmaßen oft bei Spring- und Vielseitigkeitspferden im Leistungssport beobachtet sowie bei Rennpferden. Bei diesen treten entsprechende Verletzungen häufiger bei männlichen Pferden mit zunehmendem Alter auf. Die Ermüdung des sich schneller kontrahierenden und mit der oberflächlichen Beugesehne synergistisch wirkenden M. flexor digitalis profundus scheint

prädisponierend für eine Schädigung der OBS zu wirken (BUCHNER et al., 1996; MURRAY et al., 2006; PERKINS et al., 2005). Springpferde im Leistungssport erleiden außerdem öfter Läsionen im distalen Teil der tiefen Beugesehne als anders genutzte Artgenossen, während Dressurpferde sowohl im Leistungs- als auch im Basissport oft Defekte des M. interosseus medius an den Hintergliedmaßen aufweisen (MURRAY et al., 2006).

Betroffene Tiere zeigen an der entsprechenden Lokalisation Schwellung, vermehrte Wärme und Druckdolenz, sie sind je nach Ausmaß des Defektes gering- bis mittelgradig lahm, die Lahmheit bessert sich aber in der Regel rasch. Während der Heilung entsteht zunächst Granulationsgewebe, welches sich in fibröses Gewebe organisiert. Durch mäßige Belastung richten sich die Fasern in Zugrichtung aus, was das bestehende Narbengewebe belastbarer macht. Dennoch liegen im reparierten Bereich mehr Typ III als Typ I Kollagenfasern vor, wobei Typ I-Fasern das gesunde Sehngewebe bilden (STASHAK, 1989).

Ausmaß und Lokalisation des Sehnschadens können gut mittels Ultraschall diagnostiziert werden, wobei man am besten einen 7,5 MHz Schallkopf verwendet und eine Vorlaufstrecke benutzt.

Systemische Gabe von NSAIDs vermindert die Entzündungsreaktion, die betroffene Gliedmaße wird gekühlt und es gibt Behandlungsansätze mit peritendinöser oder lokaler Glukosaminoglykaninjektion (DYSON, 1995; STASHAK, 1989). Auch die Anwendung von sternalen Stammzellen wird praktiziert. Am wichtigsten ist jedoch die meist monatelange Schrittarbeitsphase und langsamer Aufbau mit kontrollierter Bewegung auf ebenem, festem Grund. Das Risiko von rezidivierenden Sehndefekten ist stets hoch.

Speziell am M. interosseus medius lassen sich verschiedene Arten von Defekten unterscheiden.

Bei der HSD (High suspensory desmitis) handelt es sich um eine Zerrung am Ursprung des M. interosseus, die selten mit einer sichtbaren Schwellung lateral und medial distal des Sprung- bzw. Karpalgelenkes einhergeht. Meist ist der Bereich jedoch druckdolent und die Tiere zeigen eine undeutliche ggr.-mgr. Lahmheit, die sich durch Arbeit verschlechtert. Prädisponiert scheinen Pferde mit steiler Stellung im Tarsalgelenk und gleichzeitig weicher Fesselung zu sein, die HSD der Vorderbeine heilt schneller und neigt weniger zu Rezidiven als die der Hinterbeine. Das wird

darauf zurück geführt, dass sie hinten meist erst im bereits chronischen Stadium diagnostiziert wird (DYSON, 1995; STASHAK, 1989).

Am Ursprung des M. interosseus medius kann es auch zu Abrissfrakturen kommen, wobei man bei kompletten Frakturen röntgenologisch dislozierte Fragmente finden kann, bei inkompletten lediglich ein halbkreisförmige Verschattungslinie. Bei vorsichtigem Aufbau nach anfänglicher Boxenruhe ist die Prognose gut.

Die Desmitis der Mittelplatte geht einher mit deutlicher lokaler Schwellung, Wärme und Schmerzhaftigkeit, die Lahmheit dagegen ist meist geringgradig. Meist treten diese Läsionen vorne auf, oft bei Renn- und Springpferden. Die Defekte bleiben sonographisch lange darstellbar, und oft kommt es auch nach Trainingspausen von mehr als einem Jahr noch zu Rezidiven.

Schäden an den Fesselträgerseitensträngen zeigen symptomatisch auch vermehrte Schwellung und Wärme im entsprechenden Bereich, die gemeinsame Fesselbeugesehnenscheide ist vermehrt gefüllt und die passive Beugung des Fesselgelenkes oft schmerzhaft. Im Seitenvergleich ist der betroffene Seitenstrang umfangsvermehrt, aber nicht immer druckdolent. Auch hier vergehen bis zu 12 Monate, bis der Defekt sonographisch gut durchbaut erscheint und genau wie bei Schäden an der Mittelplatte ist das Risiko von erneuten Zerrungen in diesem Bereich hoch (DYSON, 1995).

2.4.2 Sehnenstelzfuß des Kalbes

Der Sehnenstelzfuß des Kalbes äußert sich in der Unfähigkeit der Tiere, die Vordergliedmaßen durchzustrecken und physiologisch aufzufußen. Durch eine angeborene Verkürzung der Beugesehnen, des M. interosseus und / oder seiner Verbindungsplatte zur oberflächlichen Beugesehne werden die Füße stets im Fesselgelenk, meist auch im Karpalgelenk in Beugestellung gehalten. Die Tiere fußen dabei auf der Zehenspitze oder dorsal auf dem Fesselkopf (CLEMENTE, 1995).

Meist kommt es durch Aufstallung auf festem Boden und ausreichender Bewegung von allein zu einer Längenanpassung der betroffenen Sehnen und somit zu einer Normalisierung der Fußung. Dazu kann man apikal an der Klaue Plättchen kleben und die Gliedmaße in Streckstellung bis über das Karpalgelenk eingipsen, damit Bewegung in physiologischer Fußung überhaupt möglich wird.

In schweren Fällen wird eine Operation nötig. Diese wird am besten im Alter von zwei bis drei Wochen und immer an den gestreckten Vordergliedmaßen durchgeführt. Handelt es sich um eine Beugehaltung der Zehengelenke, so werden im Mittelfußbereich nacheinander die zwei Sehnen des M. flexor digitorum superficialis, die Sehne des M. flexor digitorum profundus und schrittweise die Stränge des M. interosseus durchtrennt. Ist auch der Karpus in Beugehaltung fixiert, so werden die tiefe Beugesehne sowie der tiefe Strang der oberflächlichen Beugesehne möglichst weit proximal, der oberflächliche Strang der oberflächlichen Beugesehne weiter distal durchtrennt. In die Verbindungsplatte des M. interosseus medius erfolgen mehrere Einschnitte (DIRKSEN, 2002).

Die operative Therapie des Stelzfußes beim Kalb ist nur indiziert beim tendogenen Stelzfuß. Dieser ist zu unterscheiden vom arthrogenen, also bandbedingten Stelzfuß.

2.5 Biologische Bedeutung des Zehenspitzenanges

In Anpassung an wechselnde Umweltbedingungen haben sich manche der frühen pflanzenfressenden Säugetiere zu spezialisierten Lauftieren entwickelt. Mit der Veränderung der Lebensräume von sumpfigen Wäldern zu offenen Gras bewachsenen Steppenlandschaften fand ein Selektionsdruck statt. Die Nahrung wurde knapper und weniger gut verdaulich, wodurch weitere Strecken zurückgelegt werden mussten, um ausreichend Futter zu bekommen. Die einzige Chance gegen Fressfeinde bestand in rechtzeitiger Erkennung und erfolgreicher Flucht. Wobei die Geschwindigkeit pflanzenfressender Beutetiere in etwa der ihrer Verfolger entspricht, allerdings haben die Pflanzenfresser die größere Ausdauer (HILDEBRAND und GOSLOW, 2004). Damit einher ging eine natürliche Selektion unter anderem auf die Merkmale Schnelligkeit und Ausdauer bei relativer Energieersparnis.

2.5.1 Anatomische Anpassungen

Entsprechend der veränderten Anforderungen, die die Umwelt stellte, veränderte sich im Laufe der Zeit die Anatomie der pflanzenfressenden Laftiere. So ergibt sich die erzielte Geschwindigkeit durch folgende Formel:

$$\text{Schnelligkeit} = \text{Schrittlänge} \times \text{Schrittfrequenz}$$

während die Ausdauer durch die Ökonomie des Energieverbrauchs bestimmt wird (HILDEBRAND und GOSLOW, 2004).

Es wird ein größerer Raumgewinn erzielt durch relativ lange Beine, wobei die distalen Segmente länger sind als die proximalen. Somit verlängerte sich das Fußskelett, also vor allem die Metacarpalia und Metatarsalia, die bei den laufenden Huftieren länger wurden als ihr mittleres Beinsegment. Die effektive Beinlänge bei digitigrader Fußung ist somit höher als bei plantigrader, aber nicht so hoch wie unguligrader Fußung. Der Zehenspitzenang bietet somit die höchste zur Schrittlänge beitragende Beinlänge.

Zur Erhöhung der Schrittfrequenz sind die Rotationsebenen der Gliedmaßenengelenke gleichgeschaltet. Es ist bei den großen Huftieren weitgehend nur eine Vor- und Rückpendelbewegung der Gliedmaßen möglich. Im Zuge dieser Anpassung wurde auch die Bewegungsfreiheit der Schulter aufgehoben. Die gesamte Gliedmaßenmuskulatur dieser Tierarten lässt sich im Wesentlichen in Extensoren und Flexoren einteilen. Verschiedene Muskeln bewegen verschiedene Gelenke gleichzeitig in dieselbe Richtung, wobei eine größtmögliche Schrittfrequenz erzielt wird. Die Muskulatur setzt gelenksnah an, wodurch bei relativ wenig Muskelkontraktion eine relativ große Strecke bewegt werden kann. Das allerdings geht zu Lasten der Kraft, die geleistet werden kann.

Des Weiteren können zur Erhöhung der Geschwindigkeit Schwebephase in den schnelleren Gangarten beitragen, wobei die Schnelligkeit dabei das Produkt ist aus Zykluslänge mal Zyklusfrequenz.

Ökonomie und somit Ausdauer wird erzielt durch eine Verringerung der zu bewegenden Masse und der Muskelgeschwindigkeit. Anatomisch manifestiert sich dies in einer Verlängerung der distalen, leichten Gliedmaßensegmente, während die

Muskulatur proximal und rumpfnah stärker ausgeprägt ist. Das Metapodium verschmilzt durch Verlust der lateralen Zehen zu einem Knochen, wodurch ein Maximum an Gewichtsreduktion ohne Festigkeitsverlust gegeben ist.

Die oszillierenden Bewegungen werden reduziert durch weniger höheres Anheben der Beine sowie einen unbeweglicheren Rücken.

Zudem wird Energie gespart durch Speicherung elastischer Federenergie und deren Umwandlung in Bewegungsenergie. Dies findet vor allem statt bei den Beugesehnen und dort speziell durch den M. interosseus medius und seiner Umspannung der Hyperflexion im Fesselgelenk bei Rind und Pferd (HILDEBRAND und GOSLOW, 2004). Die Mm. interossei verlaufen zwischen den Metakarpal- bzw. Metatarsalknochen und dienen bei den mehrzehigen Säugetieren der Adduktion und Spreizung der Finger (STARCK, 1979). Mit Bildung eines einheitlichen, Gewicht tragenden Röhrbeines entfällt diese Aufgabe. Dafür entwickelt sich bei den großen Huftieren durch die Umspannung der Hyperflexion im Fesselgelenk eine neue Aufgabe für den nun einheitlichen M. interosseus medius als Stabilisator und zur Speicherung elastischer Energie.

2.5.2 Beispiel an der Evolution des Pferdes

Die Evolution zum Zehenspitzenangang als Anpassung an veränderte Umweltbedingungen ist besonders lückenlos dokumentiert am Beispiel des Pferdes und soll daher an diesem Beispiel erläutert werden.

Als Urahn des Pferdes gilt das Hyracotherium, auch Eohippus genannt. Es besiedelte vor 55 Mio. Jahren im Zeitalter des Eozäns Wälder, war katzen groß und hatte vier Vorder- und drei Hinterzehen. Zur Fortbewegung auf dem feuchten Waldboden waren diese gut geeignet, aber schon hier war die dritte Zehe am stärksten ausgeprägt und trug die meiste Last.

Vor ca. 50 Mio. Jahren wandelte sich das Klima, die Wälder begannen Gras bewachsenen Ebenen zu weichen. Es entstand ein Selektionsvorteil für ein schnelleres und ausdauernderes Tier, das weitere Strecken zur Nahrungssuche zurücklegen und erfolgreicher vor Fressfeinden fliehen konnte. Über Orohippus, das schon etwas größer war als das Hyracotherium, entwickelte sich im Oligozän Mesohippus. Dieses Tier hatte drei Zehen an der Vorder- sowie der Hintergliedmaße, die dritte Zehe wurde zunehmend stärker. Außerdem hatte Mesohippus eine

Schulterhöhe von etwa 60 cm und einen längeren Hals, längere Beine und einen geraderen Rücken als seine Vorfahren, alles Zeichen zunehmender Schnelligkeit.

Auch noch im Oligozän erschien Miohippus, dabei wurden die zweite und vierte Zehe zunehmend kleiner und die dritte Zehe übernahm den Großteil des Körpergewichtes.

Die Gras bewachsenen Steppenlandschaften weiteten sich zusehends aus, im Miozän erschien dann das ca. 90 cm hohe Parahippus mit nach wie vor drei Zehen, wobei aber nur noch die mittlere belastet wurde. Diese Tiere wiesen auch deutlich längere Endsehnen im Fußbereich auf und hatten einen Huf ähnlich der heutigen Pferde. Dabei sind die ursprünglichen Zehenkissen nach distal gesunken und in den hinteren Teil des Hufes übergegangen und bildeten dort nun Ballen und Strahl mit ihren Polstern.

In der weiteren Evolution des Pferdes wuchs die Körperhöhe und die Stärke der dritten Zehe, wobei die zweite und vierte Zehe zunehmend funktionslos wurde. Vertreter dieser Entwicklung sind Merychippus vor 11-17 Mio. Jahren und Plio- sowie Dinohippus vor 6-12 Mio. Jahren (FLOYD und MANSMAN, 2009).

Im Pliozän erschienen dann die ersten Exemplare der Gattung *Equus caballus* mit einer Körperhöhe von ca. 120 cm, langen Beinen, der bekannten Hufform und Rudimenten der zweiten und vierten Zehe in Form von medialem und lateralem Griffelbein.

Domestikation und Selektion durch den Menschen hat einige Schnelligkeits- und Ausdauer fördernde Merkmale noch deutlicher hervorgehoben. So weisen besonders auf Laufleistung gezüchtete Rassen wie arabische und englische Vollblüter oder Ahal Tekkiner im Vergleich zum ursprünglichen *Equus caballus* in Form des Przewalski-Pferdes deutlich längere Beine, vor allem ein längeres Fußskelett sowie eine höhere Körpergröße auf.

3 Material und Methoden

3.1 Material

Untersucht wurden 51 im Karpal- bzw. Tarsalgelenk abgetrennte Rinderfüße von 29 Tieren. Es lagen jeweils eine Vorder- sowie die kontralaterale Hintergliedmaße vor, wobei 7 Füße aus der Untersuchung genommen wurden, da der M. interosseus medius beim Abtrennen der Füße beschädigt worden war. Die Füße waren bei -20°C bis zur Untersuchung aufbewahrt worden und zuvor schon in der Dissertation von Bosch (BOSCH, 2007) für andere Fragestellungen verwendet worden.

Es kamen nur weibliche Tiere in die Untersuchung, diese wurden nach Alter und Kalbungszahl in vier Gruppen eingeteilt. Des Weiteren wurde eine Anamnese erhoben bezüglich Geburtsdatum, Milchleistung pro Laktationsperiode, Haltung, letztes Abkalbedatum, Fruchtbarkeitsprobleme, Krankheiten, Klauenproblemen, Klauenpflege, Schlachttag und -grund. Das für den Belastungsversuch notwendige Lebendgewicht wurde aus dem Zweihälftengewicht der Schlachtkörper errechnet unter Berücksichtigung der Handelsklasseneinteilung nach EUROP.

Einteilung der Gruppen:

Gruppe I: nullipare Tiere

Gruppe II: primipare Tiere

Gruppe III: multipare Tiere mit 2-4 Abkalbungen

Gruppe IV: multipare Tiere mit mehr als 4 Abkalbungen

In Gruppe I (nullipare Tiere) lagen 5 Vorder- und 5 Hinterfüße jeweils derselben Tiere vor. Die Tiere waren 22-33 Monate alt (Durchschnitt: 28 Monate) und wogen 490-602 kg (Durchschnitt 544,4 kg). Zwei gehörten der Rasse Braunvieh an, zwei waren Braunviehkreuzungen und eines ein Fleckvieh. Sie kamen aus Anbinde- oder Laufstallhaltung, jeweils ergänzt durch Weidehaltung und hatten bis auf ein Tier regelmäßig Klauenpflege erhalten. Schlachtgrund waren Fruchtbarkeitsprobleme oder Fleischgewinnung.

In der Gruppe II (primipare Tiere) kamen 7 Hinter- und 6 Vordergliedmaßen in die Untersuchung. 6 der 7 Tiere waren Braunviehkühe, eines eine Fleckviehkuh. Sie waren 29-44 Monate alt (Durchschnitt: 37,3 Monate) und wogen 480-680 kg (Durchschnitt: 582,1 kg). Die Klauenpflege war außer bei einer Kuh regelmäßig erfolgt und als Schlachtgrund wurden meist Fruchtbarkeits- oder Euterprobleme angegeben.

Gruppe III (multipare Tiere mit 2-4 Laktationen) beinhaltet 7 Vorder- sowie 7 Hinterfüße von 8 Tieren, die 43-95 Monate (Durchschnitt: 71,4 Monate) alt waren. Sie wogen 500-700 kg (Durchschnitt: 619,4 kg), zwei Tiere hatten zwei Kalbungen hinter sich, zwei weitere drei Kalbungen und vier Kalbungen. Klauenpflege war regelmäßig erfolgt und als Abgangsgründe wurden Fruchtbarkeits- und Euterprobleme sowie ein Klauengeschwür und ein Fall von IBR genannt.

Gruppe IV (multipare Tiere mit mehr als 4 Laktationen) umfasst Kühe im Alter von 91-150 Monaten (Durchschnitt: 115,6 Monate). Es lagen 7 Vorder- und 7 Hintergliedmaßen von 9 Tieren vor, die 500-670 kg (Durchschnitt: 544,4 kg) wogen. Drei der Tiere hatten fünf Mal gekalbt, drei sechs Mal, eine sieben Mal und eine acht Mal. Bei einer Kuh ist die Zahl der Kälber unbekannt, da es sich aber um ein 150 Monate altes Tier handelt ist die Einteilung in Gruppe IV sicher. Klauenpflege war bei allen Tieren regelmäßig erfolgt, zwei hatten Klauenprobleme, drei weitere Mastitiden, eines wurde wegen Unfruchtbarkeit geschlachtet.

3.2 Methoden

3.2.1 Präparation

Die bei -20°C tiefgefrorenen Rinderfüße waren bereits grob gereinigt worden, ebenso waren die Klauen gemäß der Richtlinien der funktionellen Klauenpflege bearbeitet worden. Zum Auftauen wurden die Füße für 24 Std. im Kühlraum bei +5°C in isotonische Kochsalzlösung gelegt. Dann wurde die Haut proximal der Afterklauen abgezogen und die Beugesehnen frei präpariert. Oberflächliche und tiefe Beugesehnen wurden im proximalen Drittel des Röhrbeins abgesetzt, lockeres Bindegewebe und Fettgewebe zwischen den Sehnen vorsichtig entfernt. Besonders wurde die Verbindungsplatte zur oberflächlichen Beugesehne sowie die Mittelplatte

des M. interosseus medius sorgfältig freigelegt. Im distalen Bereich der Gliedmaße kam es dabei zur Eröffnung der gemeinsamen Beugesehnenscheide sowie des Recessus palmaris des Fesselgelenkes.

Außerdem waren die meisten Präparate im Zuge der vorangegangenen Arbeit von Bosch (BOSCH, 2007) bereits vorbereitet, um sie an der Materialprüfmaschine befestigen zu können. Hierzu war die proximale Epiphyse des Röhrbeines lateral und medial zur Gelenkfläche hin mittels einer Bandsäge begradigt worden. In die so entstandene plane Fläche lateral und medial der proximalen Epiphyse war mit Hilfe eines Hohlbohrers der Stärke 14 mm ein Loch rechtwinklig zur Längsachse knapp unterhalb der Gelenkfläche gebohrt worden. Dieses diente der Verankerung des Präparates an der oberen Verstrebung der Materialprüfmaschine (siehe Abbildung 5).

3.2.2 Ultraschalluntersuchung

Nach erfolgter Präparation wurden die Sehnenquerschnitte mittels Ultraschall dargestellt. Hierzu wurde der Rinderfuß in eine Wanne mit 0,9 %iger Kochsalzlösung gelegt und die oberflächliche und tiefe Beugesehne auf halber Höhe des Röhrbeines geschallt. Dann wurden die Beugesehnen weggeklappt und die Verbindungsplatte des M. interosseus medius zur oberflächlichen Beugesehne in deren Mitte ultrasonographisch dargestellt. Schließlich wurde bei weggeklappten Beugesehnen die Mittelplatte des M. interosseus medius auf halber Röhrbeinhöhe transversal untersucht. Von allen Sehnen wurden Bilder der Sehnenquerschnitte im entsprechenden Bereich angefertigt.

Für diese Untersuchungen standen ein IXOS Vet-Ultraschallgerät und ein 12,5 MHz Schallkopf zur Verfügung. Die entstandenen Bilder der einzelnen Sehnenquerschnitte wurden im jpg-Format gespeichert.

3.2.3 Belastungsversuche in der Materialprüfmaschine

Verwendet wurde die institutseigene Materialprüfmaschine ZWICK Z010 der Firma Zwick GmbH & Co, Ulm, Deutschland. Diese kann über ihre bewegliche obere Verstrebung Druck- sowie Zugkräfte auf eingespannte Objekte ausüben. Der Kraftarm wurde computergesteuert über das Programm ZWICK TEST EXPERT, V

5.0 bedient, es ist sowohl eine kraft- als auch eine lagegesteuerte Belastung möglich. Die Kräfte wurden durch eine Kraftmessdose zwischen Präparat und Kraftarm ermittelt und an den Computer übermittelt.

Zur Verankerung des Präparates an der Maschine wurde ein Metallbolzen durch das proximale Bohrloch geschoben und ein U-Eisen auf dem Metallbolzen mittels Stellringen fixiert (Abbildung 5). Das U-Eisen wurde unterhalb der Messdose an dem Kraftarm der Materialprüfmaschine befestigt, der Knochen hing zwischen den Schenkeln des U-Eisens. Die Klaue wurde auf einem quaderförmigen Holzblock so positioniert, dass die Klauenspitze Kontakt hatte und der Fuß bei Belastung nicht verrutschte.



Abbildung 5: Darstellung des Versuchsaufbaus mit einem für den Belastungsversuch präparierten und in die Zwick Z010-Maschine eingespannten Rinderfuß während der Belastung (Strukturen sind in Abbildung 6 beschriftet.)

3.2.3.1 Ermittlung der Dehnungsstrecke

Zunächst wurde das eingespannte Präparat mit dem Standardgewicht im Stand belastet. Hierzu wurde folgende Gewichtsverteilung zugrunde gelegt: die Vorhand trägt 55 % und die Hinterhand 45 % des Körpergewichtes (TOUSSAINT-RAVEN, 1998). Daher wurde für die Belastung der Rinderfüße mit dem Standardgewicht folgende Formel zu Grunde gelegt:

$$F[\text{N}] = m[\text{kg}] \times 9,81 \text{ [N/kg]} \times 0,5 \times 0,55 \text{ (Vordergliedmaße)} \text{ bzw. } 0,45 \text{ (Hintergliedmaße)}$$

Die Präparate wurden auf die so ermittelte Maximalkraft belastet, diese wurde 2 sek. gehalten, dann wurde entlastet auf 20 N und wiederum 2 sek. gehalten. Gemessen wurde die Dehnungsstrecke, die Distanz, um welche der Kraftarm sich auf- und abwärts bewegte bis die entsprechenden Kräfte erreicht wurden. Das entspricht bei Belastung mit dem Körpergewicht der Stauchung des Präparates in mm.

Die Be- und Entlastung des Präparats wurde 40mal wiederholt, um Fehler aufgrund der Viskoelastizität des Präparates zu vermeiden. Im Verlauf der zyklischen Belastung veränderte sich die Stauchungswiderstand des Präparates. Aus den letzten 5 Minimal- und Maximalwerten wurden schließlich die Mittelwerte gebildet und diese für die Einstellung der weiteren Versuche zu Grunde gelegt.

3.2.3.2 Belastung der einzelnen Strukturen

Im nächsten Schritt wurde die zuvor ermittelte Dehnung zu Grunde gelegt, der Fuß blieb wie zur Bestimmung der Dehnungsstrecke in die Materialprüfmaschine eingespannt und wurde jetzt dehnungsgeregelt belastet. Erfasst wurde die Kraft, die bei der Stauchung des Rinderfußes um die definierte Dehnungsstrecke als Widerstand wirkte.

Im ersten Teilversuch wurde dazu die Kraft ermittelt, die mit intaktem Fesselträger, bestehend aus Mittelplatte, Verbindungsplatte zu der oberflächlichen Beugesehne sowie der Seitenstränge und Interdigitalschenkel zu den Strecksehnen, entstand, nachdem der Querbalken der Materialprüfmaschine um die definierte Strecke bewegt worden war. Die Be- und Entlastungszyklen wurden jeweils 40mal wiederholt. Die

Minimal- bzw. Maximaldehnung wurde 2 sek. lang gehalten. Die Werte zu Standardkraft, Dehnung, Standardweg und Zeit wurden mit 200 Hz aufgezeichnet und zunächst als TRA-Datei gespeichert. Dabei entspricht der Wert des Standardweges dem der Dehnung bzw. Stauchung des Präparates.

Im zweiten Teil des Versuchs wurde die Verbindungsplatte zur oberflächlichen Beugesehne mit einem Skalpell mittig im rechten Winkel durchtrennt (Abbildung 6). Daraufhin wurde wieder in 40 Be- und Entlastungszyklen auf die vorgegebene Dehnungsstrecke gestaucht und die sich dabei ergebende Kraft wie im ersten Teilversuch gemessen.

Im dritten Schritt wurde die Mittelplatte des M. interosseus medius ca. 3 cm proximal ihres Ansatzes an den Gleichbeinen durchtrennt. Wiederum wurde 40mal be- und entlastet um dieselbe Dehnungsstrecke wie in den vorangegangenen Teilversuchen und die Kraftwerte aufgezeichnet.

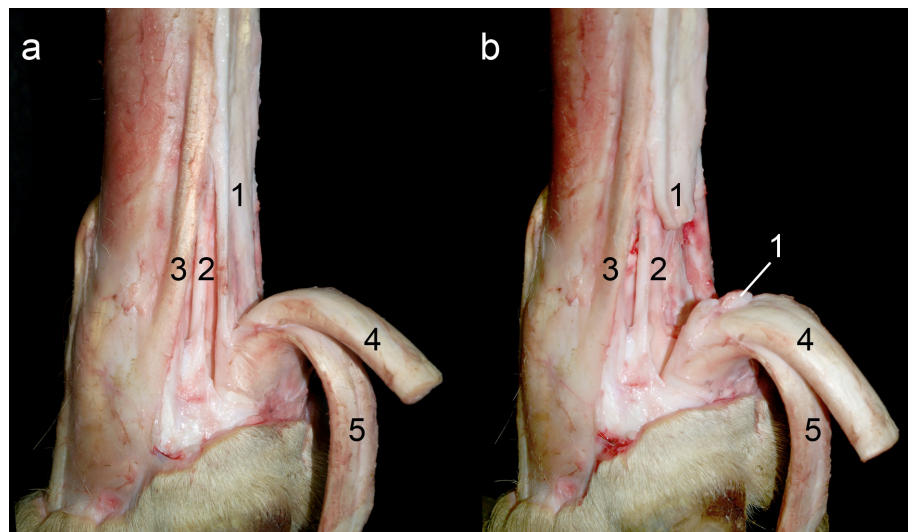


Abbildung 6: Rinderfuß im Versuch vor der Durchtrennung der Verbindungsplatte (a) und nach deren Durchtrennung (b).

- 1 = Verbindungsplatte zur OBS
- 2 = Mittelplatte
- 3 = Seitenstrang zur gemeinsamen Strecksehne
- 4 = tiefe Beugesehne
- 5 = oberflächliche Beugesehne

3.2.4 Statistische Auswertung der Messergebnisse

Die gemessenen Werte wurden aus der TRA- Datei, die die Zwick-Maschine liefert, in eine Microsoft Excel (MS Office 2003, Microsoft, Redmond, Washington, USA)-Tabelle importiert. Es lag also für jeden gemessenen Rinderfuß und für alle drei Versuchsdurchläufe je eine Tabelle mit Aufzeichnungen der Werte Standardweg (mm)=Dehnung, Standardkraft (N) und der Zeit (sek) über alle 40 Be- und Entlastungszyklen vor.

Zur weiteren Auswertung wurden pro Versuchsdurchlauf die letzten fünf Be- und Entlastungszyklen herangezogen, da hier die größte Anpassung des Gewebes an die Belastung bereits vonstatten gegangen war. Somit war von keiner wesentlichen weiteren Relaxierung mehr auszugehen. Aus den letzten fünf Versuchszyklen wurden dann die Mittelwerte der gemessenen Kraft und Dehnung gebildet. Diese Mittelwerte der letzten fünf Versuchszyklen stellten die Grundlage für die weitere Auswertung der Versuche dar.

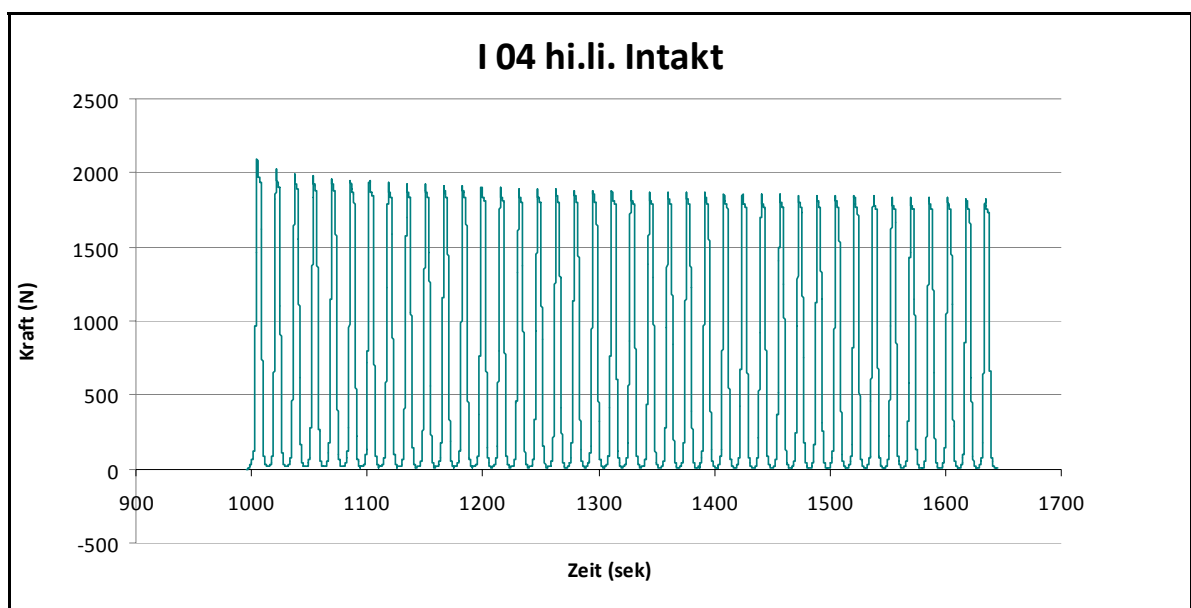


Abbildung 7: Belastungszyklen eines Rinderfußes im intakten Zustand über die gesamte Dauer des Teilversuches (I 04 hi.li.).

3.2.4.1. Ermittlung der relativen Widerstandskräfte

Zur besseren Vergleichbarkeit wurden die Zeitangaben standardisiert und von da an in Prozent der Versuchsdauer angegeben. Auch für Kraft und Dehnung wurden aus

den gemessenen Werten relative Werte errechnet. Die Kraft wird hierbei angegeben in Prozent der Gewichtskraft des jeweiligen Tieres, die Dehnung in Prozent der in der Prüfvorschrift an der Materialprüfmaschine vorgeschriebenen Stauchung des Präparates. Somit lagen Tabellen vor mit sowohl den absolut gemessenen Werten für Dehnung, Kraft und Zeit als auch den relativen Werten jedes einzelnen Fußes für jeden Teilversuch. Verwendet wurden hierfür die Mittelwerte der Messergebnisse der letzten fünf Zyklen im Belastungsversuch. Aus den relativierten Kraft- und Dehnungswerten wurden zunächst Kraft-Weg-Diagramme erstellt. Damit wurde die Widerstandskraft der Präparate gegen die Stauchung durch die Maschine ermittelt. So ließ sich die ermittelte Kraft zwischen Vorder- und Hintergliedmaße vergleichen sowie zwischen den verschiedenen Altersgruppen in den drei Versuchsabschnitten: bei intaktem M. interosseus med., bei durchtrennter Verbindungsplatte sowie bei durchtrennter Mittelplatte.

3.2.4.2 Ermittlung der Energiespeicherung bzw. -freisetzung

Um einen Überblick über den energetischen Aspekt der be- und entlasteten Sehnen zu erhalten wurden die gemessenen Kräfte (N) gegen die erfolgte Stauchungsstrecke in Diagramme eingetragen. Die hierbei entstandenen Kurven steigen steiler an als sie abfallen, da die bei der Entlastung gemessenen Kräfte auf Grund der viscoelastischen Natur der Sehnen immer niedriger sind als bei der Belastung. Durch Integralbildung wurden die Flächen unter den Kurven und somit die geleistete Arbeit (Nm) errechnet. Um den Energieverlust zu ermitteln wurde das Integral der Entlastungskurve von der der Belastungskurve subtrahiert. Die Differenz entspricht dem Energieverlust in Form von Wärme.

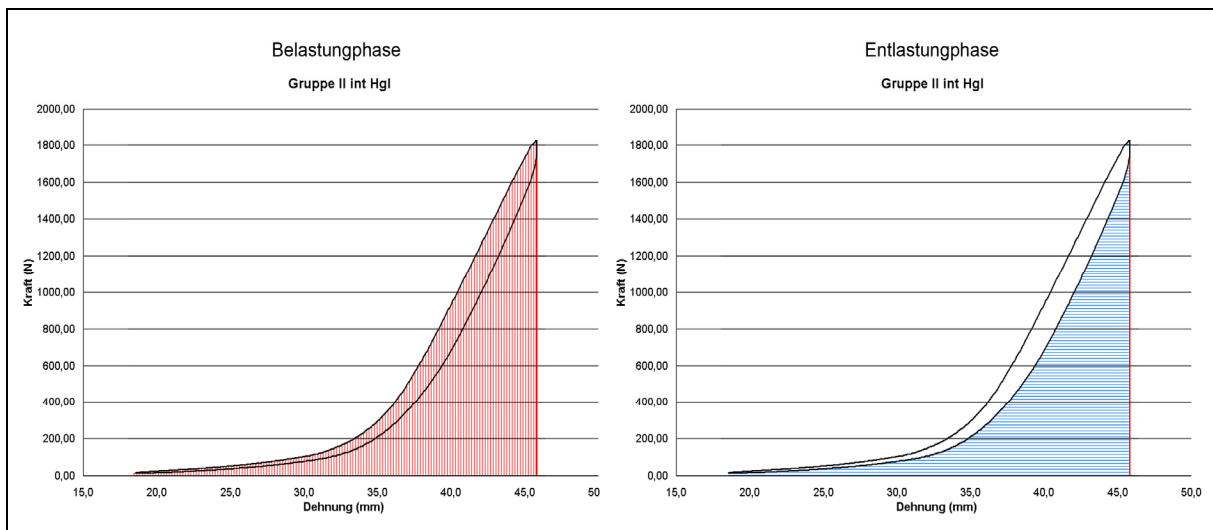


Abbildung 8: Integral der Arbeit bei Belastung (links) bzw. bei Entlastung (rechts) des Präparates anhand des Kraft-Weg-Diagramm der intakten Hintergliedmaßen der Gruppe II

3.2.4.3 Ermittlung der Sehnenquerschnitte, Kalibrierung

Aus den angefertigten Ultraschallbildern von OBS, TBS, VP und MP im Querschnitt auf halber Höhe des Röhrbeines bzw. bei VP und MP im Bereich der Durchtrennungsstelle wurden mittels des Programms Image Tool die Sehnenquerschnitte ermittelt. Die Ultraschallbilder verfügen über eine Zentimeterskala und mittels Image Tool (Ver. 2.0, University of Texas, Health Science Center, San Antonio) lassen sich die Pixel pro Zentimeter messen und damit der Flächeninhalt der Sehnen in Quadratmillimeter bestimmen. Zur Kalibrierung der Ultraschallbilder wurden von den Sehnen von 16 Gliedmaßen Fotos der Sehnenquerschnitte angefertigt. Hierzu lagen 7 Hinter- und 9 Vordergliedmaßen vor, fünf stammten aus der Gruppe I, vier aus der Gruppe II, zwei aus der Gruppe III und fünf aus der Gruppe IV. Diese Rinderfüße waren aus dem Untersuchungsgut zufällig ausgewählt worden. Aus dem Vergleich des Flächeninhaltes der Querschnitte von den Fotos mit den Ultraschallbildern derselben Sehne wurde im Programm Excel die Korrelation errechnet und eine Kalibrierungsgerade erstellt. Die jeweils für die OBS, TBS, VP und MP ermittelten Steigungen und Achsenabschnitte der Kalibrierungsgeraden dienten in Folge als Formel für die Weiterverarbeitung der übrigen aus Ultraschallaufnahmen ermittelten Querschnitte. Der Korrelationskoeffizient betrug für die OBS 0,89, für die TBS 0,88, für die VP 0,80 und für die MP 0,76.

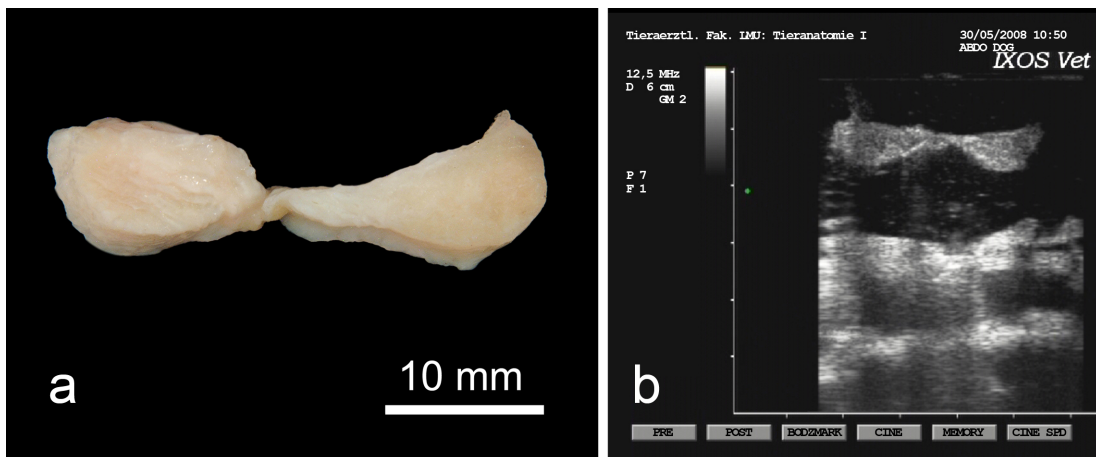


Abbildung 9: Beispiel des Vergleiches Querschnittsfläche im Foto des Präparates (a) und im Ultraschallbild (b) am Beispiel der Verbindungsplatte IV 01 vo.re.

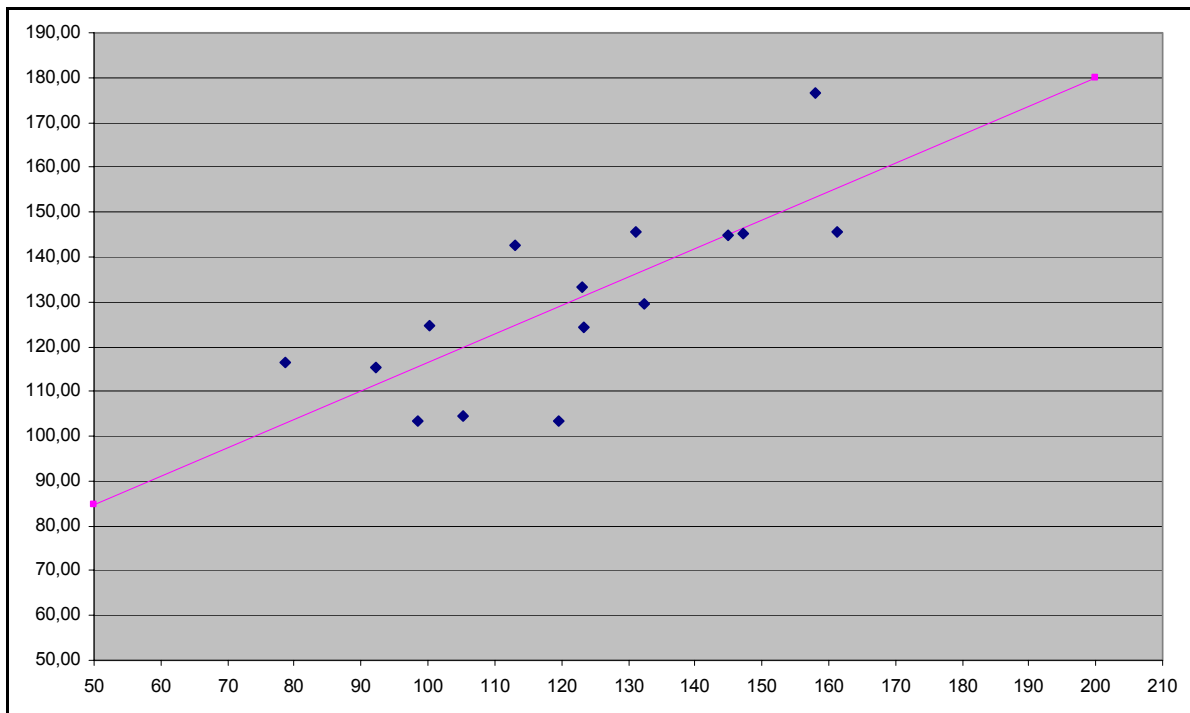


Abbildung 10: Graphische Darstellung der Korrelation zwischen den Querschnittsflächen am anatomischen Präparat und der Querschnittsfläche aus den Ultraschallaufnahmen. Die Ausgleichsgerade ist violett eingezeichnet.

Geradengleichung: $y = x \cdot 0,63 - 53,1$

Korrelationskoeffizient: 0,76

Zur Kalibrierung der Querschnittsfläche der Ultraschallaufnahmen gegen die anatomischen Querschnittsflächen wurde der Korrelationskoeffizient berechnet (Quotienten aus Summe der Abweichungsprodukte (SAP) und Wurzel aus dem Produkt der Summe der Abweichungsquadrate (SAQx und SAQy)):

$$SAQy = SAP : (\sqrt{SAQx \times SAQy}).$$

Die Regressionsanalyse von x (Querschnittsfläche im Ultraschallbild) auf y (Querschnittsfläche am anatomischen Präparat) dient der Kalibrierung des x-Wertes aus dem y-Wert. Dabei liegt sie so, dass die Streuung minimal ist (Summe der Abweichungen)

$$\sum_{i=1}^n (x_i - x)^2 = \text{Minimum.}$$

3.2.4.4 Ermittlung der flächenbezogenen Widerstandskräfte

Des Weiteren wurde die Differenz der Widerstandskraft zwischen Belastung des intakten M. interosseus medius und der Widerstandskraft nach Durchtrennung der VP ausgerechnet. Die Differenz entspricht der auf die Verbindungsplatte einwirkenden Kraft bei Belastung der Gliedmaße mit dem Körpergewicht im Stand. Diese Kraft wurde im Folgenden durch den ermittelten Flächeninhalt dividiert um die Belastung pro Quadratzentimeter zu erhalten. Dabei wurden die arithmetischen Mittelwerte der Durchschnitte der jeweiligen Sehnenanteile je Altersgruppe und Zugehörigkeit zu Vorder- oder Hintergliedmaße zu Grunde gelegt. Die von der Mittelplatte geleistete Widerstandskraft wurde analog ermittelt aus den Kräften vor der Durchtrennung minus den gemessenen Kraftwerten nach der Durchtrennung dieser Struktur.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Belastungstests

4.1.1 Ermittelte Dehnungen

Zunächst waren die Füße mit der errechneten Kraft gestaucht worden, die im Stand der Ruhe herrscht, wenn alle vier Gliedmaßen gleichmäßig belastet werden. Die aufgezeichnete Streckendifferenz zwischen Be- und Entlastungszyklen betrug an den Vordergliedmaßen der verschiedenen Tiergruppen:

Gruppe I: 21,94 mm (16,70 mm-28,17 mm)

Gruppe II: 23,47 mm (17,37 mm-29,90 mm)

Gruppe III: 21,68 mm (17,00 mm-27,15 mm)

Gruppe IV: 22,71 mm (17,30 mm-29,90 mm)

Es zeigte sich keine Abhängigkeit der bei Belastung gemessenen Stauchungen von Alter und Gewicht der Tiere.

An den Hintergliedmaßen waren die insgesamt höheren Werte auffällig:

Gruppe I: 31,48 mm (27,62 mm-35,49 mm)

Gruppe II: 31,55 mm (29,13 mm-47,05 mm)

Gruppe III: 35,56 mm (28,29 mm-43,98 mm)

Gruppe IV: 30,59 mm (26,18 mm-35,60 mm)

Damit gaben die Hinterfüße der Belastung im Schnitt 1 cm mehr nach als die Vordergliedmaßen, wobei die Schultergliedmaße mit 55 % des Körpergewichtes beansprucht wurde und die Beckengliedmaße mit nur 45 %.

4.1.2 Messung der Widerstandskraft

In der Materialprüfmaschine wurde die Kraft gemessen, die nötig war, die Gliedmaße um eine vorgegebene Strecke zu stauchen. Dies erfolgte in drei Versuchsphasen:

1. Bei intaktem M. interosseus medius
2. Bei durchtrennter Verbindungsplatte zur oberflächlichen Beugesehne
3. Bei durchtrennter Mittelplatte

Mit jeder durchtrennten Struktur wurde die benötigte Kraft geringer, um die gleiche Stauchung wie am Anfang zu erreichen. Im Folgenden werden die Messergebnisse innerhalb der Altersgruppen im Vergleich Vorder- zu Hintergliedmaße erläutert.

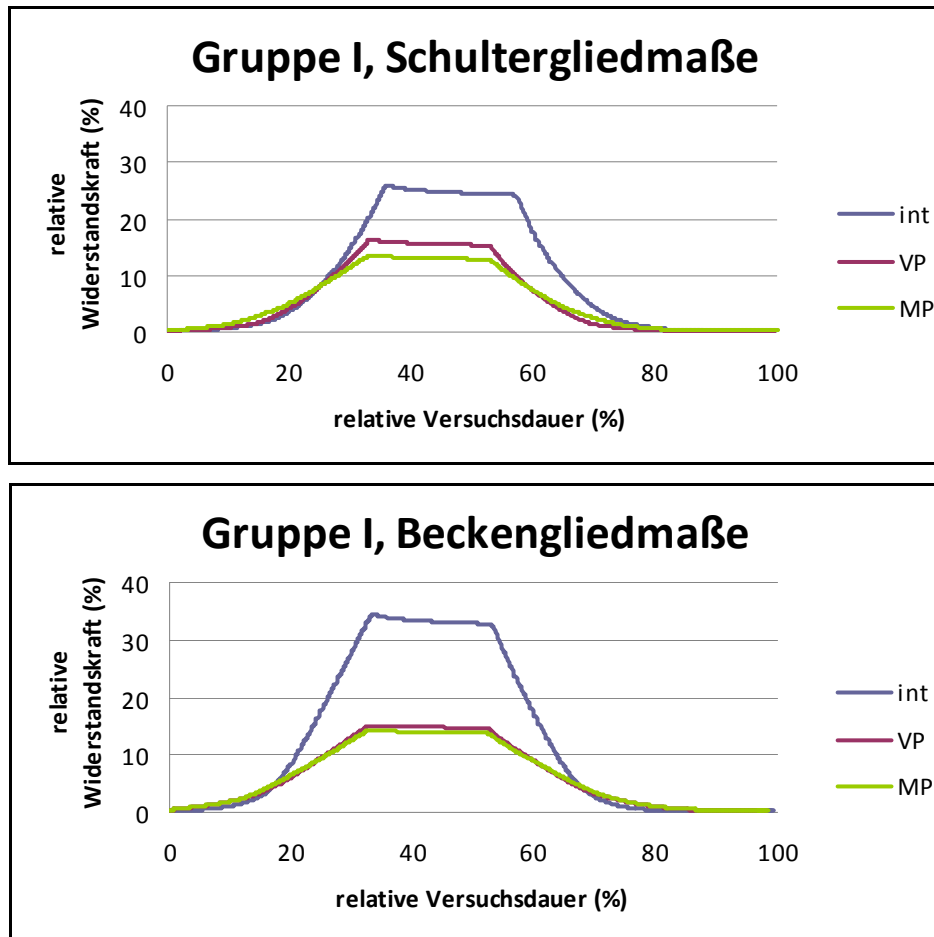


Diagramm 1: Vergleich der relativen Widerstandskraft über die Versuchsdauer bei Schulter- und Beckengliedmaßen in der Versuchsgruppe I; int - intakter M. interosseus med., VP - Verbindungsplatte durchtrennt, MP - Mittelplatte durchtrennt.

In der Altersgruppe I wurde im ersten Versuchsdurchlauf, also bei intaktem M. interosseus medius, an den Schultergliedmaßen die maximal nötige Kraft nach 36,3 % der Gesamtversuchszeit erreicht und die relative Widerstandskraft betrug 25,8 % der Gewichtskraft. Nach Durchtrennung der Verbindungsplatte im nächsten Versuchsabschnitt betrug die maximale relative Widerstandskraft 16,2 % und wurde nach 33,5 % der Versuchszeit gemessen. Im letzten Schritt wurde dann die Mittelplatte durchtrennt und die maximale relative Kraft sank weiter auf nun 13,5 % der Gewichtskraft des Tieres nach 33,6 % der Versuchszeit (Diagramm 1).

Während der Belastungsphase konnte in allen Versuchsabschnitten eine Relaxierung des Gewebes nachgewiesen werden. Die Widerstandskraft sank mit zunehmender Belastungsdauer unter gleicher Belastung auf 24 % nach einer Belastungsdauer von 21,0 % der Versuchszeit beim intakten M. interosseus med. In den beiden nächsten Versuchsabschnitten, bei durchtrennter VP bzw. MP, relaxierte das Material allerdings nur noch um 1,0 % der Gewichtskraft.

Bei der Messung der Hintergliedmaßen wurden besonders im intakten Zustand höhere Widerstandskräfte ermittelt. Nach 33,7 % der Versuchszeit wurde eine relative Maximalkraft von 34,3 % gemessen. Nach Durchtrennung der VP betrug die maximale relative Kraft noch 15,1 % der Gewichtskraft, nach Durchtrennung der MP noch 14,2 %. Es setzte also besonders der intakte M. interosseus med. der Hintergliedmaßen der mechanischen Stauchung um 8,5 Prozentpunkte mehr Widerstandskraft gegenüber als dieselbe Struktur an den Vordergliedmaßen. Die Relaxierung betraf wieder besonders den intakten M. interosseus med., sie betrug hierbei 2,1 Prozentpunkte.

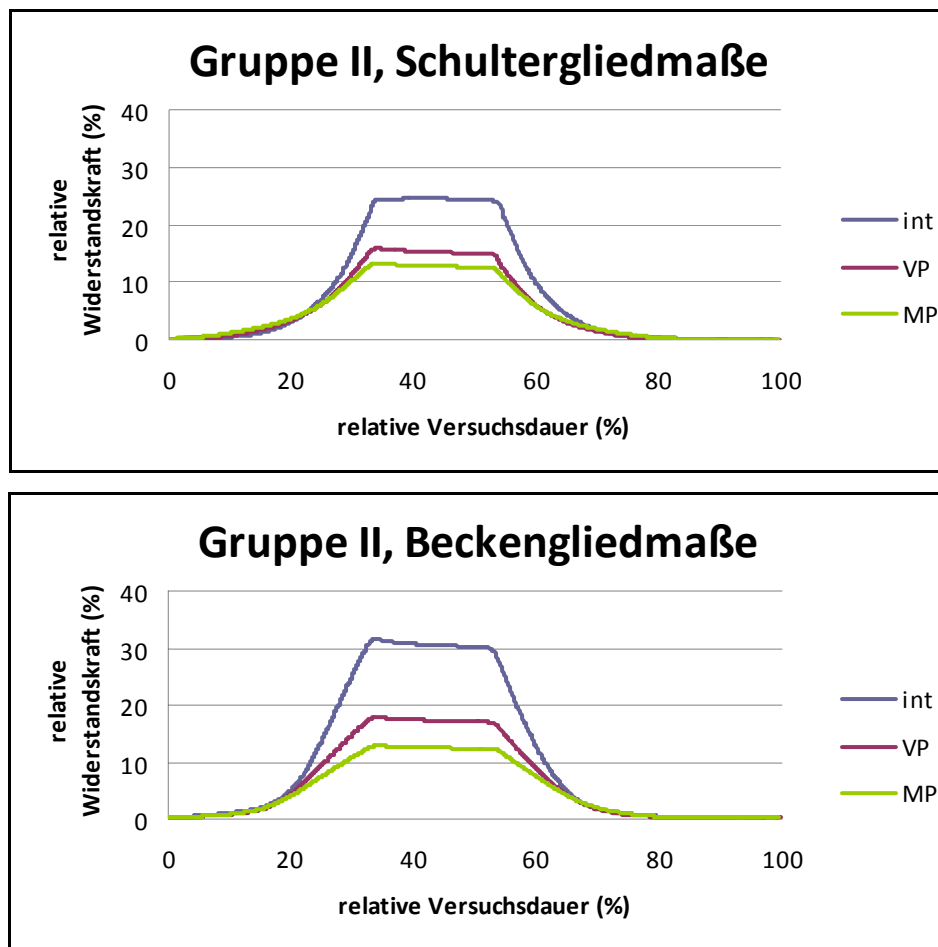


Diagramm 2: Vergleich der relativen Widerstandskraft über die Versuchsdauer bei Schulter- und Beckengliedmaßen in der Versuchsgruppe II; int - intakter M. interosseus med., VP - Verbindungsplatte durchtrennt, MP - Mittelplatte durchtrennt.

Bei den Schultergliedmaßen der Gruppe II wurde die maximale Widerstandskraft am intakten Präparat nach 40,1 % der Versuchsdauer gemessen, sie lag bei 24,8 % der Gewichtskraft. Bei durchtrennter VP betrug die relative maximale Widerstandskraft noch 15,9 %, nach Durchtrennung der MP noch 13,4 %. Die Relaxierung des Gewebes betrug bei allen drei Versuchsdurchgängen etwa 1,0 % der Gewichtskraft (Diagramm 2).

Auch in dieser Gruppe lagen die ermittelten Werte bei den Beckengliedmaßen höher. Am intakten Rinderfuß betrug die relative maximale Widerstandskraft 31,6 %, gemessen nach 33,8 % der Versuchszeit. Damit lag die Maximalkraft um 6,8 Prozentpunkte höher als bei den Vordergliedmaßen gleichaltriger Tiere. Die höchste

Widerstandskraft nach Durchtrennung der Verbindungsplatte zu der OBS war 17,9 %, bei durchtrennter Mittelplatte betrug die relative Maximalkraft noch 12,9 %. Die ermittelte Relaxierung des Materials lag beim ersten Teilversuch bei 1,6 % der Gewichtskraft, bei den beiden weiteren Teilversuchen bei 1,0 %.

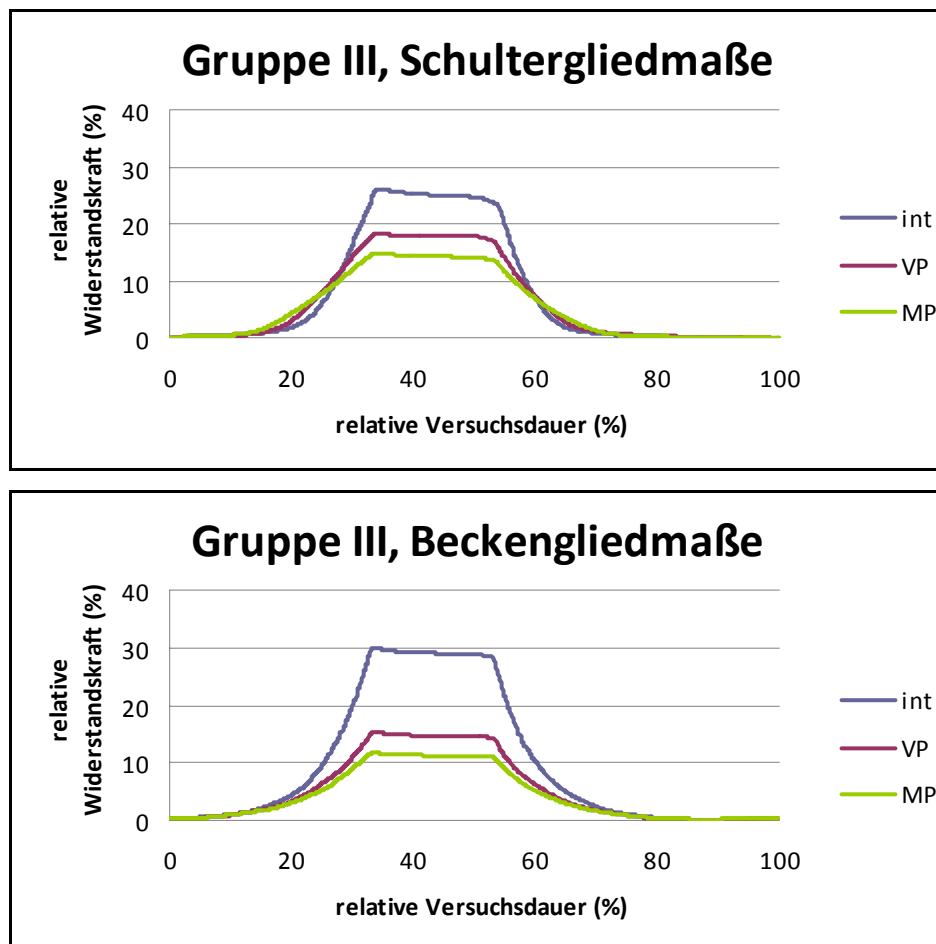


Diagramm 3: Vergleich der relativen Widerstandskraft über die Versuchsdauer bei Schulter- und Beckengliedmaßen in der Versuchsgruppe III; int - intakter M. interosseus med., VP - Verbindungsplatte durchtrennt, MP - Mittelplatte durchtrennt.

Die maximale relative Widerstandskraft an den intakten Vorderfüßen der Gruppe III betrug 26,1 % und wurde nach 34,5 % der Versuchsdauer erreicht. Nach Durchtrennung der VP wurde noch eine Widerstandskraft von maximal 18,3 % der Gewichtskraft gemessen, dieser Maximalwert wurde hier nach 34,0 % der Zeit erreicht. Als im letzten Versuchsabschnitt die MP durchtrennt wurde, betrug die maximale relative Widerstandskraft noch 14,8 % der Gewichtskraft des Tieres und wurde ebenfalls nach 34,0 % der Versuchsdauer gemessen (Diagramm 3).

Bei den Hintergliedmaßen der Gruppe III wurde im ersten Versuchsdurchlauf bei intaktem M. interosseus medius die maximale relative Kraft von 30,0 % ermittelt, diese wurde nach 33,6 % der Versuchsdauer erreicht. Mit durchtrennter VP betrug die Kraft noch 15,3 % der Gewichtskraft, als die Mittelplatte durchtrennt war wurde noch 11,7 % der Gewichtskraft gemessen. Die maximalen Widerstandskräfte wurden wieder nach 33,6 bzw. 33,5 % der Versuchsdauer erreicht.

Die Relaxierung der gespannten Strukturen über die Dauer der Belastung mit der maximalen Kraft betrug wieder zwischen 1,0 und 1,5 % der Gewichtskraft der Tiere. Signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Anteilen des M. interosseus med. waren dabei nicht zu vermerken.

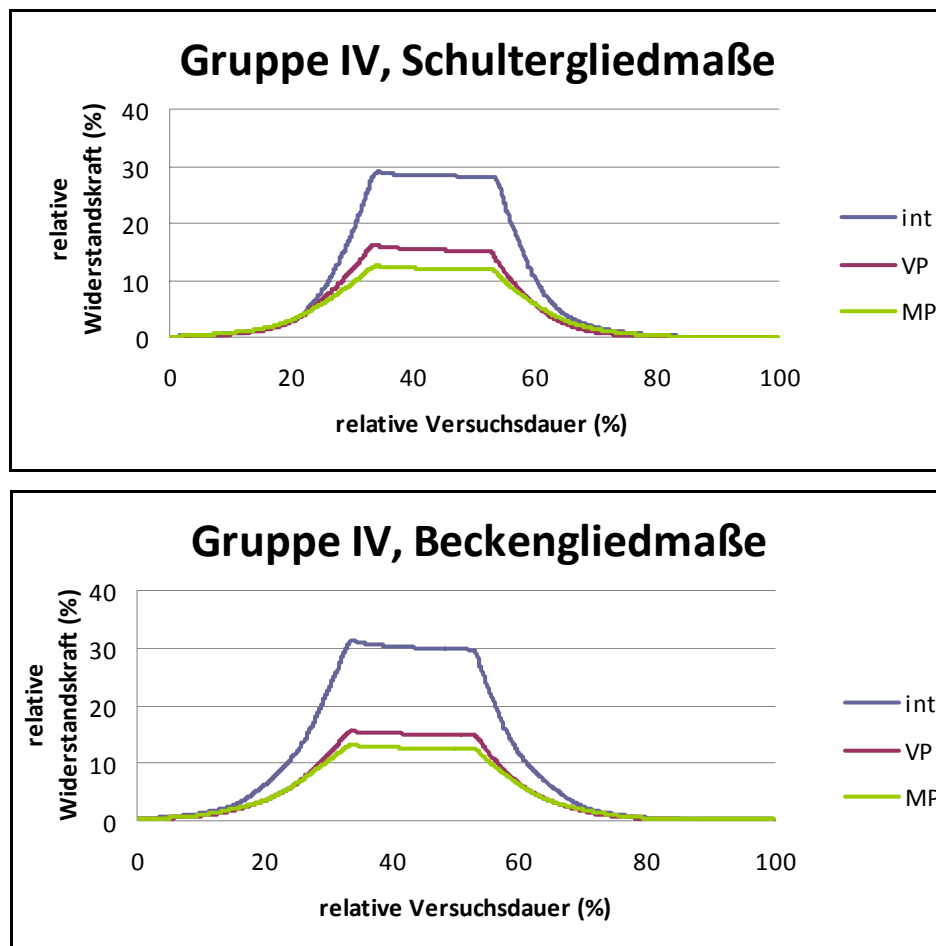


Diagramm 4: Vergleich der relativen Widerstandskraft über die Versuchsdauer bei Schulter- und Beckengliedmaßen in der Versuchsgruppe IV; int - intakter M. interosseus med., VP - Verbindungsplatte durchtrennt, MP - Mittelplatte durchtrennt.

Die Untersuchung der Schultergliedmaßen der Gruppe IV ergab bei intaktem M. interosseus med. eine maximale relative Widerstandskraft von 28,9 %, gemessen nach 34,0 % der Versuchsdauer. Nach Durchtrennung der Verbindungsplatte konnte noch eine Kraft von 16,1 % der Gewichtskraft der Tiere nach 33,8 % der Zeit ermittelt werden. Als im dritten Versuchsabschnitt die Mittelplatte zerschnitten wurde, betrug die maximale relative Kraft noch 12,5 %. Diese wurde nach 33,9 % der Versuchsdauer erreicht (Diagramm 4).

An den Beckengliedmaßen der Gruppe IV wurde bei intaktem M. interosseus med. die maximale relative Widerstandskraft von 31,2 % erreicht nach 33,7 % der Dauer des Teilversuchs. Im zweiten Versuchsabschnitt, also bei durchtrennter VP, betrug die maximale Widerstandskraft noch 15,5 % der Gewichtskraft der Tiere. Als die MP durchtrennt war, konnte noch eine maximale Widerstandskraft von 13,1 % gemessen werden. Im zweiten und dritten Teilversuch wurden die Maximalwerte nach 33,6 % bzw. 33,7 % der Versuchsdauer erreicht.

Die der Stauchung entgegen gesetzte Widerstandskraft betrug an den Schultergliedmaßen bei intaktem M. interosseus med. durchschnittlich 26,4 % des Körpergewichtes, an den Beckengliedmaßen 31,8 %. Bei durchtrennter VP wurden an den Vorderfüßen im Schnitt 16,6 % gemessen, bei durchtrennter MP noch 13,4 %. Die Differenz, also 15,2 % bei der VP und 3,2 % bei der MP entspricht der von der entsprechenden Struktur aufgenommenen durchschnittlichen Zugbelastung. Nach Durchtrennung der VP wurden an den Hintergliedmaßen im Schnitt 16,0 % der Gewichtskraft gemessen, bei durchtrennter MP noch 13,0 %. Entsprechend wurde hier die VP mit durchschnittlich 15,8 % der Gewichtskraft belastet, die MP mit 3,0 %.

Die Geweberelaxierung betrug im ersten Teilversuch 1,6 % der Gewichtskraft der Tiere, im zweiten Teilversuch 1,1 % und im dritten 1,2 %.

4.1.3 Messung der verrichteten Arbeit und Energiespeicherung bzw. – freisetzung

Die Werte zu den folgenden Diagrammen sind im Anhang detailliert wiedergegeben, so dass hier nur die wichtigsten Unterschiede vergleichend dargestellt werden sollen.

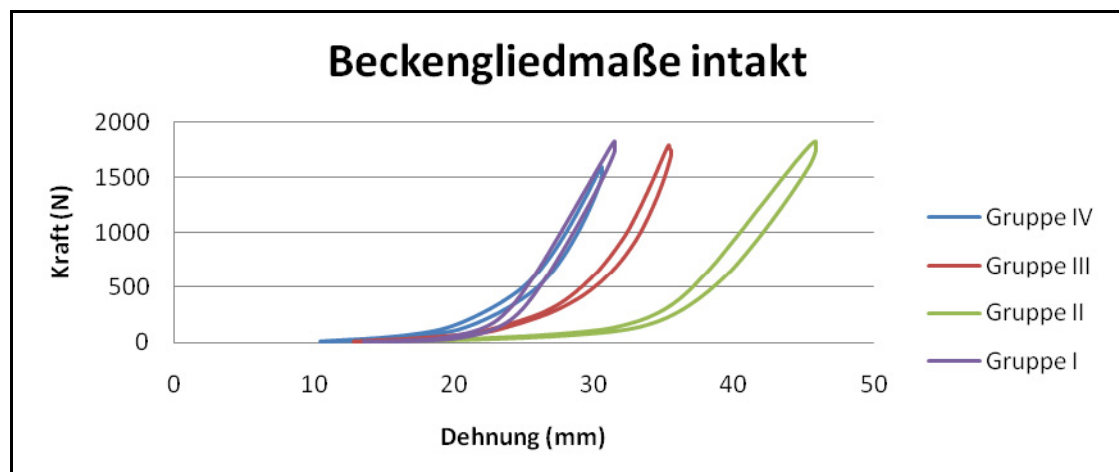
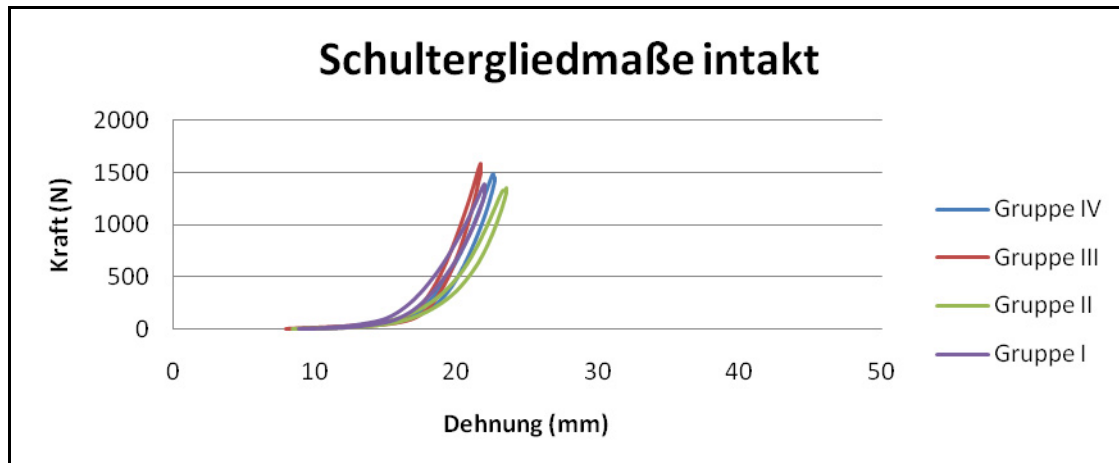
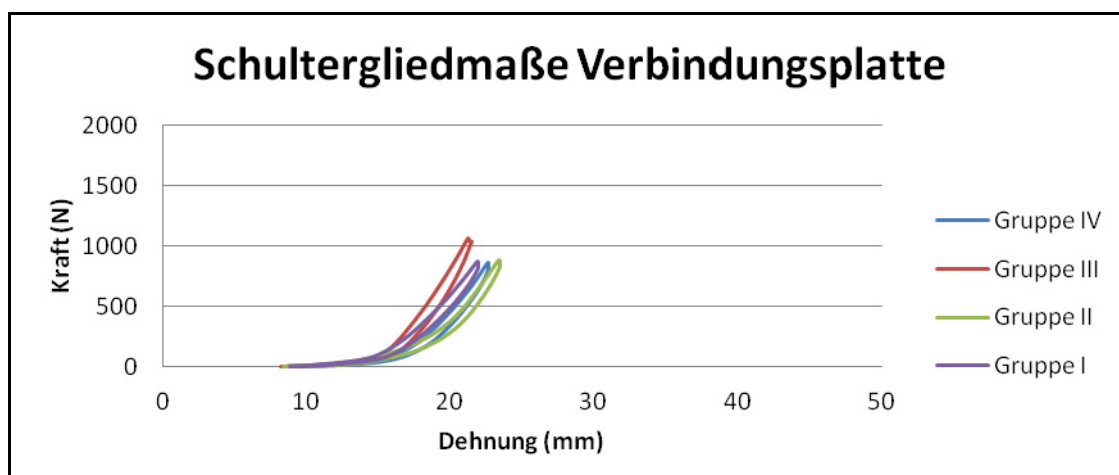


Diagramm 5: Kraft-Weg-Diagramm im Vergleich der Altersgruppen bei Präparaten mit intaktem M. interosseus medius.

Bei der Belastung des Rinderfußes mit intaktem M. interosseus med. (Diagramm 5) wurde bei den Vordergliedmaßen eine durchschnittliche Arbeit von 4,2 Nm aufgewandt um den Fuß über die definierte Strecke zu stauchen. In den Entlastungszyklen wurden durchschnittlich 3,4 Nm gemessen. Die Differenz, also 0,8 Nm, entspricht dem als Wärme freigewordenen Energieverlust. Dabei war bei diesem Teilversuch kein signifikanter Unterschied der gemessenen Arbeit im Gruppenvergleich zu erkennen. In Gruppe II wurden mit 4,4 Nm bei der Be- und

3,6 Nm bei der Entlastung der Präparate die im Gruppenvergleich an den Schultergliedmaßen höchsten Werte gemessen. Der Energieverlust betrug hier 0,8 Nm. Die geringste Arbeit wurde aufgewandt in Gruppe III mit 3,9 Nm bzw. 3,05 Nm und somit wiederum einer Differenz von 0,8 Nm.

Die Messung der Hintergliedmaßen bei intaktem M. interosseus med. ergab deutlich höhere Werte. Durchschnittlich wurden 9,4 Nm zur Stauchung des Präparates benötigt. Bei der Entlastung wurden noch 7,8 Nm gemessen, der Energieverlust betrug hier 1,6 Nm. Die Unterschiede zwischen den Altersgruppen waren deutlicher als bei den Vordergliedmaßen. Die höchsten Werte erzielte wieder die Gruppe der primiparen Tiere mit 12,4 Nm bei Be- und 10,0 Nm bei Entlastung. Der Energieverlust betrug hier 2,45 Nm. Die restlichen Werte liegen relativ nah zusammen. Am niedrigsten sind sie bei der Gruppe IV mit 7,6 Nm angewandter Arbeit bei Belastung und 6,3 Nm freiwerdender Energie bei Entlastung des Rinderfußes und einer Differenz von 1,3 Nm bei vollständig erhaltenem M. interosseus medius. In der Gruppe I betrug die Werte 8,5 Nm bei Belastung, 7,1 Nm bei Entlastung, es ergab sich eine Differenz von 1,4 Nm. Bei den Hinterfüßen der Gruppe III wurde bei der Stauchung eine Arbeit von 9,0 Nm errechnet, bei Entlastung 7,7 Nm, der Energieverlust betrug hier 1,3 Nm.



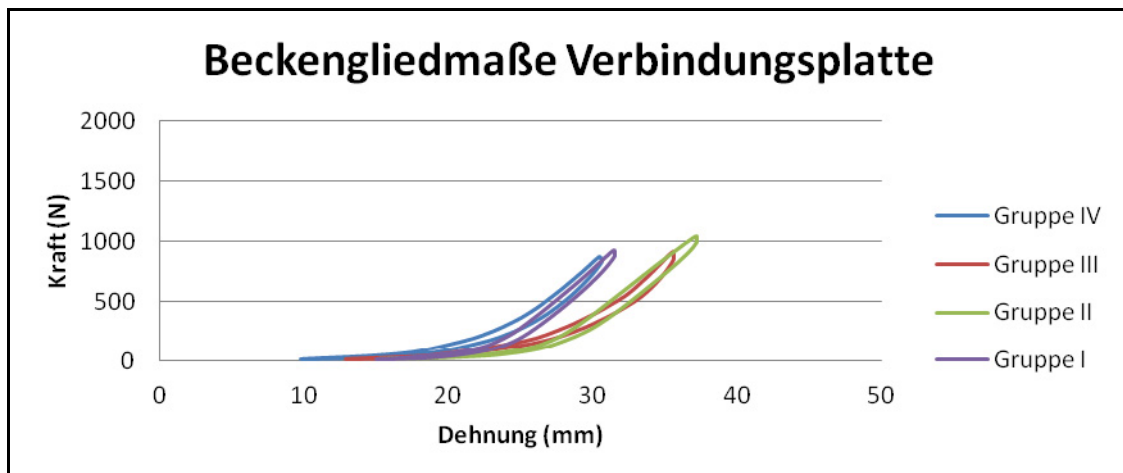


Diagramm 6: Kraft-Weg-Diagramm im Vergleich der Altersgruppen bei Präparaten mit durchtrennter Verbindungsplatte.

Die Messung der Vordergliedmaßen mit durchtrennter Verbindungsplatte (Diagramm 6) zur OBS ergab durchschnittliche Belastungswerte von 3,3 Nm bei Stauchung mit dem Standgewicht. Bei Entlastung wurden im Schnitt 2,6 Nm gemessen und der Energieverlust betrug 0,7 Nm. Die höchsten Be- und Entlastungswerte wurden hier bei Gruppe III gemessen mit 3,6 Nm bzw. 2,9 Nm. Die Differenz betrug hier 0,75 Nm. Bei der Gruppe I wurde bei Belastung eine Arbeit von 3,2 Nm errechnet, bei Entlastung 2,6 Nm, der Energieverlust betrug folglich 0,6 Nm. Die Vordergliedmaßen der Gruppe II lieferten mit 3,4 Nm bei Be- und 2,6 Nm bei Entlastung und einer Differenz von 0,7 Nm ähnliche Werte. Die niedrigsten Werte ergab die Messung bei Gruppe IV bei durchtrennter VP mit 2,9 Nm bzw. 2,3 Nm und einem Energieverlust von 0,7 Nm.

Erwartungsgemäß war die geleistete Arbeit bei den Hintergliedmaßen auch mit durchtrennter VP höher als bei den Vordergliedmaßen. Die Stauchung der Füße erforderte durchschnittlich 5,5 Nm, die gespeicherte und bei Entlastung zurückgegebene Energie betrug im Schnitt 4,5 Nm, die Differenz von 1,0 Nm stellt den Energieverlust dar. Die höchsten Werte wurden bei Gruppe II gemessen mit 6,7 Nm bei Be- und 5,5 Nm bei Entlastung und einem Energieverlust von 1,2 Nm. Die niedrigste Arbeit wurde bei den Präparaten aus Gruppe I geleistet. Hier wurden 4,7 Nm zur Stauchung aufgebracht und 3,8 Nm bei Entlastung wieder frei, die Differenz betrug 0,9 Nm. Bei den Hinterfüßen der Gruppe III wurden zur Stauchung mit durchtrennter VP 5,5 Nm benötigt, bei der Entlastung wurden 4,5 Nm frei, der Verlust betrug 1,0 Nm. In der Gruppe IV wurde in diesem Versuchsabschnitt eine

Arbeit von 5,0 Nm bei Be- und 4,0 Nm bei Entlastung ermittelt und es ergab sich eine Differenz von 1,0 Nm.

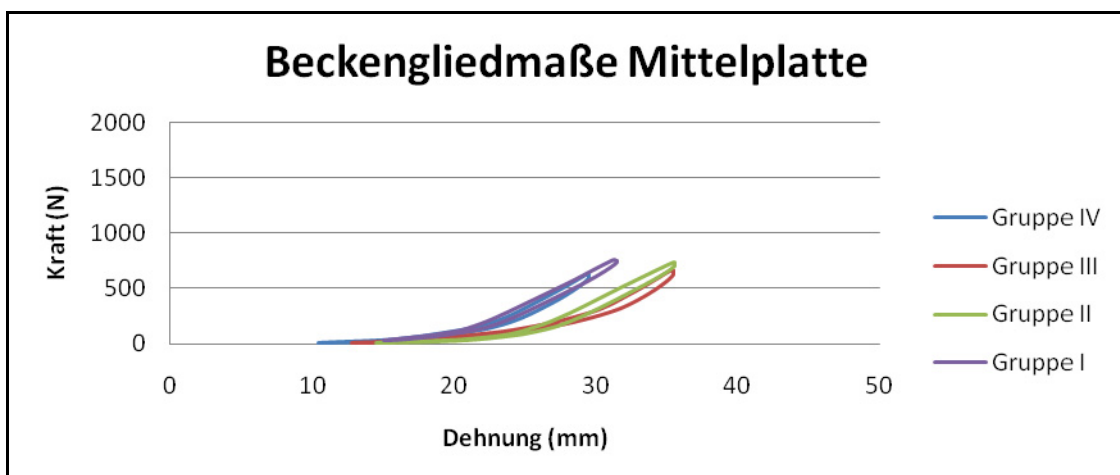
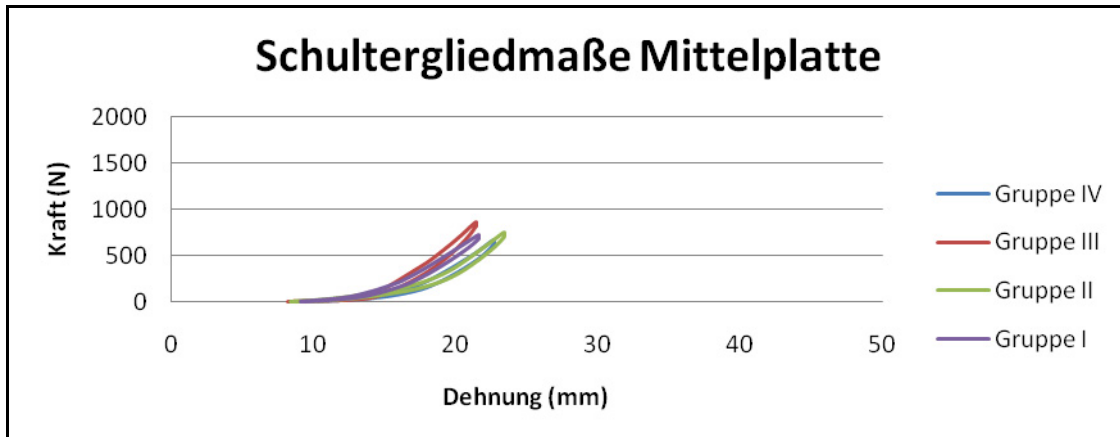


Diagramm 7: Kraft-Weg-Diagramm im Vergleich der Altersgruppen bei Präparaten mit durchtrennter Mittelplatte.

Im letzten Versuchsabschnitt wurde die Mittelplatte des M. interosseus med. durchtrennt (Diagramm 7). Bei der nachfolgenden Belastung mit dem Standgewicht wurde bei den Schultergliedmaßen eine Arbeit von durchschnittlich 3,1 Nm zur Stauchung notwendig, bei Entlastung wurden durchschnittlich 2,5 Nm gemessen. Der Energieverlust betrug hierbei 0,6 Nm. Die höchsten Werte wurden in Gruppe II und III ermittelt mit 3,4 Nm bzw. 3,3 Nm aufgebrachtener Arbeit zur Belastung und jeweils 2,7 Nm zurück gewonnener Energie in den Entlastungszyklen. Der Energieverlust betrug je 0,7 Nm. Die geringsten Werte entstanden bei Gruppe IV mit 2,7 Nm bei der Be- und 2,2 Nm bei der Entlastung mit einer Differenz von 0,6 Nm.

Bei den Vorderfüßen der Gruppe I wurden bei Belastung mit durchtrennter MP 3,2 Nm ermittelt, bei Entlastung 2,6 Nm, der Energieverlust betrug hier 0,5 Nm. Auch mit durchtrennter Mittelplatte zeigten die Beckengliedmaßen die höheren Werte. Durchschnittlich 4,5 Nm waren zur Stauchung der Rinderfüße nötig, bei der Entlastung wurden 3,8 Nm gemessen und die Differenz von 0,7 Nm entspricht dem Energieverlust durch Wärmebildung. Die höchsten Werte entstanden hier in Gruppe I mit 5,0 Nm bei Be- und 4,3 Nm bei Entlastung des Präparates und einer Differenz von 0,8 Nm. Etwas darunter lagen die Messwerte für die Gruppe III mit 4,9 Nm bzw. 4,1 Nm und einem Energieverlust von 0,8 Nm. Die niedrigste Energie war bei Gruppe IV nötig mit 3,6 Nm in der Stauchung und mit einer Rückgewinnung von 3,0 Nm, hier betrug die Differenz 0,7 Nm. In der Gruppe II wurde an den Hintergliedmaßen bei durchtrennter MP bei Belastung eine Arbeit von 4,9 Nm geleistet, bei Entlastung wurden 4,1 Nm frei und der errechnete Energieverlust betrug 0,8 Nm.

4.2 Ergebnisse der Querschnittsmessung

4.2.1 Ermittlung der Sehnenquerschnitte

Um aus den ermittelten Kräften die Belastung bezogen auf die Querschnittsfläche errechnen zu können, wurden die Ultraschallbilder zur Ermittlung der Querschnitte der einzelnen Sehnenabschnitte herangezogen. Zusätzlich wurden von 16 Gliedmaßen Fotos der Querschnittsfläche angefertigt um die Korrelation zwischen den per Fotos und durch Ultraschallaufnahmen gemessenen Querschnittsflächen zu berechnen. Die Querschnitte der Beugesehnen wurden jeweils auf halber Höhe des Röhrbeines gemessen, die von VP und MP an der Stelle ihrer Durchtrennung im Versuch.

Bei der OBS ergab sich eine Korrelation von 0,89 zwischen den durch Vermessung der Fotos ermittelten Querschnitten und denen durch Vermessung der Ultraschallaufnahmen. Die Korrelation bei der TBS betrug 0,88, die der Mittelplatte 0,76 und die Übereinstimmung bei den Querschnitten der Verbindungsplatte war 0,80.

Durch Einsetzen in die jeweilige Gleichung der Kalibriergeraden wurden die übrigen durch Ultraschallaufnahmen gemessenen Querschnittswerte korrigiert.

In der Gruppe I hatte die OBS der Hintergliedmaßen eine durchschnittliche Querschnittsfläche von $140,2 \text{ mm}^2$, die der Vordergliedmaßen betrug $121,8 \text{ mm}^2$. Der Querschnitt der TBS maß bei den Hintergliedmaßen im Schnitt $180,0 \text{ mm}^2$, der der Vordergliedmaßen $137,6 \text{ mm}^2$. Bei der Verbindungsplatte zur OBS waren die Querschnitte der Schultergliedmaßen mit durchschnittlich $122,8 \text{ mm}^2$ größer als die der Beckengliedmaßen mit $102,3 \text{ mm}^2$. Die Fläche der Mittelplatte betrug bei den Hinterfüßen $104,1 \text{ mm}^2$, bei den Vorderfüßen $107,5 \text{ mm}^2$.

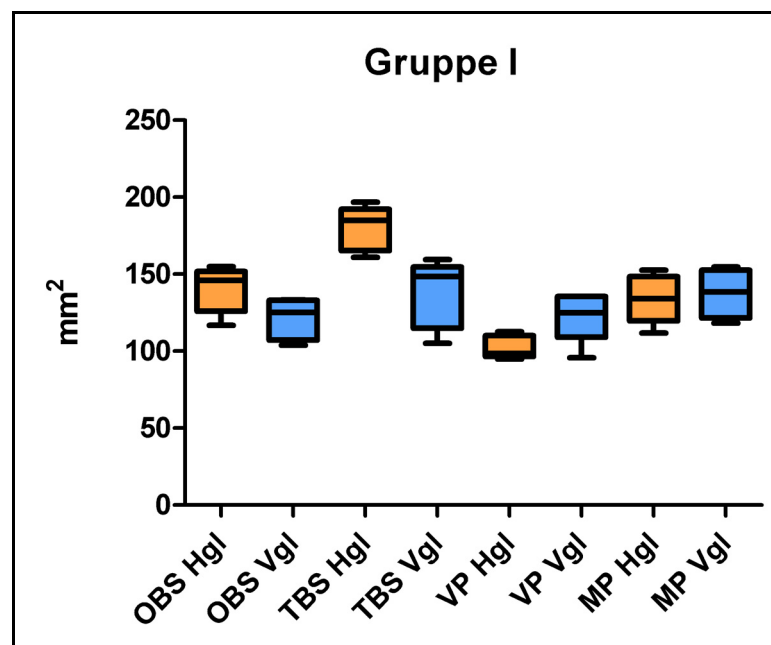


Diagramm 8: Querschnittsflächen der Sehnen in Gruppe I im Vergleich zwischen Hinter- und Vordergliedmaße.

In der Gruppe II waren die Beugesehnen der Hintergliedmaßen mit durchschnittlich $107,3 \text{ mm}^2$ bei der OBS und $151,9 \text{ mm}^2$ bei der TBS wiederum größer als die der Vordergliedmaßen. Hier betrug der Mittelwert der Querschnittsfläche der OBS $87,0 \text{ mm}^2$, der der TBS $114,8 \text{ mm}^2$. Die VP der Schultergliedmaßen war mit $109,5 \text{ mm}^2$ auch bei dieser Gruppe größer als die der Beckengliedmaßen mit im Schnitt $86,5 \text{ mm}^2$. Die MP hatte an den Vordergliedmaßen eine durchschnittliche Fläche von $129,8 \text{ mm}^2$, an den Hintergliedmaßen von $133,2 \text{ mm}^2$.

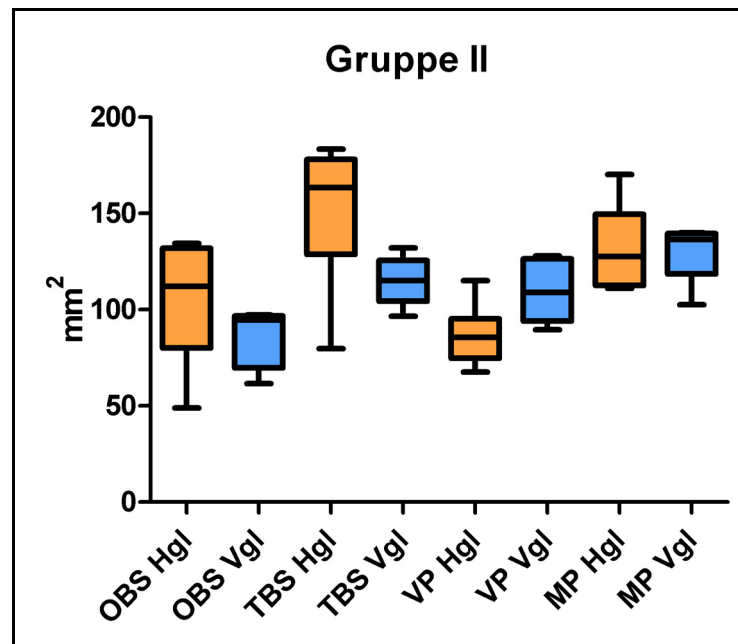


Diagramm 9: Querschnittsflächen der Sehnen in Gruppe II im Vergleich zwischen Hinter- und Vordergliedmaße.

Auch in der Gruppe III waren die OBS mit 118,5 mm² und die TBS mit 157,2 mm² größer in ihrer mittleren Querschnittsfläche als die gleichen Sehnen an den Vordergliedmaßen mit 97,7 mm² bzw. 114,1 mm². Die VP war auch in dieser Altersgruppe mit 110,4 mm² bei den Schultergliedmaßen in ihrem Querschnitt größer als an den Beckengliedmaßen mit 94,9 mm². Bei der Mittelplatte ergab sich wiederum kein signifikanter Unterschied zwischen der Fläche der Hintergliedmaßen mit 123,7 mm² und der der Vordergliedmaßen mit 120,7 mm².

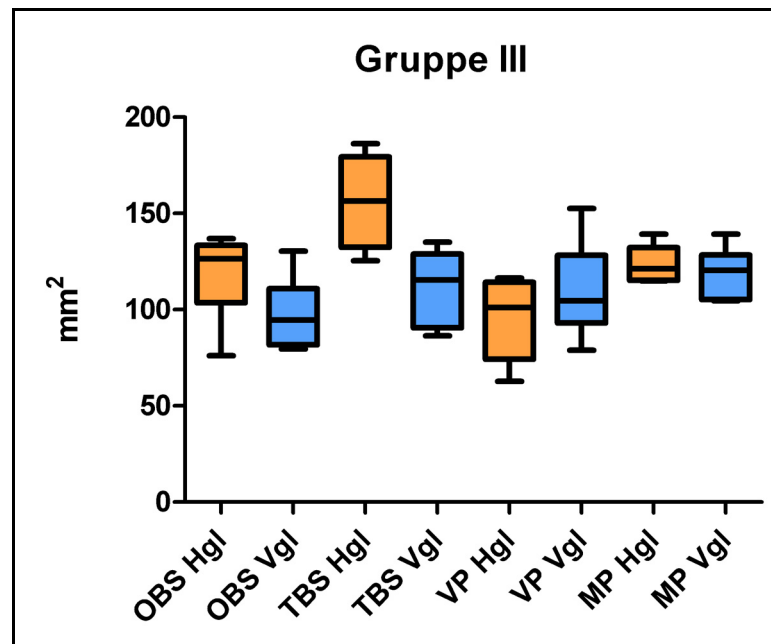


Diagramm 10: Querschnittsflächen der Sehnen in Gruppe III im Vergleich zwischen Hinter- und Vordergliedmaße.

Bei den ältesten Tieren, die in der Gruppe IV zusammengefasst waren, betrug der Mittelwert der Querschnittsfläche bei der OBS der Hintergliedmaßen $107,2 \text{ mm}^2$ im Gegensatz zu dem der Vordergliedmaßen mit $98,9 \text{ mm}^2$. Die TBS waren an den Hinterfüßen auch hier mit $152,7 \text{ mm}^2$ deutlich stärker als an den Vorderfüßen mit im Schnitt $117,3 \text{ mm}^2$. Die Verbindungsplatten der Schultergliedmaßen waren in dieser Altersgruppe mit durchschnittlich $128,0 \text{ mm}^2$ Querschnittsfläche etwas größer als die der Beckengliedmaßen mit $123,3 \text{ mm}^2$. Die Mittelplatte der Hinterfüße war im Schnitt $127,2 \text{ mm}^2$ stark, die der Vorderfüße $132,4 \text{ mm}^2$.

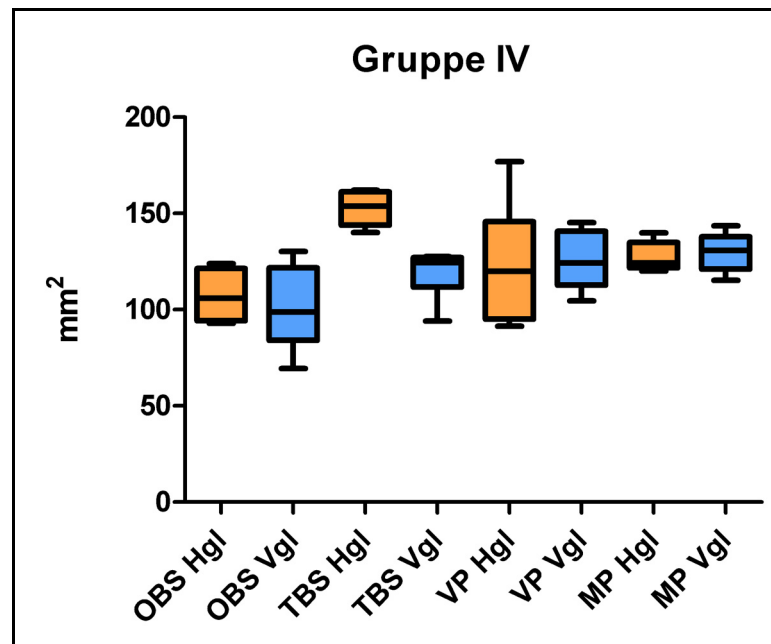


Diagramm 11: Querschnittsflächen der Sehnen in Gruppe IV im Vergleich zwischen Hinter- und Vordergliedmaße.

Insgesamt lässt sich feststellen, dass die Querschnitte der OBS auf halber Höhe des Röhrbeines bei den Beckengliedmaßen im Schnitt 12 % größer waren als die der Vordergliedmaßen. Die TBS war an den Hinterfüßen sogar um 35 % stärker in ihrer Fläche als an den Vorderfüßen. Dafür zeigte sich vorne die Verbindungsplatte zur OBS stärker ausgebildet und im Schnitt um 10,2 % größer im Querschnitt als die gleiche Struktur an den Hintergliedmaßen. Bei der Mittelplatte ergaben sich im Vergleich Vorder- zu Hintergliedmaße keine signifikanten Unterschiede.

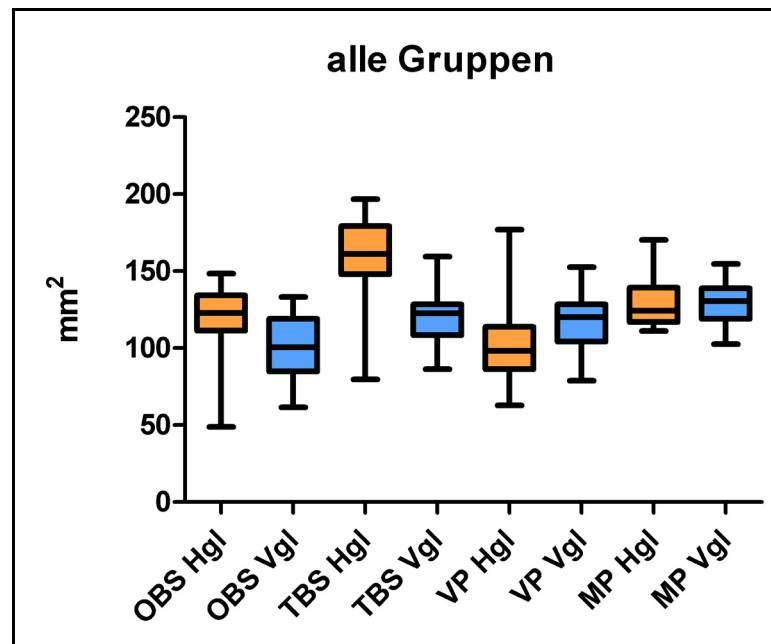


Diagramm 12: Querschnittsflächen der Sehnen aller Altersgruppen im Vergleich zwischen Hinter- und Vordergliedmaße.

In der Gruppe der jüngsten Tiere wurden mit Werten bis zu 196,7 mm² bei der TBS der Hintergliedmaße des Tieres I 05 die höchsten Werte gemessen. Hier betrug der Durchschnittswert der Fläche der TBS 180,1 mm², bei der Gruppe II 151,9 mm², bei der Gruppe III 157,2 mm² und bei der Gruppe IV 152,7 mm². Auch die OBS der Hintergliedmaßen der Tiere der Gruppe I war mit 140,2 mm² im Schnitt deutlich größer als die der anderen Gruppen mit Werten von 107,3 mm² bis 118,5 mm².

Bei den Vordergliedmaßen maß der durchschnittliche Querschnitt der TBS 137,6 mm² in der Gruppe I, die Werte der übrigen Gruppen liegen zwischen 114,9 mm² und 118,6 mm². Ähnlich zeigte es sich bei der OBS der Vordergliedmaßen, deren Querschnitt im Mittel bei der Gruppe der nulliparen Tiere 121,8 mm² betrug, bei den anderen Gruppen 87,0 mm² bis 100,8 mm².

Die VP hatte in Gruppe IV den größten Querschnitt mit 128,0 mm² vorne und 123,3 mm² hinten. Bei den niedrigeren Gruppen, also den jüngeren Tieren, lagen die Werte zwischen 109,5 mm² und 122,8 mm² an den Vordergliedmaßen und zwischen 86,6 mm² und 102,3 mm² an den Hintergliedmaßen.

Die durchschnittlichen Querschnittsflächen der MP waren im Altersvergleich wie auch im Vergleich zwischen vorne und hinten ziemlich einheitlich und betragen im Schnitt 128,7 mm² an den Schultergliedmaßen und 128,6 mm² an den Beckengliedmaßen (120,7 mm²-137,5 mm²).

4.2.2 Belastung pro Flächeneinheit

Aus der Differenz der ermittelten Widerstandskraft bei Belastung des intakten M. interosseus med. und nach Durchtrennung der Verbindungsplatte kann man auf die von ihr abgefangene Kraft schließen. Genauso verfahren wurde mit der Mittelplatte, hier wurde die gemessene Widerstandskraft nach Durchtrennung der Mittelplatte von der ermittelten Kraft nach Durchtrennung der VP abgezogen. Durch Division dieser Differenzen durch die jeweiligen Sehnenquerschnittsflächen wurde die Belastung pro Flächeninhalt in mm^2 errechnet, die Spannung ($\text{N}/\text{mm}^2 = \text{MPa}$).

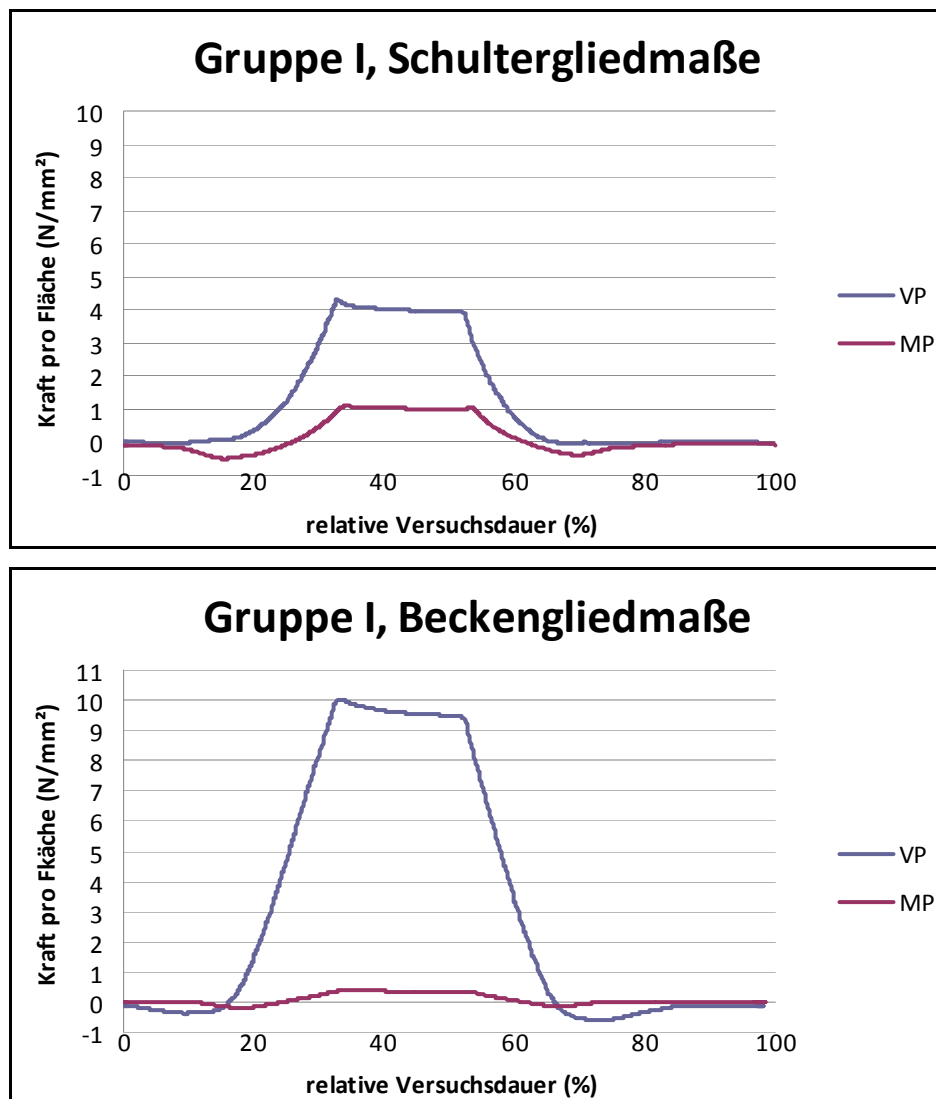


Diagramm 13: Zeitlicher Verlauf der Spannung (MPa) in VP und MP während des Versuchs in Gruppe I.

In der Gruppe I wurden Spannungen von bis zu $4,32 \text{ N/mm}^2$ an der Verbindungsplatte der Vordergliedmaßen ermittelt. Die Mittelplatte wurde hier mit $1,09 \text{ N/mm}^2$ belastet. Die Werte für die Spannung in der VP der Hintergliedmaßen waren mit bis zu $10,23 \text{ N/mm}^2$ in dieser Gruppe mehr als doppelt so hoch. Allerdings war die Mittelplatte hier nur mit bis zu $0,38 \text{ N/mm}^2$ belastet.

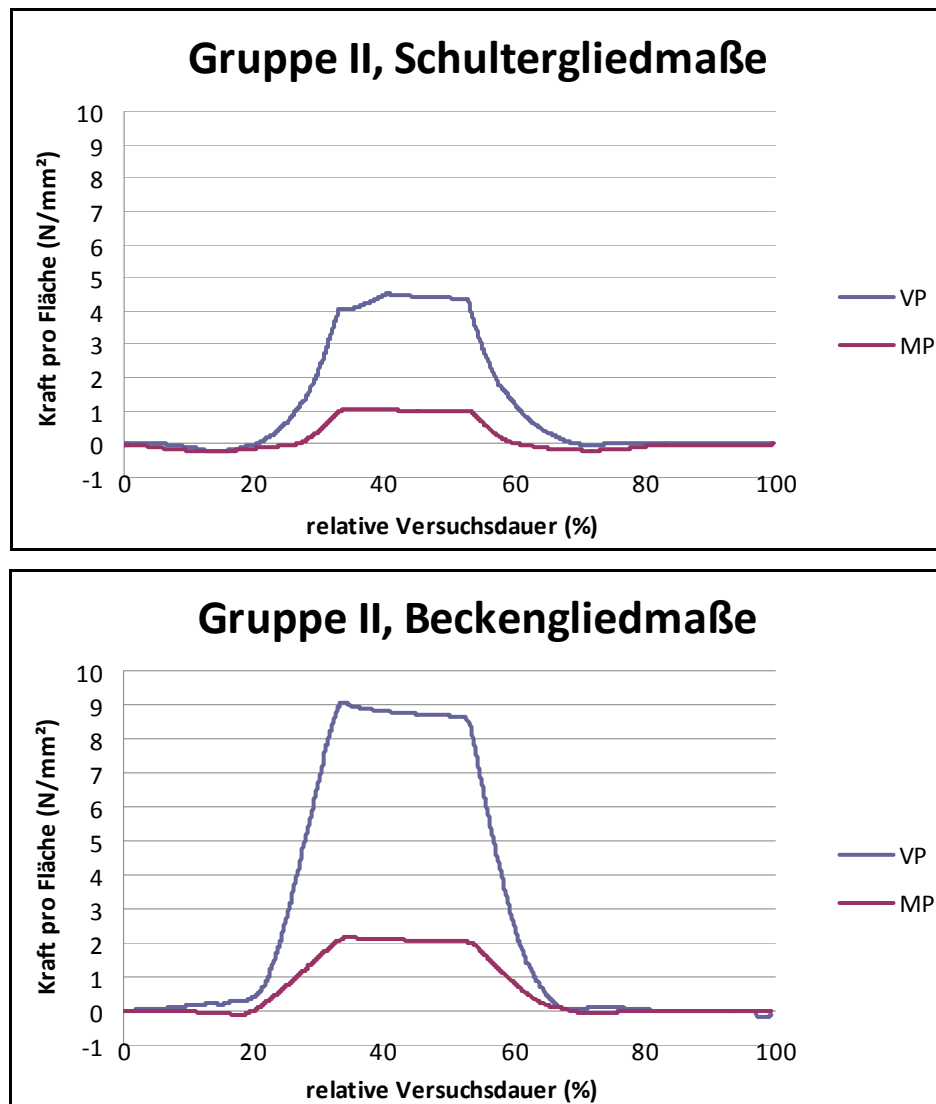


Diagramm 14: Zeitlicher Verlauf der Spannung (MPa) in VP und MP während des Versuchs in Gruppe II.

Die Spannung in der VP der Vordergliedmaßen aus der Gruppe II erreichte Werte von bis zu $4,50 \text{ N/mm}^2$. An der Mittelplatte lagen die berechneten Werte bei bis zu $1,05 \text{ N/mm}^2$. Auch die an den Hintergliedmaßen ermittelten Spannungen der VP waren in der Gruppe II deutlich höher verglichen mit der Schultergliedmaße, wenn

auch nicht ganz so hoch wie in Gruppe I. Die an der VP der Beckengliedmaßen der Gruppe II ermittelten Spannungen erreichten Werte von bis zu 9,06 N/mm². An der Mittelplatte wurden in dieser Gruppe jedoch Werte von bis zu 2,16 N/mm² gemessen.

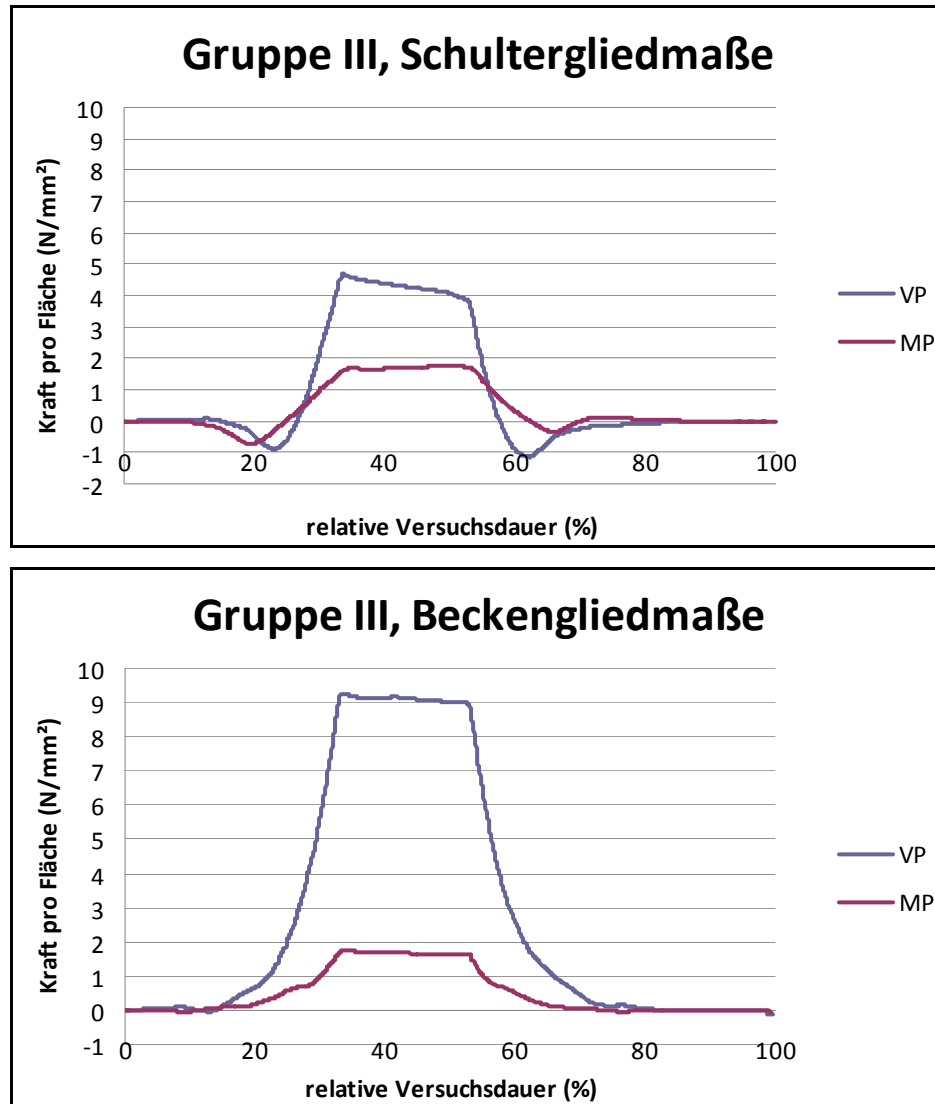


Diagramm 15: Zeitlicher Verlauf der Spannung (MPa) in VP und MP während des Versuchs in Gruppe III.

In Gruppe III betrug die errechnete Spannung der Verbindungsplatte zur OBS an den Vordergliedmaßen bis zu 4,67 N/mm², bei der Mittelplatte bis zu 1,67 N/mm² bei Belastung mit 55 % Körpergewicht im Stand. Wieder waren die an den Hintergliedmaßen gemessenen Werte an der VP ungefähr doppelt so hoch: diese betragen für die VP der Beckengliedmaße bis zu 9,25 N/mm², für die Mittelplatte bis zu 1,75 N/mm².

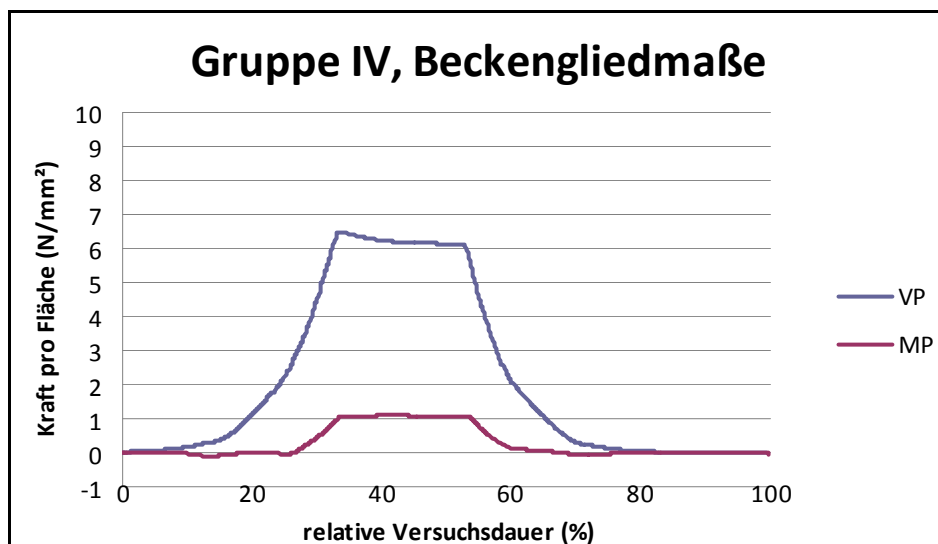
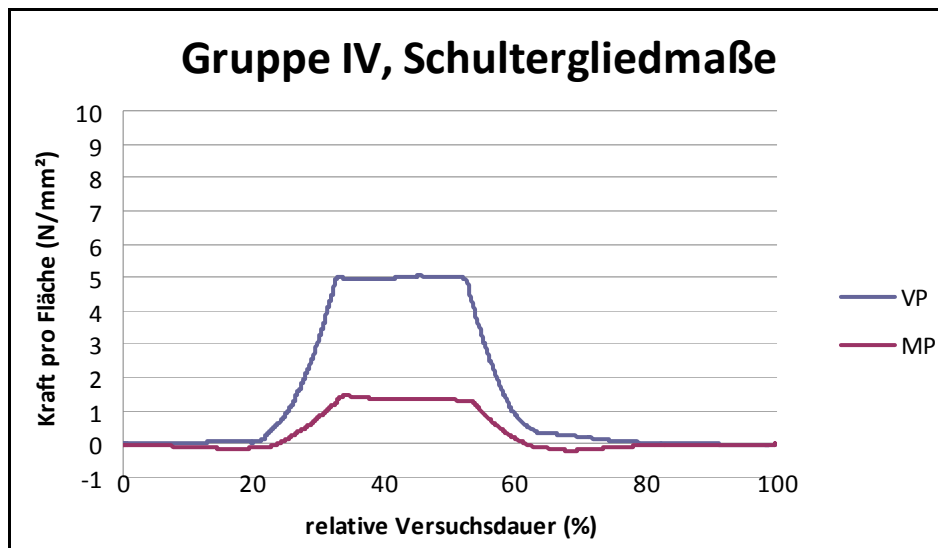


Diagramm 16: Zeitlicher Verlauf der Spannung (MPa) in VP und MP während des Versuchs in Gruppe IV.

Bei den ältesten Tieren in Gruppe IV bestand von allen Gruppen der mit Abstand kleinste Unterschied bei den an der Verbindungsplatte gemessenen Dehnungsspannungen zwischen Schulter- und Beckengliedmaße. Die VP wurde an der Schultergliedmaße mit bis zu 5,02 N/mm² unter Dehnungsspannung gesetzt, an der Beckengliedmaße wurden Werte bis 6,49 N/mm² erreicht. An der Mittelplatte der Vorderfüße stieg die Spannung bis auf 1,45 N/mm², an der der Hinterfüße bis auf 1,10 N/mm² an.

Insgesamt lässt sich feststellen, dass die VP der Hintergliedmaßen in Gruppe I-III eine etwa doppelt so hohe Dehnungsspannung erfuhr wie die gleiche Struktur an den

Vordergliedmaßen. Dies wird dadurch noch verstärkt, dass der Querschnitt der VP der Vorderfüße im Schnitt 10,2 % größer war als der Sehnenquerschnitt der Hinterfüße. Lediglich bei den älteren Tieren der Gruppe IV, die zum Zeitpunkt der Schlachtung im Schnitt 9,6 Jahre alt waren und mindestens 5 Abkalbungen hinter sich hatten, sind die Unterschiede sowohl in den Querschnitten als auch die Dehnungsspannungen der VP deutlich weniger unterschiedlich. Die VP der Vordergliedmaßen maß hier mit $125,0 \text{ mm}^2$ nur $1,8 \text{ mm}^2$ mehr im Querschnitt als die der Hintergliedmaßen. Dafür wiesen die Verbindungsplatten zur OBS von Vorder- und Hinterfüßen bei den Tieren der Gruppe IV im Durchschnitt eine um 20 % größere Querschnittsfläche auf als der Durchschnitt aller Verbindungsplatten der Gruppen I-III.

Die höchsten Werte an der VP wurden an den Hintergliedmaßen der nulliparen Tiere in Gruppe I ermittelt. Dies hängt nicht mit dem Sehnenquerschnitt zusammen, der dort mit durchschnittlich $102,3 \text{ mm}^2$ sogar größer war als an den Hinterfüßen der Gruppen II und III mit $86,5 \text{ mm}^2$ bzw. 94 mm^2 . Auch das Körpergewicht der jüngsten Tiere lag mit einem Durchschnittswert von 544 kg in Gruppe I unter den Körpergewichten in den Gruppen II (582 kg) und III ($619,4 \text{ kg}$) und war gleich mit dem Durchschnittsgewicht in der Gruppe IV.

Bei der Mittelplatte lässt sich anhand der ermittelten Werte keine Abhängigkeit von der Altersgruppe oder der Gliedmaße erkennen. Auch ihre Querschnittsfläche war mit Werten zwischen $120,7 \text{ mm}^2$ - $137,5 \text{ mm}^2$ quer durch alle Altersgruppen und unabhängig von Zugehörigkeit zu Vorder- oder Beckengliedmaße ziemlich einheitlich. Allerdings weicht die Dehnungsspannung der MP der Hintergliedmaßen in Gruppe I mit $0,38 \text{ N/mm}^2$ deutlich vom Bereich der sonst ermittelten Werte ab ($1,05 \text{ N/mm}^2$ bis $2,16 \text{ N/mm}^2$). In Gruppe I ist die Dehnungsspannung der belasteten MP an den Vorderfüßen um das 2,9fache höher als die an den Hintergliedmaßen. In Gruppe II hingegen waren die ermittelten Werte an der MP der Hintergliedmaßen um 105,7 % höher als die an den Vordergliedmaßen gemessenen Maximalspannungen. In Gruppe III beträgt dieser Unterschied nur 4,8 %. In Gruppe IV ist nun wieder die an den Schultergliedmaßen ermittelte Widerstandskraft höher als jene an den Beckengliedmaßen, und zwar um 31,8 %.

5 Diskussion

5.1 Methodik

5.1.1 Auswahl der Tiere

Ziel der Arbeit war es, mittels Belastungsversuchen die biomechanische Funktion verschiedener sehniger Abschnitte des M. interosseus med. beim Rind zu ermitteln. Dabei handelt es sich um eine grundsätzliche Fragestellung, so dass auf das bereits im Institut für Tieranatomie vorhandene Versuchsgut zugegriffen werden konnte. In die Untersuchung aufgenommen wurden 51 Füße von 29 verschiedenen Tieren, deren Alter, Gewicht, Rasse und Abkalbungszahl dokumentiert waren. Es wurden nur Gliedmaßen weiblicher Tiere in die Untersuchung aufgenommen. Für diese konnten Vergleiche zwischen den Gegebenheiten an den Vorder- und Hintergliedmaßen somit ebenso gut angestellt werden wie Vergleiche zwischen den einzelnen Altersgruppen. Vergleiche zwischen den Geschlechtern waren hingegen in dieser Untersuchung nicht möglich. Da aber der Aufbau und die Funktion des M. interosseus med. grundsätzlich bei beiden Geschlechtern gleich ist, lassen sich zumindest Rückschlüsse auf die Verhältnisse bei Bullen ziehen, wenn auch zu erwarten ist, dass die Absolutwerte der Messergebnisse wohl anders ausfallen könnten.

Insgesamt kamen 25 Vorder- und 26 Hintergliedmaßen in die Untersuchung, 5 Tiere gehörten der Gruppe I an, 7 Tiere der Gruppe II, 8 Tiere der Gruppe III und 9 der Gruppe IV. Da einige Füße vom Schlachtprozess im Bereich des Ursprunges bzw. der Seitenstränge des M. interosseus med. beschädigt waren und somit nicht mehr von normalanatomischen Gegebenheiten ausgegangen werden konnte, mussten diese aus der Untersuchung genommen werden.

5.1.2 Präparation

Die vorhandenen Rinderfüße waren bis zur Untersuchung dicht eingepackt bei -20°C gelagert worden und wurden dann vor den Messungen 24 Std. im Kühlraum bei $+5^{\circ}\text{C}$ in isotonischer Kochsalzlösung aufgetaut. Nach Widauer (2006) ist die Gewebebeschaffenheit nach Tiefkühlung und Auftauen durchaus vergleichbar mit

dem frischen Gewebe. Sie kam dabei auf einen Korrelationskoeffizienten von 0,6 (WIDAUER, 2006). Unabhängig von den Überlegungen zu einer Übertragbarkeit von Ergebnissen, die an tiefgefrorenen und aufgetauten Präparaten gewonnen wurden, auf lebende Tiere, ist die Vergleichbarkeit innerhalb des Versuches jedoch durchaus gegeben, da alle Präparate nach dem gleichen Prozedere verarbeitet wurden.

Im Zuge der Präparation wurde die Haut abgezogen und die Sehnen freigelegt. Die OBS und die TBS wurden zwischen dem proximalen und dem mittleren Drittel des Röhrlbeines abgesetzt. Bei der Präparation der Verbindungsplatte zur OBS sowie der Mittelplatte des M. interosseus med. musste viel lockeres Bindegewebe entfernt werden. Hierbei wurde stumpf präpariert um die Sehnenanteile nicht zu verletzen, die makroskopisch teilweise schwer vom umgebenden Bindegewebe zu trennen waren. Um die einzelnen Anteile des M. interosseus med. distal sauber von einander zu trennen, musste die gemeinsame Fesselbeugesehnnenscheide eröffnet werden sowie der Recessus palmaris des Fesselgelenkes. Die Bänder des Fesselgelenkes wurden geschont. In wie weit die Eröffnung der Sehnnenscheide die Biomechanik des Fußes verändert, ist nicht bekannt, es kann aber davon ausgegangen werden, dass diese Veränderungen vor allem die Beugesehnen betreffen und nicht so sehr den M. interosseus med. selbst. Dieser umspannt nicht das gesamte Fesselgelenk auf seiner Palmarseite, sondern setzt an den Gleichbeinen an und gibt Schenkel zu den Strecksehnen ab.

Die Füße waren bereits im Sinne der Funktionellen Klauenpflege bearbeitet worden, um eine physiologische Winkelung bei der Belastung zu erzeugen. Des Weiteren waren proximal die laterale und mediale Verbreiterung der Epiphyse mit einer Bandsäge parallel zur Längsachse abgesägt worden, um eine plane Fläche zu schaffen. Dabei wurde streng darauf geachtet, dass durch die Schnitfführung der Ursprung des M. interosseus medius nicht beschädigt wurde. Knapp unter der Gelenkfläche wurde dann im begradiigten Bereich im rechten Winkel zur Längsachse des Fußes ein Bohrloch angelegt, um das Präparat mit einem Bolzen in der Materialprüfmaschine befestigen zu können. Durch das rechtwinkelige Anlegen des Bohrlochs wurde eine plane Fußung und gleichmäßige Druckverteilung im Versuch gewährleistet.

5.1.3 Ultraschalluntersuchung und Ermittlung der Sehnenquerschnitte

Um einer Veränderung der Morphologie durch Austrocknen entgegenzuwirken wurden die im Bad aus isotonischer NaCl-Lösung aufgetauten Präparate auch in isotonischer Kochsalzlösung der Ultraschalluntersuchung unterzogen. Zur Standardisierung der Messungen wurden die Beugesehnen jeweils in halber Höhe des Röhrbeines, die VP sowie die MP an der späteren Durchtrennungsstelle rechtwinkelig vermessen. Die entstandenen Bilder der einzelnen Sehnenquerschnitte wurden gespeichert und der Flächeninhalt gemessen. Die ultrasonographische Abgrenzung der einzelnen Strukturen war dank der vorangegangenen Entfernung des lockeren Bindegewebes und des guten Kontrastes im sich schwarz darstellenden Wasserbad gut vorzunehmen.

In Anlehnung an die Vorgehensweise von Bosch (2007) wurden die anatomischen Querschnittsmessungen als Goldstandard zur Kalibrierung der Ultraschallaufnahmen verwendet (BOSCH, 2007). Dazu wurden an 16 zufällig ausgewählten Gliedmaßen Fotos der Sehnenquerschnitte angefertigt und deren Flächeninhalt gemessen. Dabei wurde darauf geachtet, die Querschnitte in gleicher Höhe wie die Ultraschallaufnahmen anzufertigen und direkt im 0° Winkel zu fotografieren um eine korrekte Messung und damit gute Vergleichbarkeit sicherzustellen. Allerdings war es nicht möglich, die Fotos direkt im Anschluss an die Ultraschalluntersuchung zu machen, da die Präparate durch das Anschneiden der Sehnen zerstört und für den Zugversuch untauglich wurden. Daher lag zwischen dem Erstellen der Ultraschallbilder und dem Aufnehmen der Fotos der Belastungsversuch. Eine signifikante Veränderung des Gewebes kann allerdings ausgeschlossen werden, da im Versuch nur mit physiologischen Kräften belastet wurde in deren Bereich die Sehnen sich vollkommen elastisch verhalten. Die Vergleichbarkeit von Fotos und Ultraschallbildern ist also gegeben. Es wurden Korrelationen zwischen 0,76 (MP) und 0,89 (OBS) ermittelt und zur weiteren Verwendung die per Ultraschall ermittelten Querschnitte durch Einsetzen in die entsprechende Geradengleichung mit den Fotos kalibriert.

5.1.4 Belastungsversuch

Es sollte eine möglichst physiologische Belastung simuliert werden, daher wurde die Belastung im Stand der Ruhe aus dem Körpergewicht errechnet, wobei der Tatsache Rechnung getragen wurde, dass die Vorderhand mit 55 % des Körpergewichtes etwas stärker belastet ist (TOUSSAINT-RAVEN, 1977). So wurde zunächst die eintretende Stauchung des Fußes ermittelt bei Belastung der auf der Zehenspitze fußenden Gliedmaße mit dem Standgewicht. Um eine einheitliche Ausgangsposition zu erlangen, wurden alle Füße so eingespannt, dass die Zehen gerade rutschfest auf dem Holzblock positioniert waren. Die ermittelte Stauchungsstrecke wurde zur Grundlage der weiteren Versuche genommen. Ein weiterer kraft geregelter Verlauf des Versuches war nicht möglich, da nach Durchtrennung des Unterstützungsbandes die Belastbarkeit des Fesseltrageapparates so herabgesetzt war, dass es bei alleiniger Belastung der Mittelplatte zu irreversiblen Schädigungen im Gewebe kam und der Bereich der elastischen Dehnbarkeit dieser Struktur überschritten wurde.

Da bei wiederholter Be- und Entlastung des Gewebes eine gewisse Relaxierung eintrat und die Dehnbarkeit sich erhöhte, wurden die Zyklen 40mal wiederholt und nur die letzten fünf durch Mittelwertbildung für die folgenden Versuche herangezogen. In diesen letzten fünf Zyklen konnte keine weitere Veränderung der Dehnungsstrecke mehr beobachtet werden, sie blieb praktisch konstant.

In den weiteren Versuchsabschnitten wurde dann lagegeregelt belastet, um das Präparat nicht durch zu große Kräfte zu schädigen, die durch den dann bereits größtenteils zerstörten M. interosseus med. nicht mehr aufgenommen werden konnten. So wurden die Kräfte für die Stauchung des Präparats um die gleiche Strecke wie in der Ausgangsmessung ermittelt. Dazu wurden die Präparate wieder 40mal be- und entlastet bis die Relaxierung abgeschlossen war und die Werte konstant blieben.

Messungen an den Präparaten waren naturgemäß nach der sukzessiven Durchtrennung der einzelnen Sehnenabschnitte nur einmalig möglich.

Es fiel auf, dass die ermittelten Widerstandskräfte bei festgelegter Dehnung höher waren, als im vorangegangenen Arbeitsschritt, bei dem mit dem Standgewicht eben jene Dehnung erzielt worden war. Da die Präparate in der Zwischenzeit nicht ausgespannt worden waren, kann ein Lagerungsproblem ausgeschlossen werden. Auch die Gewebeveränderungen im Sinne einer Relaxierung sollten eher zu

niedrigeren Werten führen als im voran gegangenen Versuch. Insofern muss von gewissen Messungenauigkeiten ausgegangen werden. Teilweise kam es zu deutlichen Unterschieden bei den Messergebnissen einzelner Füße auch innerhalb der Altersgruppen und der Zugehörigkeit zu Vorder- oder Hintergliedmaße. Es wurden für diesen Versuch zwar alle Präparate nach dem gleichen Schema vorbereitet, aber es ist nicht genau bekannt wie jede Gliedmaße im Rahmen vorangegangener Versuche bereits behandelt worden war. Eventuell liegt hierin die Ursache für einige hervorstechende Werte. Dennoch bleibt anzumerken, dass teilweise deutliche grobsinnliche anatomische Unterschiede bestanden innerhalb der Gruppen hinsichtlich Größe des Fußes, Umfang der Sehnen und Form und Beschaffenheit der VP und der MP des M. interosseus med. Eine gewisse biologische Varianz erscheint demnach sehr wahrscheinlich.

Eine Schwäche des Versuchsaufbaus ist der Umstand, dass die Beugesehnen nicht belastet werden konnten. Diese würden das Einsinken des Fesselgelenks bei der oben angegebenen Belastung der Gliedmaße und damit entsprechender Anspannung abgeschwächt haben. Dadurch weicht die Belastung des gesamten Fesseltrageapparates von den physiologischen Gegebenheiten ab, lässt aber innerhalb des Versuchs Schlüsse auf die Funktion der verschiedenen Abschnitte des M. interosseus medius zu.

5.2 Funktionelle Anatomie

5.2.1 Morphologie

Die Morphologie der Strukturen des Fesseltrageapparates des Rindes wurde in vorliegender Arbeit makroskopisch, ultrasonographisch, und durch Fotografien von Sehnenquerschnitten erfasst. Die grobe Einteilung umfasst den Körper des M. interosseus, der die verschmolzenen M. interossei III und IV vereint. Daraus gehen die Seitenstränge mit tiefen Ästen zu den abaxialen Sesambeinen hervor und oberflächlichen Ästen, die an die Strecksehnen ziehen. Die Mittelplatte teilt sich proximal des Fesselgelenkes auf in die Seitenschenkel und die Interdigitalschenkel. Erstere inserieren an den axialen Sesambeinen. letztere verbinden sich dorsal von axial her mit den jeweiligen Strecksehnen.

Der für diese Untersuchung besonders wichtige Abschnitt war die Verbindungsplatte zu der OBS. Diesem wurde im Rahmen dieser Untersuchung besondere Aufmerksamkeit geschenkt. Liebich beschreibt es als auf halber Höhe des Metacarpus entspringende Verbindungsplatte, die sich auf Fesselgelenkhöhe in zwei Schenkel aufteilt, um in die OBS im Bereich der Manica flexoria einzustrahlen (LIEBICH et al., 2001). Im Rahmen der vorliegenden Arbeit zeigte sich eine gewisse Variabilität dieser Struktur hinsichtlich Dicke und Breite sowie der Aufteilung in zwei Schenkel. Diese erfolgte teilweise schon deutlich proximal des Fesselgelenkes, teilweise auch erst distal der Durchtrennungsstelle im Versuch.

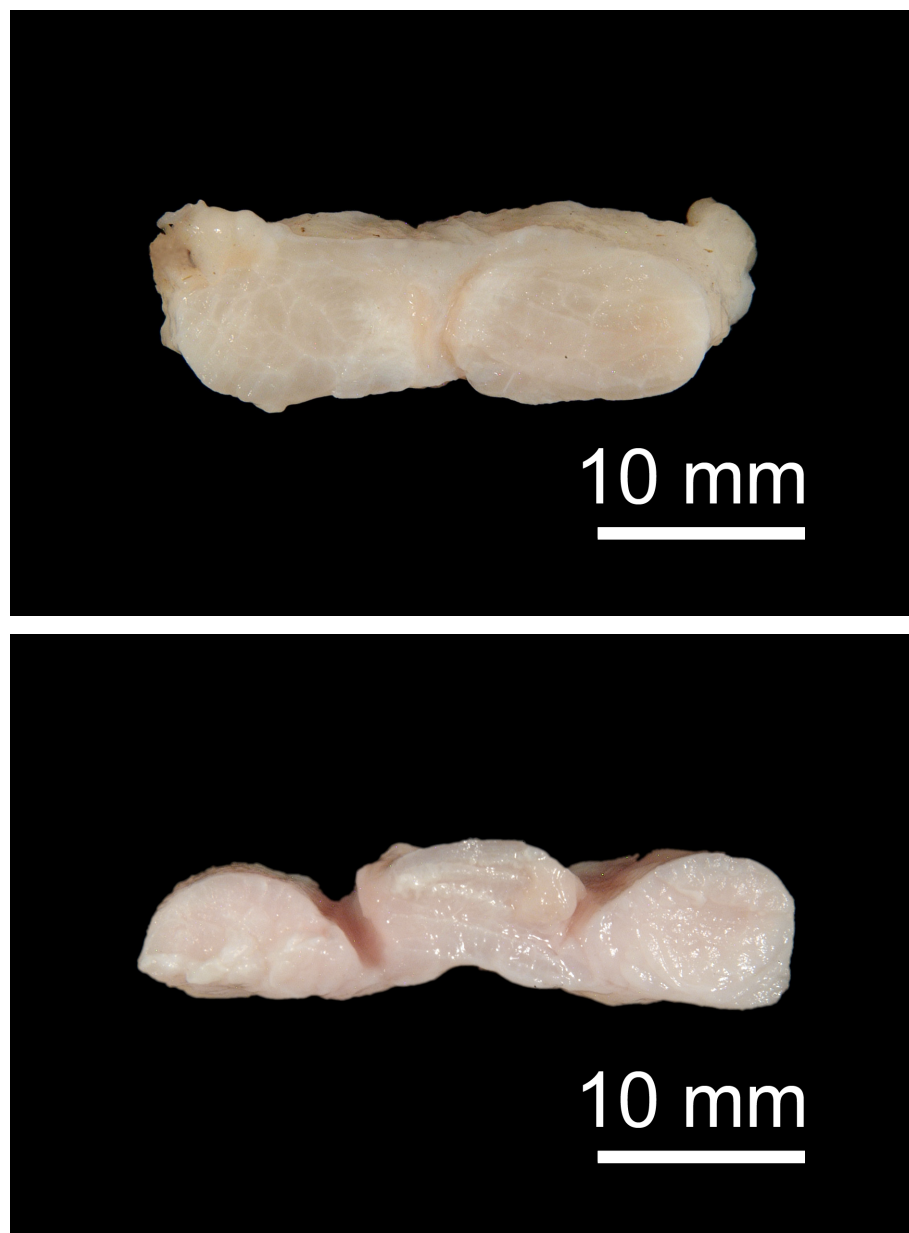


Abbildung 11: unterschiedliche Form des Querschnittes der Mittelplatte am Beispiel der Hintergliedmaße der Tiere I 06 (oben) und I 05

Die Mittelplatte (Abbildung 11) verhielt sich ebenfalls uneinheitlich. Teilweise stellte sie sich als einheitliche, flache Sehne dar. Teilweise war eine Aufteilung in zwei Bäuche zu erkennen proximal der Aufteilung in die an die axialen Gleichbeine ziehenden Anteile. Dies mag ein Resultat des ursprünglichen Vorliegens der Mm. interossei III und IV sein, die individuell verschieden stark verschmolzen sind. In einigen Fällen trat aber auch ein dreigliedriger Querschnitt auf, der wohl aus einer Verschmelzung der axialen Anteile der embryologischen Anlage III und IV zu erklären ist. Des Weiteren wirkte die Mittelplatte in vielen Fällen muskulös durchsetzt und stellte sich entsprechend oftmals im Ultraschall schlecht abgrenzbar dar.

5.2.2 Biomechanische Bedeutung des M. interosseus med. beim Rind

Ziel der Arbeit war es, einen Überblick zu erlangen über die biomechanischen Gegebenheiten hinsichtlich der Hyperextension des Fesselgelenkes und deren Stabilisation beim Rind. Die Hauptaufgabe dieser Stabilisation übernimmt der M. interosseus med., der eine bandartige Verspannung palmar bzw. plantar des Röhrbeines darstellt. Er verbindet das proximale Röhrbein mit den Gleichbeinen und über seine Verbindungsplatte mit der OBS, sowie über seine Seitenschenkel mit den Strecksehnen. Damit wird eine passive und nur in engen Grenzen elastische Stabilisation des schon im Stand der Ruhe in Hyperextension befindlichen Fesselgelenkes gewährleistet. Die dabei auftretenden Kräfte und Bewegungen wurden in dieser Arbeit gemessen und Unterschiede bezüglich der Altersgruppen und der Zugehörigkeit zu Schulter- oder Beckengliedmaße herausgearbeitet.

Im ersten Versuchsabschnitt war die Stauchung der Rinderfüße bei Belastung mit dem Standgewicht ermittelt worden. Dieses wurde aus dem Körpergewicht errechnet und es wurde davon ausgegangen, dass die Vordergliedmaße 55 % des Körpergewichtes trägt, die Hintergliedmaße 45 % (TOUSSAINT-RAVEN, 1977). Die ermittelten Dehnungswerte für die Schultergliedmaße betragen durchschnittlich 22,45 mm, wobei die Einzelwerte zwischen 16,7 mm und 29,9 mm lagen und somit eine breite Streuung aufweisen. Sowohl die absoluten Werte als auch ihre Streuung waren an den Beckengliedmaßen noch höher, der Mittelwert betrug hier 32,2 mm, die Einzelwerte lagen zwischen 27,62 mm und 47,05 mm. Diese ermittelten Stauchungen kommen in erster Linie durch eine erhöhte Hyperflexion im

Fesselgelenk zustande. Allerdings sind auch die übrigen Zehengelenke und deren Bänder daran mitbeteiligt sowie die Klaue, die im Rahmen des Klauenmechanismus unter Belastung ihre Form verändert und in ihrer Höhe an den Trachten ein Stück weit nachgibt (LISCHER et al., 2002). Insofern wirkt sich die Stauchung des Präparats nicht ausschließlich als Belastung auf das Fesselgelenk und dessen Trageapparat aus. Es wurden jedoch die Differenzen der Kräfte ermittelt, die sich zwischen dem intakten M. interosseus medius, nach Durchtrennung von Verbindungsplatte und Mittelplatte ergaben. Da in diesem Zusammenhang sonst keine anderen Strukturen verändert wurden, lassen diese Messungen eindeutige Rückschlüsse auf die zu untersuchenden Strukturen (Verbindungsplatte und Mittelplatte) zu.

Über die Veränderungen der Winkelung von Klauen- und Krongelenk in der Belastung ist nichts bekannt, die Winkel des Fesselgelenkes variieren laut Feßl (1974) um $17,4^\circ$ zwischen ruhigem Stand und dem Auffüßen der Vordergliedmaße und um $17,8^\circ$ im gleichen Bewegungsablauf an der Hinterhand (FEßL, 1974). Somit ist dies sicherlich der beweglichste anatomische Bezirk am Rinderfuß der zusammen mit der Klaue das größte Potenzial zur Federung in der Bewegung hat und den höchsten Kräften während der Bewegung der Tiere ausgesetzt ist.

In gewissem Maße mitbeteiligt an der palmaren bzw. plantaren Stabilisation des Fesselgelenkes sind auch die tiefe und die oberflächliche Beugesehne, die in dieser Untersuchung auf halber Röhrbeinhöhe abgeschnitten worden waren. Ihr Ursprung am Unterschenkel bzw. am Oberarm liegt zu weit proximal und es bedarf der Untersuchung eines gesamten Beines, um sie in die Messung mit einzubeziehen. Da in diesem Fall nur Rinderfüße vorlagen, die distal des Tarsal- bzw. Karpalgelenkes abgesetzt worden waren, wurde lediglich der M. interosseus med. untersucht. Die in dieser Arbeit für diese Struktur ermittelten Belastungen müssen demnach kritisch bewertet werden, da in vivo oder an der gesamten Gliedmaße die Beugesehnen einen Teil der Kraft mit aufnehmen werden.

5.2.2.1 Die Bedeutung der einzelnen Abschnitte des M. interosseus med.

Einzel untersucht wurden im Rahmen dieser Arbeit nur die Verbindungsplatte und die Mittelplatte, wobei diese distal der Aufteilung in die Seitenschenkel durchtrennt wurden. Die Seitenschenkel und somit die Verbindung zu den Strecksehnen und den

abaxialen Gleichbeinen blieben also bestehen, wodurch eine gewisse Stabilität erhalten blieb.

Die der Belastung entgegen gesetzten Kräfte der VP waren stets deutlich höher als die der MP. Demnach wurden bis zu 19,2 % (Mittelwert 12,8 %) der wirkenden Kräfte von der VP absorbiert und lediglich bis zu 4,7 % (Mittelwert 2,9 %) von der MP. Die VP ist eine von der Mitte des Röhrebeines aus dem M. interosseus med. ausgehende Verbindung zu der OBS auf Fesselgelenkshöhe. Somit verteilt es die in der Stützphase der Gliedmaße durch die zunehmende Hyperextension auftretenden Kräfte einerseits auf die OBS und andererseits über den M. interosseus med. auf das proximale Röhrebein. Die Mittelplatte verspannt das proximale Röhrebein mit den Sesambeinen, der Hebel im Verlauf der zunehmenden Hyperextension ist hier nicht so groß wie im Bereich der OBS an der Manica flexoria. Dies ist als physikalische Grundlage für die beobachtete geringere Belastung der Mittelplatte im Vergleich zur Verbindungsplatte anzunehmen. Dennoch unterscheiden sich beide Strukturen hinsichtlich ihres Querschnittes wenig. Die Mittelplatte ist sogar mit durchschnittlich 129,1 mm² meistens etwas größer als die Verbindungsplatte mit Querschnittsflächen von 86,6 mm²-125,1 mm². Dabei ist bei der VP nicht nur die Streuung hinsichtlich der Größe der Querschnittsfläche relativ groß, es wurden auch verschiedene Formen derselben gefunden. Meist zeigte sich eine Zweiteilung in zwei Bänder bereits auf halber Höhe der VP, teilweise verlief es einheitlich bis kurz vor seinen Insertionsstellen. Auch die MP wirkte teilweise einheitlich, teilweise war eine Zweiteilung erkennbar und mitunter sogar eine Gliederung in drei Anteile. Außerdem hatte die MP häufig einen muskulösen Charakter im Gegensatz zur rein sehnigen VP.

Auf Grund der im Vergleich zum MP kleineren Querschnittsfläche und der an der VP auftretenden deutlich höheren Kräfte bei Belastung sind die Kräfte pro mm², also die auf das Material wirkenden Dehnungsspannungen, dort entsprechend größer. An der VP traten in der Spitze Werte von 10,23 N/mm² auf, am MP lag der höchste Wert bei 2,16 N/mm².

Insofern lässt sich folgern, dass die Verbindungsplatte eine weitaus größere biomechanische Rolle bei der Stabilisation des sich in Hyperflexion befindlichen Fesselgelenkes spielt als die Mittelplatte des M. interosseus med., was sich allerdings nicht in einer makroskopisch größeren Stärke der anatomischen Struktur

niederschlägt. Die histologische Untersuchung und der Vergleich dieser verschiedenen Anteile des Fesseltrageapparates könnten Gegenstand weiterer Forschungsarbeit sein. Darüber hinaus wäre ein weiterer Versuch unter Einbeziehung der Beugesehnen interessant, wobei die gesamte Gliedmaße einem Belastungstest unterzogen werden müsste.

5.2.2.2 Der Unterschied zwischen Schulter- und Beckengliedmaße

Im Verlaufe der Arbeit zeigte sich, dass die Widerstandskräfte und die geleistete Arbeit der untersuchten Strukturen an den Hintergliedmaßen höher waren als an den Vordergliedmaßen.

Die Beckengliedmaße dient vornehmlich der Schub- und Schwungentwicklung, während die Schultergliedmaße für das Stützen des Körpergewichtes und Abfangen des Bewegungsschubes verantwortlich ist. Diese biomechanischen Aufgaben spiegeln sich in der Anatomie wider. Die Vordergliedmaße ist gerader und weniger gewinkelt, es liegt eine leichte Hyperextension im Karpal- und eine deutliche im Fesselgelenk vor (MAIERL et al., 2001). Auch die Form der Gelenkflächen erschwert eine Beugung im Stand (HILDEBRAND und GOSLOW, 2004). Dies macht eine stabile Stütze aus, die möglichst kraftarm arbeitet. Der M. interosseus med. als Stabilisator des Fesselgelenkes, welches auf Grund seiner physiologischen Überstreckung eine labile Stelle in der Gliedmaße darstellt, fungiert an der Vordergliedmaße hauptsächlich als Stoßdämpfer. Toussaint-Raven beschreibt die vorderen Klauen als etwas steiler als die hinteren, was aus einer höheren Trachte und einem flacheren Kronrand resultiert (TOUSSAINT-RAVEN, 1977). Daraus folgt bei einer regelmäßigen Stellung eine steilere Zehenachse als an der Beckengliedmaße. Daher scheint an den Vorderfüßen eine straffere Federung vorzuliegen, was die Belastung der beteiligten Strukturen in der Stützphase verringert und ebenso die Energieausbeute durch Rückfederung reduziert. Ein weiteres Indiz für die Auslegung der Vordergliedmaße auf passives Abfangen und Stoßbrechung der im Lauf auftretenden Kräfte ist die Beschaffenheit des Ballenpolsters, welches an den Vorderklauen mehr Fettgewebe enthält als an den Hinterklauen (RÄBER und LISCHER, 2004).

Die auf Grund strafferer Fesselung kleineren Hebel und daraus resultierenden geringeren Kräfte und Stauchungswege an der Schultergliedmaße werden durch die

vorliegenden Messungen bestätigt. An den Vorderfüßen wurde durch die Belastung mit dem Standgewicht nur eine Stauchung von durchschnittlich 22,5 mm hervorgerufen. Die Stauchung an den Präparaten der Hinterfüße betrug hingegen im Mittel 32,3 mm. Hervorgerufen wird diese Absenkung der Fußwurzel in erster Linie durch vermehrte Hyperextension im Fesselgelenk. Auch die übrigen Zehengelenke sind durch Änderung ihrer Winkelung daran beteiligt. Das Krongelenk ist dabei vermutlich von einer Winkeländerung aufgrund seiner mächtigen palmaren / plantaren Bänder weniger betroffen als das Klauengelenk, das bei einer Stauchung des Fußes in Längsrichtung gebeugt wird.

Durch die vergrößerte Hyperextension wird der Fesseltrageapparat angespannt, aber keinesfalls werden die sehnigen Strukturen um dieselbe Strecke gedehnt. Es muss bei der Beurteilung dieser Werte stets bedacht werden, dass es sich hierbei nur um die Stauchung des gesamten Fußes inklusive der Klaue handelt. Zur Ermittlung der Dehnung der Beugesehnen unter Belastung war dieser Versuchsaufbau nicht geeignet, da die anatomischen Strukturen im Zusammenhang untersucht wurden, um Aufschlüsse über die biomechanischen Zusammenhänge zu erlangen.

Entsprechend waren auch die auftretenden Widerstandskräfte an den Vordergliedmaßen mit durchschnittlich 26,4 % der Gewichtskraft der Tiere um knapp ein Drittel geringer als an den Hintergliedmaßen. Hier wurden bei intaktem M. interosseus med. relative Widerstandskräfte von im Mittel 31,8 % der zugrunde gelegten Gewichtskraft gemessen.

Am deutlichsten war der Unterschied bei der Ermittlung der geleisteten Arbeit. Hier wurden an den Schultergliedmaßen vom intakten M. interosseus med. im Schnitt 4,2 Nm geleistet, an den Beckengliedmaßen mit durchschnittlich 9,4 Nm mehr als das doppelte. Bei vorne und hinten vergleichbaren Wärmeverlusten führt das unter dem Strich zu einer deutlich erhöhten absoluten Energierückgewinnung an den Hinterfüßen im Vergleich zu den Vordergliedmaßen. Die Werte hierzu betragen an den Vorderfüßen 3,4 Nm im Vergleich zu 7,8 Nm an den Hinterfüßen.

Dies unterstreicht die Beteiligung des Fesseltrageapparates der Hintergliedmaße am Vorwärtsschub. Im Sinne des aktiven Voranschubens und Abstemmens der Gliedmaße zur Verlängerung der Schritte und in höheren Gangarten zur Entwicklung von Schwebephasen ist also die Beckengliedmaße nicht nur durch Knie und Tarsalgelenk stärker gewinkelt als die Schultergliedmaße (SEIFERLE und

FREWEIN, 1992). Auch eine weichere Fesselung und höhere auf den M. interosseus med. wirkende Kräfte bewirken hier ein energischeres Abstemmen durch Rückfederung der Gliedmaße in der Bewegung.

Diese Mehrbelastung des Fesseltrageapparates an den Hinterfüßen spiegelt sich allerdings nicht in einem vergrößerten Querschnitt wider. Die Querschnittsfläche der Verbindungsplatte war bei den für diese Arbeit verwendeten Präparaten vorne sogar um 10,2 % größer als hinten, die Mittelplatte war nahezu gleich stark. Allerdings zeigten die Beugesehnen hinten stärkere Querschnittsflächen als an den Vordergliedmaßen und zwar im Falle der OBS um 12 %, im Falle der TBS um 35 %. Die Strukturen wirken synergistisch zum Fesseltrageapparat, die VP stellt außerdem eine Verbindung zur OBS dar, wodurch die Kräfte weiter übertragen werden. Um die biomechanischen Gegebenheiten der Gliedmaßen in ihrer Gänze zu erfassen, bedarf es daher weiterer Versuche mit vollständigen Gliedmaßen.

5.2.2.3 Der Unterschied zwischen den Altersgruppen

In Bezug auf die histologische Zusammensetzung und die stoßdämpfende Wirkung des Ballenpolsters sowie die Zugfestigkeit des Klauenbeinträgers beim Rind konnten signifikante Unterschiede zwischen jungen Tieren und solchen nach mehreren Kalbungen erhoben werden. So wurde ein mit Alter und Kalbungszahl zunehmender Ersatz von gelbem Fettgewebe durch straffes Bindegewebe im Ballenpolster beobachtet (RÄBER et al., 2006). Außerdem nahm die Zugfestigkeit und somit die Belastbarkeit des Klauenbeinträgers mit dem Alter der Tiere ab. Daher sind ältere Kühe stärker prädisponiert für pathologische Vorgänge im Bereich der Klauen, wie z.B. Klauenrehe und Sohlengeschwüre.

Ob ähnliche Vorgänge den sehnigen Stützapparat am Rinderfuß betreffen, wurde in vorliegender Arbeit untersucht.

Bei der Stauchung durch das Körpergewicht pro Gliedmaße zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Altersgruppen.

Die Werte für die Widerstandskraft, die der Stauchung im Versuch entgegengesetzt wurde, lagen bei den Vordergliedmaßen zwischen 24,8 % der Gewichtskraft bei Gruppe II und 28,9 % in Gruppe IV, es kann also ein leichter Anstieg mit zunehmendem Alter verzeichnet werden. Dies lässt sich nicht nachvollziehen an den Hintergliedmaßen, wo der höchste Wert in Gruppe I erzielt wird mit 34,3 %, der

niedrigste in Gruppe IV mit 31,2 %. Insgesamt liegen die ermittelten Widerstandskräfte im Altersvergleich aber zu nah zusammen, um daraus eine Gesetzmäßigkeit ableiten zu können.

Die anatomischen Querschnittsflächen der beiden Beugesehnen waren an den Vorder- und Hinterfüßen bei Tieren der Gruppe I mit durchschnittlich 140,2 mm² am höchsten (andere Gruppen 107,3-118,5 mm²), während die VP bei den ältesten Tieren mit Werten von bis zu 125,1 mm² deutlich stärker war als bei den übrigen Altersgruppen mit höchstens 109,5 mm².

Die VP war in Gruppe I mit der höchsten Kraft pro Flächeninhalt belastet. Es ist vorstellbar, dass in vivo die bei den nulliparen, jungen Tieren stärkeren Beugesehnen einen Teil dieser Kraft in der Stützphase mit aufnehmen. Die Belastung der OBS und TBS war allerdings in vorliegender Untersuchung nicht messbar, da die Präparate distal des Ursprunges der Beugesehnen abgesetzt worden waren. Hingegen waren die Kräfte an der MP der Gruppe I niedriger als bei den übrigen Altersgruppen.

Mit zunehmendem Alter scheint eine Angleichung des Umfangs und der wirkenden Kräfte auf die VP von Vorder- und Hintergliedmaßen zu erfolgen. Bei der Gruppe IV waren diese Werte an Vorder- und Hinterfüßen nahezu gleich.

Hinsichtlich der verrichteten Arbeit wurden die höchsten Werte bei der Belastung mit intakter und durchtrennter VP der Gruppe II bei den primiparen Tieren gemessen.

Aus diesem uneinheitlichen Bild lässt sich keine Abhängigkeit von Form, Funktion und Biomechanik der einzelnen Strukturen des Fesseltrageapparates vom Alter des Tieres erkennen.

Das Vorliegen von Muskelgewebe im M. interosseus med. bei jungen Tieren ist in der Vergangenheit mehrfach beschrieben worden (MÜLLER-CALGAN, 1954; SEIFERLE und FREWEIN, 1992). Einzelne Muskelfasern konnten im Rahmen dieser Arbeit nicht vorgefunden werden, da keine histologischen Schnitte untersucht wurden. Makroskopisch und sonographisch stellte sich die Verbindungsplatte zur oberflächlichen Beugesehne jedoch einheitlich sehnig dar. Auch bei den Ultraschallaufnahmen der VP der jüngsten Tiere waren keine hypoechogenen Bezirke zu vermerken, die auf das Vorliegen von Muskelfaserbündeln hindeuten würden. Anders ist die Lage bei der MP, die makroskopisch im Querschnitt v.a. in ihrem Zentrum häufig muskulös wirkte.

Bei Pferden ist eine niedrigere Zugfestigkeit der Sehnen bei jungen Tieren beschrieben, die in den ersten drei Lebensjahren ansteigt, dann konstant bleibt und mit zunehmendem Alter, aber nicht vor dem 9. Lebensjahr, wieder nachlässt. (ADDIS und LAWSON, 2010). Im Falle der hier untersuchten Rinderfüße konnte hingegen bei den jüngsten Tieren keine stärkere Nachgiebigkeit, also Stauchung der Präparate nachgewiesen werden als bei den älteren Tieren. Entsprechend kann auch von keiner höheren Dehnbarkeit der stabilisierenden Sehnen ausgegangen werden. Ebenfalls keinen Einfluss des Lebensalters auf die Dehnbarkeit der Beugesehnen konnte Albrecht beim Pferd feststellen (ALBRECHT, 1930). Die postulierte abnehmende Zugfestigkeit mit zunehmendem Alter konnte in dieser Untersuchung schon auf Grund des insgesamt jüngeren Alters der verwendeten Tiere nicht verglichen werden, die sich hinsichtlich der Zugfestigkeit ihrer Sehnen noch in der konstanten Phase befunden hätten.

Auch konnten keine mit den in der Klaue vergleichbaren Veränderungen festgestellt werden. Während sich die zunehmende Schwächung der stoßbrechenden Elemente in der Klaue mit zunehmendem Alter und Kalbungszahl in der Häufung pathologischer Veränderungen manifestiert, sind klinische Auffälligkeiten an den Sehnen beim Rind kaum von Bedeutung.

5.2.3 Vergleich mit den Verhältnissen beim Pferd

Im Gegensatz zu denen des Rindes sind die biomechanischen Verhältnisse am Fuß des Pferdes gut erforscht.

Auch beim Pferd befindet sich das Fesselgelenk in Hyperextensionsstellung, weswegen es besonders stabilisiert werden muss, andererseits aber Potenzial zu erhöhter Schnellkraft durch Energieaufnahme- und Freisetzung der beteiligten Sehnen bietet. An der Stabilisierung des Fesselgelenkes sind hier wie beim Rind die OBS, die TBS und der M. interosseus med. auf der Palmar- bzw. Plantarseite des Metakarpus bzw. Metatarsus vorhanden. Die Beugesehnen des Pferdes zeichnen sich laut Schauder durch erhöhte Elastizität im Vergleich zu anderen Sehnen aus (SCHAUDER, 1951). Bei planer Fußung werden die Beugesehnen gleichmäßig belastet, bei Herabsinken der Fessel, also stärkerer Extension im Fesselgelenk und sich der Waagerechten näherndem Fesselbein werden OBS und M. interosseus med. vermehrt belastet. Der selbe Effekt tritt ein bei Erhöhung der Trachten

(MEHRLE, 1926; SCHAUDER, 1951). Diese Strukturen verhalten sich weitestgehend analog zu denen des Rindes. Anders verhält es sich mit dem Lig. accessorium. Das Unterstützungsband des Pferdes verbindet den Fesselträgerursprung mit der TBS auf halber Höhe des Mittelfußknochens. Es unterstützt v.a. das Abstemmen der Gliedmaße nach der Stützphase (BÖTSCHI, 1937; DÖRRER, 1911). Im Stand bei in Hyperextensionsstellung befindlichem Fesselgelenk dürfte es den auf die TBS wirkenden Zug über den Ursprung des M. interosseus med. auf den Knochen übertragen. Da aber bei vermehrter Überstreckung des Fesselgelenkes die TBS relativ weniger belastet wird als die OBS und der Fesselträger ist die Hauptaufgabe des Unterstützungsbandes beim Pferd nicht in der Stützphase zu suchen. Bei durchtrenntem Lig. accessorium erfolgt die Kompensation beim Pferd in der Mitte der Stützphase durch die OBS, die TBS spannt sich erst kurz vor dem Abstemmen vermehrt an (BUCHNER et al., 1996). Dabei ist das Unterstützungsband an den Vordergliedmaßen des Pferdes von deutlich stärkerem Umfang als an den Hintergliedmaßen (LOTZE, 1911), die ihren Vorwärtsschub in erster Linie aus den stark gewinkelten proximalen Gelenken entwickeln.

In Bezug auf das Lig. accessorium sind die Verhältnisse beim Rind anders gestaltet. Hier verbindet die MP den Fesselträgerursprung mit der OBS im Bereich der Manica flexoria palmar bzw. plantar des Fesselgelenkes. Es entstehen bei vergrößerter Hyperextensionsstellung besonders hohe Zug- und auch Druckbelastungen an den Sehnen. Die biomechanische Wirkung der Strukturen dieser Region tritt also vor allem in der Mitte der Stützphase hervor. Zwar wirken die sehnigen Verspannungen im Rahmen der Energieaufnahme und -abgabe auch in der Abstemmphase beschleunigend, eine vergleichbare Wirkung mit dem Lig. accessorium des Pferdes, welches zur TBS zieht, scheint aber nicht gegeben. Dafür sprechen auch die Belastungswerte am Rinderfuß. Hier konnten an den Hintergliedmaßen bei intakter VP ungefähr doppelt so hohe der Stauchung entgegenwirkende Kräfte gemessen werden wie bei durchtrennter VP. An den Vorderfüßen waren die Werte etwas niedriger. Daraus kann gefolgert werden, dass die Verbindungsplatte zur OBS beim Rind ganz wesentlich zur Stabilisation des Fesselgelenkes im Stand beiträgt, jedenfalls deutlich mehr Kraft aufnimmt als die Mittelplatte und zumindest an den Hintergliedmaßen nicht mehr als die Unterstützungsäste, welche sich mit den Strecksehnen vereinen. Die biomechanische Wirkung und Messung der

Kraftaufnahme durch die Seitenschenkel kann Gegenstand weiterer Untersuchungen werden.

5.2.4 Klinische Relevanz

5.2.4.1 Tendopathien

Beim Pferd sind die Beugesehnen klinisch von großer Bedeutung, was vor allem an der Nutzung des Pferdes liegt. Sportpferde bewegen sich im Rahmen ihres Trainings oft an der Grenze der Belastbarkeit des sehnigen Stützapparates, die Zugkräfte die bei der Landung nach einem Hindernis oder im Renngalopp auf die Sehnen palmar bzw. plantar am Metacarpus bzw. Metatarsus einwirken, befinden sich am Rand der elastischen Phase (STANEK, 2009). Entsprechend häufig kommen Entzündungen und partielle Zerreißen der Beugesehnen in der Pferdepraxis vor.

Im Gegensatz dazu ist über aseptische Tendopathien beim Rind praktisch nichts bekannt. Zum Einen wird die stoßbrechende Wirkung bei der Fußung im Rinderfuß zu einem großen Teil von den Klauen übernommen. Diese weisen entsprechend auch deutlich öfter pathologische Veränderungen auf. Zum Anderen werden Rinder nicht sportlich genutzt, sie bewegen sich langsamer fort und belasten ihre Gliedmaßen selten durch hohe Geschwindigkeiten. Ein weiterer Grund dürfte sein, dass die gewöhnlich geringgradigen Lahmheiten durch Tendopathien beim als Milch- und Fleischlieferant dienenden Rind überhaupt nicht behandelt werden, sollten sie doch einmal auftreten.

5.2.4.2 Sehnenstelzfuß des Kalbes

Von höherer klinischer Relevanz ist dagegen der Sehnenstelzfuß des Kalbes. Bessert sich die Beugehaltung nicht durch Aufstallung auf festem Boden und entsprechender Bewegung und handelt es sich sicher um einen tendogenen und nicht um einen arthrogenen Stelzfuß, ist nach zwei bis drei Lebenswochen die Operation indiziert (DIRKSEN, 2002). Hierbei werden klassischerweise zunächst die OBS und TBS durchtrennt und dann die Stränge des M. interosseus med. Die Verbindungsplatte zur OBS wird lediglich mehrfach eingeschnitten. In vorliegender Untersuchung konnte gezeigt werden, dass die VP einen wesentlichen Anteil an der Verhinderung zu großer Hyperextension im Fesselgelenk hat. Es ist zu erwarten,

dass die Durchtrennung der Verbindungsplatte im Rahmen einer Operation beim Kalb mit Sehnenstelzfuß dann sinnvoll ist, wenn das Größenmissverhältnis in der Länge des M. interosseus med. begründet ist. In diesem Fall wäre zwar das Fesselgelenk zu geringerer Streckung fähig, die distalen Zehengelenke, vor allem das Klauengelenk, müssten jedoch passiv gut streckbar sein. Da dies meistens klinisch nicht der Fall ist, liegen in der Regel relativ zu kurze Beugesehnen, OBS und TBS, vor. In aller Regel ist jedoch die konservative Therapie ausreichend, so dass nur selten chirurgisch eingegriffen werden muss. In diesem Fall ist die Durchtrennung der Beugesehnen und der Verbindungsplatte des M. interosseus med. erfolgversprechend. Die Durchtrennung der Mittelplatte bringt nach klinischer Erfahrung keinen weiteren Erfolg, birgt jedoch die große Gefahr der Verletzung tiefer Mittelfußgefäße mit starken Blutungen (METZNER et al., 2007). Die biomechanische Erklärung für die unterschiedliche Bedeutung der Anteile des M. interosseus medius liefert diese Untersuchung.

6 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit sollte die biomechanische Funktion des M. interosseus beim Rind untersucht werden. Besonders berücksichtigt wurde unter den Anteilen des M. interosseus dabei die Verbindungsplatte zur oberflächlichen Beugesehne sowie die Mittelplatte.

Zu diesem Zwecke wurden 51 Füße (25 Vorderfüße, 26 Hinterfüße) von 29 Milchkühen verschiedener Rassen (Deutsch Fleckvieh, Allgäuer Braunvieh) und unterschiedlichen Alters (22-150 Monate, eingeteilt in Altersgruppe I-IV) untersucht. Die Beugesehnen und Anteile des M. interosseus medius wurden präpariert und die Füße anschließend in die Materialprüfmaschine (Zwick Z010) eingespannt. Die Präparate wurden mit 27,5 % (Schultergliedmaße) bzw. 22,5 % (Beckengliedmaße) des Körpergewichts gestaucht, um den normalen Stand zu simulieren. Die dafür benötigte Strecke wurde aufgezeichnet und diente in den nachfolgenden Messungen als Grundlage für die lagegeregelte Belastung. Die resultierenden Kräfte wurden aufgezeichnet und der Versuch zunächst mit dem intakten M. interosseus medius durchgeführt, danach mit durchtrennter Verbindungsplatte und schließlich mit durchtrennter Mittelplatte. Die ermittelten Daten wurden statistisch ausgewertet.

Es wurde zunächst die relative Widerstandskraft im Belastungsversuch ermittelt. Diese betrug an den Vordergliedmaßen bei intaktem M. interosseus durchschnittlich 26,4 % der Gewichtskraft der Tiere, bei durchtrennter Verbindungsplatte 16,6 % und nach Durchtrennung der Mittelplatte noch 13,4 %. An den Hintergliedmaßen wurden Werte von 31,8 % an den intakten Füßen ermittelt, 16,0 % bei durchtrennter Verbindungsplatte und 13,0 % bei durchtrennter Mittelplatte.

Als nächstes wurde die bei Belastung der einzelnen Strukturen geleistete Arbeit errechnet. Dies ergab an den Vordergliedmaßen mit intaktem M. interosseus durchschnittlich 4,2 Nm, 3,3 Nm bei durchtrennter Verbindungsplatte und 3,1 Nm bei durchtrennter Mittelplatte. An den Hintergliedmaßen betrugen diese Werte im Schnitt 9,4 Nm für den intakten M. interosseus medius, 5,5 Nm bzw. 4,5 Nm nach dem Durchtrennen der Verbindungsplatte bzw. der Mittelplatte. Der höchste Energieverlust trat an den Beckengliedmaßen bei intaktem M. interosseus medius auf und betrug 1,6 Nm.

Aus Ultraschallaufnahmen wurden die Querschnittsflächen der einzelnen Sehnen ermittelt. Die Fläche der oberflächlichen Beugesehne betrug durchschnittlich an den Vordergliedmaßen $101,8 \text{ mm}^2$, an den Hintergliedmaßen $118,3 \text{ mm}^2$. Die tiefe Beugesehne war vorne mit $121,3 \text{ mm}^2$ deutlich schwächer als hinten mit im Schnitt $160,5 \text{ mm}^2$, während die Verbindungsplatte an den Vorderfüßen mit im Schnitt $117,0 \text{ mm}^2$ einen größeren Querschnitt aufwies als an den Hinterfüßen mit $101,8 \text{ mm}^2$. Die Mittelplatte war an Schulter- und Beckengliedmaße mit durchschnittlich $122,1 \text{ mm}^2$ gleich stark.

Die Belastung pro Flächeninhalt war an den Hintergliedmaßen der jüngsten Tiere (Gruppe I) mit $10,23 \text{ N/mm}^2$ an der Verbindungsplatte am höchsten. Die Werte an den Vordergliedmaßen betragen weniger als die Hälfte davon ($4,32 \text{ N/mm}^2$). Die Mittelplatte wurde im Gesamtdurchschnitt mit $1,3 \text{ N/mm}^2$ deutlich weniger in Anspruch genommen.

Bei der Stabilisation der natürlichen Hyperextensionsstellung der Fesselgelenke durch den M. interosseus beim Rind übernimmt die Verbindungsplatte zur oberflächlichen Beugesehne einen besonders großen Anteil der Last. Sie nimmt deutlich mehr Last auf als die Mittelplatte. Des Weiteren sind die Belastungen des Fesseltrageapparates an der Beckengliedmaße signifikant höher als an der Schultergliedmaße. Aufgrund der deutlich höheren Federkapazität der Hintergliedmaßen lässt sich auf einen entsprechend höheren Beitrag des Fesseltrageapparates auch bei der Vorwärtsbewegung schließen. Die Unterschiede zwischen verschiedenen Altersgruppen waren hingegen nicht signifikant.

Die Ergebnisse dieser Untersuchung können die klinischen Erfahrungen bei der chirurgischen Behandlung des tendogenen Stelzfußes beim Kalb erklären helfen. Wird bei einem solchen Patienten die Verbindungsplatte durchtrennt, wird damit eine wesentliche Begrenzung der Fesselgelenksstreckung aufgehoben und es kommt zu einer deutlich erleichterten Streckung des Fesselgelenks. Die Durchtrennung der Mittelplatte dagegen trägt praktisch nichts mehr zur erleichterten Streckung bei.

7 Summary

Biomechanical investigations on the middle interosseous muscle in cattle

The objective of this thesis was to investigate the biomechanical function of the middle interosseous muscle in cattle. Among the different parts of this muscle are the middle part, the medial and lateral branch as well as the strong branch. Functionally the latter acts as an accessory ligament merging with the superficial digital flexor tendon in the distal third of the metacarpus. In this thesis special attention was paid to the strong branch and the middle part of the middle interosseus muscle.

For this purpose 51 feet (25 front feet, 26 hind feet) from 29 dairy cows of various breeds (German Simmentals, Brown Swiss) and age (22-150 months, divided into groups I-IV) were investigated. The flexor tendons as well as the different parts of the middle interosseous muscle were dissected and the respective foot was attached to the crosshead of the material testing machine (Zwick Z010).

The specimens were loaded with 27.5% (fore foot) and 22.5% (hind foot) of the body weight respectively in order to simulate loading during the normal stance. The distance the crosshead moved in order to reach the respective force was recorded. Subsequent measurements were based on this value during loading in a position dependent way. The resulting forces were recorded and measurements were taken from specimens with intact middle interosseous muscle, with the strong branch severed and the middle part cut at last. Data were evaluated statistically.

In the first step the relative resistive force of the specimen was determined. In the front limb this averaged 26.4 % of the body weight with the intact middle interosseous muscle, 16.6 % with the strong branch severed and 13.4 % after cutting the middle part. In the hind limb relative force values reached 31.8 % of the body weight in the intact foot, 16.0 % having severed the strong branch and 13.0 % with the middle part being cut.

In the next step the work was calculated that was dispersed as heat. In the front limb this was an energy of 4.2 Nm (intact mim), 3.3 Nm (cut strong branch) and 3.1 Nm (cut middle part). In the hind limb values reached 9.4 Nm (intact mim), 5.5 Nm (cut strong branch) and 4.5 Nm (cut middle part).

Cross-sectional areas of the respective tendon was determined ultrasonographically. The area of the superficial digital flexor tendon amounted to 101.8 mm² (front limb) and 118.3 mm² (hind limb) on average. The mean values for the cross-sectional area of the deep digital flexor tendon were 121.3 mm² (front limb) and 160.5 mm² (front limb) while the surface of the strong branch reached values of 117.0 mm² (front limb) and 101.8 mm² (hind limb). The middle part was of the same size in both limbs with an average area of 122.1 mm².

The tensile stress was highest in the strong branch in the hind limb of the youngest age group (I) with values of 10.23 N/mm². Values calculated in the front limb were less than half of this (4,32N/mm²). In the middle part of the interosseous muscle the overall average of the stress was significantly lower with 1.3 N/mm².

While stabilizing the natural hyperextension in the fetlock joints the strong branch of the middle interosseous muscle is taking over an especially high part of the load. It takes over significantly more weight than the middle part. Furthermore the loading of the suspensory apparatus in the hind limb is significantly higher than in the front limb. Due to the considerably higher spring capacity of the hind limb it can be concluded accordingly that the suspensory apparatus contributes to the forward movement in a higher extent. Differences among the various age groups were not significant.

The results of this investigation help to explain the clinical experiences in the surgical treatment of the congenital contracture of the flexor tendons in calves. If the strong branch is severed in such a patient a substantial limitation of the fetlock extension is removed leading to a considerable easing of the extension. Cutting the middle part does practically not contribute to an eased extension any more.

8 Anhang

Tabelle 1: Daten über das verwendete Versuchsgut

Gruppe	Nummer	Fuß	Alter	Laktationszahl	Rasse	Gewicht
			(mon)	(Jahre)		(kg)
I	4	hi.li.	33	0	Braunvieh	602
I	4	vo.re.	33	0	Braunvieh	602
I	5	hi.li.	30	0	BV/Simmentaler	530
I	5	vo.re.	30	0	BV/Simmentaler	530
I	6	hi.li.	32	0	Braunvieh	490
I	6	vo.re.	32	0	Braunvieh	490
I	9	hi.re.	22	0	Fleckvieh	500
I	9	vo.li	22	0	Fleckvieh	500
I	11	hi.li.	23	0	BV/FV	600
I	11	vo.re.	23	0	BV/FV	600
II	1	hi.li.	33	1	Braunvieh	540
II	1	vo.re.	33	1	Braunvieh	540
II	2	hi.li.	40	1	Braunvieh	640
II	2	hi.re.	40	1	Braunvieh	640
II	2	vo.re.	40	1	Braunvieh	640
II	3	vo.re.	36	1	Braunvieh	530
II	4	hi.li.	44	1	Braunvieh	480
II	4	vo.re.	44	1	Braunvieh	480
II	6	hi.li.	43	1	Braunvieh	680
II	6	vo.re.	43	1	Braunvieh	680
II	7	hi.re.	29	1	Braunvieh	605
II	10	hi.li.	36	1	Fleckvieh	600
II	10	vo.re.	36	1	Fleckvieh	600
III	3	hi.li.	54	2	Braunvieh	640
III	3	vo.re.	54	2	Braunvieh	640
III	4	vo.re.	78	4	Braunvieh	630
III	6	hi.li.	43	2	Fleckvieh	600
III	6	vo.re.	43	2	Fleckvieh	600
III	8	hi.li.	95	4	Braunvieh	500

Gruppe	Nummer	Fuß	Alter	Laktationszahl	Rasse	Gewicht
			(mon)	(Jahre)		(kg)
III	17	hi.li.	91	4	Fleckvieh	685
III	20	hi.li.	78	4	Braunvieh	700
III	20	vo.re.	78	4	Braunvieh	700
III	30	hi.re.	58	3	Braunvieh	600
III	30	vo.li.	58	3	Braunvieh	600
III	31	hi.re.	74	3	Braunvieh	600
III	31	vo.li.	74	3	Braunvieh	600
IV	1	hi.li.	114	6	Braunvieh	530
IV	1	vo.re.	114	6	Braunvieh	530
IV	2	hi.li.	95	5	Braunvieh	510
IV	2	vo.re.	95	5	Braunvieh	510
IV	4	hi.li.	84	5	Braunvieh	630
IV	5	hil.li.	91	7	Braunvieh	670
IV	5	vo.re.	91	7	Braunvieh	670
IV	7	hi.li.	93	5	Braunvieh	500
IV	10	vo.re.	120	6	Braunvieh	540
IV	16	hi.li.	124	6	Braunvieh	515
IV	16	vo.re.	124	6	Braunvieh	515
IV	26	vo.li.	138	8	Braunvieh	580
IV	26	hi.re.	138	8	Braunvieh	580
IV	28	vo.li.	150		Braunvieh	510

Vergleich der ermittelten Querschnittsflächen aus Fotos und Ultraschallaufnahmen

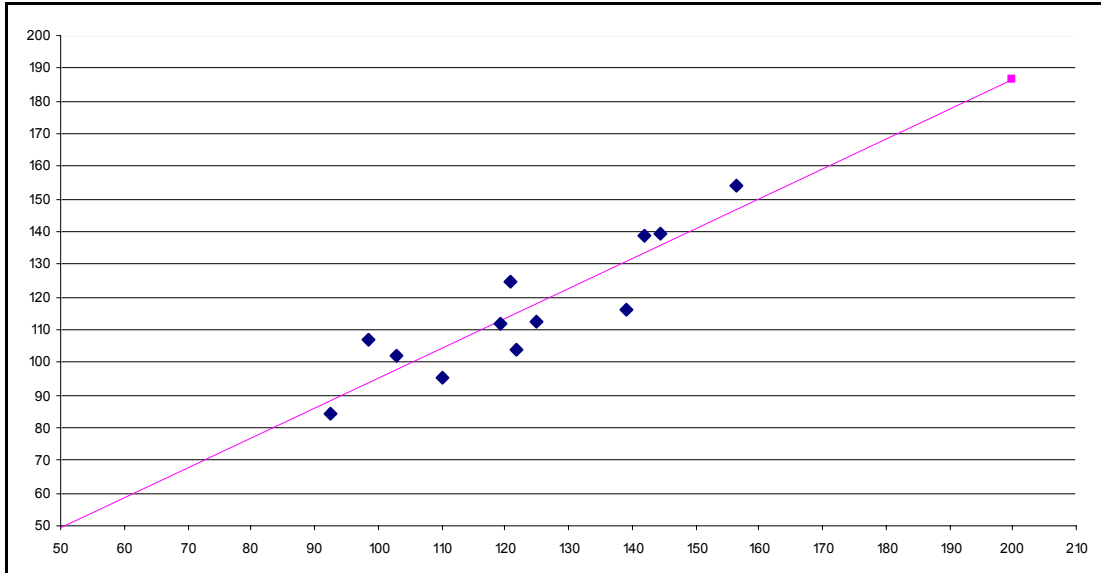


Diagramm 17: Kalibriergerade der OBS; $y = x \cdot 0,91 + 3,63$; Korrelationskoeffizient: 0,89.

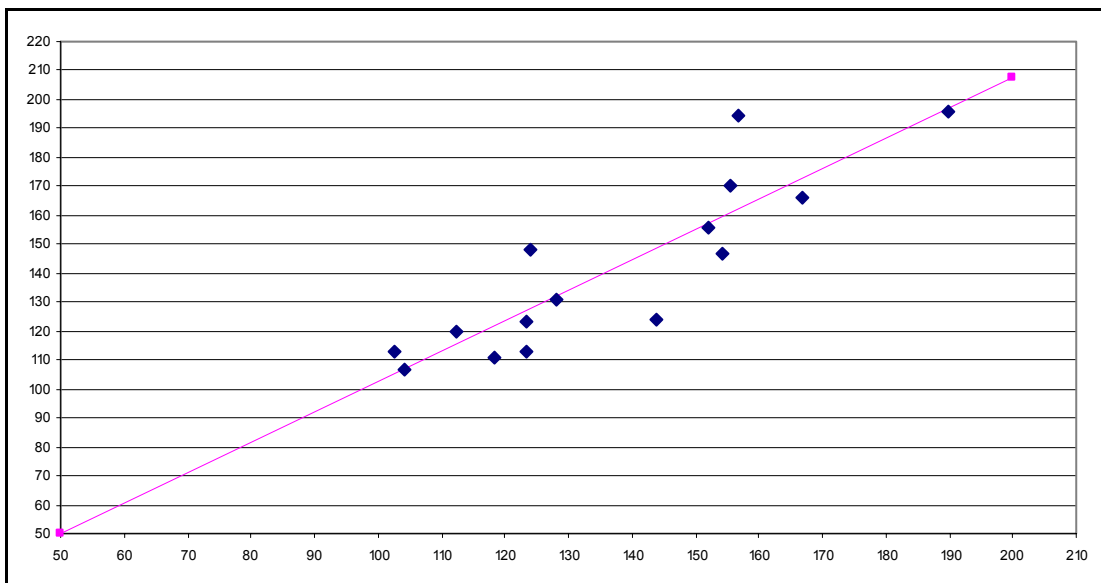


Diagramm 18: Kalibriergerade der TBS; $y = x \cdot 1,05 - 2,49$; Korrelationskoeffizient: 0,88.

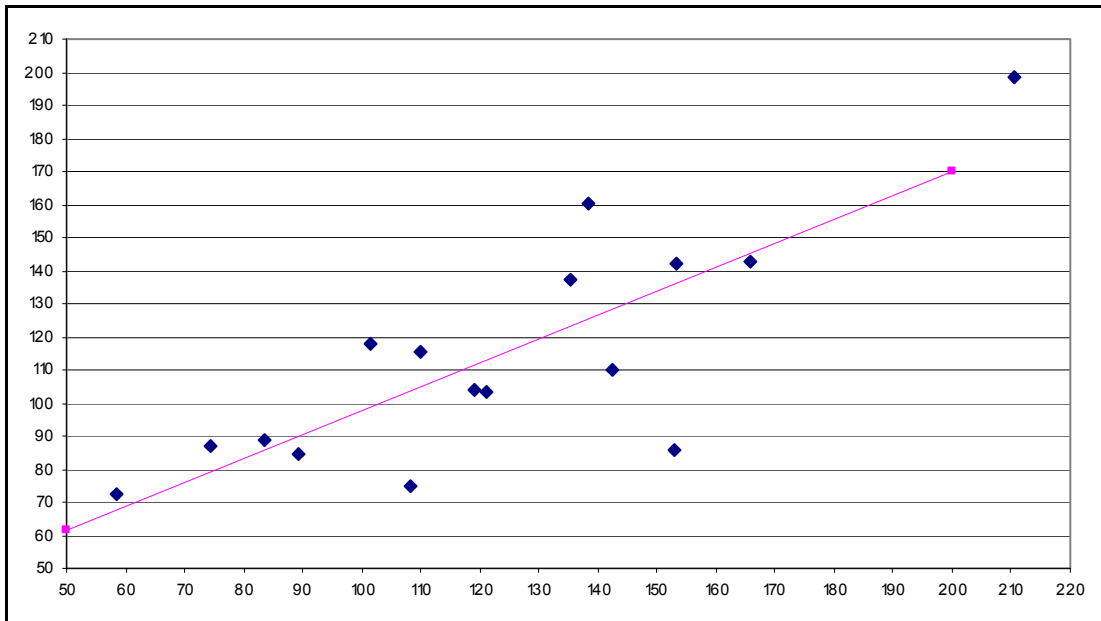


Diagramm 19: Kalibriergerade der VP; $y = x \cdot 0,72 + 25,32$; Korrelationskoeffizient: 0,8.

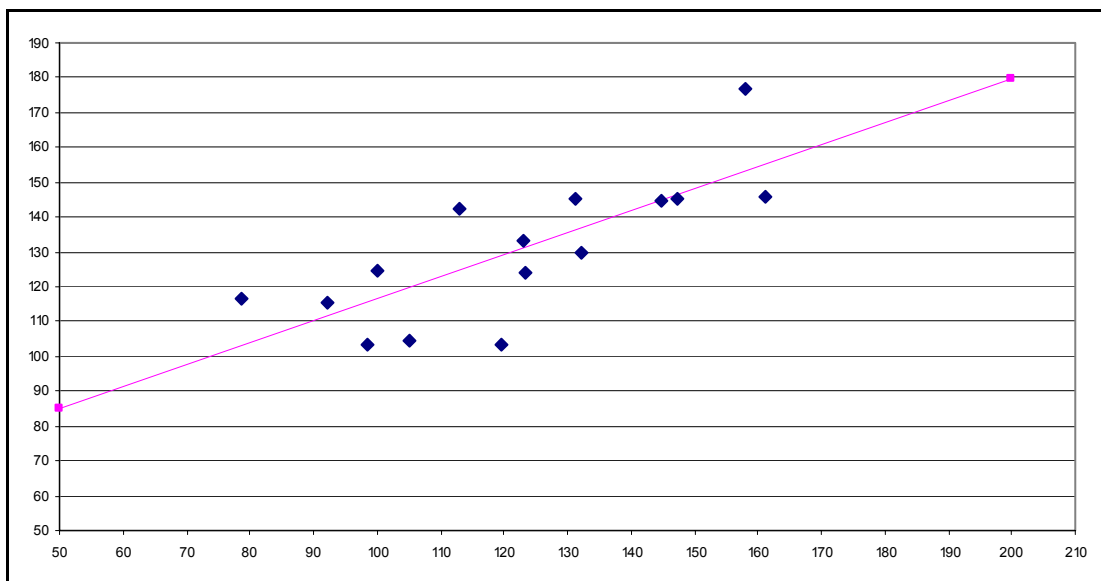


Diagramm 20: Kalibriergerade der MP; $y = x \cdot 0,63 - 53,1$; Korrelationskoeffizient: 0,76.

Tabelle 2: Querschnittsflächen der einzelnen Sehnenabschnitte; Angaben in mm²

	OBS		TBS		VP		MP	
	Vgl	Hgl	Vgl	Hgl	Vgl	Hgl	Vgl	Hgl
Gruppe I								
I 04	133,185	116,762	150,041	187,636	122,435	94,9355	130,976	111,795
I 05	132,799	135,135	159,512	196,866	124,897	112,615	145,82	152,577
I 06	117,314	145,933	105,146	160,915	135,576	98,3598	154,738	144,359
I 09	103,771	148,541	148,47	184,793	135,454	97,9897		134,027
I 11		154,799	124,684	169,912	95,759	107,525	118,289	127,606
Gruppe II								
II 01	97,327	111,262	132,036	176,237	89,6398	77,0732	102,613	139,143
II 02 hili		134,357		169,726		115,06		142,776
II 02 hire			123,388	145,026	110,809	88,5922	136,432	113,042
II 03	94,4615		121,351		106,955		139,51	
II 04	61,6181	112,044	108,83	157,173	125,898	85,4592	123,97	116,171
II 06		48,9455	106,968	79,6821	127,998	67,5031	136,458	111,158
II 07		129,612		183,453		85,6025		170,278
II 10	94,7193		96,5185		95,5399		139,917	
Gruppe III								
III 03	104,533	130,057	128,245	186,291	104,563	101,001	120,381	132,285
III 04	82,4293		90,5355		93,0721		104,636	
III 06	103,743	136,95	114,188	148,031	111,613	91,9419	127,246	114,907
III 08	85,574	76,0611	86,3752	125,38	128,302	74,3098	119,682	121,201
III 17		112,655		156,36		116,463		123,348
III 20	79,5328		135,066	172,647	103,761	103,31	105,168	119,38
III 30		132,281	115,364	132,398	78,8842	62,7759	128,399	115,268
III 31	130,382	122,893	128,995	179,359	152,661	114,305	139,242	139,287
Gruppe IV								
IV 01	87,8598		127,062	140,011	144,767	112,578	130,773	133,143
IV 02	69,4946		94,0555	145,256	125,801	96,3717	118,159	122,222
IV 05	130,258	98,3018	127,186	161,051	111,104	127,279	135,728	124,163
IV 07		92,9044		155,752		91,3877		120,167
IV 10	124,114		111,586		117,852		138,558	
IV 16	104,181	123,906	126,898	151,8	128,653	135,285	143,574	139,958
IV 26	82,9142	113,658	112,236	162,152	145,193	176,94	129,806	124,276
IV 28	93,3025		121,865		122,669		130,611	

Tabelle 3: Absolute Widerstandskräfte der einzelnen Sehnen, Angaben in N

			Intakt	VP	MP	Diff Int-VP	Diff VP-MP
I	I 04	Vgl	1642,72	1247,85	685,15	394,87	562,7
		Hgl	1828,45	1131,33	882,59	697,12	248,74
	I 05	Vgl	1699,61	979,39	893,49	720,22	85,9
		Hgl	2046,97	1069,8	820,9	977,17	248,9
	I 06	Vgl	1474,72				
		Hgl	1677,24	845,39	752,59	831,85	92,8
	I 09	Vgl	695,72	346,73		348,99	346,73
		Hgl	1451,3	674,66	590,45	776,64	84,21
	I 11	Vgl	1799,49	891,61	613,47	907,88	278,14
		Hgl	2183,46	926,88	808,43	1256,58	118,45
II	II 01	Vgl	1165,08	809,38	667,09	355,7	142,29
		Hgl	2099,92	1398,43	942,75	701,49	455,68
	II 02	Vgl	1563,67	877,22	782,24	686,45	94,98
		Hgl					
		re	1308,54	823,02	616,28	485,52	206,74
		Hgl li	1985,28	1262,02	885,59	723,26	376,43
	II 03	Vgl	1048,38	791,5	684,68	256,88	106,82
	II 04	Vgl	1548,62	1010,04	746,9	538,58	263,14
		Hgl	1664,5	861,14	570,02	803,36	291,12
	II 06	Vgl	1068,65	839	779,22	229,65	59,78
		Hgl	1778,76	1104,88	795,09	673,88	309,79
	II 07						
	Hgl	2125,35	1094,12	716,16	1031,23	377,96	
II 10	Vgl	1895,86	1009,84	856,54	886,02	153,3	
	Hgl	1874,62	764,99	685,15	1109,63	79,84	
III	III 03	Vgl	1323,73	877,41	815,48	446,32	61,93
		Hgl	1333,94	492,58	323,16	841,36	169,42

			Intakt	VP	MP	Diff Int-VP	Diff VP-MP
III	III 04	Vgl	1808,31	1308,1	1023,58	500,21	284,52
	III 06	Vgl	1227,78	1002,27	734,21	225,51	268,06
		Hgl	1442,16	776,74		665,42	
	III 08	Vgl	1097,2	820,18	654,81	277,02	165,37
		Hgl	2083,24	1194,32	889,17	888,92	305,15
	III 17						
		Hgl	1544,8	652,52	399,71	892,28	252,81
	III 20	Vgl	1995,72				
		Hgl	2283,67	1353,2	913,86	930,47	439,34
	III 30	Vgl	2102,93	1746,64	1168,42	356,29	578,22
		Hgl	2181,1	1392,88	738,64	788,22	654,24
III 31	Vgl	1552,35	815,82	837,34	736,53	-21,52	
	Hgl	1795,74	513,97		1281,77		
IV	IV 01	Vgl	1448,32	788,1	533,72	660,22	254,38
		Hgl	1472,66	691,12	586,69	781,54	104,43
	IV 02	Vgl	1593,3	866,22	562,07	727,08	304,15
		Hgl	2004,24	1312,47	888,02	691,77	424,45
	IV 04						
		Hgl	1351,6	726,34	685,15	625,26	41,19
	IV 05	Vgl	2112,3	1098,42	988,29	1013,88	110,13
		Hgl	949,41	591,98	269,25	357,43	322,73
	IV 07						
		Hgl	2288,19	1071,5	800,1	1216,69	271,4
	IV 10	Vgl	1534,99	972,76	725,62	562,23	247,14
	IV 16	Vgl	1541,74	862,59	736,91	679,15	125,68
		Hgl	1824,72	917,94	685,46	906,78	232,48
IV 26	Vgl	761,48	448,37	382,27	313,11	66,1	
	Hgl	1258,45	579,47	546,53	678,98	32,94	
IV 28	Vgl	1632,79	1015,28	808,49	617,51	206,79	

Tabelle 4: Geleistete Arbeit im Versuchsdurchlauf an den Vordergliedmaßen (Werte in Nm).

	Gruppe I	Gruppe II	Gruppe III	Gruppe IV
Intakt Belastung	4,34	4,41	3,86	4,34
Intakt Entlastung	3,46	3,57	3,05	3,56
Intakt Verlust	0,88	0,84	0,81	0,78
VP Belastung	3,23	3,37	3,62	2,92
VP Entlastung	2,6	2,64	2,87	2,27
VP Verlust	0,63	0,73	0,75	0,65
MP Belastung	3,17	3,36	3,33	2,7
MP Entlastung	2,63	2,68	2,68	2,15
MP Verlust	0,54	0,68	0,65	0,55

Tabelle 5: Geleistete Arbeit im Versuchsdurchlauf an den Hintergliedmaßen (Werte in Nm).

	Gruppe I	Gruppe II	Gruppe III	Gruppe IV
Intakt Belastung	8,54	12,41	8,98	7,59
Intakt Entlastung	7,1	9,96	7,67	6,27
Intakt Verlust	1,44	2,45	1,31	1,32
VP Belastung	4,69	6,66	5,49	5,09
VP Entlastung	3,82	5,51	4,53	4,07
VP Verlust	0,87	1,15	0,96	1,02
MP Belastung	5,03	4,94	4,42	3,62
MP Entlastung	4,28	4,13	3,66	2,96
MP Verlust	0,75	0,81	0,76	0,66

Tabelle 6: Dehnungen in mm bei Belastung mit dem Standgewicht

Gruppe	Tier	Vgl	Hgl	
I	4	28,17	35,49	
	5	18,14	27,62	
	6	16,7	31,4	
	9	23,2	28,7	
	11	23,5	34,2	
II	1	25,9	45,24	
	2 re.	24,4	29,13	
	2 li.		47,05	
	3	29,98		
	4	17,37	29,4	
	6	22,09	35	
	7		35	
	10	21,1	39,65	
	III	3	21,6	34,32
		4	23,63	43,97
6		18,9	32,98	
8		17		
17			33,32	
20		22,8	40,45	
30		20,7	28,29	
31		27,15	35,94	
IV		1	17,3	28,73
	2	24	27,17	
	4		35,64	
	5	29,9	33,38	
	7		30,2	
	10	23		
	16	19,1	32,8	
	26	21,65	26,18	
	28	24		

9 Literaturverzeichnis

- 1 Addis, P. R. und Lawson, S. E. (2010): The role of tendon stiffness in development of equine locomotion with age. *Equine Vet. J.* 42: 556-560.
- 2 Albrecht, A. (1930): Untersuchungen über die Dehnbarkeit der Beugesehnen und des Nackenbandes beim Pferde. *Dt. Tierärztl. Wschr.* 38: 396-398.
- 3 Alexander, R. M. (1988): *Elastic mechanisms in animal movement.* Cambridge University Press, Cambridge.
- 4 Bosch, G. (2007): Dynamische Positionsmessung des Klauenbeins am 3D-Computermodell der Klauen von Milchkühen mit unterschiedlicher Laktationszahl, Diss. med. vet., München.
- 5 Bötschi, O. (1937): Untersuchungen am Vorderfuß des Pferdes, Diss. med. vet., Zürich.
- 6 Buchner, H. H., Savelberg, H. H. und Becker, C. K. (1996): Load redistribution after desmotomy of the accessory ligament of the deep digital flexor tendon in adult horses. *Vet. Q.* 18: 90-94.
- 7 Budras, K.-D. und Wünsche, A. (2002): *Atlas der Anatomie des Rindes.* Schlütersche, Hannover.
- 8 Clemente, C. H. (1995): *Klauenpflege beim Rind.* DLG-Verlag, Frankfurt / Main.
- 9 Dirksen, G. (2002): Krankheiten der Bewegungsorgane. In: G. Dirksen, H.-D. Gründer und M. Stöber, *Innere Medizin und Chirurgie des Rindes.* Parey, Berlin, Wien: S. 753-1025.
- 10 Dörrer, H. (1911): Über die Anspannung der Beugesehnen des Pferdefußes während der verschiedenen Bewegungsstadien desselben, Diss. med. vet., Dresden.
- 11 Dyson, S. J. (1995): Suspensory ligament desmitis. *Vet. Clin. North Am. Equine Practice* 11(2): 177-216.
- 12 Ersoy, S. H. (2005): Können Erkenntnisse über die mechanischen Eigenschaften der Tiefen und Oberflächlichen Beugesehne des Pferdes durch MRT gewonnen werden?, Diss. med. vet., München.
- 13 Feßl, L. (1974): Die Gelenkaktion des Rindes im Schritt. Ein Beitrag zur Bewegungsanalyse des Rindes. *Dt. Tierärztl. Wschr.* 6: 346-348.

-
- 14 Fiedler, A., Nüske, S. und Maierl, J. (2000): Funktionelle Klauenpflege beim Rind. BLV, München.
 - 15 Floyd, A. E. und Mansman, R. A. (2009): Hufkrankheiten- Diagnostik, Therapie, orthopädischer Beschlag. Elsevier, München.
 - 16 Goodship, A. E., Birch, H. L. und Wilson, A. M. (1994): The pathobiology and repair of tendon and ligament injury. *Vet. Clin. North Am. Equine Practice* 10: 323-349.
 - 17 Hildebrand, M. und Goslow, G. (2004): Vergleichende und funktionelle Anatomie der Wirbeltiere. Springer, Heidelberg.
 - 18 Kainer, R. A. (1989): Funktionelle Anatomie des Bewegungsapparates. In: T. S. Stashak, Adams' Lahmheit bei Pferden. Schaper, Hannover: S.
 - 19 Kastelic, J., Galeski, A. und Baer, E. (1978): The multicomposite structure of tendon. *Connect. Tissue Res.* 6(1): 11-23.
 - 20 Liebich, H.-G. und König, H. E. (2001): Hinter- und Beckengliedmaße. In: H. E. K. H.-G. Liebich, Anatomie der Haussäugetiere, Bewegungsapparat. Schattauer, Stuttgart. 2: S.
 - 21 Liebich, H.-G., Maierl, J. und König, H. E. (2001): Vorder- oder Schultergliedmaßen. In: H. E. K. H.-G. Liebich, Anatomie der Haussäugetiere, Bewegungsapparat. Schattauer, Stuttgart. 2: S.
 - 22 Lischer, C., Ossent, P. und Räber, M. (2002): Suspensory structures and supporting tissues of the third phalanx of cows and their relevance to the development of typical sole ulcers. *Vet. Rec.* 151: 694-698.
 - 23 Lotze, K. (1911): Untersuchungen über die Beugesehnen am Fusse des Pferdes, Diss. med. vet., Dresden.
 - 24 Luard, L. D. (2003): The Anatomy and Action of the Horse. Dover, Woodstock, Vermont.
 - 25 Maierl, J., König, H. E. und Liebich, H.-G. (2001): Statik und Dynamik. In: K. H.E. und H.-G. Liebich, Anatomie der Haussäugetiere, Bewegungsapparat. Schattauer, Stuttgart. 2: S.
 - 26 Mehrle, F. (1926): Beitrag zur Physiologie der Sehnen und Bänder am Unterfuß des Pferdes. *Münchener Tierärztl. Wschr.* 26: 346-348.
 - 27 Metzner, M., Maierl, J., Absmeier, A.-G., Baumgart, I., Rademacher, G. und Klee, W. (2007): Der angeborene Sehnenstelzfuß beim Kalb. *Tierärztl. Prax.* 35(G): 247-254.
 - 28 Müller-Calgan, H. (1954): Bau und Entwicklung des Interosseusapparates bei Wiederkäuern. Justus Liebig Hochschule, Diss. med. vet., Gießen.

-
- 29 Murray, R. C., Dyson, S. J., Tranquille, C. und Adams, V. (2006): Association of type of sport and performance level with anatomical site of orthopaedic injury diagnosis. *Equine vet. J. Suppl.* 36: 411-416.
- 30 NAV (2005): *Nomina Anatomica Veterinaria*. International Committee on veterinary Gross Anatomical Nomenclature, Hannover, Columbia, Ghent, Sapporo.
- 31 Nickel, R., Schummer, A., Wille, K.-H. und Wilkens, H. (1992): Passiver Bewegungsapparat, Skelettsystem. In: R. Nickel, A. Schummer und E. Seiferle, *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Band 1, Bewegungsapparat*. Parey, Berlin: S. 15-202.
- 32 Perkins, N. R., Reid, S. W. und Morris, R. S. (2005): Risk factors for injury to the superficial digital flexor tendon and suspensory apparatus in Thoroughbred racehorses in New Zealand. *N Z Vet J* 53(3): 184-192.
- 33 Räber, M. und Lischer, C. (2004): The bovine digital cushion- a descriptive anatomical study. *Vet. J.* 167: 258-264.
- 34 Räber, M., Scheeder, M. R. und Ossent, P. (2006): The content and composition of lipids in the digital cushion of the bovine claw with respect to age and location. *Vet. J.* 172: 173-177.
- 35 Ross, M. W. und Dyson, S. J. (2003): *Diagnosis and management of lameness in the horse*. Saunders, Missouri.
- 36 Rüter, A. (1999): *Strukturelle Beschaffenheit und Anordnung kraftübertragender Elemente in langen Sehnen*, Diss. med., Bochum.
- 37 Schauder, W. (1951): Allgemeine stoßbrechende Einrichtungen an den Gliedmaßen des Pferdes in funktionell-anatomischer Hinsicht. *Dt. Tierärztl. Wschr.* 43/44: 350-352.
- 38 Seiferle, E. und Frewein, J. (1992): Aktiver Bewegungsapparat, Muskelsystem, Myologia. In: R. Nickel, A. Schummer und E. Seiferle, *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Band 1, Bewegungsapparat*. Parey, Berlin: S. 273-544.
- 39 Stanek, C. (2009): *Sehnenerkrankungen beim Arbeitspferd*. from http://www.tieranwalt.at/upload/files/sehnenerkrARBEITSPFERD_MA60_2009_a.pdf.
- 40 Starck, D. (1979): *Vergleichende Anatomie der Wirbeltiere Band I: Skelettsystem*. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg.
- 41 Stashak, T. S. (1989): *Adams' Lahmheit bei Pferden*. Verlag M.&H.Schaper, Hannover.

-
- 42 Toussaint-Raven, E. (1977): Klauenpflege beim Rind. Univesiteit Utrecht, Utrecht.
- 43 Toussaint-Raven, E. (1998): Klauenpflege beim Rind. Universiteit Utrecht, Utrecht.
- 44 Wagel, R. (2000): Die Biopsie der Oberflächlichen und Tiefen Beugesehne des Pferdes- Methodik und Verlaufsuntersuchung, Diss. med. vet., Hannover.
- 45 Widauer, S. (2006): Biomechanische Eigenschaften des Klauenbeinträgers bei Rindern mit unterschiedlicher Laktationszahl, Diss. med. vet., München.
- 46 Willi, W. (1951): Versuche über die Elastizität und Festigkeit der Beugesehnen des Pferdes, Diss. med. vet., Zürich.
- 47 Witzmann, P. (1969): Untersuchungen über die Belastung der Extremitätenpaare bei Pferden und Rindern, Diss. med. vet., München.
- 48 Zietzschmann, O. und Bürger, U. (1987): Der Reiter formt das Pferd. FN - Verlag, Warendorf.

Danksagung

Zunächst gebührt Herrn Prof. Dr. Dr. h.c. mult. H.-G. Liebich sowie seinem Nachfolger Herrn Prof. Dr. Dr. F. Sinowatz mein herzlicher Dank für die Möglichkeit, am Institut für Tieranatomie diese Arbeit anfertigen zu können. Die Arbeitsbedingungen im Institut waren stets sehr angenehm.

Ein großes Dankeschön geht an meinen Doktorvater PD Dr. J. Maierl für die stets geduldige Hilfestellung bei der Erstellung dieser Arbeit, für die freundliche Zusammenarbeit und für das vermittelte Wissen in Sachen Statistik und Computer.

Des Weiteren möchte ich mich bei den Mitarbeitern des Institutes bedanken. Besonders die Präparatoren Herr Siegfried Hecher, Herr Hermann Obermayer und Herr Hans Kelm waren stets mit Rat und Tat zur Stelle bei Problemen handwerklicher Art. Frau Silvia Mitterer hatte immer ein motivierendes Wort und viele wertvolle Tipps parat.

Bei Herrn PD Dr. S. Reese möchte ich mich für die prompte Hilfe bei der Anfertigung der Ultraschallbilder und der Anregung zur Kalibrierung derselben bedanken.

Ein Dankeschön geht auch an Inga Wölfl und Steffi Pfleger für die Hilfe mit den Ultraschallgeräten sowie an Herrn Gerhard Moll für das Fitmachen meines Computers und an Frau Dr. Gisela Bosch für die Einführung in den Umgang mit der Materialprüfmaschine.

Auch meinem Chef Dr. F. Beck gebührt ein großes Dankeschön für sein Verständnis und einen Dienstplan, der das Fertigstellen dieser Arbeit zeitlich überhaupt erst ermöglicht hat.

Für viel Verständnis und das Tolerieren sämtlicher Stresszustände außerdem ein herzlicher Dank an meine Eltern, meinen Bruder Thorben Schlücker (der nach Abgabe seiner Masterarbeit gleich weiter Korrektur lesen durfte), meine Kollegin Lara Thielen und meine langjährige Freundin Laura.

Allen weiteren Freunden, Kollegen und Kommilitonen, die mich in dieser Sache immer wieder und sehr ausdauernd motiviert haben: Ganz lieben Dank!

Lebenslauf

Name: Ramona Schlücker
Geburtstag: 05.08.1982
Geburtsort: München
Eltern: Karl-Heinz Schlücker, Irmtraud Schlücker

Schulbildung

1988-1992 Volksschule an der Lenbachallee, Ottobrunn
1992-2001 Gymnasium Neubiberg

Beruflicher Werdegang

2001-2007 Studium der Tiermedizin an der LMU
2007-2009 Übernahme von Wochenenddiensten an der Praxis Steinberg,
Dres. Baumann und Reiningger, Reichertsheim
2008-2009 Assistentin in der Pferdeabteilung der Tierklinik Starnberg,
PD Dr. Röcken
seit Dez. 2009 angestellte Tierärztin in der Praxis Dr. Beck, Wolfratshausen
2007-2012 Doktorandin am Institut für Tieranatomie der LMU