

Aus der Chirurgischen Tierklinik
der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig

**Vergleichende magnetresonanztomographische
Untersuchung am plantaren Aspekt des Tarsus des Pferdes
– sonographische und histologische Korrelation des
M. interosseus medius an der Hintergliedmaße des Pferdes**

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Grades eines
Doctor medicinae veterinariae (Dr.med.vet.)
durch die Veterinärmedizinische Fakultät
der Universität Leipzig

eingereicht von
Renate Antonia Lempe
aus Leipzig

Leipzig, 2007

Mit Genehmigung der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig

Dekan: Prof. Dr. Karsten Fehlhaber

Betreuer: Ass. Prof. Dr. Johannes Edinger

Gutachter: Ass. Prof. Dr. Johannes Edinger
Klinik für Orthopädie bei Huf – und Klauentieren
Veterinärmedizinische Universität Wien

Prof. Dr. Gerhard Oechtering
Klinik für Kleintiere
Veterinärmedizinische Fakultät der Universität Leipzig

Ass. Prof. Dr. Johann Kofler
Klinik für Orthopädie bei Huf – und Klauentieren
Veterinärmedizinische Universität Wien

Tag der Verteidigung: 29.05. 2007

Gewidmet meinem Großvater
em. Prof. Dr. Christian Hänsel

Inhaltsverzeichnis	Seite
1 Einleitung und Zielsetzung	1
2 LITERATURÜBERSICHT	4
2.1 Anatomischer Überblick klinisch relevanter Strukturen der plantaren Sprunggelenksregion	4
2.2 Klinisch bedeutsame Erkrankungen der plantaren Sprunggelenksregion	11
2.3 Histologische Untersuchungen am Musculus interosseus medius	15
2.3.1 Allgemeiner Aufbau	15
2.3.2 Pathologische Veränderungen	16
2.4. Grundlagen der Magnetresonanztomographie	18
2.4.1 Allgemeines	18
2.4.2 Physikalische Prinzipien	18
2.4.3 Bildgebung	19
2.4.4 Konventionelle Techniken	20
2.4.5 Einflussnehmende Parameter	22
2.4.6 Bildqualität	23
2.4.7 MRT – Untersuchungen an der Gliedmaße von Pferden	26
2.4.8 Darstellung der Gewebe im MRT	29
2.5 Grundlagen der Ultraschalltechnik	32
2.5.1 Allgemeines	32
2.5.2 Artefakte	32
2.5.3 Bildinterpretation	34
2.5.4 Untersuchungstechnik	36
2.5.5 Darstellung des Musculus interosseus medius	36

EIGENE UNTERSUCHUNG	Seite
3 Material und Methode	40
3.1 Material	40
3.1.1 Tiere	40
3.1.2 Geräte	42
3.2 Methode	42
3.2.1 Magnetresonanztomographie	42
3.2.2 Röntgenuntersuchung	43
3.2.3 Ultraschalluntersuchung	44
3.2.4 Histologische Untersuchung	44
3.3 Interpretation und Auswertkriterien	45
3.3.1 Magnetresonanztomographie	47
3.3.2 Röntgenologische Beurteilung	49
3.3.3 Sonographische Beurteilung	48
3.3.4 Histologische Beurteilung	49
3.4 Statistische Auswertung	49
4 Ergebnisse	52
4.1 Magnetresonanztomographische Ergebnisse	52
4.1.1 Signalverhalten	52
4.1.2 Schnittebenen	61
4.1.3 Abgrenzbarkeit der Weichteilstrukturen	63
4.1.4 Der Fesselträger – Darstellung im MRT	66
4.1.5 Der Fesselträger – morphometrische Vermessung	72
4.1.6 Weitere Befunde	76

	Seite
4.2. Sonographische Ergebnisse	77
4.3. Histologische Ergebnisse	81
4.4 Röntgenologische Ergebnisse	83
5 Diskussion	84
5.1. Methode	84
5.2. Ergebnisse	87
5.2.1 MRT	91
5.2.2 Fesselträger - Morphometrie	92
5.2.3 Sonographie	93
5.2.4 Histologie	95
5.2.5 Röntgen	97
5.2.6 Vergleichende Untersuchung am Musculus interosseus medius	97
5.3 Schlussfolgerung	99
6 Zusammenfassung	101
7 Summary	103
8 Literaturverzeichnis	105

Abkürzungsverzeichnis

lat	lateral
Lig	Ligamentum
Ligg	Ligamenta
M	Musculus
Mm	Musculi
med	medial
MRT	Magnetresonanztomographie
MR	Magnetresonanz
PD	Protonendichte

1. Einleitung

Lahmheiten der Hintergliedmaße, verursacht durch Schädigung der Weichteilgewebe der Sprunggelenksregion, gehören zu jenen Krankheiten, die regelmäßig dem Tierarzt vorgestellt werden und gleichzeitig hohe Ansprüche an die Lahmheitsdiagnostik stellen (DABAREINER et al. 2005, DYSON 1991, DYSON 2003a, GANSER 1999, ROSS 2003).

Ein wichtiges Trageelement sowie einen wesentlichen Kompensationsmechanismus bei Belastungen der distalen Gliedmaße stellt der Fesselträger (Musculus interosseus medius) dar. Gerade im Hochleistungssport (Rennen, Springen, Dressur) wirken enorme Kräfte auf diesen Anteil des Stützapparates ein, welche zu Schäden unterschiedlichen Ausmaßes führen können (BUKOWIECKI et al. 1987, JANSEN et al. 1998, KEEGAN et al. 1992, WEITKAMP 2003). Eine exakte Diagnosestellung ist die Voraussetzung für das Erstellen der Prognose und der Therapieplanung. Die Überbewertung von Erkrankungen des Fesselträgers führen nicht nur zu langen Ausfällen in der Nutzung des Tieres, auch die Frage nach Kostenaufwand und wirtschaftlichen Einbußen von Seiten des Besitzers stehen im Raum. Unterbewertungen können jedoch dazu führen, dass durch schwerwiegende Folgeschäden eine zukünftige Nutzung als Sportpferd nicht mehr möglich ist. Die Schwierigkeit Erkrankungen des Fesselträgers richtig zu diagnostizieren und eventuell von anderen orthopädischen Differentialdiagnosen abzugrenzen, begründet sich in anatomischen Nähe unterschiedlicher Weichteil- und Knochenstrukturen, die allein oder in Kombination erkranken können (DYSON 2003a, LISCHER et al. 2006). Neben einer genauen klinischen Untersuchung nimmt die bildgebende Diagnostik einen immer größeren Stellenwert im Untersuchungsgang ein. Die röntgenologische Darstellung von kalzifiziertem Gewebe wird seit den 80er Jahren durch den Einsatz der Ultrasonographie ergänzt. Deren Nutzungsschwerpunkt liegt besonders in der Diagnostik von Weichteilerkrankungen. Sowohl die röntgenologische als auch die sonographische Untersuchung haben den Vorteil, schnell und mit relativ geringem Kosten- und Zeitaufwand Gewebe darzustellen und sind heute wichtige Hilfsmittel in der Lahmheitsdiagnostik. Die Sonographie der plantaren Sprunggelenksregion setzt hohe Ansprüche an Erfahrung und Genauigkeit des Untersuchers voraus. Da die Ultraschalluntersuchungen schwerer zu standardisieren und zu objektivieren sind als

die Aufnahme von Röntgenbildern, muss unbedingt auf eine korrekte Durchführung geachtet werden, um Fehlinterpretationen zu vermeiden.

Ein alternatives bildgebendes Verfahren, welches sich seit ein paar Jahren in der Tiermedizin etabliert, ist die Magnetresonanztomographie. Der Vorteil dieses nicht-invasiven Verfahrens ist die kontrastreiche Darstellung von Binde- und Stützgewebe in allen Ebenen. Dies gewährleistet eine frühzeitigere und genauere Erkennung von pathologischen Befunden (ANDREW et al. 1990, HOSTEN et al. 2004, ROTH 1984). Zurzeit ist der Einsatz der Magnetresonanztomographie besonders in der Kleintiermedizin von stetig zunehmender Bedeutung. Auf Grund der Größe des Tieres und dem damit verbundenen hohen technischen und personellen Aufwand, ist der Einsatz dieser Technik in der Pferdemedizin durch die hohen Kosten eingeschränkt. Auch wenn die Magnetresonanztomographie noch nicht zu den Routineuntersuchungsmethoden beim Pferd gehört, so werden die technische Weiterentwicklung von Geräten und die Vorteile bei der Bildinterpretation in den nächsten Jahren einen vermehrten Einsatz dieser Technik mit sich bringen.

Um künftige Untersuchungen der Hinterextremität des Pferdes zu effektiveren, ist es notwendig, grundlegende Arbeiten zur Darstellung der Sprunggelenksregion in der Magnetresonanztomographie zu erstellen. Bevor pathologische Befunde erhoben werden können, sind eine genaue Kenntnis der zu Grunde liegenden anatomischen Verhältnisse und deren Darstellung im Magnetresonanztomographen notwendig. Dieses bildgebende Verfahren scheint durch seine Sensitivität und Spezifität (ANASTASIOU et al. 2003, CRASS et al. 1992, MURRAY et al. 2006a, MURRAY et al. 2006b, WHITTON et al. 1998, ZUBROD et al. 2004b) besonders geeignet, die anatomischen Verhältnisse der plantaren Sprunggelenksregion des Pferdes genau wiederzugeben. In ergänzender aber auch unterstützender Funktion können neue Erkenntnisse in der MRT – Technik den Einsatz anderer bildgebenden Techniken erleichtern. Die in der vorliegenden Arbeit durchgeführte Untersuchung von Geweben an der plantaren Sprunggelenksregion soll einen Beitrag zur grundlegenden Bildinterpretation in der Magnetresonanztomographie leisten. Im sonographischen und histologischen Vergleich soll besonders der Ursprungsbereich des Musculus interosseus medius untersucht werden.

Zielsetzungen dieser Arbeit sind:

1.

Die Darstellung und Abgrenzbarkeit der Weichteilgewebe der plantaren Sprunggelenksregion des Pferdes sollen mit Hilfe der Magnetresonanztomographie untersucht werden.

2.

Die magnetresonanztomographische Darstellung der Morphologie der Fesselträgerursprungsregion an der Hintergliedmaße wird vergleichend zur Sonographie untersucht.

3.

Mögliche altersbedingte, strukturelle Veränderungen im Aufbau des Fesselträgerursprungs an der Hintergliedmaße werden mit Hilfe des MRT erfasst und statistisch ausgewertet.

4.

Durch histologischen Gewebeabgleich des Fesselträgerursprungs werden Rückschlüsse auf das Signalverhalten der nachgewiesenen Gewebe gezogen.

2 Literaturübersicht

2.1 Anatomischer Überblick klinisch relevanter Strukturen der plantaren Sprunggelenksregion

Fesselträger (Musculus interosseus medius)

Der plantaren Fläche des Os metatarsale III (Röhrbein) liegt der M. interosseus medius nahezu vollständig direkt an. Durch seine Funktion als bedeutendes Trageelement der Fessel wird dieser bandartige Muskel auch Fesselträger genannt. Während über den Ursprungsbereich an der Vordergliedmaße genügend Informationen in der Literatur vorhanden sind, ist eine genaue anatomische Beschreibung des Fesselträgerursprungs an der Hinterextremität nur schwer zu finden. Anatomische Studien stimmen darin überein, dass sich der Fesselträgerursprung hauptsächlich im proximalen Abschnitt des Os metacarpale III an der Vordergliedmaße bzw. Os metatarsale III an der Hintergliedmaße befindet. Während an der Vordergliedmaße weitere Ursprungsbereiche an der distalen Karpalgelenksreihe (KÖNIG u. LIEBICH 2004), am Lig. carpi radiatum und Lig. carpi palmare profundum (NICKEL et al. 2003) zu finden sind, kann an der Hintergliedmaße der Ursprung in kleinerem Ausmaß auch von der distalen Tarsalgelenksreihe (DYSON et al. 1995, NICKEL et al. 2003) ausgehen. Nach WISSDORF et al. (2002) geht der Fesselträger mit zwei Köpfen aus dem Bereich der Ligg. tarsometatarsea plantaria und dem proximalen Anteil des Metatarsus hervor. Übereinstimmend werden von den genannten Autoren die plantaren Abschnitte der Sprunggelenkskapsel als Ursprungsstruktur des Fesselträgers benannt. Der Querschnitt des Fesselträgers ist an der Hintergliedmaße in seinem proximalen Abschnitt rundlicher als an der Vordergliedmaße und leicht zur lateralen Seite verlagert (BISCHOFBERGER et al. 2006). Der weitere Verlauf ist dem der Vorderextremität gleich. Der Musculus interosseus medius schmiegt sich dem Röhrbein eng an und teilt sich im letzten Drittel in einen lateralen und medialen Schenkel auf, die ihrerseits jeweils an der abaxialen Seite der Gleichbeine (proximale Sesambeine) inserieren. Während seines Verlaufs an der plantaren Fläche des Metatarsus liegt der Fesselträger eingebettet zwischen dem lateralen und medialen Griffelbein, bedeckt von oberflächlicher und tiefer Beugesehne.

Tiefe Beugesehne (M. flexor digitalis profundus)

Die drei Köpfe des Musculus flexor digitalis profundus bilden auch beim Pferd eine funktionelle Einheit, die sich als tiefe Beugesehne nach distal fortsetzt. Die starke Endsehne des M. flexor digitalis lateralis nimmt proximal des Sprunggelenks die Sehne des M. tibialis caudalis auf. Beide ziehen dann über die Sehnengleitfläche des Sustentaculum tali des Calcaneus hinweg auf die Plantarseite des Metatarsus, um sich dann mit der Endsehne des M. flexor digitalis medialis zur tiefen Beugesehne zu vereinigen (NICKEL et al. 2003). DYCE et al. (1991) beschreiben den Verlauf in gleicher Form.

Oberflächliche Beugesehne (M. flexor digitalis superficialis)

Dieser Muskel, der in der Fossa supracondylaris ossis femoris entspringt, hat beim Pferd fast strangartigen Charakter angenommen und liegt zunächst unter der Achillessehne. Proximal des Fersenhöckers wendet er sich nach medial, um dann auf dem Tuber calcanei sich zur Fersenbeinkappe zu verbreitern (NICKEL et al. 2003, DYCE et al. 1991). Der weitere distale Verlauf entspricht den Autoren zur Folge, dem der Vordergliedmaße. Als oberflächliche Beugesehne zieht der Muskel lateroplantar der tiefen Beugesehne auf der Hinterseite des Mittelfußes in Richtung Fessel. Während des Verlaufs über die Plantarfläche des Calcaneus liegt die oberflächliche Beugesehne caudomedial des Lig. plantare longum und bedeckt dieses teilweise (SACK u. FERRAGLIO 1978).

Unterstützungsband (Lig. accessorium) der tiefen Beugesehne

DYCE et al. (1991) sieht den Ursprung des Unterstützungsbandes der tiefen Beugesehne in der Gelenkkapsel des Sprunggelenks. Es entspricht dem Unterstützungsband der Vordergliedmaße, ist jedoch deutlich schwächer ausgeprägt und entwickelt (NICKEL et al. 2003). Das Unterstützungsband wird bei WISSDORF et al. (2002) als Teil des Lig. tarsi plantare longum angesehen. Seine wesentlich schwächere Ausbildung im Vergleich zur Schultergliedmaße wird von allen genannten Autoren bestätigt.

Ligamentum (tarsi) plantare longum

Dieses Band, das auch als plantares Tarsalband bezeichnet wird, gehört zum Komplex der Ligg. tarsi plantaria, ist jedoch funktionell das wichtigste. Es entspringt

plantar am Tuber calcanei, in seinem nach distal gerichtetem Verlauf verbindet es zudem die weiter lateral gelegenen Knochen des Tarsus und Metatarsus miteinander. Im Bereich der Fußwurzel gibt dieses Band noch Fasern zu den medial und lateral gelegenen Knochen des Sprunggelenks ab (NICKEL et al. 2003, SACK u. FERRAGLIO 1978, WISSDORF et al. 2002). DYCE et al. (1991) beschreiben das Lig. plantare longum als langes Band, das dem Calcaneus folgt und über das Os tarsale quartum hinwegzieht, um am Metatarsus zu inserieren. Bedeckt wird diese Struktur von der Sehne des M. flexor digitalis superficialis. Es ist nach lateral verbreitert, was als leichte konvexe Verdickung an der Ferse sichtbar ist.

Tarsalbeugesehnenscheide

Die Tarsalbeugesehnenscheide umgibt die beiden proximal des Sprunggelenks vereinigten Teile der tiefen Beugesehne und erstreckt sich somit vom distalen Teil des Unterschenkels sich bis zum proximalen Abschnitt des Röhhrbeins (DYCE et al. 1991). Auf dem Weg zum Sprunggelenk sind die Sehnen der Mm. flexor digitalis lateralis und tibialis caudalis, aber auch die Sehne des M. flexor digitalis longus von Sehnenscheiden umgeben (NICKEL et al. 2003). Meist beginnt die Sehnenscheide schon auf Höhe des distalen Drittel der Tibia. Oft vereinigen sich die Sehnenscheiden auch beim Zusammengehen der Sehnenstränge. Von klinischer Bedeutung ist die gemeinsame Sehnenscheide der Mm. flexor digitalis lateralis und tibialis caudalis. Sie ist sehr geräumig und kann bei starker Füllung zu Aussackungen medial und lateral des Fersenbeinhöckers führen (Kurbengalle). Gelegentlich kann diese auch mit der plantaromedialen Aussackung des Talokruralgelenkes in Verbindung stehen. Ihre Länge beträgt bis zu 250 mm (WISSDORF et al. 2002). Die Ausdehnung reicht von 12 bis 16 cm proximal des Tarsometatarsalgelenkes bis zu 6 cm distal dieser Gelenkreihe (CAUVIN et al. 1999). Distal kann sich die Sehnenscheide bis zum proximalen Rand des Os metatarsale III erstrecken (WISSDORF et al. 2002). In einigen Fällen kommt es zur Vereinigung mit der Sehnenscheide des M. flexor digitalis medialis unterhalb des Tarsalgelenkes (WISSDORF et al. 2002). CAUVIN et al. (1999) gehen ebenfalls von einer zumeist vorkommenden Trennung dieser beiden Sehnenscheiden aus und konnten nur in einem Fall eine Kommunikation dieser beiden Sehnenscheiden nachweisen.

Bursa subcutanea calcanea

Diese fakultativ vorzufindende synoviale Struktur liegt direkt unter der Haut auf Höhe des Tuber calcanei (NICKEL et al. 2003, SACK u. FERRAGLIO 1978). WISSDORF et al. (2002) beschreiben eine mögliche Kammerung des Schleimbeutels.

Bursa calcanea subtendinea

Der unterhalb der oberflächlichen Beugesehne gelegene Schleimbeutel schützt die Sehne beim Gleiten über die Plantarfläche des Calcaneus (SACK u. FERRAGLIO 1978). NICKEL et al. (2003) beschreiben die anatomische Situation genauer. Sie sehen den Schleimbeutel unterhalb der Fersenbeinkappe mit einer Ausdehnung bis handbreit proximal vom Fersenbeinhöcker zwischen Tendo plantaris und Achillessehne. Nach distal schiebt sich diese Struktur bis mittig des Tarsus zwischen oberflächliche Beugesehne und Lig. plantare longum. Die Länge dieses Schleimbeutels erstreckt sich nach WISSDORF et al. (2002) von 100 mm proximal des Calcaneus bis nach distal mittig des Fersenbeins, wo der Schleimbeutel zwischen oberflächlicher Beugesehne und dem Lig. plantare longum zu finden ist.

Knochen des Sprunggelenks

Grundsätzlich sind beim Pferd auf Grund der Verschmelzung von Os tarsale primum und Os tarsale secundum in der Regel sechs Knochen des zusammengesetzten Gelenkes ausgebildet. Jedoch haben nicht alle knöchernen Anteile Kontakt mit den plantar gelegenen Weichteilstrukturen.

Calcaneus

Der Calcaneus spielt als Anteil des Tarsokruralgelenkes eine sehr große Rolle bei der Beugung und Streckung des Sprunggelenkes. Gekennzeichnet ist dieser Knochen von dem mächtigen Tuber calcanei und dem mächtigen Sustentaculum tali (NICKEL et al. 2003).

Talus

Der Talus greift mit seinen schräg nach lateral gerichteten kräftigen Rollkämmen nach dorsal in die Gelenkrinnen der Tibia und ermöglicht so in einem großen Radius Beugung und Streckung des Sprunggelenks. Nach distal artikuliert dieser Knochen

mit dem Os tarsi centrale. Plantar steht der Talus mit dem Calcaneus in Kontakt. Zwischen diesen Knochen befindet sich der Sulcus tali (NICKEL et al. 2003).

Os tarsi centrale

Dieser platte Knochen liegt mittig des Sprunggelenks und artikuliert proximal mit dem Talus. Distal befinden sich zwei Gelenkflächen für das Os tarsale tertium und dem verschmolzenen Knochenstück aus Os tarsale primum et secundum. Lateral befindet sich die Artikulationsfläche zum Os tarsale quartum (NICKEL et al. 2003).

Os tarsale primum et secundum

Hierbei handelt es sich um einen evolutionsbedingt verschmolzenen Knochen, dessen zwei Anteile durch eine Furche noch erkennbar sind. Proximal artikuliert er mit dem Os tarsi centrale, dorsolateral mit dem Os tarsale tertium und distal mit dem medialen Griffelbeinköpfchen. Eine kleine Kommunikationsfläche wird auch mit dem Hauptmittelfußknochen gebildet (NICKEL et al. 2003).

Os tarsale quartum

Dieser relativ hohe Knochen stützt mit seiner proximalen Fläche das Fersenbein und mit einer kleineren auch das Sprungbein. Distal artikuliert das Os tarsale quartum mit dem Hauptmittelfußknochen und dem lateralen Griffelbein. Medial bestehen Artikulationsflächen zum Os tarsi centrale und Os tarsale tertium (NICKEL et al. 2003).

Ossa metatarsalia

Das stärkste Stützelement der Ossa metatarsalia ist der Hauptmittelfußknochen, auch Os metatarsale tertium genannt. Dieser Knochen hat einen rundlichen Querschnitt und bildet mit seiner proximalen Fläche den distalen Gelenksabschnitt des Sprunggelenks, in deren Mitte breitflächig das Os tarsale tertium artikuliert. Lateral liegt dem Hauptmittelfußknochen das Os tarsale quartum an. Eine sehr kleine Berührungsfläche besteht zum Os tarsale primum et secundum. An der lateralen und medialen Seite des Hauptmittelfußknochens liegen die beiden Griffelbeine als stiftförmige Knochen an (Os metatarsale secundum, Os metatarsale quartum). Diese sind an der Hintergliedmaße des Pferdes länger als an der Vordergliedmaße ausgebildet. Das laterale Griffelbein (Os metatarsale quartum) ist etwas stärker

ausgebildet als das mediale und stützt das Os tarsale quartum. Das mediale Griffelbein (Os metatarsale secundum) stützt das Os tarsale primum et secundum (NICKEL et al. 2003).

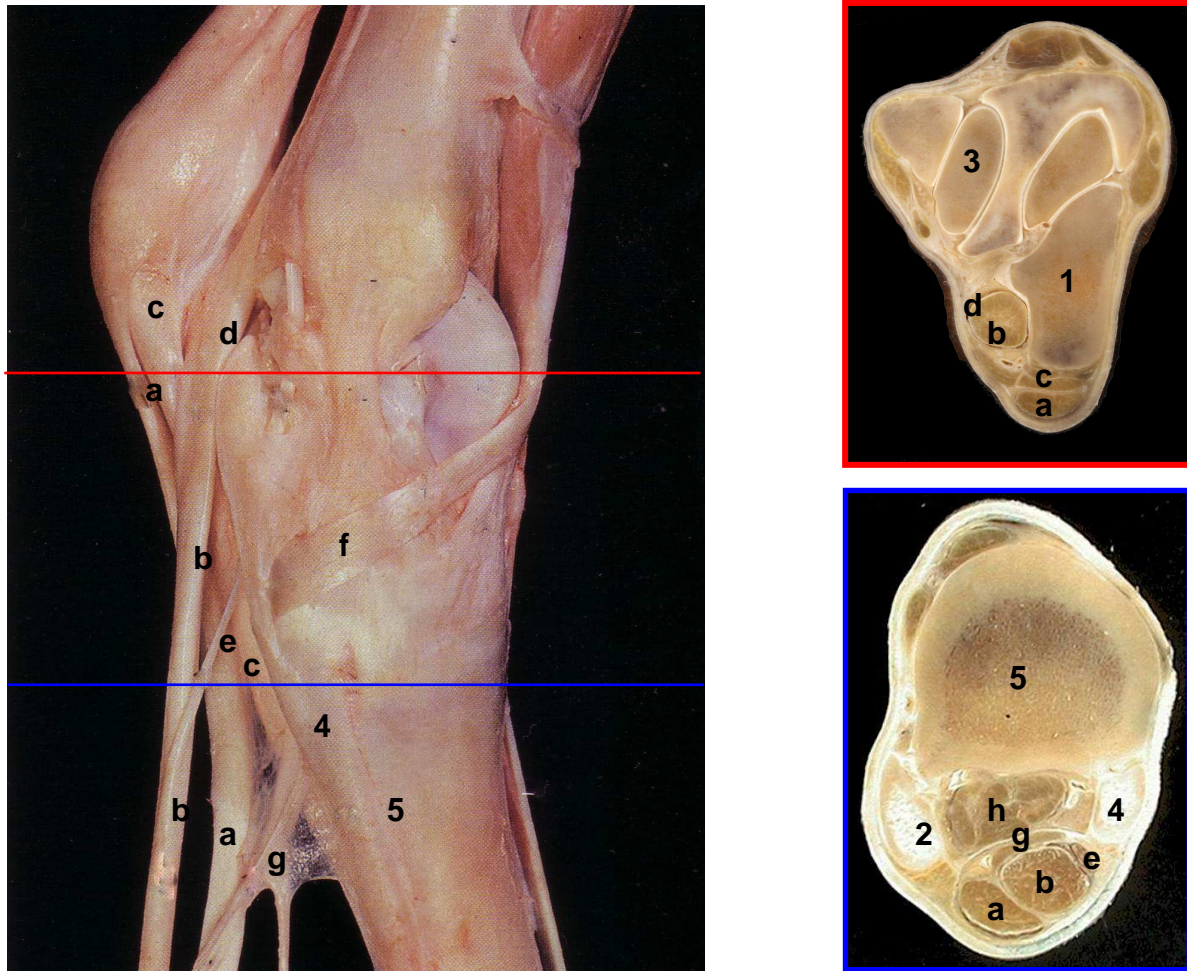


Abb. 2.1 Anatomie der plantaren Sprunggelenksregion, die Linienfarben geben die Position der Querschnittspräparate wieder; präpariertes Übersichtsbild von medial aus: Clinical anatomy of the horse (CLAYTON et al. 2005), modifiziert

Legende:

a	oberflächliche Beugesehne	1	Calcaneus
b	tiefe Beugesehne	2	Os metatarsale IV (lat. Griffelbein)
c	Lig. plantare longum	3	Talus
d	Tarsalbeugesehnenscheide	4	Os metatarsale II (med. Griffelbein)
e	Sehne des M. flexor digitalis medialis	5	Os metatarsale III (Metatarsus)
f	med. Sehne des M. tibialis cranialis		
g	Lig. accessorium der tiefen Beugesehne		
h	M. interosseus medius		

2.2 Klinisch bedeutsame Erkrankungen der plantaren Sprunggelenksregion

Durch den komplexen Aufbau des Sprunggelenks beim Pferd und der anatomischen Nähe vieler verschiedener Gewebe in der plantaren Region, ist es in der modernen Pferdemedizin, unumgänglich mit bildgebender Diagnostik zu arbeiten. Nur so können erkrankte Strukturen genau definiert und Art sowie Ausmaß der Schädigung erkannt werden. Im nachfolgenden werden die wichtigsten Erkrankungen dieser Sprunggelenksregion erörtert. Zu beachten ist, dass nicht immer Schäden einzelner Strukturen vorliegen, sondern es auch zu Erkrankungskomplexen kommen kann.

Tendovaginitis der Tarsalsehnenscheide

Eine leichte Schwellung beidseits proximal des Calcaneus wird oft bei jungen Pferden gesehen. In vielen solchen Fällen sind diese Schwellungen nur vorübergehend und führen zu keiner Lahmheit. Stärkere Schwellungen können ihre Ursache in Überdehnungen der Sehnenscheide bzw. der tiefen Beugesehne haben. Auch direkte Traumata können zu einem solchen klinischen Bild führen, da der proximale Bereich der Sehnenscheide medial ungeschützt liegt. In diesem Zusammenhang ist es möglich, dass auch andere Strukturen, wie Bänder, Knochen oder Sehnen mit verletzt sind. Penetrierende Wunden können zu einer septischen Tendovaginitis führen, die sich zu einer Osteomyelitis besonders am Sustentaculum tali ausweiten kann. Im klinischen Bild kommt es zu einer abgrenzbaren Schwellung im proximalen Bereich der Sehnenscheide ein- oder beidseits der Achillessehne. Im akuten Stadium ist der Bereich warm und löst bei Palpation Schmerzreaktionen aus. Öfter ist diese Erkrankung mit leichter bis schwerer Lahmheit verbunden. Im chronischen Krankheitsbild fehlen zumeist Wärme, Schmerz und Lahmheit. Die Tiere gehen vor allem dann schwer lahm, wenn knöcherne Strukturen involviert sind (DIK u. LEITCH 1995).

False thoroughpin

Abzugrenzen ist die Schwellung der Tarsalsehnenscheide gegen extratendinovaginale Hohlräume oder Gewebsansammlungen. In der englischen Literatur wird diese Art von Pathologien als so genannte „false thoroughpin“ bezeichnet. Sie sind zumeist einseitig lateral vorzufinden und stellen unter anderem Hämatome, Ganglione, Granulationsgewebe oder Hernien der Sehnenscheide dar.

Zumeist handelt sich um kosmetische Veränderungen, deren Entfernung oft nur ungenügend zufrieden stellende Ergebnisse liefert (DIK u. LEITCH 1995).

Bursitis der Bursa calcanea subtendinea

Eine Entzündung dieses Schleimbeutels hat ihre Ursache häufig in einem direkten Trauma. Einblutungen können zu Mineralisierungen der Schleimbeutelwand führen. Perforierende Verletzungen führen oft zu septischen Entzündungen. Bei starken Traumata besteht die Gefahr von Verletzungen des Calcaneus. Ähnlich den Entzündungen der Sehnenscheide sind im akuten Stadium vermehrt Wärme und Schmerzhaftigkeit feststellbar. Diese Symptome werden meist von einer Lahmheit begleitet (DIK u. LEITCH 1995).

Luxation der oberflächlichen Beugesehne

Schwellungen im Bereich der Achillessehne können durch eine Luxation der oberflächlichen Beugesehne vom Tuber calcaneus verursacht werden. Abzugrenzen ist eine Tendinitis des M. gastrocnemius oder Bursitis calcanea subtendinea. Eine Luxation kann vollständig oder teilweise nach lateral oder medial geschehen. Oft ist sie Folge von traumatischen Gewebszerreißen. Eine vollständige Verlagerung führt initial zu massiven Schwellungen dieser Gegend, die von Lahmheit begleitet werden. In einigen Fällen kann ein Luxieren der Sehne nur beobachtet werden, wenn sich das Tier bewegt (DIK u. LEITCH 1995)

Schwellung am plantarodistalen Bereich (Hasenhacke)

Schwellungen von Weichteilgewebe in diesem Bereich können auf Grund von Schäden verschiedener Weichteilstrukturen entstehen. Dazu zählt das Lig. plantare longum, die oberflächlichen Beugesehne und subcutane Umfangsvermehrungen (ROONEY 1981). Um Schäden am Lig. plantare longum zu verursachen, müssen sehr starke Zugkräfte und Überstreckungen des Sprunggelenks vorgelegen haben. Ebenso können auch Traumata als Krankheitsursache vorliegen. Gründe für Verletzungen der oberflächlichen Beugesehne in dieser Region sind noch nicht völlig geklärt, werden aber bei Pferden beobachtet, die auf Geschwindigkeit trainiert werden. Es ist zu beachten, dass bei einigen Pferden der Os metatarsale quartum eine Schwellung vortäuschen kann, die jedoch ohne klinische Bedeutung ist (DIK u. LEITCH 1995).

Tendinitis der tiefen Beugesehne

Eine Entzündung der tiefen Beugesehne im Bereich des proximalen Metatarsus zeigt klinisch ähnliche Anzeichen wie die zuvor beschriebene Hasenhacke. Oft bleiben Schäden zunächst unerkant. DIK und LEITCH (1995) beschreiben diese Erkrankungen bei Rennpferden, sodass von einer Prädisposition bei diesen Tieren auf Grund der Art der Belastung ausgegangen werden kann.

Erkrankungen des Unterstützungsbandes – Ligamentum accessorium

In der Studie von GANSER (1999) waren 16% der Tiere mit Lahmheiten im Bereich der Beugesehen von Unterstützungsbandläsionen betroffen. Welcher Anteil sich auf die Hinterhand bezieht, kann dieser Arbeit nicht entnommen werden. In einer anderen Untersuchung an 23 Tieren mit Desmopathie des Unterstützungsbandes der tiefen Beugesehne an der Hintergliedmaße, konnte in allen Fällen eine Vergrößerung dieser Struktur mit Hilfe des Ultraschalls festgestellt werden (ELIASHAR et al. 2005). In 44% der Fälle konnten Läsionen im Unterstützungsband ausgemacht werden. Nicht alle Tiere gingen lahm. Grundsätzlich haben akute, traumatische Verletzungen dieser Struktur nach Behandlung eine bessere Prognose als chronische Veränderungen. Eine mögliche Therapie stellt die Desmotomie dar.

Erkrankungen des Fesselträgers – Musculus interosseus medius

In der Arbeit von GANSER (1999) erfolgte eine retrospektive Untersuchung zum Auftreten von ultrasonographisch feststellbaren Sehnenläsionen beim Pferd. Fesselträgererkrankungen wurden mit 15% aller untersuchten Sehnensonogramme am zweithäufigsten diagnostiziert. Öfter konnten nur Schäden der oberflächlichen Beugesehne (60%) festgestellt werden. Zu 15% traten Schäden an der Hintergliedmaße auf. Fesselträgererkrankungen konnten am häufigsten an Freizeitpferden diagnostiziert werden, wobei sich der größere Anteil der Schäden im Ursprungsbereich des Fesselträgers befand. BERTONE (2004) sieht bei Lahmheiten in 5% der Fälle die Ursache im Ursprungsbereich des Fesselträgers, geht aber nicht genauer auf die Verteilung von Vorhand - zu Hinterhandlahmheiten ein. Die Ursache für Fesselträgererkrankungen sind fibrilläre Mikroläsionen, die durch Überbelastung bzw. Überdehnung dieser sehnenartigen Struktur entstehen können und bei weiterer Belastung zu größeren Schäden und Entzündungen führen. In geringeren Fällen können auch direkte Traumata, besonders an der Hintergliedmaße, die Ursache für

Fesselträgererkrankungen sein (SCHNEIDER 2006). Die Pathogenese ist in vielen Details noch unklar (HALPER et al. 2006). Über eine vermehrte Proteoglykanakkumulation bei geschädigten Fesselträgern wird diskutiert. Neben leichter Schwellung in einigen Fällen und Palpationsschmerz können in der akuten Phase, abhängig vom Grad der Schädigung, unterschiedliche Lahmheitsgrade festgestellt werden (DYSON 1991, DYSON 1994, LISCHER et al. 2006). Ein starkes Anschwellen des proximalen Bereiches verhindert die starke Faszie an der Hintergliedmaße. In chronischen Fällen sind weniger starke, aber sehr schwer zu therapierende Lahmheiten festzustellen. Ein deutlicher Palpationsschmerz fehlt meist. Grundsätzlich können Fesselträgerläsionen an drei anatomischen Lokalisationen dargestellt werden (DYSON et al. 1995, HAUSER et al. 1984, MOYER u. RAKER 1980):

- im Ursprungsbereich, (proximal suspensory desmitis - PSD)
- im mittleren Drittel, dem Fesselträgerkörper (body lesion)
- an den Schenkeln (branch lesions).

DYSON (1994) berichtet, dass Desmitis des Fesselträgerursprungsbereiches an der Hintergliedmaße in geringeren Fallzahlen zum Therapiererfolg führt. In einer 1994 veröffentlichten Studie von DYSON konnte festgestellt werden, dass es keine Prädispositionen für Rassen, Nutzungsrichtungen oder Geschlecht gibt.

2.3 Histologische Untersuchungen am Musculus interosseus medius

2.3.1 Allgemeiner Aufbau

Der Musculus interosseus medius kann als rudimentärer Muskel mit ausschließlich bandhaften Charakter aufgefasst werden (NICKEL et al. 2003, DYCE 1991). Die Grundeinheit ist mit dem Aufbau von Sehngewebe zu vergleichen, das sich aus Bündeln von eng aneinander liegenden Kollagenfibrillen zusammensetzt. Über den darin eingelagerten Anteil von Muskelgewebe weichen die Auffassungen der Autoren in ihren Studien voneinander ab. OBERBECK (1992) beschreibt den Anteil zwischen 30 % und 40 %, der vorwiegend im Fesselträgerkörper und fast nie in den Schenkeln nachzuweisen ist. In dem Bereich zwei Zentimeter distal des Ursprungs untersuchte SCHWARZKOPF (2000) den Muskelfasergehalt und stellte eine Variationsbreite von 0% bis knapp 40 % fest. DYSON et al. (1995) gehen allgemein von einem Muskelfasergehalt von 2,1 – 11% aus. Einigen Autoren nach sind nur noch beim Fohlen vereinzelt Muskelfasern vorzufinden (NICKEL et al. 2003, DYCE 1991). Diese Fasern sollen im Laufe der Individualentwicklung verschwinden und durch kollagene Fasern ersetzt werden (DYCE 1991, CALLEGARI 1968). ROONEY (1973) geht jedoch davon aus, dass die eingefügten Muskelanteile zeitlebens bestehen und nicht mit dem Alter verschwinden. Auch beschreibt dieser Autor reichlich Nervengewebe im Bereich der Muskelfaseranteile. Dass die Muskelanteile im Alter nicht verschwinden, beschreibt auch SISSON (1975), jedoch geht er von einem grundsätzlich sehr geringen Anteil aus. GENOVESE et al. (1986b, 1987) und McDIARMID (1995) gehen in ihrer Arbeit davon aus, dass der Fesselträger neben Muskel - auch noch Fettanteile enthält. Beide Autoren aber finden den Anteil des Muskelgewebes vermehrt bei Fohlen vor. Von variablen Anteilen an Fettgewebe geht auch BINDEUS (1996) in der Untersuchung an der Vordergliedmaße aus. WILSON et al. (1991) beschreiben in ihrer Arbeit über Warmblüter und Vollblutpferde die Binnenstruktur und den Verlauf dieser Muskelbündel, die seiner Meinung nach bis in die Schenkel reichen. Grundsätzlich ist nach WILSON et al. (1991) bei Warmblütern ein höherer Muskelanteil am Fesselträger der Hintergliedmaße vorzufinden (40% mehr). Neben Muskel – und Fettgewebe konnten histologisch auch Gefäße im Musculus interosseus medius nachgewiesen werden (DENOIX et al. 1992, BINDEUS 1996, BISCHOFBERGER et al. 2006, SCHWARZKOPF 2000).

2.3.2 Pathologische Veränderungen

Pathologisch - histologisch untersuchte Fesselträger zeigten Veränderungen, wie sie auch an der oberflächlichen Beugesehne vorzufinden sind. (POOL 1992). Auch in makroskopisch gesund erscheinenden Sehnen konnten azelluläre Gebiete und chondroide Metaplasien gefunden werden. Ein Zusammenhang zwischen dem Auftreten von Verletzungen und Metaplasien war nicht immer nachzuweisen. Diese Annahme bestätigen auch die Arbeiten von SCHWARZKOPF (2000) und BINDEUS (1996). OBERBECK (1992) konnte in ihren Untersuchungen an klinisch gesund erscheinenden Pferden ebenfalls chondroide Metaplasien feststellen, die vermehrt im Fesselträgerkörper auftraten. Die Knorpelmetaplasien sind sehr häufig vorzufindende histologische Veränderungen, die durch vermehrte Zug- oder Druckkräfte auf das Sehngewebe entstehen. LANDI et al. (1980) sehen in Knorpelmetaplasien typische Reaktionen als Form der Gewebsveränderung, die zu Verkalkungen führen können. Ätiologisch geht der Gewebeeränderung zunächst eine Minderdurchblutung der Sehne voraus, durch deren alkalische pH-Wert Verschiebung, es zur Ausfällung von Kalksalzen kommt (OBERBECK 1992). HERTSCH et al. (1989) gehen von zwei Formen von Verkalkungen am chronisch entzündeten Fesselträger aus, die streifige Form oder die in Knocheninseln vorliegende. Eine weitere Möglichkeit der pathologischen Umformung des Gewebes ist die mukoide Degeneration. MOHR (1987) beschreibt diese Degenerationsart als eine Ansammlung von Glykosaminoglykanen, die entweder durch vermehrte Produktion oder verminderten Abbau dieser Kohlenhydratsubstanz entstehen können. Nekrosen entstehen oft durch Hypoxie des Gewebes. Sie gehen mit den typischen Merkmalen wie Zellkernpyknose, Kernwandhyperchromasie, Karyorrhesis und -lysis einher. Die genannten Veränderungen betreffen nicht nur den Fesselträger, sie gelten auch für Degenerationsformen von Sehnen. CALLEGARI (1968) untersuchte den Musculus interosseus medius im Speziellen. Entsprechend dieses Autors betreffen verschiedene Veränderungen ausschließlich das Muskelgewebe. Zeichen für die Degeneration ist eine Zunahme der sarkolemmatischen Kerne und deren Anordnung zentral in der Muskelfaser. Es folgt eine Involution der Myofibrillen. Ein weiterer Rückbildungsprozess tritt in Form von Degenerationsprozessen wie der Vakuolisierung ein. Schließlich sind die Muskelfasern dünn und kaum noch anfärbbar. CALLEGARI (1968) geht davon aus,

dass höchstwahrscheinlich genetische Faktoren und das Maß an funktioneller Belastung sehr zum individuellen Unterschied in der Muskelfaserverteilung beitragen. Einen Umbauprozess des Sehngewebes beschreibt OBERBECK (1992) und geht in diesem Zusammenhang von einer Abnahme der Tendozyten aus.

2.4 Grundlagen der Magnetresonanztomographie

2.4.1 Allgemeines

Die Magnetresonanztomographie (MRT) ist ein bildgebendes Verfahren, das auf magnetischen Eigenschaften bestimmter Atomkerne basiert. Häufig verwendete Synonyme sind auch Kernspintomographie, nuclear magnetic resonance imaging (NMR) oder magnetic resonance imaging (MRI). Zur Beurteilung der Bilder sind Kenntnisse der Untersuchungs- und Messparameter erforderlich, um eine Gewebisdifferenzierung korrekt vornehmen zu können.

Seit 1946 ist das Prinzip der Magnetresonanz bekannt. Im Jahr 1952 erhielten Bloch und Purcell für ihre Entdeckung den Nobelpreis für Physik. Heute ist die Magnetresonanztomographie ein Standard für die Bildgebung in der Humanmedizin, besonders in der orthopädischen und neurologischen Diagnostik. In den letzten Jahren begann man auch mit dem Einsatz in der Tiermedizin. Gerade im Kleintierbereich wird die Magnetresonanztomographie bei Fragestellungen, ähnlich denen in der Humanmedizin, zunehmend genutzt. Bedingt durch die schwierigeren Anwendungsmöglichkeiten, steht dieses bildgebende Verfahren in der Pferdemedizin erst in den Anfängen.

2.4.2 Physikalische Prinzipien

Die Darstellung von Geweben mittels Magnetresonanztomographie basiert auf den unterschiedlichen Eigenschaften von Atomen im magnetisierten Feld. Die Grundlage hierfür bildet der so genannte Kernspin, welcher ein Maß für die Eigenrotation des Atomkerns um seine eigene Achse ist. Alle Atomkerne mit ungerader Protonen- und/oder Neutronenzahl besitzen einen solchen Kernspin. Häufig im Körper vorkommende Elemente mit dieser Eigenschaft sind Wasserstoff, Stickstoff, Phosphor und Natrium, wobei das am häufigsten vorkommende und am sensibelsten reagierende Isotop der Wasserstoff ist (REISER u. SEMMLER 2002, HENDRICK et al. 1990, SEIDERER 1990). Wird nun ein Gewebe in ein Magnetfeld gebracht, so tritt eine Wechselwirkung zwischen den Isotopen mit ihren jeweiligen magnetischen Eigenschaften und dem äußeren Magnetfeld ein, mit der Folge, dass sich die Atome parallel und antiparallel ausrichten. Die parallele Ausrichtung ist dabei die energetisch günstigere. Das System befindet sich im Gleichgewicht. Zusätzlich

führen die Atomkerne Kreisbewegungen um die Feldlinien des äußeren Magnetfeldes aus, die als Präzessionsbewegung bezeichnet werden. Wird nun Energie in einem sehr kurzen Zeitintervall durch elektromagnetische Strahlung, dem so genannten Hochfrequenzimpuls (HF-Impuls) zugeführt, kommt es zur kurzfristigen Auslenkung aus der Gleichgewichtslage. Da das System jedoch nach diesem Gleichgewicht strebt, versuchen die Isotope unterschiedlich schnell in ihre Ausgangslage zurückzukehren. Ihre Rückkehr erfolgt mit Aussendung von elektromagnetischer Strahlung, die von einer Empfängerspule aufgenommen wird. Es entsteht das MR - Signal (REIMER et al. 2000, REISER u. SEMMLER 2002, HOSTEN et al. 2004, MAYRHOFER et al. 1995).

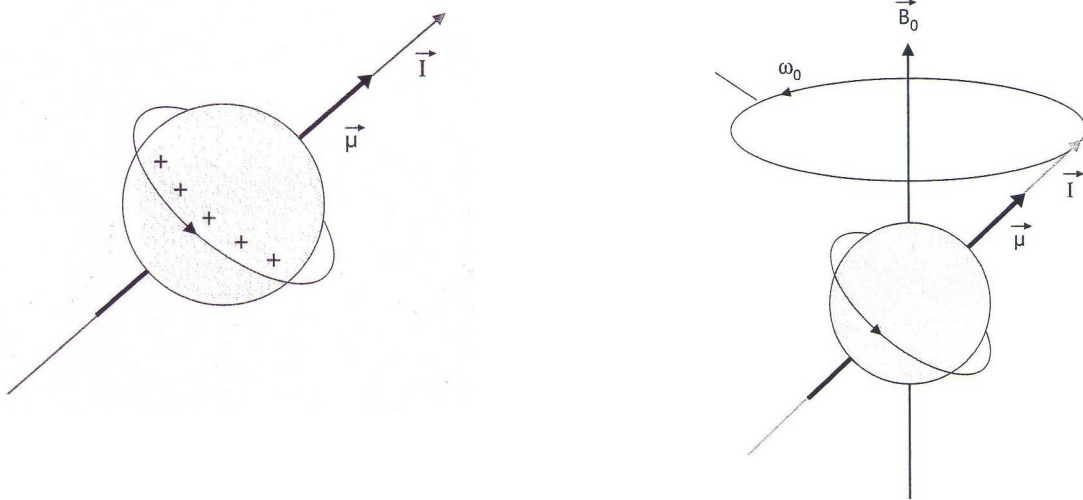


Abb. 2.2: Das magnetische Moment (links) und Präzessionsbewegung des magnetischen Moments (rechts), Stärke und Richtung des Dipolfeldes werden durch das magnetische Moment μ beschrieben, I = Eigendrehimpuls, B_0 = Feldrichtung des statischen Magnetfeldes, ω = Frequenz; REISER u. SEMMLER (2002).

2.4.3 Bildgebung

Für eine räumliche Lokalisation der Protonen wird das homogene Magnetfeld in der zu untersuchenden Schicht von einem in seiner Stärke veränderlichen Magnetfeld überlagert (Gradientenfeld). Dieser Vorgang findet vor der eigentlichen Bildgebung statt. Dadurch ist es möglich, die Verteilung der Protonen mit Hilfe eines Computers zu berechnen und diese später als anatomisches Schnittbild wiederzugeben (REISER u. SEMMLER 2002, HOSTEN et al. 2004).

2.4.4 Konventionelle Techniken

In der Pferdemedizin werden, je nach Fragestellung, Spinecho - Sequenzen, Gradientenecho - Sequenzen und inversion - recovery - Sequenzen verwendet. Spinecho - Sequenzen können T1 - gewichtet, T2 - gewichtet oder protonengewichtet eingesetzt werden. Gradientenechos sind entweder T1 - oder T2 - gewichtete Sequenzen (WERBY 2004).

Spinecho (SE) Sequenz

Das Spinecho ist die klassische und grundlegende Untersuchungssequenz in der Magnetresonanztomographie. Die Sequenz besteht aus einem 90° - Impuls, auf den nach der Hälfte der Echozeit (TE) ein 180° - Impuls folgt. Dieser zweite Impuls ebnet und homogenisiert das Magnetfeld wieder (Abb.2.5). Dies ist nötig, da durch die unterschiedlich schnell ablaufenden Relaxationszeiten von T1 und T2 die Spins am Ende des Impulses sonst einen Phasenunterschied erfahren hätten (HENDRICK et al. 1990). Das Spinecho tritt immer zeitlich symmetrisch zum 180° Impuls auf. Somit handelt es sich um eine sehr stabile, von Magnetfeldinhomogenitäten relativ unabhängige Sequenz mit geringer Artefaktanfälligkeit. Nachteilig wirken sich jedoch die langen Sequenzdauern aus.

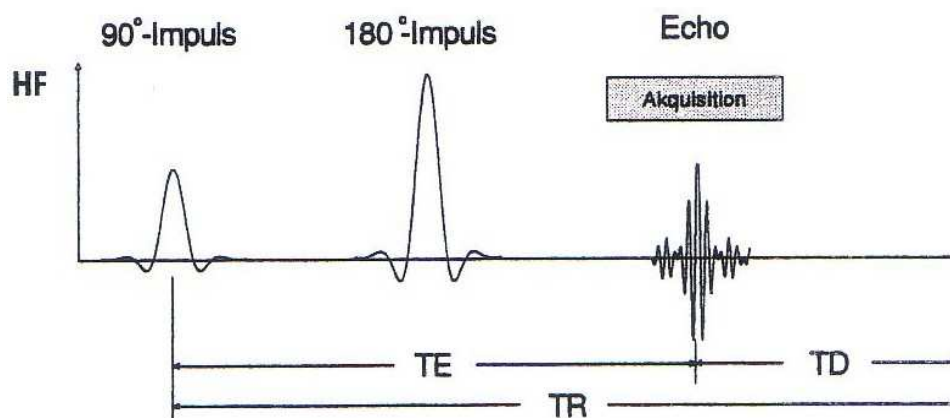


Abb. 2.3: Schematische Darstellung der Spinecho – Sequenz (REISER u. SEMMLER 2002); TE = Echozeit, TR = Repetitionszeit, TD = Verzögerungszeit.

Gradientenecho (GE) Sequenz

Wie schon erwähnt sind der große Nachteil der Spinechosequenzen die langen Untersuchungszeiten, die besonders in der Tiermedizin, wo Untersuchungen am

narkotisierten Tier durchgeführt werden, berücksichtigt werden müssen. Dem Gradientenecho als Schnellbildverfahren liegt die Bildtechnik zu Grunde, Impulse schneller einzustreuen. Das bedeutet, dass statt des zweiten 180° Impulses das Magnetfeld mit einem zusätzlichen Magnetimpuls, dem so genannten Gradienten homogenisiert wird. Auch der initiale 90° Impuls wird durch einen ebenfalls kleineren Impuls ersetzt, der abhängig von der Größe schon dem nächsten Impuls zur Verfügung gestellt werden kann. Dieses Prinzip wird Kleinwinkelanregung genannt, bei welcher der verwendete Winkel als Flipwinkel (FA = Flipangle) bezeichnet wird. Er charakterisiert das Gradientenecho. Je nach Auslenkwinkel und Echozeit können T1-, T2 - oder PD - gewichtete Bilder erzeugt werden (STÖBER 1990). Neben dem Vorteil der kurzen Untersuchungszeiten, können mit dem Gradientenecho sehr dünne Schichtdicken untersucht werden und es besteht die Möglichkeit der Rekonstruktion in anderen Ebenen (SEIDERER 1990).

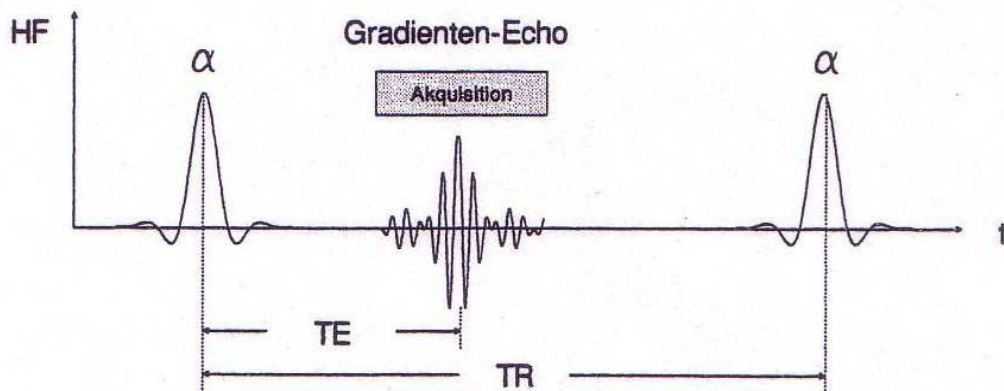


Abb. 2.4: Schematische Darstellung des Gradienten – Echos (REISER u. SEMMLER 2002); TE = Echozeit, TR = Repetitionszeit, α = Flip angle.

Auf nicht verwendete Techniken wie inversion - recovery - Sequenzen, zu denen spezielle Gewebetechniken (z.B. fettunterdrückte Sequenz) gehören, wird nicht eingegangen, da solche Sequenzen in dieser Arbeit keine Anwendung finden.

2.4.4 Einflussnehmende Parameter

Protonendichte (PD)

Die Protonendichte gibt die Anzahl der angeregten Protonen pro Volumeneinheit wieder. Bei protonengewichteten Sequenzen ist die Signalintensität von der im Gewebe angeregten Anzahl der Protonen abhängig.

Relaxationszeiten

Allgemein gibt die Relaxationszeit den Zeitraum an, die die angeregten Protonen benötigen, um wieder in ihren Originalzustand zurückzukehren. Unterschieden werden die T1 - Relaxationszeit und die T2 - Relaxationszeit. Die T1 -Relaxationszeit ist definiert als Zeitspanne, in der die Längsmagnetisierung nach einem 90° - Impuls wieder auf 63% des Ausgangswertes angestiegen ist. Die Relaxationskonstante wird auch als Spin-, Gitter- oder Längsrelaxationszeit bezeichnet (Abb.2.7). Bei Bildern, deren Hauptteil der Signalintensität vom T1 - Wert abhängt spricht man von T1 - Gewichtung. Diese eignen sich auf Grund ihres guten Gewebekontrastes sehr gut für grundlegende anatomische Darstellungen. Die T2 -Relaxationszeit wird als der Zeitraum bezeichnet, in dem die Quermagnetisierung auf 37% ihres Ursprungswertes abgefallen ist. Es wird der Zerfall der Quermagnetisierung gemessen, der die Phasengleichheit der Kernspins nach dem Hochfrequenzimpuls darstellt. Synonyme dafür sind auch T2 - oder Querrelaxationszeit. Verwendung finden T2 - gewichtete Bilder bei der Differenzierung normaler und pathologisch veränderter Gewebe, da Flüssigkeiten sich sehr deutlich abgrenzen lassen. T1 und T2 treten jedoch immer nebeneinander auf (HOSTEN et al. 2004, REISER u. SEMMLER 2002).

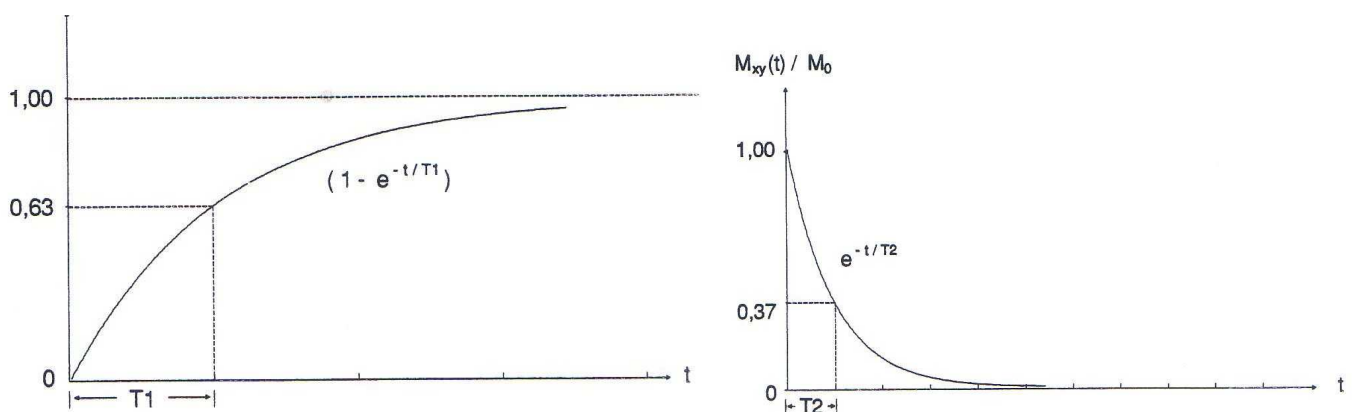


Abb. 2.5: Relaxation der Längs- und Quermagnetisierung (REISER u. SEMMLER 2002).

2.4.5 Bildqualität

Die Bildqualität ist für die korrekte Zuordnung der Signalintensitäten und anschließender Interpretation der MRT - Bilder von entscheidender Bedeutung (ROTH 1984). Im Gegensatz zum Röntgen und zur Computertomographie gibt es bei der Magnetresonanztomographie viele potentielle Parameter, die Einfluss auf die Signalintensitäten nehmen können (ANDREW et al. 1990). Dabei wird zwischen intrinsischen Gewebeparametern und sequenzspezifischen Parametern unterschieden (LISSNER u. SEIDERER 1990) (Tab.2.1). Während die Gewebeparameter bei konstanter magnetischer Induktion von den Untersuchungsbedingungen unabhängig sind, haben die Akquisitionsparameter einen entscheidenden Einfluss auf die Abgrenzung und Differenzierung von Organen (LISSNER u. SEIDERER 1990). In der medizinischen Anwendung ist die Bildintensität an sich von geringerer Bedeutung. Entscheidend für die Gewebedifferenzierung ist der Bildkontrast, das heißt, der Signal- bzw. Helligkeitsunterschied zwischen zwei zu differenzierenden Gewebearten (ROTH 1984). Ziel ist es, die Unterschiede in den Gewebeeigenschaften in einen möglichst großen Kontrast umzuwandeln. Die Abgrenzbarkeit hängt auch vom Signal - Rausch - Verhältnis (signal - to - noise - ratio) ab. Dieses Verhältnis gibt die relativen Anteile des echten Signals und der überlagerten, statisch verteilten Signale (Rauschen) in jedem Voxel an und ist entscheidend für die Qualität der Bilder (ENGLISH u. MOORE 1995, HOSTEN et al. 2004, ROTH 1984). Das Kontrast - Rausch - Verhältnis (contrast - to - noise - ratio) gibt das Verhältnis zwischen den Signalunterschieden zweier Gewebe zur Standardabweichung des Rauschens an (ENGLISH u. MOORE 1995, HOSTEN et al. 2004). Auf Grund der Komplexität der Signalentstehung, sollte die Interpretation von MRT – Bildern unter Kenntnis der verwendeten Parameter erfolgen und vergleichende Untersuchungen anhand von standardisierten Protokollen durchgeführt werden.

Tab. 2.1: Einflussnehmende Parameter auf die Signalintensität von Geweben.

Intrinsische Gewebeparameter	Aufnahmeparameter
Protonendichte	Relaxationszeit TR
T1 – Relaxationszeit	Echozeit TE
T2 – Relaxationszeit	Matrix
Chemische Verschiebung	Field of view
Diffusion	Flip angle
Perfusion	Schichtdicke
Absorption	Schichtabstand

Wie in jedem bildgebenden Verfahren ist auch die Magnetresonanztomographie Artefakten unterworfen, deren Entstehung, Folgen und Verhinderungsmöglichkeiten bei der Anfertigung bzw. Beurteilung der Bilder unbedingt berücksichtigt werden müssen. Artefakte sind Signalintensitäten sowie Echos, die nicht dem eigentlichen Signalverhalten des Gewebes entsprechen. Meist können Artefakte als solche erkannt werden, mitunter täuschen sie jedoch auch pathologische Veränderungen vor. Nachfolgend sollen die Artefakte erörtert werden, die der vorliegenden Arbeit Einfluss auf die Bildqualität nehmen könnten.

Magic - angle - Artefakt:

Dieses Artefakt ist das Ergebnis eines höheren Signals von Fasern, die sich in einem Winkel von 55° zur Achse des Magnetfeldes befinden (BUSONI u. SNAPS 2002). Üblicherweise kann man dieses Phänomen am Ligamentum sesamoideum distale impar und der tiefen Beugesehne distal des Strahlbeins vorfinden. Am deutlichsten wirkt sich dieses Artefakt in T1 - und den protonengewichteten Sequenzen aus. Ein Vergleich zu anderen Sequenzen ist unbedingt notwendig, um Fehlinterpretationen zu vermeiden. In STIR - Sequenzen (short tau inversion recovery) ist der magic angle Effekt nicht vorhanden.

Teilvolumenartefakt (partial volume effects):

Diese Form der Artefakte entsteht, wenn verschiedene Gewebsstrukturen in der Messschicht aneinandergrenzen. Dadurch treten sie recht häufig in der MRT - Diagnostik auf, denn in einer Abbildungsschicht befinden sich oft mehrere Gewebearten. Das Signal äußert sich als Mischsignal und kann zu Fehldeutungen

führen. Je stärker nun die Schichtdicke, umso mehr Teilvolumina können sich darin befinden und umso größer der Einfluss dieses Artefakts (HOSTEN et al. 2004).

Chemische Verschiebung (chemical shift):

Die MRT – Technik basiert auf der Anregung von Protonen. Die Protonen befinden sich aber in unterschiedlichen chemischen Bindungen im Gewebe und weisen somit geringe Unterschiede in ihrer Resonanz auf. Wasser und Fett, die größten Protonenträger im Gewebe, haben einen solchen Resonanzunterschied. Dieser Unterschied täuscht mitunter verschiedene Signalquellen vor. Die Verschiebung zeigt sich als schmales, schwarzes Band an der einen Seite der Organkontur, dem ein weißes Band gegenübersteht (HOSTEN et al. 2004). Dieses Artefakt tritt stärker in Hochfeldsystemen auf, da hier der Frequenzunterschied zwischen Wasser und Fett größer ist. Die distale Pferdeextremität enthält nur sehr wenig Fettgewebe, deshalb ist die chemische Verschiebung für diese Körperregion nur wenig relevant. An Knorpelgrenzen kann es jedoch zur chemischen Verschiebung kommen, wo dieses Artefakt wieder größere Bedeutung zukommt (PETERFY et al. 1997). Mit der Verwendung von so genannten FatSat - Aufnahmen kann der chemical shift reduziert werden.

Truncationsartefakt:

Truncationsartefakte treten ebenfalls an Grenzflächen von Geweben mit unterschiedlichen Signalintensitäten auf. Zu sehen sind sie als schmale Streifen, die sich als Serie parallel zur Grenzfläche ausbreiten. Mit einer Verringerung der Pixelgröße kann dem entgegengewirkt werden (HOSTEN et al. 2004). Auf MRT - Bildern des Pferdes ist dieses Artefakt in der Region von tiefer Beugesehne zum Hufrollenschleimbeutel, sowie Kollateralbänder zum Strahlbein zu berücksichtigen

Tab. 2.2: Zusammenfassung der Artefakte im MRT.

Magic angle	Teilvolumen	Chemische Verschiebung	Truncation
höheres Signal von Fasern, die sich im 55°Winkel zur Achse des Magnetfeldes befinden	Mischsignal von mehreren Gewebssignalen in einer Abbildungsschicht	Resonanzunterschiede von protonenhaltigen Geweben täuscht unterschiedliche Quellen vor	Unterschiedliche Signalintensitäten an Grenzflächen von Geweben

Weitere Artefakte, wie der Magnetfeldartefakt, Metallartefakt, Bewegungsartefakt und Fließartefakt sind bei Untersuchungen lebender Tieren zusätzlich zu berücksichtigen (BUSHBERG 2002, HOSTEN et al. 2004).

2.4.6 MRT – Untersuchungen an der Gliedmaße von Pferden

Auf Grund der Vielfältigkeit von Lahmheitsursachen und deren oft schwierigen Diagnostik steht in der Pferdemedizin der orthopädische Einsatz dieser Technik im Vordergrund. Die Möglichkeit, Pferde mit speziellen MRT- Geräten auch im Stehen zu untersuchen fordert die Anwendung dieser Technik bei orthopädischen Fragestellungen (MAIR et al. 2003, McKNIGHT et al. 2004). Grundlagenarbeiten sind die Basis, um den späteren klinischen Einsatz einer neuen diagnostischen Technik effektiv zu machen. Viele Autoren erarbeiteten zunächst anatomische Beschreibungen der verschiedensten Regionen der Pferdegliedmaße.

Dazu zählen die Darstellung der anatomischen Strukturen im Bereich von Zehe und Fesselgelenk (BUSONI et al. 2004, DENOIX et al. 1993, DYSON et al. 2003b, HAVESI et al. 2004, KLEITER et al. 1999, MARTINELLI et al. 1996, PARK et al. 1987). Die Darstellung des Fesselgelenks mit dreidimensionaler Rekonstruktion von MARTINELLI et al. (1997) lieferte ebenfalls einen Beitrag zum allgemeinen Verständnis der Darstellung gesunden Gewebes MRT. Über die anatomischen Verhältnisse am Pferdeknie (HOLCOMBE et al. 1995) und der Beugesehnen (MURRAY et al. 2004, ERSOY 2005, KOTANI et al. 2000) entstanden in diesem Zusammenhang ebenfalls Studien.

Neben deskriptiven Arbeiten wurden auch Studien veröffentlicht, in denen auf bestimmte Erkrankungen eingegangen wurde oder in denen Vergleiche zu anderen bildgebenden Verfahren gezogen wurden. Sehnenerkrankungen (CRASS et al. 1992, DYSON et al. 2003a, KASASHIMA et al. 2002, WADA et al. 1989) und Schäden im Bereich des Pferdehufes (DENOIX et al. 1993, DYSON et al. 2003b, DYSON et al. 2005, MAIR et al. 2003, MURRAY et al. 2003, WERBY 2004) wurden mit Hilfe des MRT untersucht. Dabei fordert die Erkrankung des Hufrollensyndroms eine zunehmende Nutzung der MRT-Technik. Vergleichende Arbeiten helfen andere bildgebende Verfahren besser zu verstehen und mögliche Vorteile der einen Technik gegenüber der anderen herauszuarbeiten. Die Computertomographie, ebenfalls ein Schnittbildverfahren, wird in einigen Studien immer wieder herangezogen (KRAFT u. GAVIN 2001, TUCKER u. SANDE 2001). KASER – HOTZ et al. (1994) beschrieben in diesem Zusammenhang die Karpalgelenksregion, WHITTON et al. (1998) untersuchten an Lahmheiten der distalen Gliedmaße die Möglichkeiten und Grenzen verschiedener bildgebender Verfahren (CT, MRT, Röntgen) und sahen eindeutig Vorteile der Magnetresonanztomographie in der Diagnostik von Erkrankungen der tiefen Beugesehne an ihrer Umschlagstelle zum Strahlbein. Vergleichende Untersuchungen zur Ultraschalldiagnostik wurden genutzt, um die magnetresonanztomographische Darstellungen von Weichteilen, insbesondere von Sehnen abgleichen zu können (BINDEUS 1996). Der Schwerpunkt in den vergleichenden Arbeiten von SCHWARZKOPF (2000) und BISCHOFBERGER et al. (2006) ist der *Musculus interosseus medius*. In diesen beiden Arbeiten wurden zusätzlich zur sonographischen Untersuchung auch histologische Vergleiche zum Signalverhalten des Fesselträgers gezogen. Die Histologie als Methode verschiedene Gewebsarten und deren Verband sehr genau darstellen und definieren zu können, wird auch in den Arbeiten von CRASS et al. (1992), MURRAY et al. (2006a), RAND et al. (1999), und PARK et al. (1987) genutzt, um MRT – Untersuchungen an verschiedenen Regionen der Pferdegliedmaße abzusichern.

Die Grundlagen zur anatomischen Darstellung des Sprunggelenks des Pferdes im MRT wurden von den Autoren BLAIK et al. (2000) und LATORRE et al. (2003) geschaffen. In der Studie von BLAIK et al. (2000) erfolgte eine anatomische Beschreibung an 6 Sprunggelenken mit einem 0,064 Tesla Gerät. LATORRE et al. (2003) zeigten wie plastinierte Schnittpräparate als eine Vergleichsmethode zur Zuordnung anatomischer Strukturen von Hilfe sein können. Durch Injektion von

speziellen Latexflüssigkeiten in Gelenkshöhlen und Gefäße konnten diese Hohlräume besser abgegrenzt werden. Diese Untersuchung wurde an vier Sprunggelenken durchgeführt. 2006 entstand durch LATORRE et al. eine Arbeit über die Darstellung des Sprunggelenks im MRT. Dabei untersuchten sie an vier Sprunggelenken adulter Tiere die Darstellbarkeit anatomischer Strukturen mit einem 1,5 Tesla starken Gerät.

Die Diagnostik von im Sprunggelenk lokalisierten Erkrankungen stellen ebenfalls Schwerpunkte in MRT – Studien dar. ZUBROD et al. (2004b) untersuchten an 11 Fällen subchondrale Defekte von Gelenken, von denen bei 2 Tieren Defekte im Sprunggelenk identifiziert werden konnten. Diese Arbeit zeigt den Vorteil der MR – Technik gegenüber dem Röntgen, da bei keinem dieser Tiere Auffälligkeiten auf den Röntgenbildern ausgemacht werden konnten. BRANCH et al. (2005) sehen die Magnetresonanztomographie als geeignetes Verfahren, knöcherne Strukturen der distalen Sprunggelenksregion zu untersuchen. Es existiert eine definierte Knochendicke an ausgewählten Knochen des Sprunggelenks. Diese Erkenntnis soll den Autoren nach bei der Diagnostik der Osteoarthritis hilfreich sein.

Der Fesselträger ist als Untersuchungsschwerpunkt von LISCHER et al. (2006) am Einzelbeispiel aufgegriffen worden. Diese Arbeit stellt eine Übersichtsarbeit zur Pathologie und Diagnostik von Fesselträgererkrankungen dar. ZUBROD et al. (2004a) und SCHWARZKOPF (2000) beschreiben diese Struktur an der Vordergliedmaße des Pferdes. ZUBROD et al. (2004a) zeigen auf der Grundlage von 4 klinischen Fallbeispielen pathologische Veränderungen von Metakarpus und Fesselträger bei der Desmitis des Fesselträgerursprungs im MRT. SCHWARZKOPF (2000) geht von acht Vordergliedmaßen aus, die teilweise sonographisch auffällig waren. In dieser Untersuchung konnten keine Pathologien im Ursprungsbereich ausgemacht werden. CRASS et al. (1992) beschreiben in ihrer Arbeit die Darstellung eines Entzündungsprozesses des Fesselträgerschenkels an der Vordergliedmaße an einem Fallbeispiel. Es werden zur Interpretation histologische und sonographische Vergleiche aufgestellt. In der 2006 erschienen Arbeit von BISCHOFBERGER et al. wurden an 6 adulten Pferden vergleichende magnetresonanztomographische, sonographische und histologische Untersuchungen im Bereich des Fesselträgerursprungs durchgeführt, dabei kam ein 0,3 Tesla starker Magnet zur Anwendung.

Die genannten Autoren liefern wichtige Erkenntnisse zum Verständnis der MRT - Bildinterpretation und sehen Vorteile bei ausgewählten diagnostischen Fragestellungen gegenüber der Ultraschall - und Röntgenuntersuchung.

Die meisten Grundlagenstudien wurden an Kadaverpräparaten durchgeführt. WIDMER et al. (1999) zeigten in ihrer Arbeit eine Technik zum Erreichen optimaler Ergebnisse bei postmortem angefertigten magnetresonanztomographischen Untersuchungen. Bei Berücksichtigung des fehlenden Blutflusses, Einhalten von schnellen Untersuchungszeiträumen und Beachten der Zimmertemperatur der zu untersuchenden Gliedmaßen, können vergleichbare und in ihrer Qualität anspruchsvolle Bilder erstellt werden (BLAIK et al. 2000, LATORRE et al. 2006, MURRAY et al. 2006a, PARK et al. 1987).

2.4.8 Darstellung der Gewebe im MRT

Es existieren grundlegende Übereinstimmungen über das Signalverhalten bestimmter Gewebe in den verschiedenen Sequenzen.

T1 - spinecho gewichtete Sequenzen werden von einigen Autoren als geeignet beschrieben, einen grundsätzlich guten anatomischen Überblick über Körperregionen zu geben (BLAIK et al. 2000, CRASS et al. 1992, KASASHIMA et al. 2002, LATORRE et al. 2006, PARK et al. 1987). Sich weiß darstellendes Gewebe, welches von den Autoren als signalreich (hyperintens) eingestuft wird, betrifft folgende Strukturen: Knochenmark, Fett und fettreiches Bindegewebe. Die Gelenksflüssigkeit des Menschen erscheint auf T1 - gewichteten Bildern ebenfalls weiß. DENOIX et al. (1993) sehen als mögliche Ursache für den Unterschied den Einfrierprozess vor der MRT - Untersuchung bei in vitro Studien. In Studien, in denen mit frisch toten Extremitäten gearbeitet wird, stellt sich die Gelenksflüssigkeit grau dar (BLAIK et al. 2000, LATORRE et al. 2006). Gleiches gilt für Untersuchungen am stehenden Pferd (WERBY 2004). Schwarz, das heißt signalarm (hypointens), sind kortikaler Knochen, Sehnen und Bänder. In einem hellen Grauton (hell-intermediär) stellt sich der Faserknorpel dar. Skelettmuskulatur und festes Bindegewebe sind einem mittleren Grauton (intermediär) zuzuordnen. BINDEUS et al. (1999) sehen in einer späteren Studie über die Mm. lumbricales beim Pferd die Skelettmuskulatur als

hyperintensives Gewebe. Auch der Gelenkknorpel wird unterschiedlich wahrgenommen. PARK et al. (1987) beschreiben sein Signalverhalten als hypointens, während BINDEUS (1996), DENOIX et al. (1993) und KLEITER (1996) den Gelenkknorpel als deutlich signalreiche Struktur einordnen. HOLCOMBE et al. (1995) und MARTINELLI et al. (1996) beschreiben ihn mit gräulicher Erscheinung. In den Arbeiten über das Sprunggelenk wird der Gelenkknorpel von BLAIK et al. (2000) intermediär bis hell - intermediär beschrieben. Auch LATORRE et al. (2006) sehen diese Struktur hellgrau im MRT. Eine genauere Untersuchung der Region um den Gelenkknorpel von MARTINELLI et al. (1996) zeigte in histologischen Vergleichen, dass eine Kalzifizierung des Gelenkknorpels mit Signalverlust in der MR - Darstellung einhergeht, subchondraler Knorpel sich jedoch hyperintens darstellt. Am Präparat durchgeführte Untersuchungen zeigen Unterschiede im Signalverhalten von Gefäßen. Abhängig vom Füllungsstatus sind sie hyperintens bei Blutfülle (BINDEUS 1996, DENOIX et al. 1993, KASER - HOTZ et al. 1994, KLEITER 1996, PARK et al. 1987) oder hypointens bei Blutleere (KASER - HOTZ et al. 1994).

In protonengewichteten Sequenzen stellen sich, nach Ansicht der Autoren, die Gewebearten ähnlich den T1 - gewichteten Bildern dar. Es wird aber von einem stärkeren Kontrast zwischen signalreichen und sich intermediär darstellenden Strukturen ausgegangen (KLEITER 1996, WERBY 2004). SCHWARZKOPF (2000) beschreibt in einem Fall die Darstellung von Osteomyelitis anhand der protonengewichteten Sequenz. Der Entzündungsherd stellt sich stark hyperintens dar und gibt einen guten Kontrast zum hell - intermediärem Signal der Knochenspongiosa. Auch LATORRE et al. (2006) sehen Flüssigkeiten als hyperintensives Signal in dieser Sequenz, so auch die Synovialflüssigkeit des Sprunggelenks. Diese Autoren sehen deutliche Vorteile in der Abgrenzung von Weichteil- und Knochenstrukturen gegenüber der T1 - Wichtung.

Alle Autoren sind sich einig, dass sich T2 - gewichtete Sequenzen sehr gut zur Diagnostik pathologischer Vorgänge eignen. Dies begründet sich in der signalreichen Darstellung von Flüssigkeiten. Entzündliche Prozesse erzeugen einen höheren Wassergehalt im Gewebe, der das MR - Signal hyperintens verändert (CRASS et al. 1992). In Geweben mit geringerer Signalintensität führt dies zu einer deutlichen Abgrenzbarkeit zum gesunden Gewebe. Synovialflüssigkeit hebt sich in T2 -

gewichteten Sequenzen durch ihr hyperintensives Signal deutlich besser ab als in T1 - gewichteten Sequenzen (BINDEUS 1996, KLEITER 1996). Ähnlich der T1 - Wichtung wird das Signalverhalten von Knochenkortikalis, Knochenmark, Sehnen, Bänder und Muskulatur beschrieben, jedoch scheinen diese Strukturen an Kontrast zu verlieren (BINDEUS 1996). KLEITER (1996) sieht die Knochenspongiosa als einen intermediären bis dunkel-intermediären Grauton. Fettgewebe stellt sich signalreich, hell - intermediär dar. Das Signalverhalten der oben genannten Strukturen wird in den Arbeiten über das Sprunggelenk von LATORRE et al. (2006) und BLAIK et al. (2000) bestätigt. Der Gelenkknorpel wird in beiden Studien mit dunkelgrauem bis schwarzem Signal beschrieben. In Tabelle 2.3 werden die beschriebenen Graustufen ausgewählter Gewebe wiedergegeben.

Tab.2.3: Graustufen beschriebener Gewebe.

Gewebe	T1- gewichtet	T2 - gewichtet	protonengewichtet
Flüssigkeit	grau	weiß	ähnlich T1, jedoch stärkerer Kontrast im Weichteilgewebe zwischen hellgrau und mittelgrau
Knorpel	dunkelgrau, hellgrau (BINDEUS 1996)	dunkelgrau schwarz	
Knochenmark	weiß	weiß, hellgrau	
Knochenkortikalis	schwarz	verlieren an Kontrast	
Muskel	mittelgrau		
Sehnen	schwarz		
Fett	weiß	weiß, hellgrau	

2.5 Grundlagen der Ultraschalltechnik

2.5.1 Allgemeines

Die Ultraschalltechnik beruht auf dem umgekehrten piezoelektrischen Effekt, einem physikalischen Phänomen, bei dem mechanische Energie zur Ausbreitung von Schallwellen führt. Die Grundbausteine sind sich im Schallkopf befindliche Kristalle, und sowohl als Sender als auch Empfänger der Ultraschallwellen dienen.

Im B - mode - Verfahren tragen mehrere Ultraschallstrahlen zur Bildentstehung bei. Das Ultraschallbild wird aus den Einzelechos zusammengesetzt, jeder Bildpunkt entspricht in seiner Lage der Position in der reflektierenden Struktur. Für die Durchführung von Sehnenultraschall beim Pferd wird der Linearschallkopf verwendet. Dieser besteht aus bis zu 256 nebeneinander liegenden Kristallen, die in kleinen Gruppen angesprochen werden und Schallwellen linear in eine Richtung aussenden. Das rechteckige Blickfeld ist optimal für die Untersuchung von Sehnen, da es zu keiner Verzerrung kommt. Die seitlichen Anteile der Sehnen können gut dargestellt werden und die anatomische Lage oberflächennaher Strukturen ist gut erkennbar (NEUWIRTH et al. 1991). Mit einer elektronischen Fokussierung kann die Auflösung verbessert werden. Nachteilig ist die relativ große Ankopplungsfläche auf der Haut, die seitlich zu Artefakten führen kann. Ein weiterer Nachteil ist bei derartigen Schallköpfen der Verlust an lateraler Auflösung in der Tiefe. Für eine optimale Auflösung an den Grenzen sollten hochfrequente Schallköpfe verwendet werden (GENOVESE et al. 1986b). Zumeist werden 5 oder 7,5 MHz – Schallköpfe verwendet.

2.5.2 Artefakte

Von Artefakten in der Sonographie spricht man, wenn es zu Störungen in der Bilddarstellung kommt. Die Entstehung und Vermeidung solcher Artefakte müssen vor der Untersuchung bekannt sein. Nur so können Fehlinterpretationen verhindert werden.

dorsaler Schallschatten

Dieses sehr wichtige Artefakt entsteht hinter stark reflektierenden Geweben, wie Knochen- oder Gasstrukturen. Im Bild äußert sich dies als echofreie Zone. Es kommt

zur Schallauslöschung (BARR 1992, PARK et al. 1981). Die Grenzfläche ist als echoreiche Linie sichtbar. PARK et al. (1981) beschreiben auch, dass es zu leichten Wiederholungsechos im Schallschatten kommen kann. ALLEN (1991) weist darauf hin, dass die daraus resultierenden dunklen Linien oder Schatten inkorrekterweise als hypoechogene Bezirke in Sehnen interpretiert werden können.

Schallverstärkung

Treten Schallwellen durch Flüssigkeiten, werden sie nur sehr wenig gedämpft. Dadurch entsteht distal der Flüssigkeit oft eine echoreiche Zone. Dies ermöglicht eine sehr gute Unterscheidung von Flüssigkeit und echoarmen Geweben. Fälschlicherweise kann diese Echoverstärkung zu einer Fehlinterpretation im Sehngewebe führen. Hyperechoreiche Bezirke lassen in solchen Fällen auf Narbengewebe schließen (GENOVESE et al. 1986b). Bedingt durch die unmittelbare Nähe größerer Gefäße können bei Sonogrammen der Fesselträgerregion Schallschatten und Schallverstärkung nebeneinander auftreten.

Luftartefakte

Hinter luftgefüllten Bereichen bzw. Organen (Lunge, Darmschlingen) ergibt sich ein ähnliches Bild, wie bei dorsalen Schallschatten. Es bilden sich echofreie und echoarme Bereiche. Bei ungenügender Vorbereitung der Hautoberfläche können dort befindliche Lufteinschlüsse ebenfalls zu solchen Bildern führen.

Wiederholungsechos

Liegen mehrere stark reflektierende Gewebe hintereinander, kommt es zur Bildung von so genannten Wiederholungsechos, die sich als hintereinander parallel angeordnete Linien im Bild darstellen (BRAUN et al. 1983). Die Linien entstehen, wenn das Echo reflektiert wird, zum Schallkopf zurückkehrt und erneut reflektiert wird. Durch die mehrfache Wiederholung dieses Vorgangs kommt es zu den beschriebenen Bildern (BARR 1992, PARK et al. 1981). Besonders an Grenzflächen zwischen Weichteilen und Gas bzw. Flüssigkeiten tritt dieses Artefakt auf.

Randschatten

Randschatten entstehen, wenn die Schallwellen hinter runden Hohlkörpern gebrochen oder gestreut werden (BRAUN et al. 1983). Auch an den Seiten des

Schallkopfs, wo ein Teil der Schallwellen nicht senkrecht ins Gewebe eindringt, kann es durch die Ablenkung zu Verlusten an zurückkehrenden Schallwellen kommen. An der Gliedmaße des Pferdes kann es zu diesem Artefakt kommen, wenn der Schall auf eine Struktur mit gebogener Oberfläche trifft, wie die tiefe Beugesehne oder Blutgefäße. Der Schall wird an einer solchen Oberfläche zwar reflektiert, kehrt jedoch nicht im rechten Winkel zurück zum empfangenden Schallkopf.

Spiegelbilder

Spiegelbilder treten an stark reflektierenden Gewebsgrenzflächen im Körperinneren auf. Zwischen den reflektierten Schallwellen und den anderen Geweben kommt es zu multiplen Wiederholungsechos. Weil diese Echos mit einiger Verzögerung den Schallkopf erreichen, werden sie distal der eigentlichen Grenzlinie abgebildet (BARR 1992).

Rauschen

Dieses Artefakt ist Folge der Spannungsschwankungen der Elektronik und bildet sehr kleine Reflexe an den Oberflächen von echofreien Strukturen.

Auch die falsche Handhabung des Schallkopfes kann Artefakte produzieren. Wird der Schallkopf mit zu großem Druck auf die Hautoberfläche gehalten, wird die Echogenität aller Strukturen erhöht. Auch kann es durch Wegdrücken von Strukturen oder Flüssigkeitsansammlungen zu Veränderungen der anatomischen Verhältnisse kommen. Im umgekehrten Fall vermindert zu geringer Druck mit dem Schallkopf die Echogenität der Gewebe und die seitlichen Ränder von Sehnen werden nicht mit abgebildet (NEUWIRTH et al. 1991). Weiterhin ist darauf zu achten, dass der Schallkopf senkrecht zur Hautoberfläche gehalten wird. Bei schrägem Einfall der Schallwellen kann im Zentrum der Sehnen eine hypoechogene Zone hinein produziert werden, die als Sehnenläsion fehlinterpretiert werden kann (McDIARMID 1995, VAN SCHI 1989).

2.5.3 Bildinterpretation

Grundsätzlich stellen sich Ultraschallbilder als weiße Bildpunkte auf schwarzem Hintergrund dar. Abhängig von der akustischen Dichte des Gewebes entstehen

unterschiedliche Graustufen. Weiße Areale entstehen an stark reflektierenden Grenzflächen (Luft und Knochen). Sie werden echoreich, hyperechoisch oder echogen genannt. Fehlendes Echo stellt sich schwarz dar und wird echofrei oder anechoisch bezeichnet. Eine Mittelstellung nehmen isoechoische Gewebe ein. Sie stellen sich mittelgrau dar (Weichteile). Knochen verhindern durch vollständige Reflexion ein weiteres tiefes Eindringen der Ultraschallwellen. An solchen Grenzflächen entsteht ein starkes Echo. Dahinter liegende Strukturen werden nicht mehr abgebildet, sie liegen im so genannten Schallschatten. Auch Gas verhindert eine weitere Passage des Schalls. Dieses Medium wirkt durch Absorption einer weiteren Ausbreitung entgegen. Ein wichtiges Element für die Beurteilung von Ultraschallbildern ist die Auflösung. Eine gute Auflösung bestimmt die Qualität der Bilder. Sie ist gekennzeichnet durch einen geringsten möglichen Abstand zweier Bildpunkte zueinander, der noch vom Auge wahrgenommen wird. Ein weiteres Qualitätsmerkmal ist die Grauwertauflösung. Da das menschliche Auge nur etwa 15 bis 20 Graustufen zu unterscheiden vermag, sollte die Ultraschalluntersuchung in einem möglichst abgedunkelten Raum durchgeführt werden.

Grundsätzlich erfolgt die Ultraschalluntersuchung von Strukturen des Pferdebeins in zwei Ebenen (McDIARMID 1995). Die transversale Ebene eignet sich für die Darstellung von Binnenstrukturen und ist bei der Identifizierung von intratendinösen Läsionen von großer Wichtigkeit. In longitudinalen Bildern lassen sich der Faserverlauf und die Anheftung an knöchernen Strukturen sehr gut erkennen (DIK u. VAN DEN BELT 1991). Ein Verändern des Blickwinkels kann bei der Interpretation von verdächtigen Befunden hilfreich sein (VAN SCHIE 1989). Gerade bei Erkrankungen des Fesselträgers sollte bei unklaren Befunden immer die kontralaterale Gliedmaße mit untersucht werden. Für eine bessere Definition und um Nachuntersuchungen zu erleichtern, sollte neben der Beschreibung und Angabe der Größe der Läsion auch immer die Lokalisation angegeben werden. GENOVESE et al. (1986b) teilen aus diesem Grund den Metakarpus in sechs etwa gleich große Zonen ein. Dies kann auf Grund des ähnlichen anatomischen Aufbaus auch für die Hinterhand bzw. den Metatarsus gelten. Die Zonen wurden als 1A, 1B, 2A, 2B, 3A und 3B ausgehend vom Os carpi accessorium bezeichnet. Eine andere Methode der Einteilung beschreibt PUGH (1993), der den Metakarpus in Zentimeter einteilt.

Die allgemeinen Kriterien zur Beschreibung und Beurteilung von Ultraschallbildern von Sehnen und Bändern sieht VAN SCHIE (1989) wie folgt: „Die Echogenität gibt die Echodichte an und wird nach ihrer Intensität und Homogenität beurteilt“. Charakteristisch für diese Weichteilstrukturen ist der Faserverlauf, dessen Gleichmäßigkeit und axiale Ausrichtung zu bewerten sind. Dafür eignen sich besonders die longitudinalen Schallbilder. Die Strukturen, insbesondere der Fesselträger, werden nach Größe, Begrenzung und Lokalisation beschrieben. Gleiches gilt für Veränderungen, deren genaue Beschreibung nach den oben genannten Kriterien nur eine genaue Diagnose zulässt. Grundlage ist eine sichere Kenntnis des physiologischen Erscheinungsbildes der zu untersuchenden Region.

2.5.4 Untersuchungstechnik

Für die Ultraschalluntersuchung am Pferdebein bedarf es einer gründlichen Vorbereitung, um optimale Bilder zu erstellen. Wichtig ist ein guter Kontakt zwischen Schallkopf und Hautoberfläche. Luft oder Verschmutzungen mindern diese Ankopplung und können zu Qualitätsverlusten und Artefakten führen (McDIARMID 1995). Der zu untersuchende Bereich sollte gründlich geschoren werden, mit Alkohol entfettet und anschließend mit Ultraschallgel einmassiert werden (BARR 1992, GENOVESE et al. 1986b). McDIARMID (1995) geht davon aus, dass zusätzliches Waschen des Beins zur Qualitätsverbesserung von Ultraschallbildern beiträgt. STEYN u. McILLWRAITH (1991) sehen ebenfalls das Vorhandensein von Haaren als Barriere einer guten Ankopplung. Eine Verhinderung von Airentrapment durch Scheren oder Rasieren ist diesen Autoren nach ein unumgänglicher Schritt vor der Ultraschalluntersuchung. PHARR u. NYLAND (1984) sehen keinen Unterschied bezüglich der Bildqualität zwischen Scheren und Rasieren. Alle Autoren sind sich einig, dass das Auftragen und Einmassieren von Ultraschallgel die Bildqualität wesentlich verbessert.

2.5.5 Die Darstellung des Musculus interosseus medius

Ultrasonographie wird in der Praxis als wichtiges Hilfsmittel zur Diagnostik von Fesselträgererkrankungen herangezogen. Die Echogenität wird von DYSON et al. (1995) jedoch mit einer großen Variation beschrieben. Durch die unterschiedlich

großen Anteile verschiedener Gewebe im Musculus interosseus medius, wie Fett, Muskelfasern, Nerven und Gefäße stellt sich die Textur sehr inhomogen dar (HAUSER et al. 1986) und die Abgrenzung zu umliegenden Strukturen wird erschwert (STEYN u. McILLWRAITH, 1991). RANTANEN (1993) sieht ebenfalls in der variablen Textur die Gefahr, Läsionen in den Fesselträger hinein zu interpretieren. GENOVESE et al. (1986b) sehen kleine anechoische Bereiche, die individuell eine große Variationsbreite aufweisen, aber im Verlauf gleichförmig sein sollten (DYSON et al. 1995). WOOD et al. (1993) sehen den Fesselträger mit der stärksten Echogenität aller Weichteilstrukturen am Metakarpus, während DYSON et al. (1995) ihm eine ähnliche Echogenität wie der tiefen Beugesehne zuschreiben. Diese Aussagen beziehen sich auf die Vorderextremität. Durch das umliegende lockere Bindegewebe verliert der Fesselträger an seinem Randbereich an Echogenität (SPAULDING 1984). SPAULDING (1984) stellte in seinem Vergleich von Präparaten zu Untersuchungen an lebenden Tieren, keinen Unterschied in der bildlichen Darstellung fest, mit Ausnahme von Blutgefäßen, die sich post mortem als anechoische Bereiche darstellten. Eine weitere Vergleichsuntersuchung von NICOLL et al. (1993) an Beugesehnen und Bändern der Vordergliedmaße stellte keine Unterschiede zwischen gewichtstragender und hängender Extremität in der Echogenität fest, weder in transversaler noch in longitudinaler Schallebene. Durch die anatomische Anheftung proximal der Röhre und an den Gleichbeinen bleibt der Fesselträger noch in relativer Spannung, wenn auch nicht so stark wie an der belasteten Gliedmaße. ROUHONIEMI u. PUUPPONEN (2005) sehen sogar Vorteile in der Untersuchung an aufgehobener Hintergliedmaße, weil dadurch die Ankopplungsfläche an die Haut erhöht wird. Die Ultraschalluntersuchung des proximalen Fesselträgerabschnitts an der Hintergliedmaße kann verbessert werden, wenn der Schallkopf planteromedial angesetzt wird (DENOIX u. FARRES 1995). DENOIX et al. (1990) gehen von einer schwierigeren Interpretation am toten Tier aus, sehen aber grundsätzlich keine Veränderungen in der Echogenität.

Auf eine kritische Beurteilung und vorsichtige Interpretation der Bilder verweist DYSON (1991, 2003a). Oft wird angeraten, den diagnostischen Ultraschall in dieser Region nach 2 bis 4 Wochen zu wiederholen. Gerade bei undeutlichen Lahmheiten oder unsicheren diagnostischen Anästhesien können Veränderungen nach einem solchen Zeitraum deutlicher dargestellt werden (LISCHER et al. 2006). Nach unmittelbar erfolgten Anästhesien sollte von einer sicheren Ultraschalldiagnose

abgesehen werden, weil das infiltrierte Anästhetikum zu Artefakten führt. Die echolosen Flüssigkeiten können als Läsionen oder Entzündungsherde verkannt werden. 2003 konnte DYSON nachweisen, dass es Veränderungen am Fesselträger gibt, die sonographisch nicht zu erkennen waren. Eine Vergleichsuntersuchung mit der kontralateralen Gliedmaße ist in den meisten Fällen eine sinnvolle Ergänzung, um Ultraschalldiagnosen abzusichern (LISCHER et al. 2006). Trotz der oft kritischen Beurteilung ist der Ultraschall in der Diagnostik von Fesselträgererkrankungen aktuell ein unverzichtbares Hilfsmittel.

Pathologien des Fesselträgers äußern sich im Ultraschall durch Abweichung der Echogenität, aber auch Veränderungen in Größe und Gestalt können als Zeichen pathologischer Zustände verstanden werden. Die Echogenität kann demnach echoreicher oder schwächer erscheinen (GENOVESE et al. 1986b, 1987). Anzeichen für Ödeme, Blutungen, Fibrineinlagerungen und sehr frischem Granulationsgewebe sind anechogene und hypoechogene Areale innerhalb der normalen Sehnenstruktur (GENOVESE et al. 1986a, 1986b, 1987, REEF et al. 1989). Sie stellen verschiedene Formen und Stadien von Entzündungen dar. Während der Abheilung derartiger Läsionen bildet sich Granulationsgewebe, das sich stark hypoechogen zeigt. Die Neubildung von Gewebfasern erfolgt über jugendliche Stadien, die sich nur wenig in ihrer Echogenität vom Sehngewebe unterscheiden. Sie sind etwas weniger echogen. REEF et al. (1989) haben sehr gute Korrelationen zwischen Ultraschallbefunden und histologischen Präparaten feststellen können. Hyperechogene Bereiche deuten auf fibröses Bindegewebe infolge der Narbenbildung hin (GENOVESE et al. 1986 a, 1987). Differentialdiagnostisch sollten in solchen Fällen auch chondroide Metaplasien in Betracht gezogen werden. DENOIX et al. (1990) verweisen darauf, dass ein inhomogenes Ultraschallbild durch verschiedene histologische Veränderungen hervorgerufen werden kann.

Verletzungen des Fesselträgers können in seinem gesamten Verlauf entstehen (GENOVESE et al. 1987, McDIARMID 1995). Einen Zusammenhang zwischen Verwendungszweck des Pferdes und Höhe der Schädigung konnten DYSON et al. (1995) feststellen. Diesen Autoren nach, sind bei Rennpferden Läsionen am häufigsten im Fesselträgerkörper vorzufinden. Bei Spring- Dressur- und Vielseitigkeitspferden treten Schäden vorwiegend im Ursprungsbereich und an den

Schenkeln auf. Dass auch Freizeitpferde betroffen sein können, konnte GANSER (1999) in ihrer Studie belegen.

Durch die anatomische Nähe zur Röhre und den Griffelbeinen, gehen viele Erkrankungen des Musculus interosseus in Verbindung mit Veränderungen der knöchernen Strukturen einher. Besonders deutlich wird die Schwierigkeit in der Differenzierung von Ursprungserkrankungen des Fesselträgers (MOYER et al. 1989). DENOIX et al. (1992) glauben, dass sich Läsionen am häufigsten im Fesselträgerursprung befinden.

Sonographische Veränderungen, die in dieser Region auftreten können, wurden von DYSON et al. (1995) näher beschrieben:

- Vergrößerung (meist dorsopalmar, DYSON (1991))
- ungenaue Abgrenzung der Ränder
- eine abgrenzbare, zentrale, hypoechoische Zone
- unscharf abgrenzbare, hypoechoische Zonen, zentral oder peripher
- eine große, diffuse Zone mit schwächerer Echogenität
- kleine, punktförmige, hypoechoische Bereiche
- Strukturveränderungen an der Kontaktfläche des Röhrlbeins.

Die genannten Formen können einzeln oder in Kombination auftreten. DENOIX et al. (1992) beschreiben die Veränderungen im Ursprungsbereich als hypo- und anechogene Zonen, die im Bereich des Röhrlbeins beginnen. Diese Zonen können sich bis in den Körper des Fesselträgers ausbreiten. Avulsionsfrakturen am Röhrlbein können radiologisch und sonographisch diagnostiziert werden. Sie stellen sich im Ultraschall hyperechogen mit Schallschatten dar. DYSON et al. (1995) stellen fest, dass nur vollständige Avulsionsfrakturen sonographisch erkannt werden können.

Die vielfältigen Formen von Darstellungen der PSD erschweren die Diagnostik in der Sonographie. Eine sonographische Untersuchung ersetzt eine korrekt durchgeführte Lahmheitsdiagnostik nicht. Sie nimmt jedoch einen sehr wichtigen Anteil in der bildgebenden Diagnostik von Fesselträgererkrankungen ein und ist auf Grund der nicht invasiven und schnell durchzuführenden Technik auch heute noch unersetzbar.

EIGENE UNTERSUCHUNGEN

3 Material und Methode

3.1 Material

3.1.1 Tiere

Im Zeitraum von April 2004 bis April 2006 wurden 27 Hintergliedmaßen von 22 Warmblutpferden untersucht. Alle Tiere waren in der Chirurgischen Tierklinik der Universität Leipzig aus anderen Gründen als orthopädischen an der Hintergliedmaße euthanasiert worden. Zum Ausschluss zur Untersuchung führten Schwellungen und Schmerzen in der Tarsalregion, sowie Lahmheiten bzw. mittel- bis hochgradige Stellungsanomalien der Hintergliedmaßen. Die Tiere wurden vornehmlich im Freizeitsport und Turniersport bis auf mittlerem Niveau eingesetzt. Fohlen und Jungtiere wurden vornehmlich in Koppelhaltung aufgezogen. Das Durchschnittsalter betrug 7,6 Jahre. Die Geschlechterverteilung belief sich auf 14 Stuten, 2 Hengste und 6 Wallache (Tab. 3.1). Insgesamt wurden 17 linke und 10 rechte Hinterextremitäten untersucht. Von 5 Pferden wurden beide Hintergliedmaßen zur Untersuchung herangezogen, es handelte sich hierbei um eine 4jährige und eine 2jährige Stute, sowie einen 17jährigen Wallach, einen 1 Monate alten und einen 2jährigen Hengst. Die Gliedmaßen Nr. 3 und 4, Nr. 12 und 13, Nr. 15 und 16, Nr. 17 und 18, Nr. 21 und 22 sind somit jeweils einem Tier zuzuordnen (Tab. 3.2). Die Sprunggelenke wurden in der Reihenfolge ihres Untersuchungsdatums mit Nummern gekennzeichnet und unter diesem Schlüssel allen weiteren Untersuchungen unterzogen (Tab. 3.2).

Tab. 3.1: Geschlechtsverteilung und Durchschnittsalter der Pferdegruppe.

Durchschnittsalter	Anzahl Stuten	Anzahl Hengste	Anzahl Wallache
7,6 Jahre	14	2	6

Tab. 3.2: Pferdematerial.

Gliedmaße – Nr.	Geschlecht	Alter	Gliedmaße
1	Stute	3 Jahre	links
2	Stute	6 Monate	rechts
3	Wallach	17 Jahre	rechts
4	Wallach	17 Jahre	links
5	Stute	7 Jahre	links
6	Wallach	6 Jahre	links
7	Stute	1 Jahr	links
8	Wallach	8 Jahre	links
9	Stute	7 Jahre	links
10	Wallach	14 Jahre	rechts
11	Stute	12 Jahre	links
12	Stute	4 Jahre	rechts
13	Stute	4 Jahre	links
14	Wallach	12 Jahre	links
15	Hengst	2 Jahre	rechts
16	Hengst	2 Jahre	links
17	Hengst	1 Monat	links
18	Hengst	1 Monat	rechts
19	Stute	4 Monate	links
20	Stute	1 Jahr	links
21	Stute	2 Jahre	links
22	Stute	2 Jahre	rechts
23	Stute	12 Jahre	links
24	Stute	2 Jahre	rechts
25	Wallach	25 Jahre	rechts
26	Stute	10 Jahre	links
27	Stute	15 Jahre	rechts

3.1.2 Geräte

Alle 27 Gliedmaßen wurden in der Klinik für Kleintiere der Universität Leipzig an einem 0,5 Tesla Gyroscan[®] Magnetresonanztomographen der Firma PHILIPS untersucht. Als Spule wurde eine humanmedizinisch verwendete Kniespule eingesetzt.

Für die Ultraschalluntersuchungen wurde ein Gerät der Firma Toshiba Typ Eccocee SSA-340A/3E mit einem elektronischen Linearschallkopf mit 7,5 MHz Frequenz verwendet. Die Eindringtiefe betrug 6 cm. Bei allen Ultraschalluntersuchungen wurde mit einer Vorlaufstrecke gearbeitet.

3.2 Methode

3.2.1 Magnetresonanztomographie

Die Extremitäten wurden nach der Euthanasie der Pferde im Kniegelenk abgesetzt und innerhalb von 48 Stunden allen Untersuchungen unterzogen. Der Kniestumpf wurde mit Folien und Teerband abgebunden, um Verschmutzung und Austrocknung zu unterbinden und dem Bein eine gewisse Stabilität zu verleihen. Eventuell vorhandene Hufeisen mussten vor der MRT-Untersuchung samt ihrer Hufnägel entfernt werden. Die Gliedmaßen wurden in einem kühlen Raum aufbewahrt. Vor der Untersuchung wurden die Extremitäten in Plastiksäcke (Müllsäcke 60 l) verpackt, um den Feuchtigkeitsgehalt möglichst konstant zu halten und etwaige Verschmutzungen des Gerätes zu vermeiden. Alle Gliedmaßen wurden in Streckstellung des Sprunggelenks in einer humanen Kniespule positioniert. Die Sprunggelenke wurden, mit Ausnahme der Gelenke Nr. 8, 10, 12 und 25, so positioniert, dass sich das Sprunggelenk vollständig vom Tuber calcanei bis zum Bereich des Fesselträgerursprungs innerhalb der Kniespule befand. Auf Grund der Größe der Sprunggelenke Nr. 8, 10, 12 und 25 musste in diesen Fällen die Gliedmaßen einmal umpositioniert werden und in zwei MRT – Durchläufen untersucht werden. Die Sprunggelenke wurden so auf dem Untersuchungstisch gelagert, dass die Dorsalfläche des Röhrbeins dem Tisch auflag.

Zu Beginn jeder Untersuchung wurde ein Übersichtsbild (Survey) angefertigt, anschließend erfolgte die Untersuchung in T1 gewichtetem Spin- und

Gradientenecho, T2 gewichtetem Spin- und Gradientenecho, sowie protonengewichtetem Echo. Alle Sprunggelenke wurden in sagittaler, transversaler und coronaler Ebene magnetresonanztomographisch untersucht.

Die Aufnahmen wurden elektronisch gespeichert und am Computer mit Hilfe des DICOM - viewers efilm - Version® ausgewertet und bearbeitet.

Tab. 3.3: Untersuchungsparameter im Überblick.

Sequenz	T1-spin echo	T2-spin echo	T1-gradient echo	T2-gradient echo	Protonen - wichtung
FOV	200	300	180	180	200
Matrix	256	256	256	256	256
Flip	90	90	55	25	90
TE	20	95	14	27	17
TR	600	2250	24	37	2531

Legende zur Tabelle 3.3: FOV = field of view in mm, Flip = Flip angle in °, TE = echo time in mms, TR = repetition time in mms

Die Anzahl der Schnittebenen, wurden der Größe der Gelenke in Breite und Länge angepasst. Dadurch variiert die Schnittanzahl in transversaler Ebene von 18 bis 38 in sagittaler Ebene von 20 bis 29 und in coronaler Ebene von 17 bis 30. Auch die Schichtdicke wurde der Sprunggelenksgröße angepasst und lag zwischen 3,5 und 4,5 mm. Hieraus ergeben sich sehr unterschiedliche Untersuchungszeiten, abhängig von der Sequenz von 2 bis maximal 10 Minuten.

3.2.2 Röntgenuntersuchung

Alle Gelenke wurden in 4 Ebenen geröntgt (0°, 45°, 90°, 120°). Dabei kam ein feinzeichnendes Film-Folien-System mit der Systemempfindlichkeit [S] 100 zur Anwendung. Die kV- Werte und die mAs - Produkte wurden der jeweiligen Größe der Gelenke angepasst. Die kV-Werte lagen im Bereich von 50 bis 55, das mAs -Produkt zwischen 20 und 25 mAs. Die Röntgenbilder wurden mit einer Röntgenröhre der Firma SIEMENS (Röhre Optitop, Model - No. 3345233) erstellt.

3.2.3 Ultraschalluntersuchung

Die Ultraschalluntersuchung wurde an der liegenden, passiv in Streckstellung befindlichen Extremität durchgeführt. Zuvor wurde der plantare Aspekt gründlich geschoren, mit 70%igen Alkohol gesäubert und mit Ultraschallgel einmassiert. Für eine optimale Bildqualität war eine saubere Kontaktfläche nötig, die frei von Lufteinschlüssen war. Das Tarsometatarsalgelenk wurde mit einer Kanüle punktiert und mittels Klebeband fixiert. Diese Markierung wurde für die genaue Position der sonographische Ebenen genutzt. Die Ultraschallbilder wurden von proximal nach distal in sagittaler und transversaler Ebene angefertigt. Der Schallkopf wurde in einer leicht medioplantaren Position auf der Gliedmaßenoberfläche gehalten (DENOIX u. FARRES 1995). Für die Dokumentation wurden an das Ultraschallgerät ein Schwarzweißdrucker und ein Standbildrekorder der Firma Sony angeschlossen. Es wurden 14 Gliedmaßen (Nummern: 1, 3, 4, 6, 9, 11, 12, 13, 14, 21, 22, 23, 26, 27) ultrasonographisch untersucht.

3.2.4 Histologische Untersuchung

Von sechs Gliedmaßen (Nr. 11, 12, 13, 14, 21, 27) wurden Proben für die histologische Untersuchung des Fesselträgerursprungs entnommen. Die Haut, die oberflächliche und tiefe Beugesehne wurden abpräpariert und der Fesselträger nach adspektorischer Beurteilung vorsichtig vom umliegenden Bindegewebe gelöst. Aus dem proximalen Bereich bis 10 cm distal des Tarsometatarsalgelenkes wurden ca. 2 cm breite Teilstücke entfernt, die den Abschnitten entsprachen, welche zuvor sonographisch festgehalten wurden. Die Fixierung erfolgte in 5%iger Formalinlösung in einem Zeitraum von 3 bis 4 Wochen. Die Fesselträgerstücke wurden in Paraffinblöcken fixiert und mit einem Handhebelmikrotom der Firma Zeiss in 5 µm dünne Schnitte geschnitten. Für eine qualitative Einschätzung der histologischen Schnitte und eine Übersichtsbeurteilung der Gewebeformation wurden die Präparate zunächst mit Hämatoxylin und Eosin (BÖCK 1989) gefärbt. Um Muskelfasern und Sehngewebe gut differenzieren zu können, wurde zusätzlich mit einer Trichrom - Spezialfärbung (GRA-Färbung) gearbeitet, bei der die Präparate nach dem Schneiden 24 - 48 Stunden in Gallocyanin eingelegt werden. Anschließend wurden

die Präparate 90 Minuten in Chromotrop 2 R gefärbt und nach einer Waschung mit 1%iger Essigsäure und 5%iger Phosphorwolframsäure für 2 Minuten mit Anilinblau behandelt. Diese Spezialfärbung färbt kollagene Fasern blau an und Muskelgewebe differenziert sich rot. Die histologischen Untersuchungen erfolgten am Veterinär-Anatomischen Institut der Freien Universität Berlin. Eine Dokumentation der Schnittpräparate wurde mit Hilfe des Computerprogramms *analySIS*[®] (Firma Olympus Soft Imaging Solutions) am Veterinär-Pathologischen Institut der Universität Leipzig durchgeführt.

3.3 Interpretation und Auswertungskriterien

3.3.1 Magnetresonanztomographie

Bei der ersten Beurteilung wurden die MRT - Bilder auf ihre Auswertbarkeit und Qualität hin subjektiv untersucht. Wichtige Parameter waren neben der Abgrenzbarkeit der einzelnen Strukturen, auch die Detailerkennbarkeit in den einzelnen Sequenzen. Gewebe werden im MRT, bezogen auf die jeweilige Sequenz, als unterschiedlich intensiv beschrieben. In der Nomenklatur können Gewebe vergleichend als isointens, hypointens und hyperintens eingestuft werden (LISSNER u. SEIDERER 1990, REISER u. SEMMLER 2002). Der Vergleichmaßstab kann in Abbildung 3.1 entnommen werden. Im Sinne einer Vereinheitlichung und Vergleichbarkeit der in dieser Arbeit verwendeten Sequenzen, werden den Signalintensitäten Farben in 5 Graustufen von weiß bis schwarz zugeordnet (Abb. 3.2). Demzufolge stellen sich signallose Strukturen schwarz da. Im Gegensatz dazu, sind Strukturen mit einer starken Signalintensität als weiße Bereiche sichtbar. Gewebe mit intermediärem Signal können alle Graustufen von hell-bis dunkelgrau annehmen.

Um die Auswertung der MRT – Bilder so weit wie möglich zu objektivieren, wurden die Bilder nur unter Kenntnis der Schlüsselnummer ausgewertet. Um Rückschlüsse zu vermeiden, erfolgte die komplette Auswertung zeitlich getrennt von allen MRT - Untersuchungen.

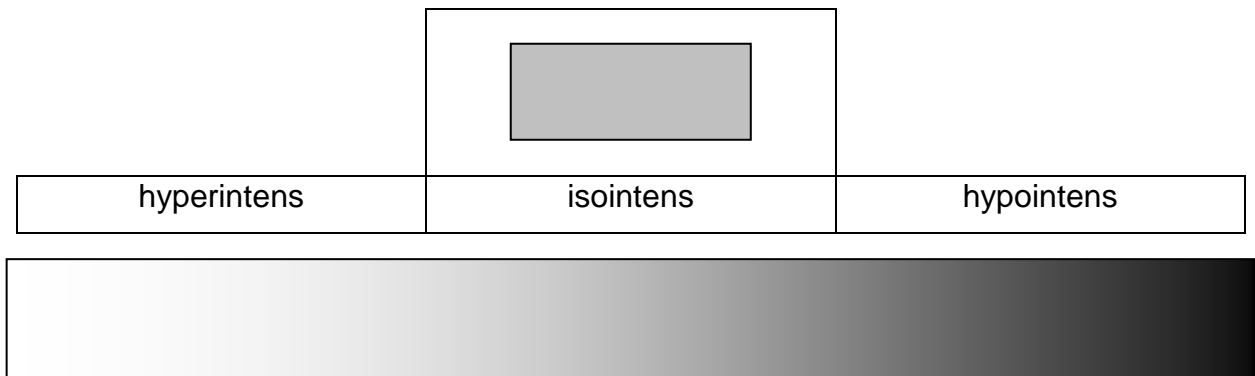


Abb. 3.1: Nomenklatur der unterschiedlichen Signalintensitäten von Geweben.

weiß	hell-intermediär	intermediär	dunkel-intermediär	schwarz

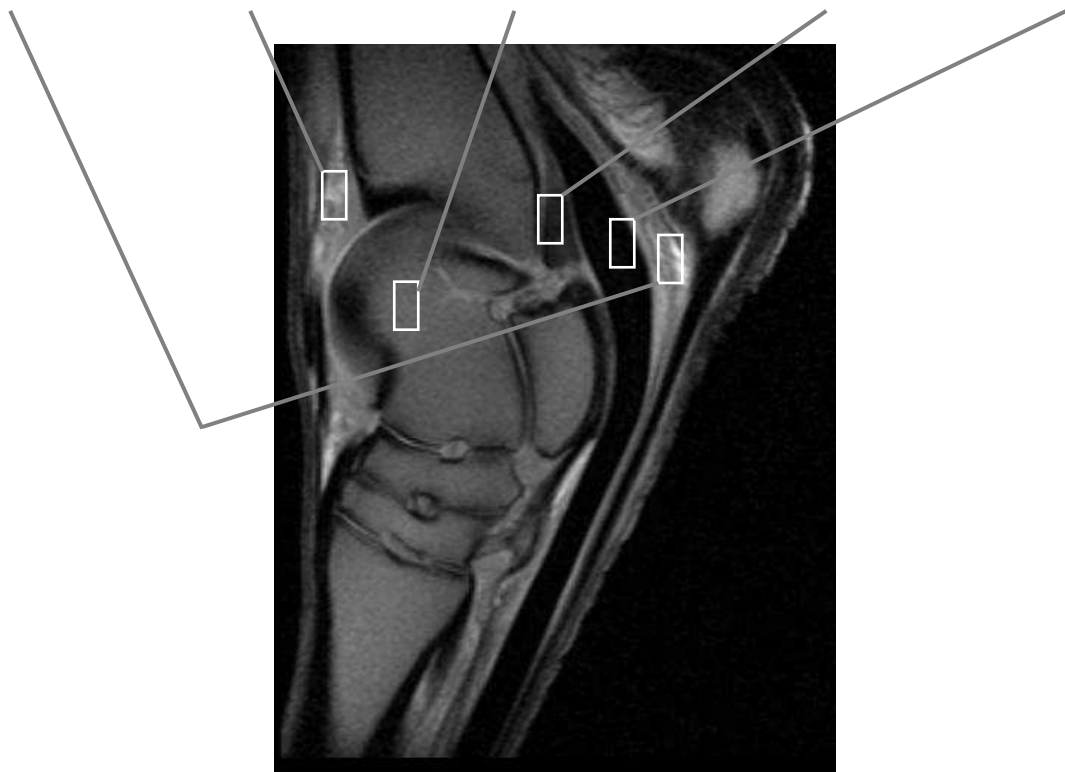


Abb. 3.2: definierte Graustufen.

Neben der Signalintensität ist es wichtig, die Abgrenzbarkeit der sich unterschiedlich darstellenden Gewebe zu beurteilen. Zwei signalgebende Bereiche lassen sich besser abgrenzen, je höher deren Unterschied in der Signalintensität ist. Bezogen auf anatomische Strukturen bedeutet dies, dass benachbarte Gewebe besser abgegrenzt werden können, je höher deren Signalunterschied ist. Die Einteilung erfolgte als sehr gut, mäßig und schlecht vom umliegenden Gewebe abgrenzbar. Jede anatomische Struktur wurde auf ihre Signalintensität, Abgrenzung, ihre Form und ihren Verlauf hin untersucht. Dabei wurden Schnittebenen und Sequenzen im Einzelnen untersucht. Ein Schwerpunkt der MRT-Untersuchung lag auf der Darstellung und Interpretation des Fesselträgers. Für die Erfassung der Binnenstruktur und deren morphometrische Vermessung wurden transversale Schnittebenen 3 cm distal des Tarsometatarsalgelenkes als Grundlage genutzt (Abb. 3.3). Das prozentuale Verhältnis der Gewebsarten wurde alterskorrelierend statistisch ausgewertet.

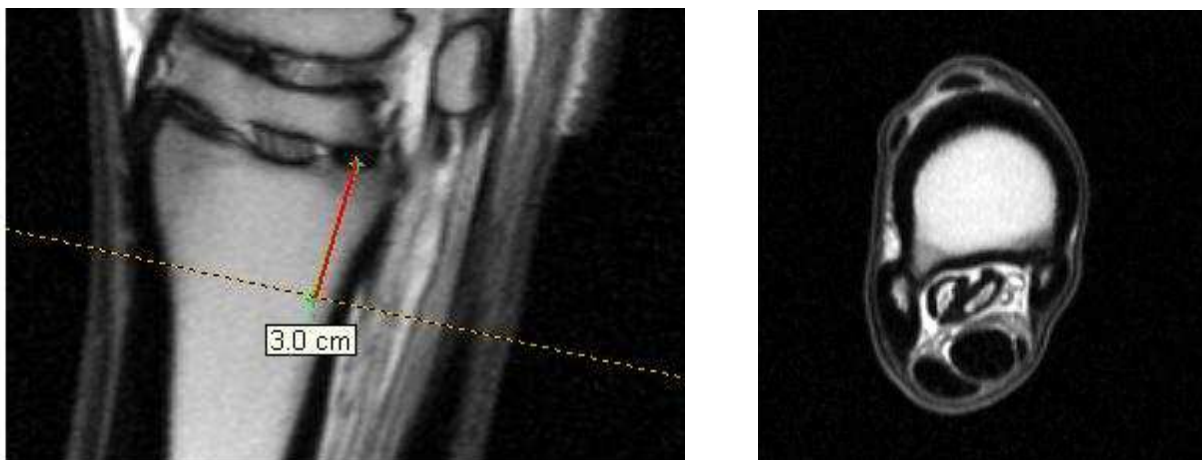


Abb. 3.3: Lage der transversalen Ebene für die Bestimmung der Fesselträgermorphometrie

3.3.2 Röntgenologische Beurteilung

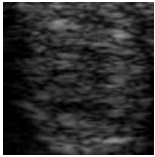
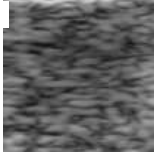

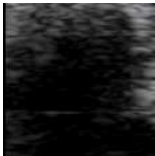
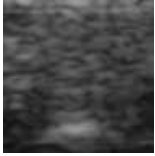
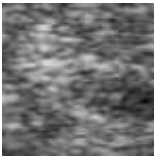
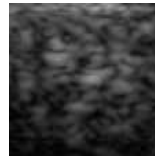
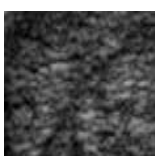
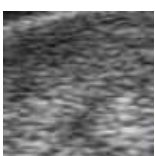
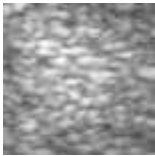
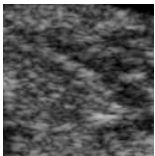
Die Röntgenbilder wurden nach Veränderungen der Sprunggelenkknöchen hin untersucht. Weiterhin erfolgte eine Dokumentation von Veränderungen an der

plantaren Seite des Metatarsus und an den Griffelbeinen. Die Befunde wurden nach Art und Lokalisation in gering -, mittel - und hochgradig eingestuft.

3.3.3 Sonographische Beurteilung

Die einzelnen Weichteilstrukturen an der plantaren Seite des Sprunggelenks wurden hinsichtlich ihrer grundlegenden Darstellbarkeit und ihrer Charakteristik im Sonogramm untersucht. Eine subjektive Einteilung der Bilder, basierend auf Ausschnitten des Sonogramms an der plantaren Sprunggelenksregion ist Tabelle 3.4 zu entnehmen.

Tab. 3.4: Parameter der Ultraschalluntersuchung

Echodichte	wenig dicht 	mittel dicht 	sehr dicht 
Echogenität	echoarm 	mäßig echoreich 	echoreich 
Einzelechos	grob 	mittel 	fein 
Verteilung der Einzelechos	homogen 	nicht homogen 	

Die Abgrenzung und das Erfassen der Binnenstruktur des Fesselträgers wurde in sehr gut, mäßig und schlecht eingeteilt. Die Auswertung erfolgte, wie bei der der MRT - Bilder, nur unter Kenntnis der Schlüsselnummer der Gliedmaße.

Nach Bewertung der Ultraschallbilder im Einzelnen, wurden diese mit den MRT-Bildern verglichen. Grundlage für einen Vergleich waren die Darstellbarkeit und Abgrenzung der einzelnen Strukturen. Ziel war es, mögliche Vorteile der einen Technik gegenüber der anderen in Bezug auf ihre Auswertbarkeit herauszustellen.

3.3.4 Histologische Beurteilung

Für die Auswertung der histologischen Schnittpräparate wurden die Transversalschnitte der Fesselträgerpräparate qualitativ nach vorhandenen Geweben beurteilt. Eine Verteilung dieser Gewebearten wurde subjektiv qualitativ und quantitativ ausgewertet. Dabei war das Vorkommen von Muskel – Sehnen – und Fettgewebe von besonderem Interesse. Ein Auftreten anderer Gewebe (Nerven, Gefäße, mögliche Metaplasien) wurde ebenfalls dokumentiert.

3.4 Statistische Auswertung

Für jede der untersuchten Gliedmaßen kamen Auswertungsbögen zur Anwendung (MRT - Befunde, Ultraschallbilder, histologische Bilder). Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS Version13. Es wurden die Abgrenzbarkeit des Fesselträgers, die Alterskorrelation seiner Binnenstruktur und die Signalintensität der einzelnen Gewebe in den verschiedenen Sequenzen ausgewertet. Abschließend soll die Magnetresonanztomographie der Ultraschalltechnik gegenüber gestellt werden. Die Signifikanzprüfung erfolgte mit Hilfe des Chi - Quadrat - Tests nach PEARSON und dem Test nach FISHER. Das Signifikanzniveau wurde mit $\alpha = 5 \%$ festgelegt. Mit den nichtparametrischen Tests nach MANN - WHITNEY und WILCOXON wurde die Abgrenzbarkeit des Fesselträgers im MRT geprüft.

4 Ergebnisse

4.1 Magnetresonanztomographische Ergebnisse

Die verschiedenen anatomischen Strukturen der Sprunggelenksregion konnten im MRT unterschiedlich gut dargestellt werden. Die Unterschiede entstehen durch das Signalverhalten der Gewebe in den verschiedenen Sequenzen und den gewählten Schnittebenen.

4.1.1 Signalverhalten

T1 spin- gewichtetes Echo

In T1 spin-echo gewichteten Bildern überwiegen Graustufen von intermediär bis dunkel-intermediär und schwarz. Ein weißer Farbton ist bei T1-spin gewichteten Bildern in geringerem Vorkommen bei Flüssigkeiten (25,9%) und einem kleinen Teil des Bindegewebes (4%) vorzufinden.

Oberflächliche und tiefe Beugesehne erscheinen signallos schwarz. Die Tarsalbeugesehnenscheide ist durch das weiße und hell-intermediäre Signal sehr gut erkennbar. Das Bindegewebe nimmt abhängig von der Lokalisation unterschiedliche Grautöne an. Das Ligamentum plantare longum erscheint ebenfalls signallos und ist nur wenig von dunkel-intermediärem Gewebe umgeben. Der Fesselträger besitzt durch seinen speziellen Aufbau Anteile unterschiedlichen Signalverhaltens. Seine zweibäuchige Grundstruktur ist signallos, während Bereiche innerhalb des Fesselträgers in einem hell - intermediärem Grauton erscheinen. Der Fesselträger ist von reichlich Gewebe mit weißem und hell-intermediärem Signal umgeben. Das Unterstützungsband verhält sich signallos. Synoviale Strukturen haben in T1 spin-gewichteten Bildern ein vorwiegend intermediäres (59,3%), seltener ein weißes (25,9%) Signal. Hell-intermediär (40,7%) und intermediär (59,3%) stellen sich muskuläre Strukturen dar. Knochenkortikalis ist schwarz signallos, während die Knochenspongiosa sich hell-intermediär (48,1%) und intermediär (51,9%) darstellt. Der Gelenkknorpel ist hellgrau. Die Grauwertverteilung in T1 spin-echo gewichteten Sequenzen ist der Abbildung 4.2 zu entnehmen. Abbildung 4.1 zeigt einen Sagittal- und Transversalschnitt durch das Sprunggelenk in T1 spin-gewichteter Sequenz.

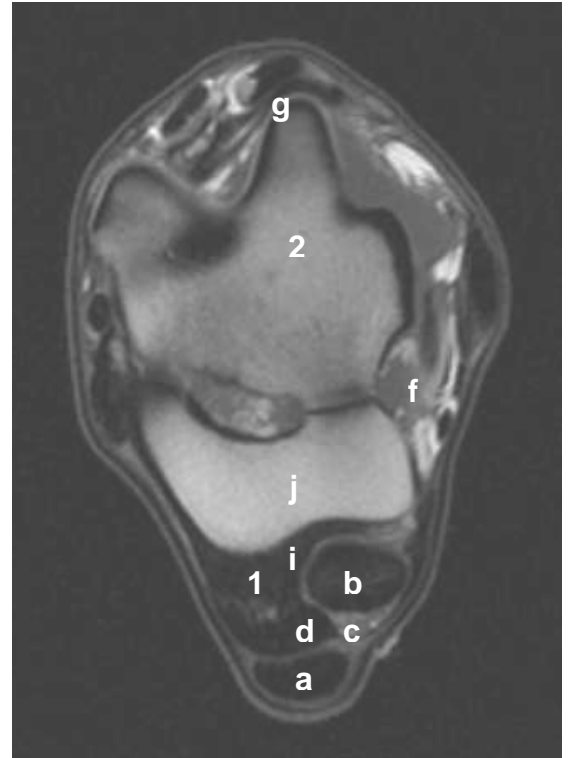
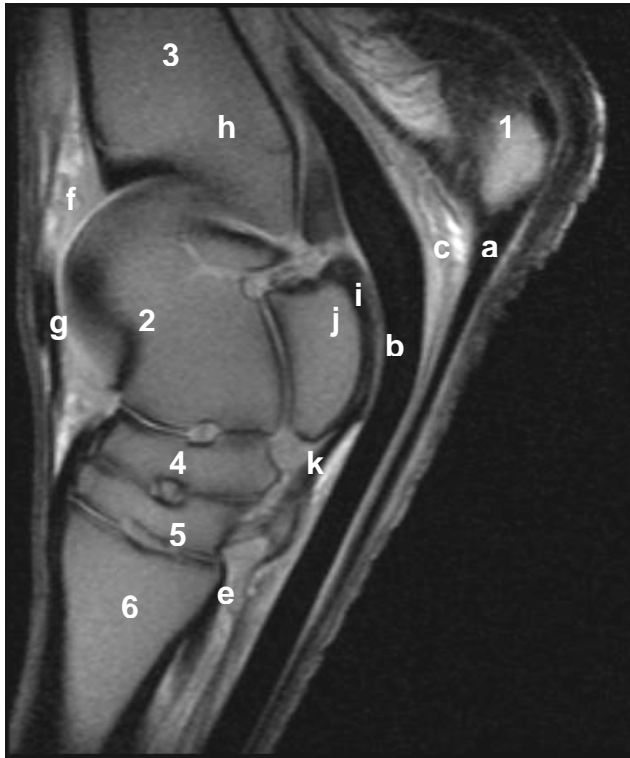


Abb. 4.1: T1 spin-gewichtetes MRT- Bild einer 2jährigen Stute (links) und einer 12jährigen Stute (rechts).

Legende:

a	oberflächliche Beugesehne	1	Tuber calcanei
b	tiefe Beugesehne	2	Talus
c	Tarsalbeugesehnenscheide	3	Tibia
d	Lig. plantare longum	4	Os tarsi centrale
e	M. interosseus medius	5	Os tarsale tertium
f	Synovia der Gelenkhöhle	6	Os metatarsale III
g	Gelenkknorpel		
h	Wachstumsfuge		
i	Knochenkortikalis		
j	Knochenspongiosa		
k	Gelenkkapsel		

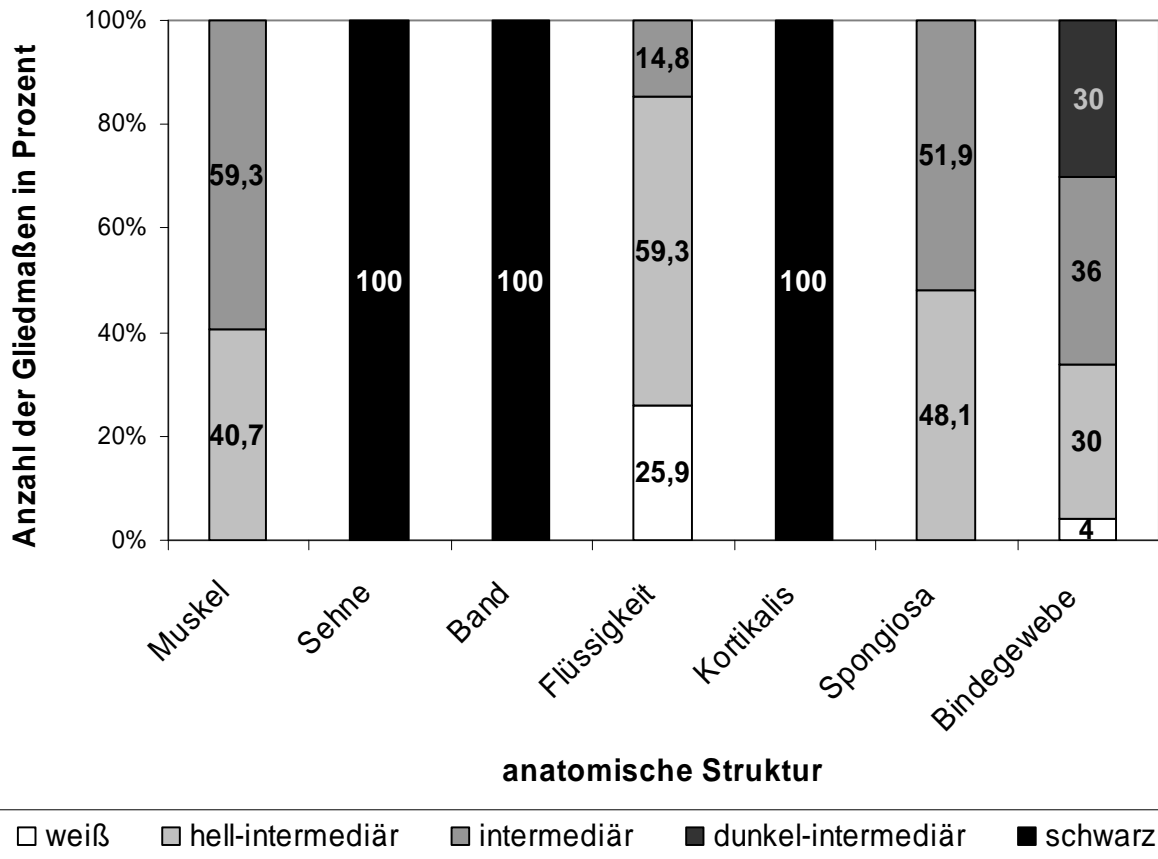


Abb. 4.2: Grauwertverteilung in T1 spin - gewichteten Sequenzen.

T2 spin – gewichtetes Echo

T2 spin-echo gewichtete Bilder zeichnen sich besonders durch die deutliche Darstellung von Flüssigkeiten aus. Die Gelenksflüssigkeit ist auf allen Bildern dieser Sequenz leuchtend weiß zusehen. So lassen sich in dieser Sequenz besonders gut Sehenscheiden, Schleimbeutel und die Gelenkhöhle darstellen. Blutgefäße sind in den meisten Fällen ebenfalls als leuchtend weiße Strukturen sichtbar. Sehnen und Bänder stellen sich signallos schwarz dar. Durch die Überschneidung von Gelenksflüssigkeit, haben die Intertarsalbänder ein streifiges Aussehen im intermediären und dunklen Grau. Der Fesselträger ist in seiner Struktur sehr gut erfassbar. Sein Grundgewebe ist ohne Signal, während eingelagertes Gewebe sich in einem dunkelgrauen Farbton darstellt. Die Muskelbäuche zeigen ebenfalls ein dunkelgraues (63%) bis mittelgraues (37%) Signal. Knöcherne Strukturen sind im kortikalen Bereich schwarz. Die Knochenspongiosa besitzt ein intermediäres (40,7%) oder dunkel-intermediäres (59,3%) Signalverhalten. Die Gelenksknorpelflächen sind nur schwach mit intermediärem Signal zu sehen. Das Bindegewebe kann alle

Grautöne annehmen, in der Nähe zum Fesselträger können auch weiße Signalintensitäten erkannt werden. Allgemein überwiegen in T2 spin-echo gewichteten MRT - Bildern dunklere Grautöne und sich schwarz darstellende Strukturen. Abbildung 4.3 zeigt in T2 spin-gewichteter Sequenz Aufnahmen in sagittaler und transversaler Ebene. Die Verteilung der Graustufen wird in Abbildung 4.4 wiedergegeben.

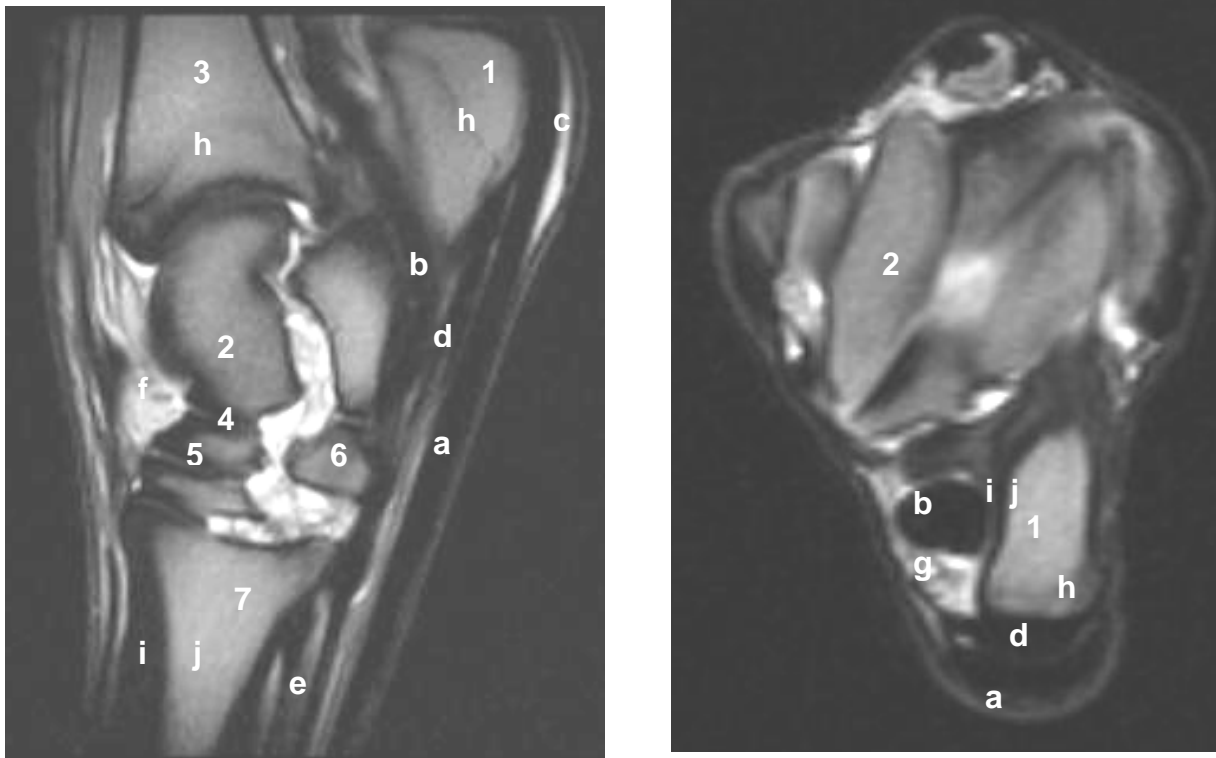


Abb. 4.3: T2 spin-gewichtetes MRT – Bild einer 2jährigen Stute (links) und einer 1jährigen Stute (rechts).

Legende:

a	oberflächliche Beugesehne	1	Tuber calcanei
b	tiefe Beugesehne	2	Talus
c	Bursa calcanea subcutanea	3	Tibia
d	Lig. plantare longum	4	Os tarsi centrale
e	M. interosseus medius	5	Os tarsale tertium
f	Synovia der Gelenkhöhle	6	Os tarsale quartum
g	Tarsalbeugesehnenscheide	7	Os metatarsale III
h	Wachstumsfugen		
i	Knochenkortikalis		
j	Knochenspongiosa		

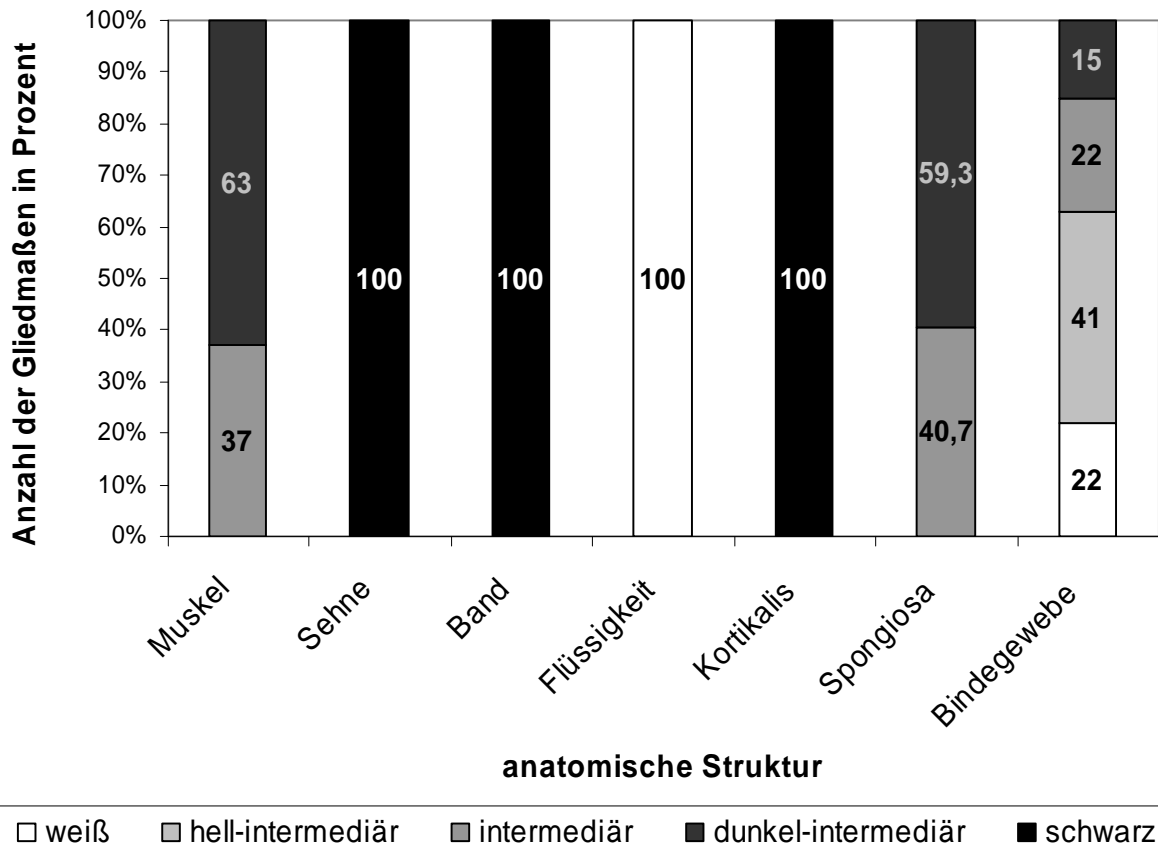


Abb. 4.4: Grauwertverteilung in T2 spin-gewichteten Sequenzen.

T1 gradient – gewichtetes Echo

Die Darstellung der Weichteilgewebe in T1 gradient-gewichteten MRT – Bildern erscheint im Vergleich zu T1 spin-gewichteten Bildern dieser Sequenz ähnlich. Unterschiede lassen sich besonders im Knochenaufbau erkennen. Die Knochenkortikalis ist signallos, die Knochenspongiosa zeigt jedoch eine große Breite an Signalintensitäten in Grautönen, bei denen besonders hellgraue (63,0%) und intermediär-graue (33,3%) Farbnuancen überwiegen. Die Gelenksflüssigkeit stellt sich überwiegend weiß (77,8%) dar, ebenso wie die Synovia der Sehnenscheide. In Sagittalschnitten kann die Synovia des Gelenkes auch ein marmoriertes Aussehen mit hell-intermediärem (22,2%) Signal besitzen. Im dunkelgrauen und intermediär-grauen Signal ist das eingelagerte Gewebe des Fesselträgers zu erkennen, der in seiner Grundstruktur ohne Signal ist. Der Gelenkknorpel ist als dünne, intermediäre Linie sehr gut erkennbar. Sehnen und Bänder sind ohne Signal, während Muskeln sich in unterschiedlichen Grautönen darstellen. Bindegewebe kann Signalintensitäten in allen Grautönen annehmen, dabei überwiegen dunkelgraue (44,0%) Farbnuancen.

Die Grauwertverteilung im Einzelnen ist in Abbildung 4.6 zu sehen. Abbildung 4.5 zeigt einen Sagittal- und einen Transversalschnitt durch das Sprunggelenk in T1 gradient-gewichteter Sequenz.

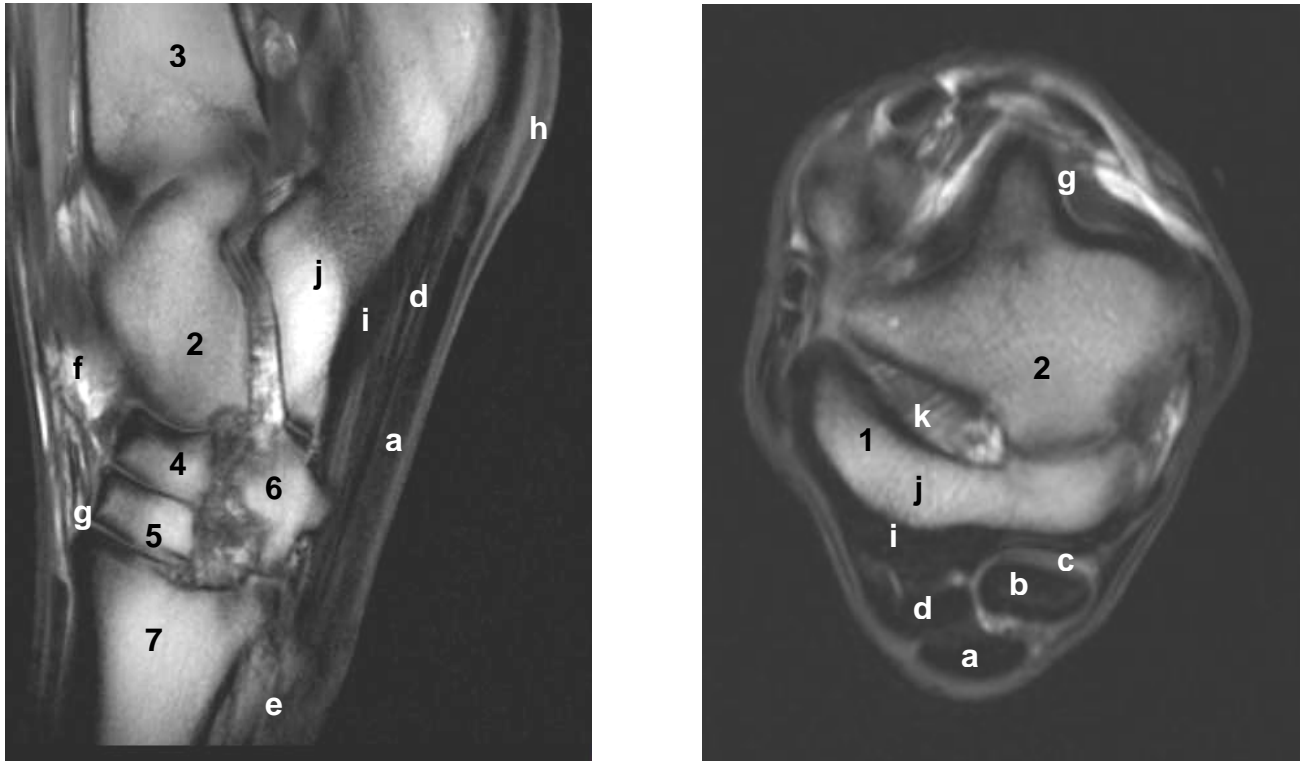


Abb. 4.5: T1 gradient - gewichtetes MRT - Bild eines 14jährigen Wallachs (links) und einer 2jährigen Stute (rechts).

Legende:

a	oberflächliche Beugesehne	1	Calcaneus
b	tiefe Beugesehne	2	Talus
c	Tarsalbeugesehnenscheide	3	Tibia
d	Lig. plantare longum	4	Os tarsi centrale
e	M. interosseus medius	5	Os tarsale tertium
f	Synovia der Gelenkhöhle	6	Os tarsale quartum
g	Gelenkknorpel	7	Os metatarsale III
h	Fersenbeinkappe		
i	Knochenkortikalis		
j	Knochenspongiosa		
k	Intertarsalband		

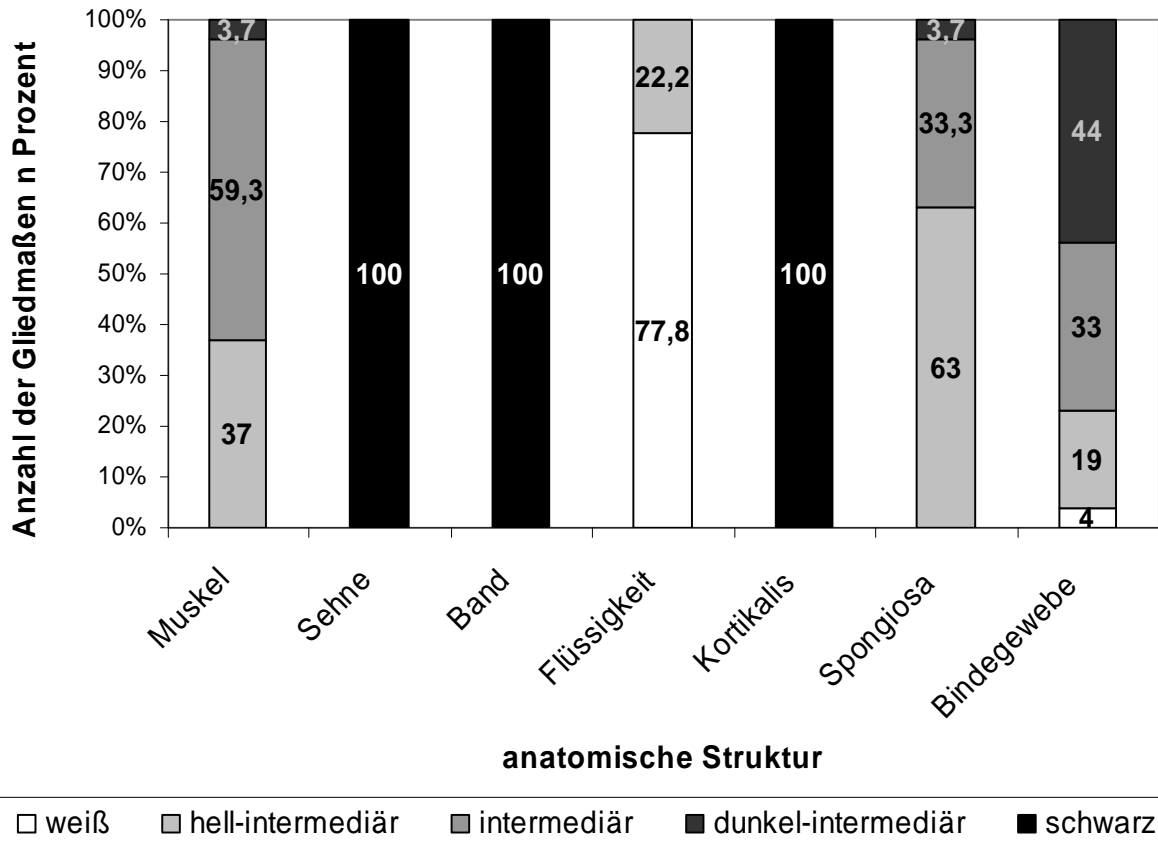


Abb. 4.6: Grauwertverteilung in T1 gradient-gewichteten Sequenzen.

T2 gradient – gewichtetes Echo

In T2 gradient-gewichteten Sequenzen ist die Synovia von Sprunggelenk und Sehnenscheide weiß. Allgemein überwiegen in Bildern dieser Sequenz dunklere Grautöne. Die Knochenspongiosa stellt sich überwiegend dunkel-intermediär (77,8%) und intermediär (22,2%) dar. Die Knochenkortikalis ist schwarz. Die Beugesehnen sind signallos, ebenso wie das Ligamentum plantare longum, welches in einigen Bildern von einem zarten Netz dunkel-intermediären Signals durchzogen ist. Die Intertarsalbänder haben ein streifiges Aussehen in dunkel-intermediären Grautönen. Der signallose Grundkörper des Fesselträgers ist von Bereichen mit intermediärem und hellem Grau durchzogen. Das Signal der Muskulatur kann alle Grautöne annehmen, an den äußeren Bereichen der Muskelbäuche kann teilweise ein weißer (14,%) Farbton vorgefunden werden. Der Gelenkknorpel stellt sich als hell-intermediäre Linie dar. T2 gradient-gewichtete Sequenzen erscheinen, durch die sich überwiegend dunkel-intermediären darstellenden Knochen, dunkler als T1 gradient-

echo gewichtete Sequenzen. Durch den Kontrast zu den weiß erscheinenden synovialen Flüssigkeiten ähneln T2 gradient-gewichtete Sequenzen denen in T2 spin-Wichtung. Die genaue Verteilung der Grautöne ist in Abbildung 4.8 angegeben. Die Darstellung des Sprunggelenks in T2 gradient-gewichteten Sequenzen gibt Abbildung 4.7 wieder.

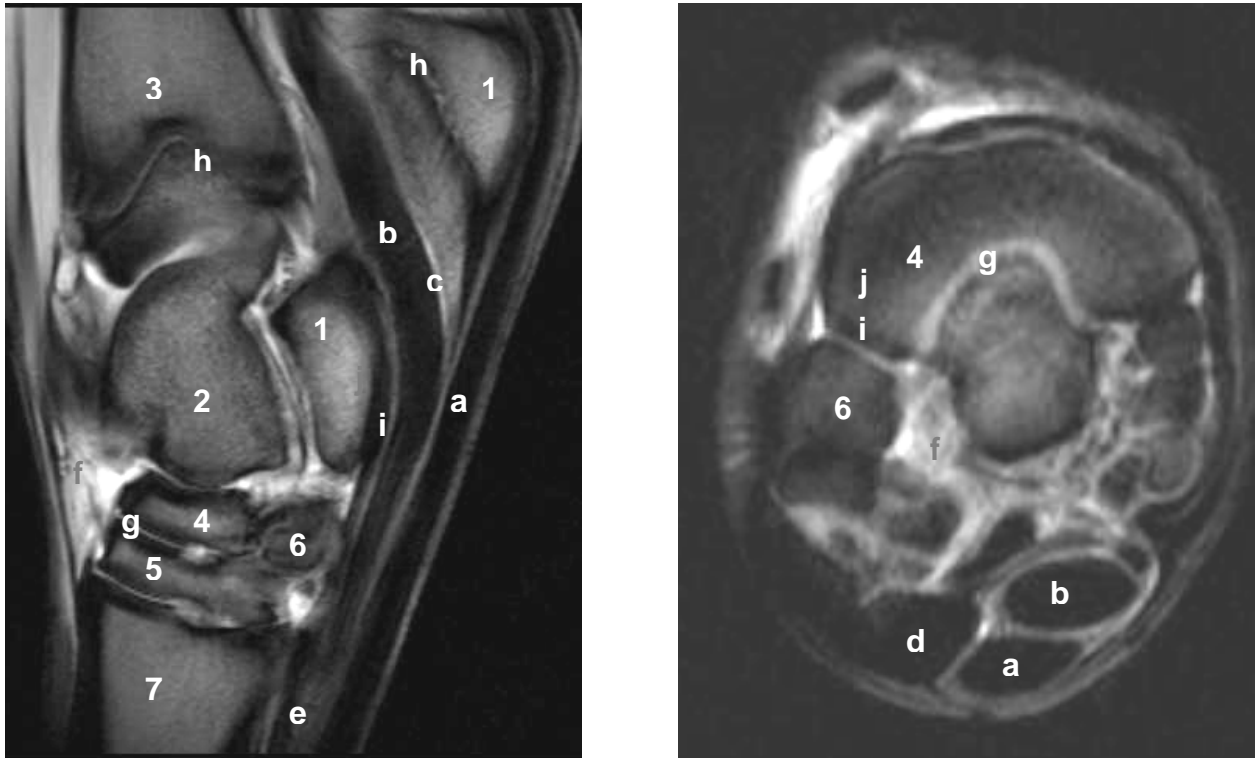


Abb. 4.7: T2 gradient-gewichtetes MRT - Bild einer 1jährigen Stute (links) und eines 14jährigen Wallachs (rechts).

Legende:

a	oberflächliche Beugesehne	1	Calcaneus
b	tiefe Beugesehne	2	Talus
c	Tarsalbeugesehnenscheide	3	Tibia
d	Lig. plantare longum	4	Os tarsi centrale
e	M. interosseus medius	5	Os tarsale tertium
f	Synovia der Gelenkhöhle	6	Os tarsale quartum
g	Gelenkknorpel	7	Os metatarsale III
h	Wachstumsfugen		
i	Knochenkortikalis		
j	Knochenspongiosa		

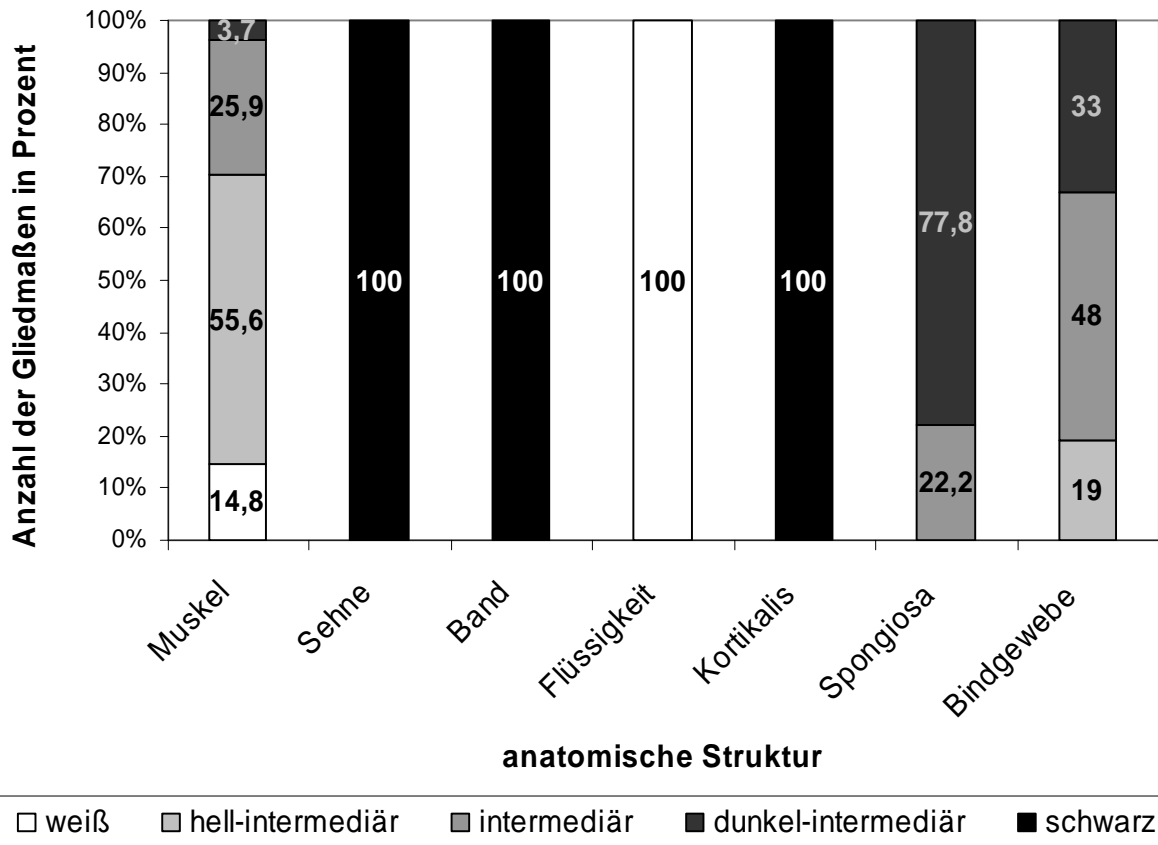


Abb. 4.8: Grauwertverteilung in T2 gradient-gewichteten Sequenzen.

Protonengewichtetes Echo

Auch in protonengewichteten Sequenzen sind Sehnen und Bänder signallos schwarz. Der Fesselträger ist ebenfalls signallos. Seine eingelagerten Gewebsanteile sind mittelgrau. Die Synovia stellt sich in der Sehnenscheide weiß dar. In der Gelenkhöhle kann die Gelenksflüssigkeit ein fleckiges Aussehen durch weiße (85,2%) und hell-intermediäre (14,8%) Bereiche besitzen. Hellgrau stellen sich ebenso der Gelenkknorpel und die Muskulatur dar. In den sehnigen Übergängen kann die Muskulatur in einigen Bereichen weiß (25,9%) erscheinende Signalintensitäten annehmen. Die Knochenkortikalis ist signallos, während die Knochenspongiosa ein überwiegend hell-intermediäres (59,3%) Signal besitzt, welches teilweise intermediäre (40,7%) Bereiche aufweist. Das Bindegewebe stellt sich in hellen (55,0%) und mittleren (15%) Grautönen dar. Weniger oft nimmt Bindegewebe eine weiße (30%) Signalintensität an. Weil sich sehr viele Strukturen in weißen, hell-intermediären und intermediären Farben darstellen, erscheinen protonengewichtete Sequenzen allgemein etwas heller. In Abbildung 4.9 wird das

Sprunggelenk in sagittaler und transversaler Schnittebene in protonengewichteter Sequenz dargestellt. Abbildung 4.10 zeigt die prozentuale Verteilung der Graustufen auf die Gewebe in dieser Sequenz.

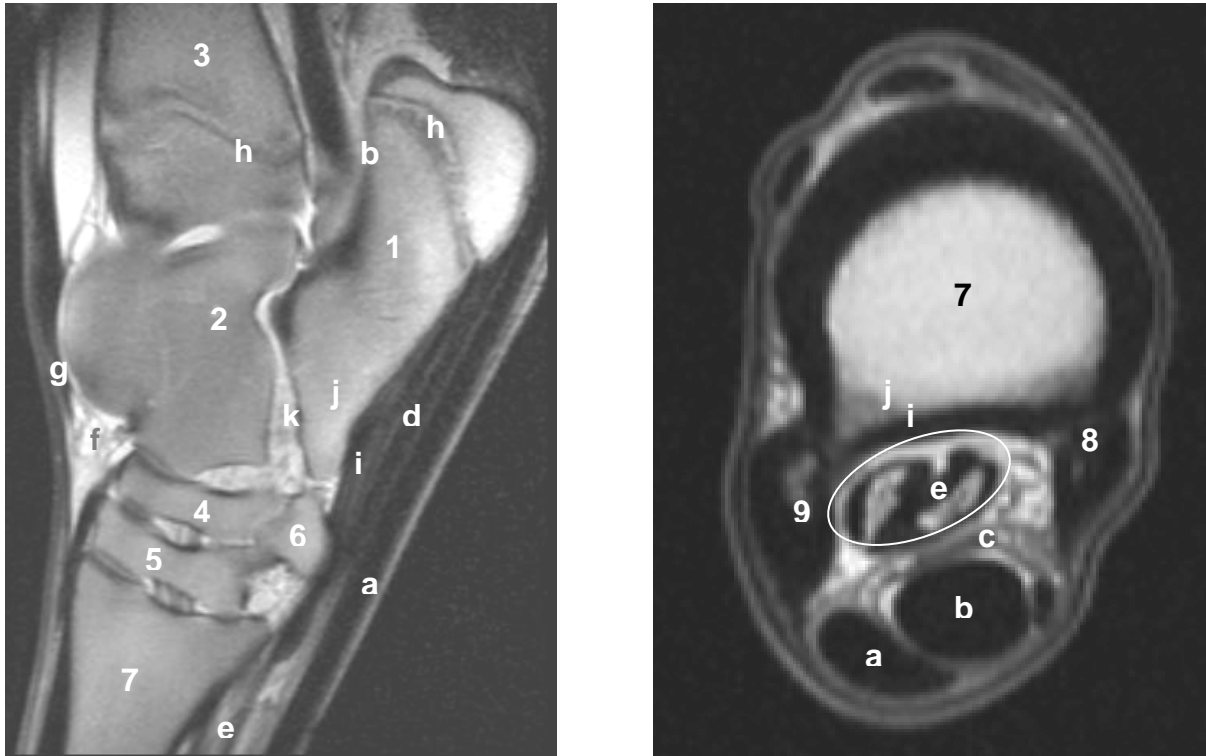


Abb. 4.9: protonengewichtetes MRT-Bild einer 1jährigen Stute (links) und einer 12jährigen Stute (rechts).

Legende:

a	oberflächliche Beugesehne	1	Calcaneus
b	tiefe Beugesehne	2	Talus
c	Lig. accessorium der tiefen Beugesehne	3	Tibia
d	Lig. plantare longum	4	Os tarsi centrale
e	M. interosseus medius	5	Os tarsale tertium
f	Synovia der Gelenkhöhle	6	Os tarsale quartum
g	Gelenkknorpel	7	Os metatarsale III
h	Wachstumsfugen	8	Os metatarsale II (med. Griffelbein)
i	Knochenkortikalis	9	Os metatarsale IV (lat. Griffelbein)
j	Knochenspongiosa		
k	Intertarsalband		

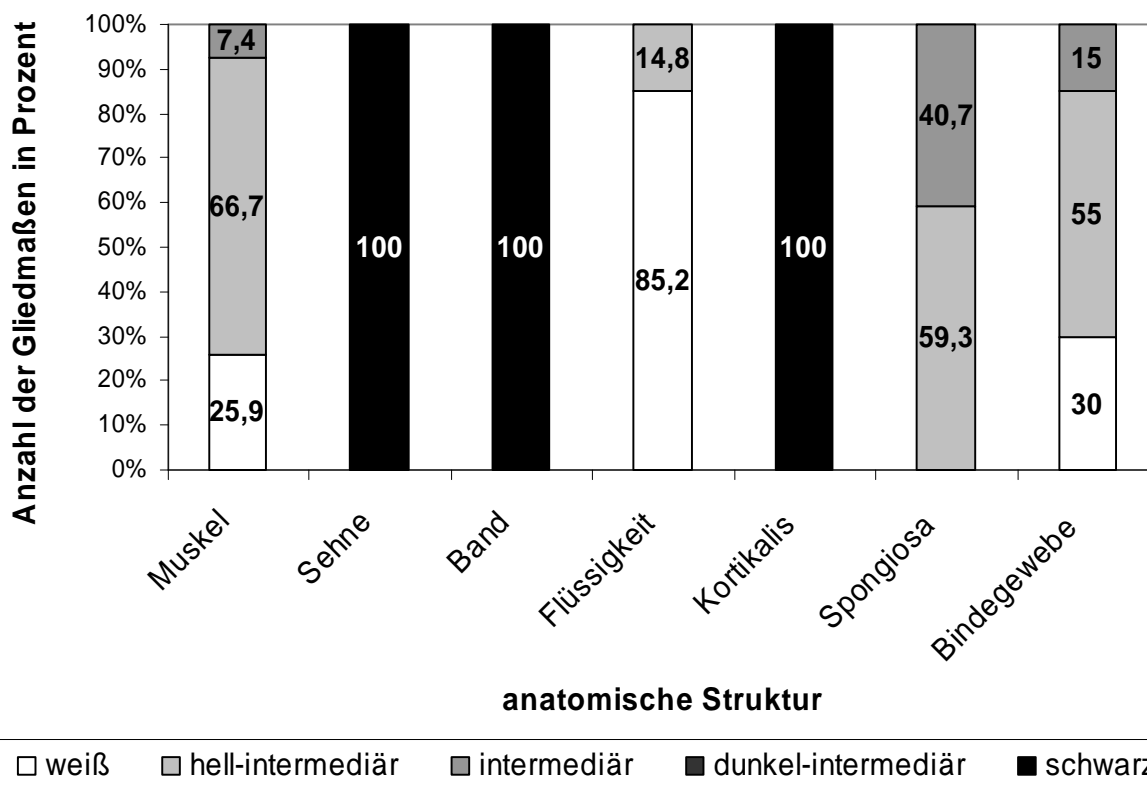


Abb. 4.10: Grauwertverteilung in protonengewichteten Sequenzen.

Die Grauwertverteilung der Gewebe in den verschiedenen Sequenzen ist Tab. 4.1 zu entnehmen.

Tab. 4.1: Gesamtübersicht des Signalverhaltens der Gewebe in den verschiedenen Sequenzen.

Sequenz	T1-spin echo	T2-spin echo	T1-gradient echo	T2-gradient echo	Protonen - wichtung
Sehnen	signallos	signallos	signallos	signallos	signallos
Bänder	signallos	signallos	signallos	signallos	signallos
Muskulatur	hell-intermediär, intermediär	intermediär, dunkel-intermediär	hell-intermediär, intermediär, dunkel-intermediär	weiß, hell-intermediär, dunkel-intermediär	weiß, hell-intermediär
Flüssigkeit	weiß, hell-intermediär, intermediär	leuchtend weiß	weiß	weiß, hell-intermediär	weiß, hell-intermediär

Sequenz	T1-spin echo	T2-spin echo	T1-gradient echo	T2-gradient echo	Protonen - wichtung
Knochenkortikalis	signallos	signallos	signallos	signallos	signallos
Knochenspongiosa	hell- intermediär, intermediär	dunkel- intermediär	hell- intermediär, intermediär, dunkel- intermediär	intermediär, dunkel- intermediär	hell- intermediär, intermediär

4.1.2 Schnittebenen

Alle Gliedmaßen wurden in drei Ebenen untersucht. Die sagittale Ebene entspricht dem Schnittverlauf in der Körperlängsachse, während transversale Ebenen sich horizontal zur Körperquerachse orientieren. Coronale Schnittebene liegen vertikal zur Körperquerachse.

Sagittale Schnittebenen

Sagittale Schnittebenen eignen sich um den Verlauf und Ausrichtung der Beugesehnen nachzuvollziehen. Die Beugesehnnenscheide lässt sich in dieser Ebene sehr gut in ihrer Ausdehnung und ihrem Füllungsgrad beurteilen. Die Plantarflächen der Sprunggelenksknochen, sowie deren Kontaktfläche zum Weichteilgewebe sind gut zu erkennen. Mäßig gut ist in sagittalen Schnitten die Binnenstruktur der Sehnen beurteilbar. Durch die enge Aneinanderreihung von Sagittalbildern ist es möglich, die Sehne vollständig im Inneren zu erfassen. Besonders deutlich wird dies bei der Fesselträgerbeurteilung. Abhängig von der Lage des Sagittalschnittes zeigt der Fesselträger sehr unterschiedliche Signalintensitäten. Eine vollständige Beurteilung des Binnenaufbaus und der Abgrenzung dieser Struktur erfolgt nur ungenügend in der sagittalen Schnittebene. Das schmale Unterstützungsband der tiefen Beugesehne kann nur unzureichend im Sagittalschnitt erkannt werden und ist in keinem Fall eindeutig diagnostizierbar. Zumeist gut erkennbar ist das Ligamentum plantare longum, welches in seinem Längsverlauf angeschnitten wird und sich eng an die Plantarfläche des Calcaneus anschmiegt. Am deutlichsten wird dieses Band dargestellt, wenn die Schnittebene im lateralen Drittel des Sprunggelenks liegt. Die

Schleimbeutel im Bereich des Tuber calcanei, die plantaren Gelenksaussackungen, der Verlauf der Hauptmittelfußarterie und die Griffelbeine lassen sich in sagittalen Schnitten sehr gut dokumentieren. Der Gelenkknorpel ist am besten an den Rollkämmen des Talus sowie an den dorsalen Bereichen der kleinen Sprunggelenksknochen sichtbar. Alle Knochen sind eindeutig zuordenbar. Die Knochenkortikalis lässt sich eindeutig von der Spongiosa abgrenzen.

Transversale Schnittebenen

Diese Schnittebene bietet die Möglichkeit, durch die Darstellung des Strukturquerschnittes die Binnenstruktur und den inneren Aufbau von Knochen- und Weichteilgewebe untersuchen zu können. Die oberflächliche und tiefe Beugesehne sowie die Tarsalbeugesehnenscheide lassen sich in allen Bildabschnitten sehr gut erkennen und abgrenzen. Ihre Form und die Regelmäßigkeit ihrer Ränder sind immer sehr gut beurteilbar. Die Vorteile der Querschnittsbeurteilung in der transversalen Ebene können auch in der Darstellung des Fesselträgers genutzt werden. Der Binnenaufbau, die Form und die Abgrenzung dieses rudimentären Muskels können sehr genau nachvollzogen werden. Unterschiedlich gut erkennbar ist das Ligamentum plantare longum. Teilweise wird das Innere des Bandes sehr gut dargestellt. Die äußere Begrenzung ist jedoch nicht immer eindeutig erfassbar. Den größten Durchmesser besitzt diese Struktur, wenn sich der Transversalschnitt im oberen Drittel des Calcaneus befindet. Für die Abgrenzung des Unterstützungsbandes der tiefen Beugesehne ist die Transversalebene besser als die Sagittalebene geeignet, jedoch kann nicht in allen Fällen diese halbmondförmige Struktur eindeutig dargestellt werden. Die Form und die Größe dieses Bandes variieren individuell. Besonders bei jungen Tieren ist es sehr schwer eindeutige diagnostische Erkenntnisse zum Unterstützungsband zu erlangen. Diese sehr schmale Struktur ist nicht bei allen Jungtieren im Transversalschnitt zu sehen. Der Gelenkknorpel wird am besten an den Talusrollkämmen dargestellt. Wie in der sagittalen Ebene, lassen sich die Knochen des Sprunggelenks in transversalen Ebenen eindeutig zuordnen. Besonders gut können die äußeren Begrenzungen und der innere Aufbau der Knochen nachvollzogen werden. Die Beurteilung der horizontalen Gelenkflächen ist nur ungenügend möglich. Für die Beurteilung der Breite der Kortikalis sowie deren Oberfläche an der Plantarseite ist die transversale Schnittebene geeignet.

Coronale Schnittebenen

In coronalen Schnittebenen sind die Beugesehnen und die Sehnenscheide in ihrem kompletten Verlauf sehr schlecht beurteilbar. Die tiefe Beugesehne kann am besten am Sulcus tendinis des Talusknochen dargestellt werden. Der Ursprung des Fesselträgers kann nur mäßig gut erkannt werden. Sein typischer Aufbau erscheint im coronalen Anschnitt streifig, dennoch können die Signalintensitäten nicht eindeutig zugeordnet werden. Das Ligamentum plantare longum und das Unterstützungsband der tiefen Beugesehne sind in coronalen Ebenen nicht zu identifizieren. Sehr gut lassen sich hingegen die Seitenbänder sowie die Intertarsalbänder darstellen, ebenso wie der Ansatz der Gelenkkapsel am Knochen. Coronale Schnittebenen geben einen guten Überblick über die Form und Lage der kleinen Intertarsalknochen, des Metatarsus und der Griffelbeine. Die plantaren Knochenregionen sind im coronalen Schnittbild sehr schlecht beurteilbar. Vom Talus sind die starken, schräg nach medial gerichteten Rollkämme sehr gut erkennbar, während die plantaren Aspekte nicht eindeutig untersucht werden können. Der Verlauf und die Dicke des Gelenkknorpels sind an den Talusrollkämmen und an den Oberflächen der kleinen Intertarsalknochen beurteilbar.

4.1.3 Abgrenzbarkeit der Weichteilstrukturen

Die Abgrenzbarkeit von Weichteilstrukturen beruht auf der Größe des Signalunterschiedes zum angrenzenden Gewebe und der Homogenität des Gewebssignals. Einfluss hat ebenfalls die Wahl der Schnittebene.

Sagittale Schnittebenen

In sagittalen Ebenen lassen sich oberflächliche und tiefe Beugesehne sehr gut gegeneinander und gegen den Fesselträger abgrenzen. Die sehr gute Abgrenzbarkeit der tiefen Beugesehne entsteht durch den großen Signalunterschied ihrer Sehnenscheide gegen das Ligamentum plantare longum und der oberflächlichen Beugesehne. Das hohe Signal der Tarsalbeugesehnenscheide kann nach distal bis auf die Höhe des Fesselträgerursprungs verfolgt werden, dabei schmiegt sich die Sehnenscheide sehr eng an den plantaren Aspekt der Gelenkkapsel an. Die hohe Signalintensität der Synovia erleichtert das Erkennen der

sich in dunkleren Grautönen darstellenden Intertarsalbänder. Schwierig wird die Abgrenzung des sehnigen Weichteilgewebes, wenn dieses in engem Kontakt zur Kortikalis des Metatarsus steht, da zwischen den Geweben kein großer Signalunterschied besteht. Obwohl das Unterstützungsband der tiefen Beugesehne einen ähnlichen Verlauf wie die Beugesehnen besitzt, kann diese Struktur auf Grund ihrer Nähe zur Knochenkortikalis und den Sehnen, bzw. zu den sehnigen Anteilen des Fesselträgers in den meisten sagittalen Schnittebenen nicht eindeutig definiert werden. Besonders deutlich wird die Schwierigkeit der Abgrenzung signalgleicher Strukturen am Ligamentum plantare longum, da sich diese Struktur sehr eng an den Calcaneus anschmiegt und sich in unmittelbarer Nähe zur oberflächlichen Beugesehne befindet. In einigen Fällen ist das Ligamentum plantare longum von zarten Gewebstreifen mit intermediärem Signal durchzogen, was die Definition des Bandes erleichtert. Seltener ist der proximal des Calcaneus liegende subtendinöse bzw. subkutane Schleimbeutel erkennbar, der sich als helles Band gegen die Knochenoberfläche und Sehne bzw. Unterhaut abhebt. Der Fesselträger kann, abhängig von der Position des Sagittalschnitts, unterschiedlich deutlich abgegrenzt werden. Die signallosen Bereiche erschweren eine eindeutige Abgrenzung in der sagittalen Ebene durch die bereits erwähnte Nähe zu Strukturen mit ebenfalls weniger oder keiner Signalintensität. Wird die Schnittebene durch die sich intermediär darstellenden Anteile des Fesselträgers gelegt, kann die Abgrenzung leichter erfolgen. Der Fesselträger besitzt dann ein typisch streifiges Aussehen. Alle dargestellten Knochen sind anatomisch immer zuordenbar. Die Knochenpongiosa hebt sich deutlich von der Kortikalis ab. Nach außen ist eine Abgrenzung des Knochens an den Kontaktflächen zu Bändern und Sehnen nur sehr schwer möglich.

Transversale Schnittebenen

Die Beugesehnen und der Fesselträger sind durch das sie umgebende Gewebe bzw. dem Peritendineum mit größerer Signalintensität in transversalen Schnittebenen sehr gut voneinander abgrenzbar. Besonders die Sehnenscheide stellt sich deutlich heraus und ermöglicht eine genaue Definition der tiefen Beugesehne in jeder Schnitthöhe. Das Ligamentum plantare longum ist in den proximaleren Schnitten gut abzugrenzen, nach distal wird das Abgrenzen sehr schwierig. Das Band geht dann langsam in die Kortikalis des Calcaneus über. In einigen Fällen erleichtert ein zartes Netz mit intermediärem Signal innerhalb dieses Bandes die Abgrenzung. Der

Fesselträger ist in den transversalen Ebenen sehr gut abzugrenzen. Umliegendes Gewebe stellt die Ränder des Fesselträgers deutlich heraus und seine typische Binnenstruktur ist sehr gut erkennbar. In den proximalen Bereichen des Fesselträgerursprungs ist die Abgrenzung durch das noch wenig vorhandene Füllgewebe und den größeren Umfang der Griffelbeinköpfchen eingeschränkt. Synoviale Räume werden in transversalen Ebenen sehr gut abgrenzbar dargestellt und lassen sich den jeweiligen anatomischen Strukturen zuordnen. Die Tarsalbeugesehnscheide ist in allen transversalen Schnitten eindeutig sichtbar. Die Aussackungen des Sprunggelenks können in den proximalen Schnitten auf Grund des größeren Gelenk Volumens leichter abgegrenzt werden. In seltenen Fällen ist die Bursa calcanea subtendinea mit ihrer größeren Signalintensität gut gegen die Sehnen- und Bandstrukturen am Tuber calcanei erkennbar. Schwierig ist die Abgrenzung des Unterstützungsbandes, das sich sehr eng an die tiefe Beugesehne anschmiegt. Diese beiden Strukturen stellen sich signallos dar. Die Signalgleichheit dieser beiden Gewebe erschwert besonders in den distalen Schnittebenen eine eindeutige Zuordnung. Im Ursprungsbereich ist dieses Band vermehrt mit Füllgewebe umgeben. Eine Abgrenzung ist jedoch nicht in allen Fällen möglich. Das Unterstützungsband hat im Transversalschnitt eine halbmondförmige Form und ist sehr schwach ausgebildet. Knöcherner Strukturen können in jedem Fall eindeutig zugeordnet werden. Die Spongiosa hebt sich immer gut von der Kortikalis ab. Eine Abgrenzung der Kortikalis wird in jenen Bereichen erschwert, wo Sehnen und Bänder in Kontakt mit der Knochenoberfläche treten.

Coronale Schnittebenen

Grundsätzlich kann eine Abgrenzung der plantar gelegenen Strukturen in coronalen Ebenen nur sehr ungenügend erfolgen. Am häufigsten lassen sich die tiefe Beugesehne und der Ursprung des Fesselträgers differenzieren. Jedoch ist deren Verlauf nicht vollständig nachvollziehbar und nur an gewissen anatomischen Regionen ist eine mäßig gute Abgrenzung möglich. So kann die tiefe Beugesehne am besten im Bereich des Sulcus tendinis flexor digitalis longus des Calcaneus abgegrenzt werden, da in diesem Bereich die Tarsalbeugesehnscheide stark ausgebildet ist und einen guten Kontrast bietet. Der Ursprungsbereich des Fesselträgers kann durch sein längsstreifiges Aussehen gegen die Knochenkortikalis des Metatarsus nur mäßig gut erkannt werden. Besonders in den Randbereichen

treffen signalloser Sehnenanteil und Knochenkortikalis aufeinander. Die sich in hellen Grautönen darstellenden eingelagerten Gewebsanteile des Fesselträgers können in dessen Ursprungsbereich nicht eindeutig von den spongiösen Anteilen des Knochens unterschieden werden. Die übrigen Weichteilstrukturen der plantaren Sprunggelenksregion sind in dieser Schnittebene nicht abgrenzbar.

4.1.4 Der Fesselträger – Darstellung im MRT

Der Musculus interosseus medius liegt zwischen der Plantarseite des Os metatarsale III und der tiefen Beugesehne, eingebettet in lockeres Bindegewebe und jeweils seitlich begrenzt von den Griffelbeinen. Der Ursprungsbereich ist mit Hilfe des MRT gut in sagittalen Schnittebenen erfassbar. Von Vorteil ist, wenn die Schnittlinie in die sich intermediär darstellenden Bündel gelegt wird, da die Abgrenzung zwischen der signallosen Knochenkortikalis und der sich ebenfalls signallos darstellenden Gelenkkapsel sehr gut möglich ist. Die genaue Ursprungsregion befindet sich im proximalen Bereich des plantaren Metatarsus und dem plantaren Kapselabschnitt des Tarsometatarsalgelenkes. Im Sagittalschnitt besitzt der Fesselträger, abhängig von der Positionierung des Schnitts, ein streifiges Aussehen mit unterschiedlich großen Anteilen signallosen und sich in helleren Grautönen darstellenden Gewebes. Die Abgrenzung zur Knochenkortikalis ist in den proximalen Abschnitten durch wenig zwischengelagertes Bindegewebe erschwert, erst weiter distal schiebt sich zunehmend mehr signalreicheres Bindegewebe zwischen Knochen und Fesselträger. Zur tiefen Beugesehne hin hilft das zarte, sich intermediär darstellende Peritendineum dieser Sehne bei der Abgrenzung zum signallosen Außenbereich des Fesselträgers. In distale Richtung nimmt das umgebende signalreiche Bindegewebe zu und vereinfacht die Grenzziehung zwischen tiefer Beugesehne und Fesselträger. In den sehnigen Bereichen wird die Abgrenzung durch die Signalgleichheit erheblich erschwert. Transversale Schnittebenen geben einen sehr guten Überblick über den Binnenaufbau dieser anatomischen Struktur. Der Grundkörper ist bereits im Ursprungsabschnitt zweigeteilt. Nach lateral und medial ist der Fesselträger aufgetrieben, die Einschnürung befindet sich mittig. Proximal der Gelenkfläche des Tarsometatarsalgelenkes geht diese charakteristische Form in einen schmal zulaufenden rein sehnigen Abschnitt über, der sich mit der Gelenkkapsel verbindet. Da sich die Gelenkkapsel ebenfalls signallos wie Sehngewebe darstellt, kann eine

genaue Abgrenzung in diesem Bereich nicht mehr erfolgen. Distal des Tarsometatarsalgelenkes ist in jeder Auftreibung in halbmondförmiger Form signalreiches Gewebe eingelagert, welches teilweise inhomogen in hellen und mittleren Grautönen erscheint. Dieses Gewebe befindet sich gebündelt und sehr gut zum Grundkörper abgrenzbar, zentral in jeder Auftreibung. Die Binnengewebe befinden sich nicht spiegelgleich angeordnet. Der mediale Gewebsstrang zieht mit seiner plantaren Spitze teilweise in den lateralen Bereich des Fesselträgers. Das halbmondförmige Gewebe besitzt bei einigen Tieren einen sehr spitzen Pol, der bei dem lateral gelegenen Strang nach dorsal und dem medialen gelegenen nach plantar gerichtet ist. So erscheinen die Gewebsbündel seitenverkehrt. Nach außen können die Grenzen des Fesselträgers gut nachvollzogen werden, da das umliegende lockere Bindegewebe eine höhere Signalintensität in allen Sequenzen besitzt. Abbildung 4.11 zeigt anhand von sagittal und transversal ausgerichteten MRT-Bildern die anatomische Lage des Fesselträgers und seiner umliegenden Gewebe. Mit Hilfe des anatomischen Querschnittspräparates können Vergleiche zur anatomischen Situation des MRT - Transversalschnitt gezogen werden

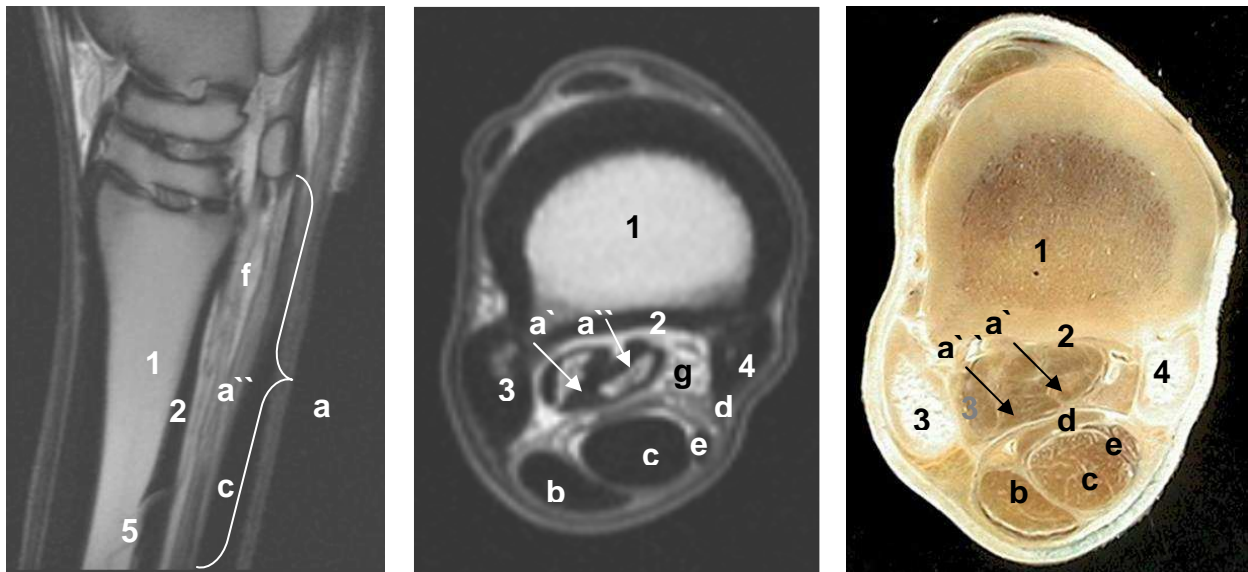


Abb 4.11: Protonengewichteter Sagittalschnitt einer 12jährigen Stute (links), T1-gradient gewichteter Transversalschnitt eines 8jährigen Wallachs (Mitte) und anatomischer Transversalschnitt (rechts).

Legende

a	M. interosseus medius	1	Spongiosa des Os metatarsale III
a`	sehniger Anteil des M. interosseus medius	2	Kortikalis des Os metatarsale III
a``	muskulärer Anteil des M. interosseus medius	3	laterales Griffelbein
b	oberflächliche Beugesehne	4	mediales Griffelbein
c	tiefe Beugesehne	5	Foramen nutritium
d	Lig. accessorium der tiefen Beugesehne		
e	Sehne des M. flexor digitalis Medialis		
f	Hauptmittelfußarterie		
g	lockeres Bindegewebe		

Die Abgrenzbarkeit des Fesselträgers wurde in den einzelnen Sequenzen und Schnittebenen untersucht. Grundsätzlich war festzustellen, dass sich die transversalen Ebenen als geeigneter erwiesen, den Fesselträger gegenüber seinen anliegenden anatomischen Strukturen abzugrenzen. Es sind statistisch nachweisbare Unterschiede zwischen den einzelnen Sequenzen in der Abgrenzbarkeit des Fesselträgers festzustellen. Am besten ließ sich der Fesselträger in transversaler Schnittebene in protonengewichteten Sequenzen abgrenzen (93,2%). Die ungenaueste Abgrenzung erfolgte in T2 spin-gewichteten Sequenzen in sagittalen Schnittebenen (11,1%). Die Abgrenzbarkeiten des Fesselträgers in sagittalen und transversalen Schnittebenen können in den Abbildungen 4.12 bis 4.16 für die einzelnen Sequenzen entnommen werden. Tabelle 4.2 zeigt die Ergebnisse der Signifikanzprüfung der Gruppenvariable Schnittebene für die Abgrenzbarkeit des Fesselträgers. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,5$ festgelegt.

Tab. 4.2: Statistik für Gruppenvariable - Schnittebene.

Sequenz	T1 spin-echo	T2 spin-echo	T1 gradient-echo	T2 gradient-echo	Protonen - wichtung
Mann-Whitney-U	225,00	160,00	232,50	300,00	274,00
Wilcoxon- W	576,00	511,00	583,50	651,00	625,00
p - Wert	0,100	0,000	0,012	0,300	0,043

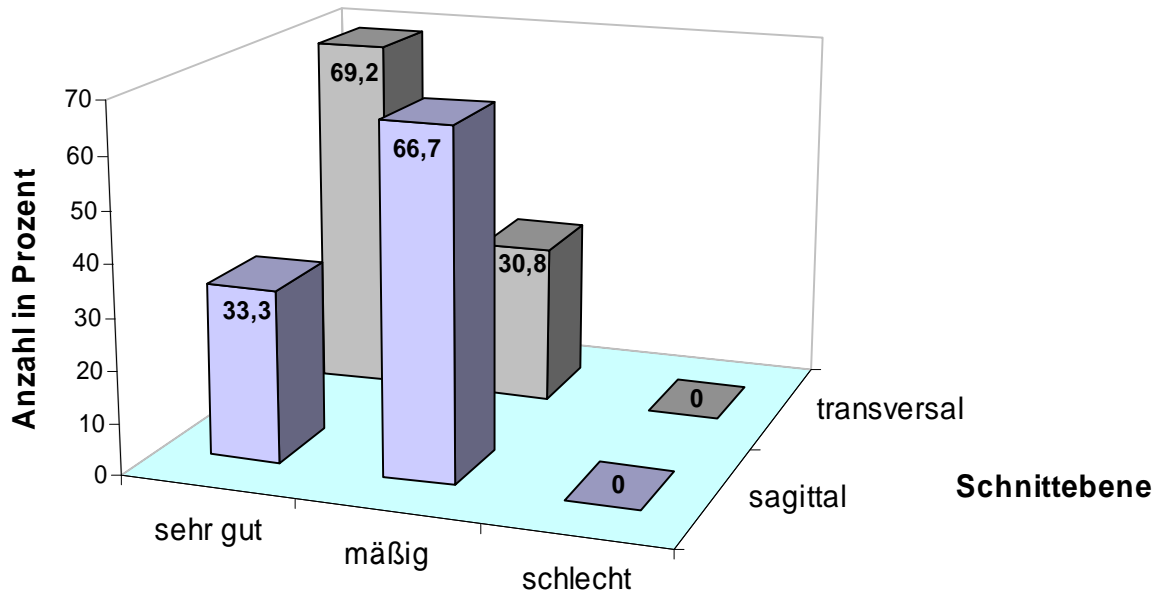


Abb. 4. 12: Abgrenzung des Fesselträgers in T1 spin-gewichteten Sequenzen.

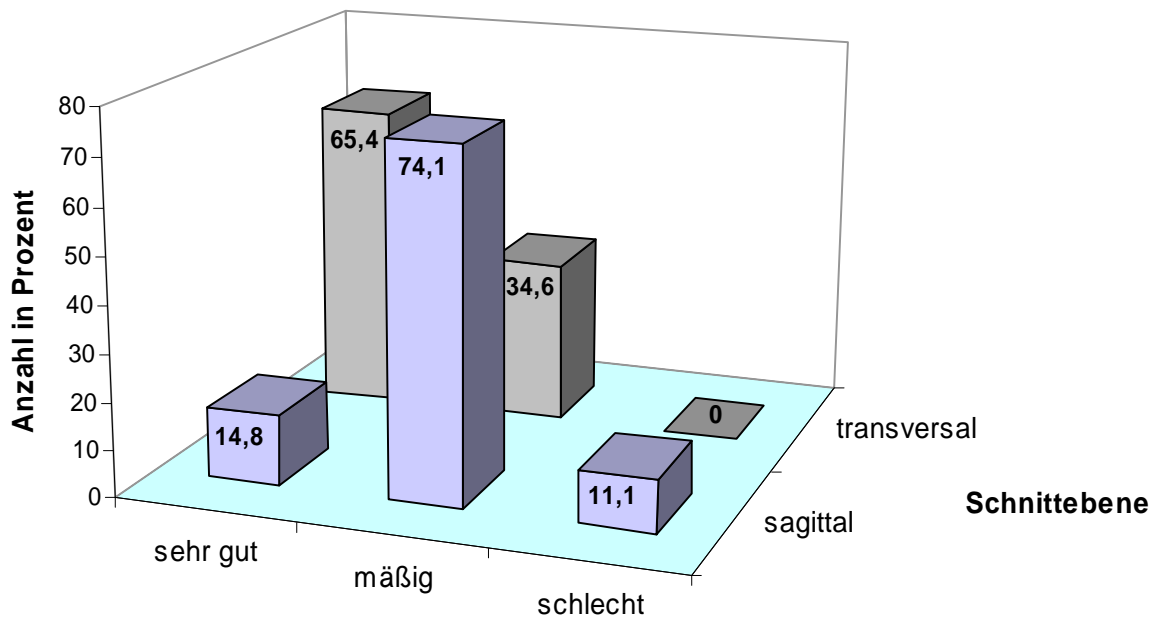


Abb.4.13: Abgrenzung des Fesselträgers in T2 spin-gewichteten Sequenzen.

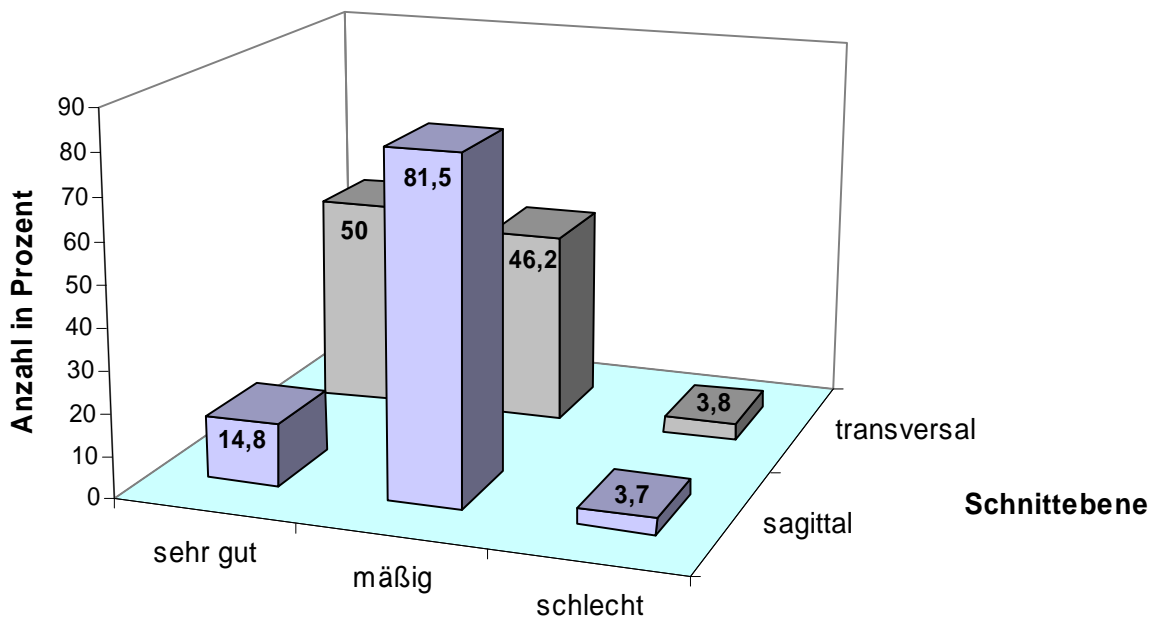


Abb. 4.14: Abgrenzung des Fesselträgers in T1 gradient-gewichteten Sequenzen.

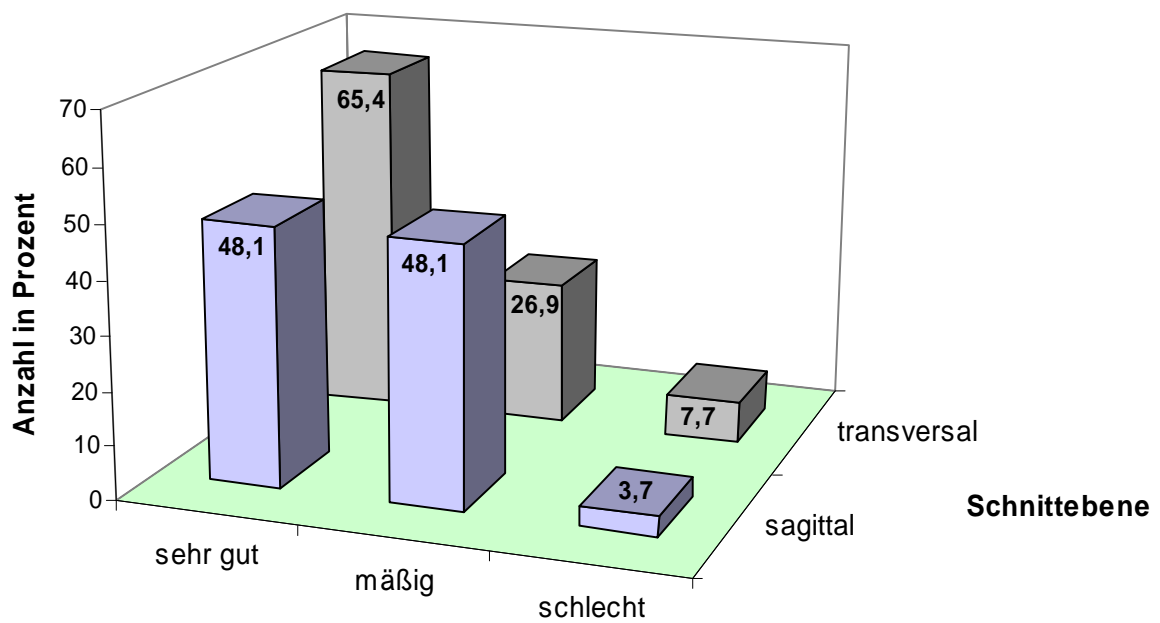


Abb. 4.15: Abgrenzung des Fesselträgers in T2 gradient-gewichteten Sequenzen.

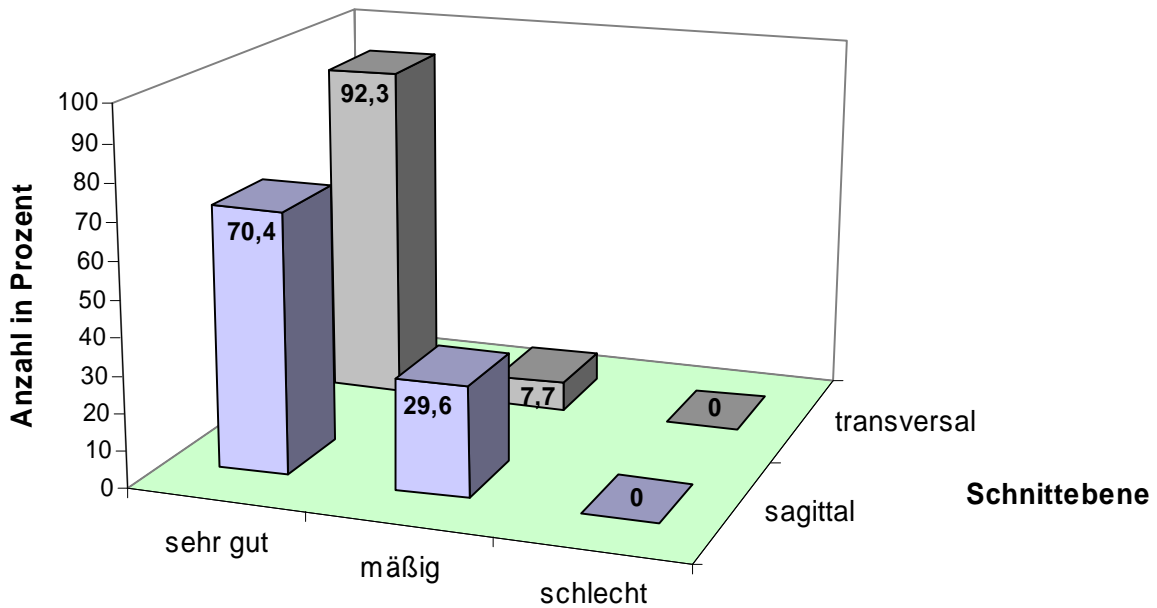


Abb. 4.16: Abgrenzung des Fesselträgers in protonengewichteten Sequenzen.

4.1.5 Der Fesselträger – morphometrische Vermessung

Der Fesselträger ist im Transversalschnitt gut durch umliegendes Gewebe mit anderen Signalintensitäten abzugrenzen. Der Vorteil dieser Schnittebene ist, dass der Binnenaufbau sehr gut erkannt werden kann. Wie bereits beschrieben, weist der M. interosseus medius in seinem Ursprungsbereich Anteile unterschiedlicher Signalintensitäten auf. Seine typische Struktur setzt sich aus einem signallosen (schwarzen) Grundkörper mit eingelagerten intermediären bis hell-intermediären Geweben zusammen, die bereits als zwei Bündel im Ursprungsbereich vorzufinden sind. Um die Verteilung des eingelagerten Gewebes hinsichtlich einer Alterskorrelation beurteilen zu können, wurden die signalintensiven Bereiche vermessen und vom Gesamtquerschnitt subtrahiert.

Bei 26 von 27 Gliedmaßen wurde der Fesselträger morphometrisch untersucht. Von Sprunggelenk Nummer 1 konnte keine Vermessung vorgenommen werden, da sich die transversale Schnittebene zu weit proximal befand und so die typische Fesselträgerstruktur nicht dargestellt werden konnte.

In allen untersuchten Gliedmaßen konnten Einlagerungen signalreichen Gewebes in den proximalen Abschnitten des Fesselträgers nachgewiesen werden. Nach der Gewebsvermessung und der statistischen Auswertung wurde festgestellt, dass keine Korrelation zwischen dem Alter der untersuchten Tiere und der Menge an eingelagertem Muskelgewebe in den Fesselträgerursprungsabschnitten besteht. Der Muskelanteil betrug im Mittelwert 29,59%. Der Median lag bei 30,00%. Bei einem Tier, einer 1jährigen Stute, übertraf der Muskelanteil mit 58% den des Sehngewebes. Der geringste Muskelfaseranteil mit 18% wurde bei einer 10jährigen und einer 1jährigen Stute nachgewiesen. Die Abbildung 4.17 zeigt im chronologischen Altersverlauf die jeweiligen Anteile an Muskel- und Sehngewebe im Fesselträgerursprung. Es sind keine signifikanten Korrelationen zwischen der Menge an eingelagertem Muskelgewebe zum Sehngewebe im Altersverlauf nachweisbar.

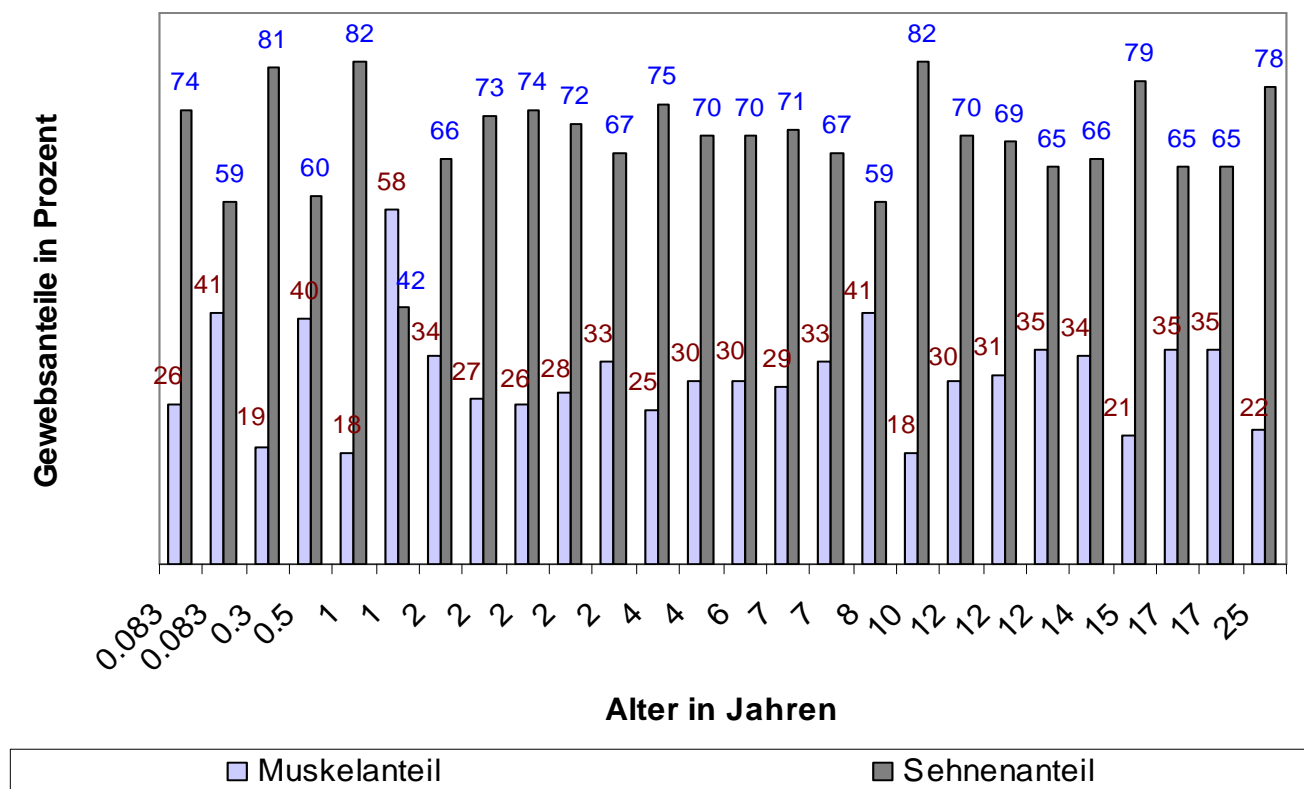


Abb. 4.17: Alterkorrelation der Gewebsanteile im Fesselträgerursprung.

Tab. 4.3: Statistische Maßzahlen Sehnen- und Muskelanteil im Fesselträgerursprung.

	Muskelanteil in %	Sehnenanteil in %
Mittelwert	29,59	66,70
Median	30,00	70,00
Standardabweichung	10,33	15,79

Die Muskel- und Sehnenanteile wiesen eine sehr inhomogene Verteilung bezüglich des Alters auf. Sogar innerhalb einer Altersgruppe konnten Unterschiede im Anteil des Muskelgewebes festgestellt werden. Bei Tieren gleichen Alters wie zum Beispiel bei zwei untersuchten 1jährigen Stuten (Nr. 7 und Nr. 20) war der prozentuale Unterschied 40%. Innerhalb der Gruppe der 2jährigen Pferde bestand eine Größenspanne des signalreichen, eingelagerten Gewebes von 7%. Über den gesamten untersuchten Alterszeitraum der Pferde war in der Verteilung der unterschiedlich signalintensiven Gewebe keine Korrelation nachzuweisen. Abbildung 4.18 und 4.19 geben gesondert die prozentualen Anteile des sehnigen und muskulären Bereiches im Fesselträgerursprung wieder.

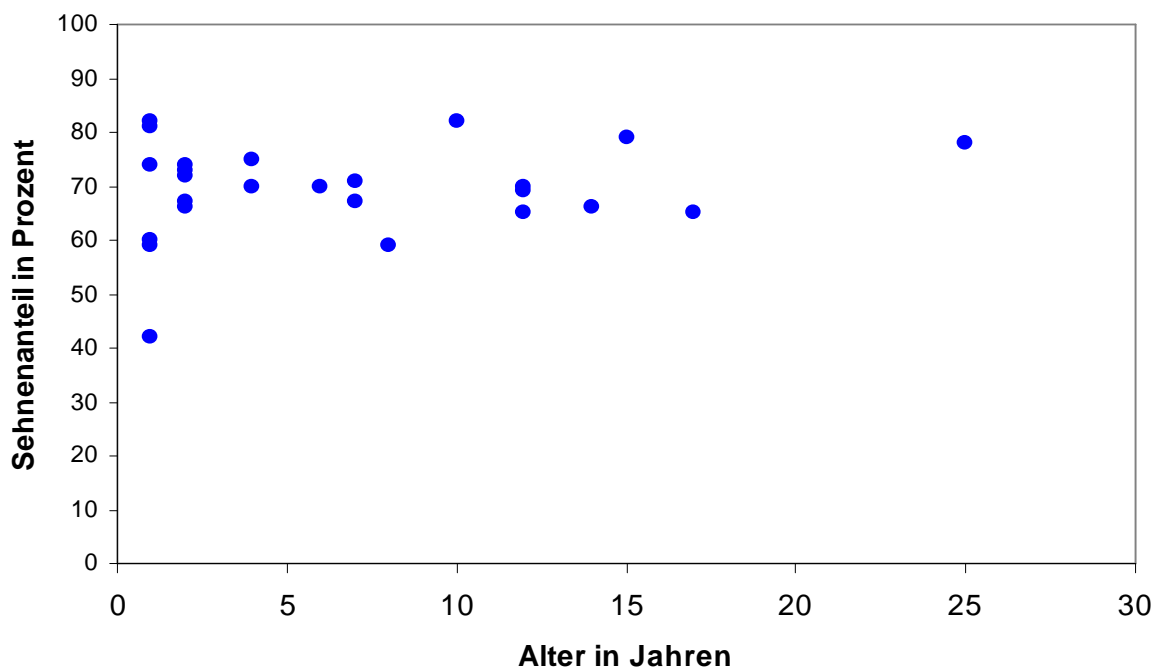


Abb. 4.18: Anteil des Sehnengewebes im Alterverlauf.

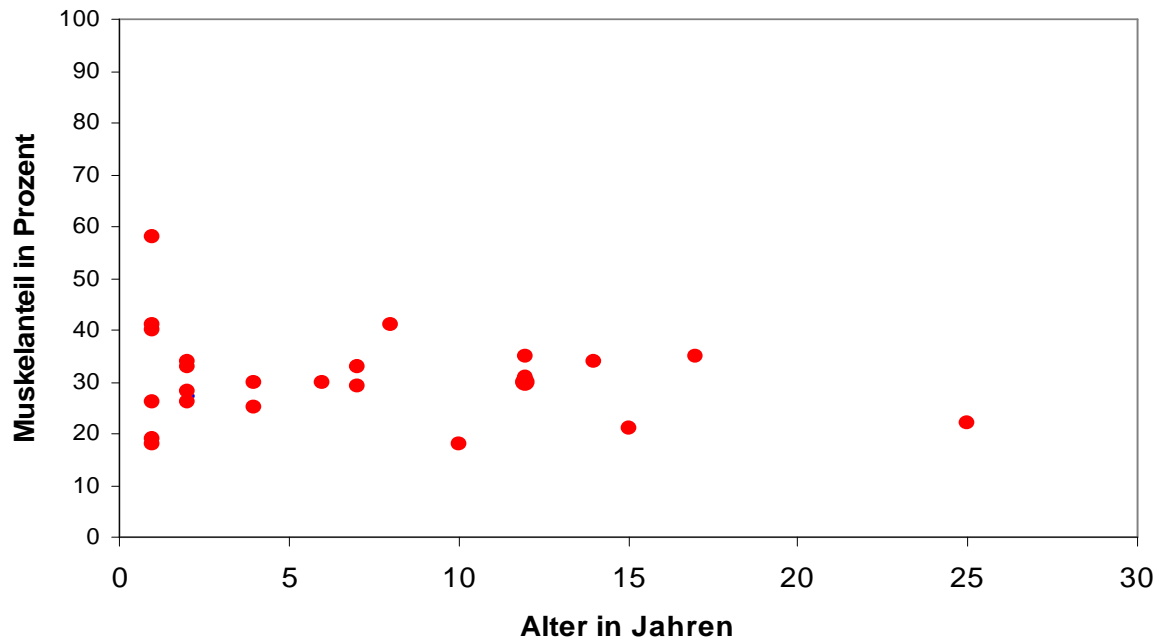
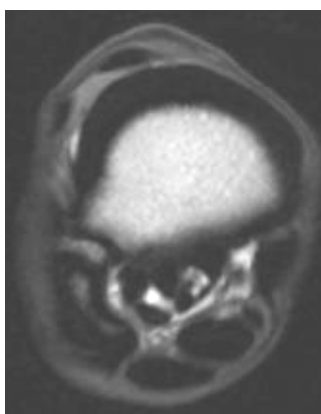
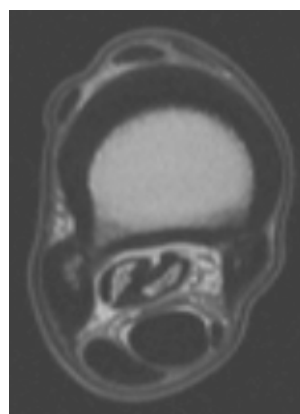


Abb. 4.19: Anteil des Muskelgewebes im Altersverlauf.

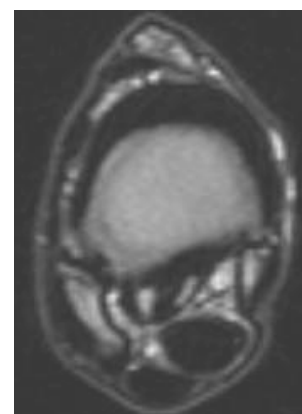
Bei allen untersuchten Pferden von einem Monat bis zu einem Alter von 25 Jahren waren zwei muskuläre Bezirke im Querschnitt 3 cm distal des Tarsometatarsalgelenkes sichtbar. Abbildung 4.20 zeigt an drei Beispielbildern von Pferden unterschiedlichen Alters die Verteilung von signallosem Grundgewebe zu signalreichen Einlagerungen. Bis zu einem Alter von 25 Jahren waren die signalreichen Bezirke sichtbar.



1jährige Stute



12jährige Stute

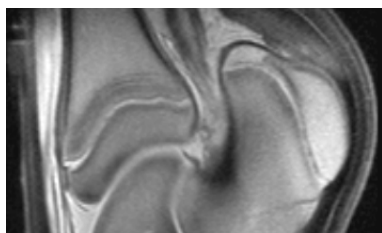


25jähriger Wallach

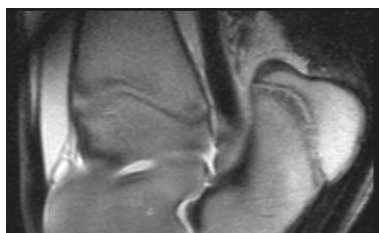
Abb. 4.20: transversale MRT - Abbildungen des Fesselträgers bei Pferden unterschiedlichen Alters.

4.1.6 Weitere Befunde

Auf den untersuchten Bildausschnitten waren drei Wachstumsfugen erkennbar. Die distale Epiphyse der Tibia, die Apophyse des Calcaneus und die Apophyse des lateralen Malleolus, welcher den rudimentären, distalen Teil der Fibula beim Pferd darstellt. In sagittalen Ebenen konnten die Epiphysenfuge der distalen Tibia und die Apophyse des Calcaneus deutlich in ihrem Verlauf dargestellt werden. In der coronalen Ebene war zusätzlich die Apophyse des lateralen Malleolus sehr gut zu beurteilen. Der Grundaufbau der Epiphysenfuge war in allen Sequenzen gut sichtbar. In protonengewichteten Sequenzen konnte der Aufbau jedoch im Detail am besten erkannt werden. Bei Pferden von einem Monat bis zu einem Alter von 2 Jahren stellte sich die Wachstumsfuge mit einem hell-intermediären, inneren Bereich dar, dem außen in distaler und proximaler Richtung ein signalloser Saum angrenzte. Die Breite der Wachstumsfuge betrug in diesem Altersabschnitt an der distalen Tibia 1,4 cm bis 0,6 cm und am Calcaneus 0,9 cm bis 0,5 cm. In abnehmender Breite konnte der Verlauf der Wachstumsfuge bei adulten Pferden bis zu einem Alter von 12 Jahren als zarter, signalloser Gewebstreifen abgegrenzt werden. Abbildung 4.21 zeigt die Morphologie der Epiphysenfuge der distalen Tibia und die Apophyse des Calcaneus bei Tieren unterschiedlichen Alters im sagittalen MRT - Bild.



1 Monat alter Hengst



1 jährige Stute



12 jährige Stute

Abb. 4.21: Wachstumsfugen von Pferden unterschiedlichen Alters, protonengewichtete Sequenzen.

4.2 Sonographische Ergebnisse

Die sonographische Untersuchung der plantaren Sprunggelenksregion erfolgte an 14 Gliedmaßen. An den Gliedmaßen mit den Nummern 3, 4 und 11 konnten auf Grund subkutaner Lufteinschlüsse keine auswertbaren Sonogramme erstellt werden. Bei den verbleibenden 11 Tieren wurden sonographische Bilder der plantaren Sprunggelenksregion erstellt, in denen die dort lokalisierten Strukturen sich unterschiedlich deutlich darstellen und abgrenzen ließen.

Oberflächliche und tiefe Beugesehne stellen sich im Sonogramm als echoreiche Strukturen dar, dabei besitzt die tiefe Beugesehne eine etwas höhere Echodichte als die oberflächliche. Die Echos sind homogen verteilt und sehr fein. Das Peritendineum umgibt die Sehnen als weniger echoreicher Saum. Dadurch sind die Beugesehnen sehr gut gegen das umliegende Gewebe abgrenzbar. Der Verlauf der Sehnenfasern in ihren Bündeln lässt sich longitudinal sehr gut nachvollziehen, während in transversalen Schnitten die Form und der Binnenaufbau der Sehnen gut beurteilbar sind. Auf Höhe der Kastanie kann die tiefe Beugesehne weniger gut dargestellt werden. Das Ligamentum plantare longum ist vom Tuber calcanei bis auf Höhe des lateralen Griffelbeinköpfchens nachvollziehbar. Das Band besitzt eine etwas geringere Echodichte und Echogenität als das Sehnengewebe. Die Einzelechos sind homogen verteilt und von geringer Größe. In der transversalen Darstellung kann dieses Band am besten auf etwa halber Höhe des Calcaneus sonographiert werden und hebt sich gut von der echoreichen Oberflächenlinie dieses Knochens ab. Nach distal geht dieses Band schmäler werdend in das umliegende Bindegewebe über. Das Unterstützungsband ist als echoreicher, dünner Streifen zwischen tiefer Beugesehne und dem Fesselträger eingelagert. Die Darstellung dieser Struktur ist ab 3 cm distal des Tarsometatarsalgelenkes möglich und in seinem proximalen Abschnitt schwer gegen die umliegenden Gewebe abgrenzbar. Durch seine schmale Ausdehnung ist das Band nicht in allen longitudinalen Schnitten erkennbar.

In seiner Ursprungsregion besitzt der Grundkörper des Fesselträgers ebenfalls eine hohe Echodichte, die der der Sehnen gleicht. Zentral stellt sich eine weniger echoreiche, in sich homogene Zone dar, die sich schlecht zum übrigen Fesselträrgewebe abgrenzen lässt. Somit erhält der Fesselträger ein in sich inhomogenes Aussehen. Die Zusammensetzung des inneren Bereichs kann in

transversalen Ebenen besser erfasst werden als in longitudinalen. Besonders in der longitudinalen Darstellung wird sichtbar, dass die Einzelechos größer sind als die des Grundgewebes, sich aber homogen in der inneren Zone verteilen. Die transversale Ebene gibt ein weniger deutliches Bild der Binnenzone wieder. Weiterhin ist in dieser Ebene die schlechte Abgrenzung des Innenbereiches zur Grundstruktur von Nachteil. Transversal verliert sich das Echo an den Rändern des Fesselträgers, wodurch die Abgrenzung zum umliegenden Gewebe erschwert wird. Longitudinal kann der Fesselträger zwischen tiefer Beugsehne und Metatarsus dargestellt und durch deren hohe Echodichten sehr gut abgegrenzt werden. Die Anheftung am Knochen ist longitudinal sehr genau nachvollziehbar. Die Form des Fesselträgers ist transversal rundlich bis queroval, was auf Grund der schlechten Abgrenzung in dieser Ebene nicht in jedem Fall deutlich wird (Abb. 4.22 und 4.23).

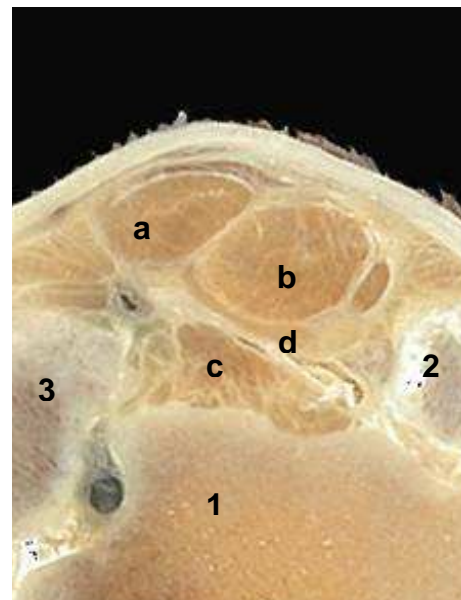
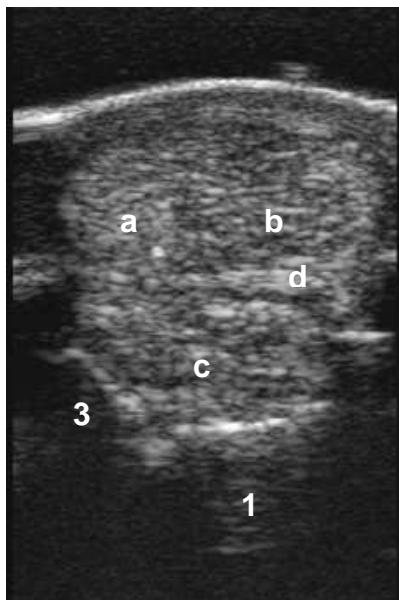


Abb. 4.22: Ultrasonogramm (links) und anatomischer Schnitt (rechts), transversal.

Legende:

a	oberflächliche Beugsehne	1	Os metatarsale III
b	tiefe Beugsehne	2	Os metatarsale II (mediales Griffel - bein)
c	M. interosseus medius	3	Os metatarsale IV (laterales Griffel - bein)
d	Lig. accessorium der tiefen Beugsehne		

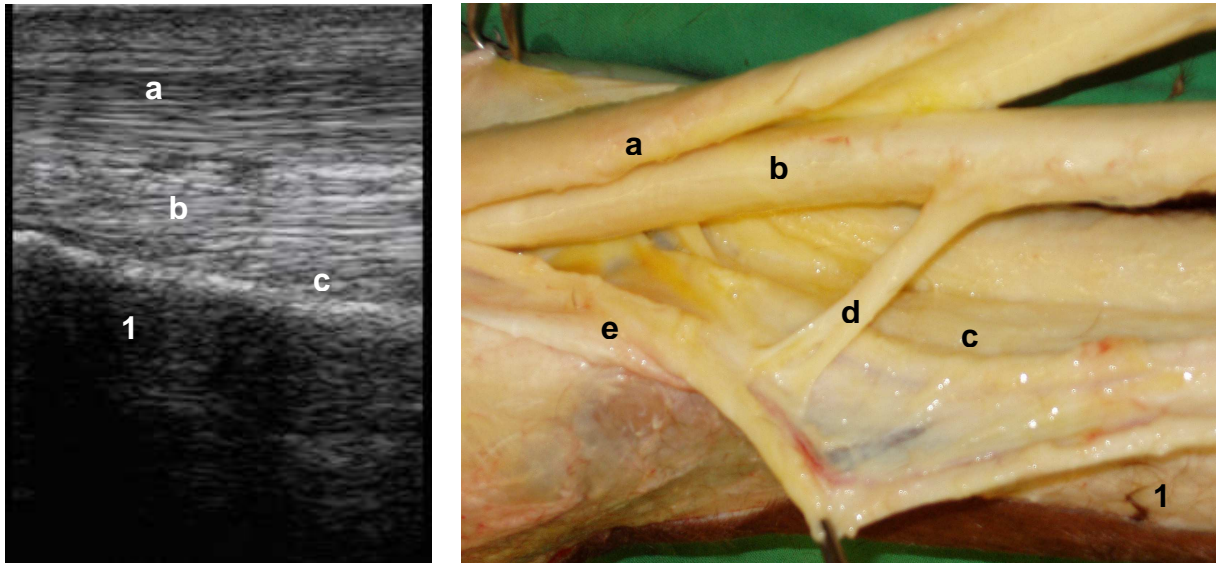


Abb. 4.23: Ultrasonogramm (links) und anatomisches Präparat (rechts), sagittal

Legende:

a	oberflächliche Beugesehne	1	Os metatarsale III
b	tiefe Beugesehne		
c	M. interosseus medius		
d	Lig. accessorium der tiefen Beugesehne		
e	Fascia plantaris		

Die Abgrenzung der Weichteilgewebe an der plantaren Sprunggelenksregion ließ große Unterschiede zwischen den einzelnen ausgewählten anatomischen Strukturen erkennen. Am häufigsten ließ sich die tiefe Beugesehne sehr gut differenzieren. In einigen Fällen war eine Abgrenzung nur schlecht möglich. Die oberflächliche Beugesehne konnte ebenfalls oft sehr gut gegen umliegendes Gewebe abgegrenzt werden. Bei vier Tieren war die Grenze nur mäßig deutlich und bei drei Tieren nur schlecht zu erkennen. Das Unterstützungsband der tiefen Beugesehne und das Ligamentum plantare longum ließen sich in ihren Randbereichen zumeist mäßig gut bis schlecht definieren. Der Fesselträger war bei sechs Pferden sehr gut und bei fünf Pferden mäßig gut abgrenzbar. Teilweise war die Grenzziehung beim Fesselträger zum umliegenden Gewebe schlecht möglich. Die Häufigkeiten der einzelnen Abgrenzbarkeiten kann Abbildung 4.24 entnommen werden.

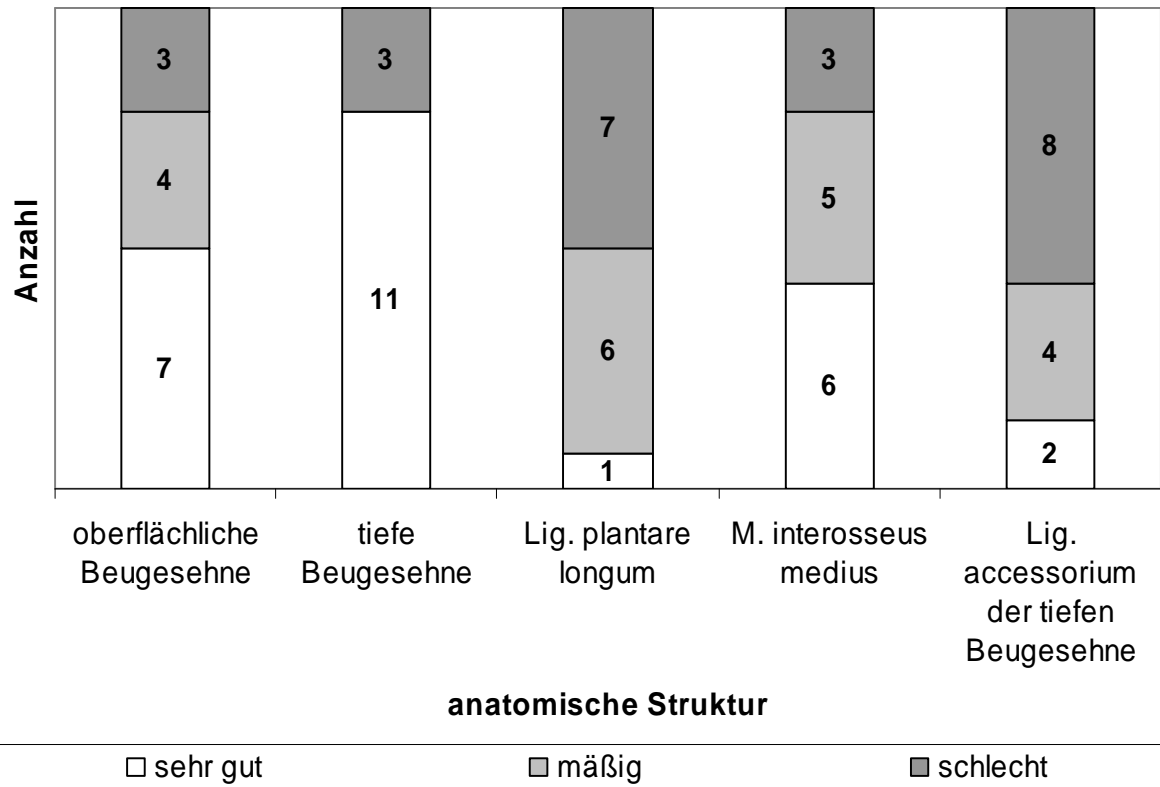


Abb. 4.24: Abgrenzbarkeit plantarer Strukturen der Sprunggelenksregion im Ultraschall.

4.3 Histologische Ergebnisse

Bei allen histologisch untersuchten Fesselträgern konnten die verschiedenen Gewebe in charakteristischer Anordnung dargestellt werden. Die Grundstruktur des Musculus interosseus bestand aus Sehngewebe, welches nach außen hin mit viel lockerem Bindegewebe umgeben war. Im Inneren des M. interosseus medius konnten Muskelfaserkomplexe nachgewiesen werden, deren Faserverlauf nicht immer dem des Sehngewebes entsprach, sondern teilweise zum Sehngewebe querverlaufende Muskelfaserzüge aufwies. Das Muskelgewebe war sehr stark mit Fettgewebe durchsetzt. In einigen Abschnitten der inneren Zone übertraf der Fettgewebsanteil, den des Muskelgewebes. Das Fettgewebe befand sich zumeist an der Kontaktfläche zwischen Sehnen- und Muskelanteil, sodass die Muskelfaserbereiche teilweise vollständig von Fettgewebe umhüllt waren. Starke Gefäße waren besonders außen im lockeren Bindegewebe und in der Nähe des Muskelgewebes zu sehen. Diese Gefäße standen in anatomischer Nähe zu einem großen Nervengeflecht. Die Nerven befanden sich ebenfalls im Bereich der Muskelfaserbündel und des Fettgewebes. Sie waren sehr stark ausgebildet und lagen in Bündeln vor. Bei keinem der histologisch untersuchten Abschnitte des Fesselträgerursprungs konnten Metaplasien nachgewiesen werden. Abbildung 2.25 zeigt verschiedene histologische Ausschnitte des Fesselträgerursprungs mit seiner typischen Gewebsanordnung.

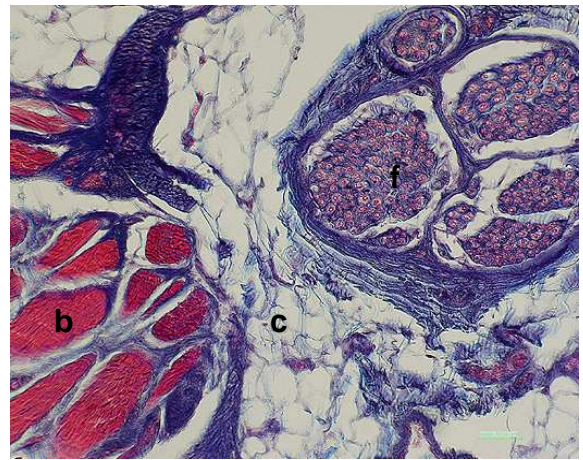
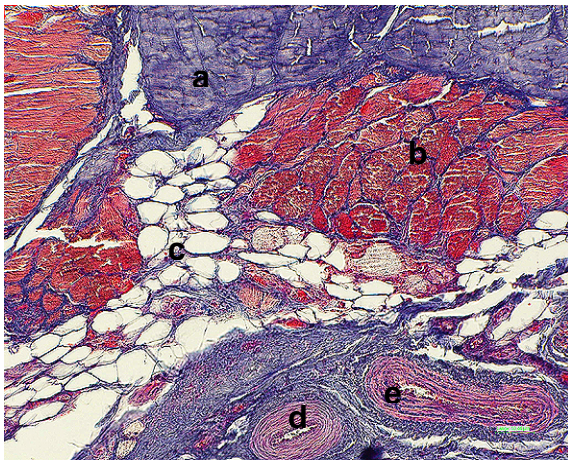
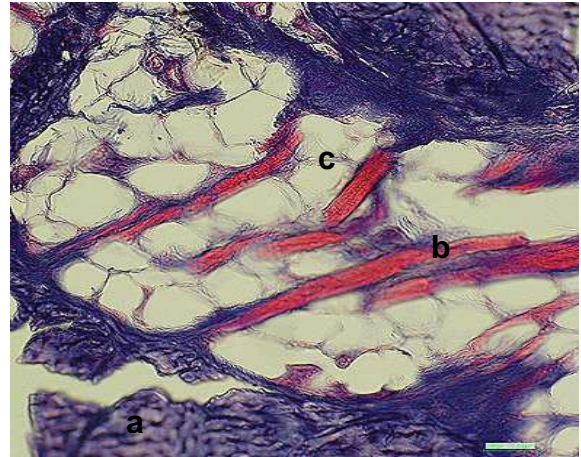
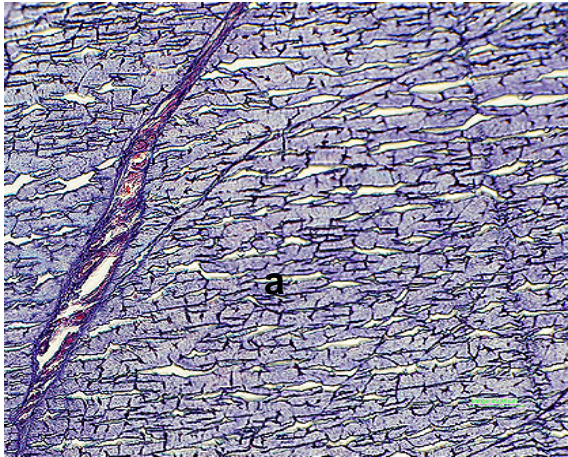


Abb. 4.25: histologische Ausschnitte des Binnenaufbaus des Fesselträgers.

Legende:

a	Sehnengewebe	d	Arterie
b	Muskelfasergewebe	e	Vene
c	Fettgewebe	f	Nervenfaserbündel

4.4 Ergebnisse Röntgenuntersuchung

Alle 27 Sprunggelenke wurden in vier Ebenen geröntgt. Keine der Gliedmaßen wies Veränderungen am plantaren Aspekt des Sprunggelenkes und des Metatarsus auf. Bei Sprunggelenk Nummer 27 konnte in der 0° und 90° Aufnahme ein circa 3 cm großes, freies Knochenfragment dorsal des lateralen Rollkamms festgestellt werden. Veränderungen, die ebenfalls der Osteochondrosis dissecans zugeordnet werden konnten, betrafen das Sprunggelenk Nummer 16. In diesem Gelenk war ein circa 2 cm großes Chipfragment medial auf Höhe der Rollkämme vorzufinden. Sprunggelenk Nummer 26 und 14 zeigten beginnende Spatveränderungen im Tarsometatarsal- und Intertarsalgelenk im Sinne einer Ankylosierung dieser Gelenksetagen. Bei dem Gelenk Nummer 25 waren kleine, aufgehellte Bereiche im Os tarsi centrale und bei dem Gelenk Nummer 17 am distalen, lateralen Rollkamm zu erkennen.

5 Diskussion

Schädigungen der Weichteilstrukturen der plantaren Sprunggelenksregion können als alleinige Ursache oder in Kombination den Grund für Lahmheiten darstellen (DIK u. MERKENS 1987, DIK u. LEITCH 1995, DYSON et al. 1995, ELIASHAR et al. 2005, ZUBROD et al. 2004a). Es bedarf einer genauen Diagnostik, die Lokalisation und den Grad der Schädigung zu benennen (DYSON 1991, LISCHER et al. 2006). Sowohl die Sonographie als auch die Magnetresonanztomographie sind Verfahren, mit denen besonders gut Weichteilstrukturen untersucht werden können (BISCHOFBERGER et al. 2006, CRASS et al. 1992, DENOIX 1994, RAND et al. 1999, TUCKER u. SANDE 2001, WERBY 2004).

Diese Arbeit hatte sich zum Ziel gesetzt, durch magnetresonanztomographische Untersuchungen an 27 Hintergliedmaßen von 22 Warmblutpferden die Weichteilstrukturen der plantaren Sprunggelenksregion in fünf verschiedenen Sequenzen darzustellen. Des Weiteren sollte die typische Binnenstruktur des Musculus interosseus medius mit Hilfe der Magnetresonanztomographie alterskorrelierend untersucht werden.

5.1 Methode

Das in der vorliegenden Arbeit verwendete Tiermaterial bestand aus 22 Warmblutpferden unterschiedlichen Alters. Die Rasse des Deutschen Warmblutpferdes ist weit verbreitet und die Tiere werden sowohl im Turnier- als auch im Freizeitsport genutzt. GANSER (1999) konnte nachweisen, dass der Fesselträger nach der oberflächlichen Beugesehne bei Warmblutpferden am zweithäufigsten von Schädigungen betroffen ist, die sonographisch darstellbar sind. Untersuchungen zur genetischen Disposition von Muskelfaseranteilen im Fesselträgergewebe sind ebenfalls an Warmblutpferden durchgeführt worden (DYSON et al. 1995, SCHWARZKOPF 2000). Morphometrische Untersuchungen des Fesselträgers bei Warmblutpferden wurden an der Hintergliedmaße noch nicht durchgeführt. Die Altersverteilung von einem Monat bis zu 25 Jahren stellt eine große Breite an unterschiedlichen Wachstums- und Entwicklungsstadien dar, um alterskorrelierende, morphometrische Untersuchungen am Fesselträgerursprung durchführen zu können. Die Magnetresonanztomographie als bildgebendes Verfahren ist bisher noch nicht für derartige Vermessungen genutzt worden.

Grundlage für die anatomische Untersuchung des plantaren Aspekts der Sprunggelenksregion im MRT bildeten zwei deskriptive Arbeiten (BLAIK et al. 2000, LATORRE et al. 2006). BLAIK et al. (2000) nutzten für ihre Studie sechs Hintergliedmaßen an zwei Vollblutpferden und einem Tennessee Walking Horse, sowie einen 0,064 Tesla starken Magneten. LATORRE et al. (2006) führten ihre Studie an vier adulten Spanischen Reitpferden mit einem 1,5 Tesla Magneten durch. Beide Studien erfolgten an Kadavern. Die Verwendung von Kadavergliedmaßen in Grundlagenstudien zeigte, bei Beachtung des fehlenden Blutflusses, keine Unterschiede zu Studien an lebenden Tieren (BLAIK et al. 2000, LATORRE et al. 2006, MURRAY et al. 2006b, PARK et al. 1987, WIDMER et al. 1999). Im Vergleich zur Sonographie und Histologie erschienen nur wenige MRT – Studien. An einem Fallbeispiel beschrieben CRASS et al. (1992) die Darstellung einer frühen Entzündungsform an einem Fesselträgerschenkel. Einzig BISCHOFBERGER et al. (2006) veröffentlichten bisher eine umfangreichere, vergleichende Untersuchung zur Darstellung des Fesselträgers im MRT. An sechs adulten Warmblutpferden wurden sowohl an der Vorder- als auch an der Hintergliedmaße Fesselträger magnetresonanztomographisch, sonographisch und histologisch dargestellt. Dabei kam ein 0,3 Tesla starkes Gerät zur Anwendung. Eine vergleichende Arbeit über den plantaren Aspekt des Sprunggelenks unter besonderer Berücksichtigung des Fesselträgerursprungs mit Tieren verschiedener Altersklassen ist bisher noch nicht erschienen.

Für die Sonographie des Fesselträgerursprungs wurde ein 7,5 MHz Schallkopf verwendet, der auch von anderen Autoren als geeignet für diese Art der Untersuchung eingestuft wird (BINDEUS 1996, CRASS et al. 1992, DENOIX u. FARRÉS 1995, DYSON 1991, DYSON 1994, DYSON et al. 1995, GENOVESE et al. 1986b). SCHWARZKOPF (2000) überprüfte in ihrer Arbeit die Verwendung eines 10 MHz Schallkopfes, konnte aber im proximalen Fesselträgerabschnitt keine Vorteile im Informationsgewinn feststellen. Dass die Vorbereitung der Gliedmaße vor der Ultraschalluntersuchung von enormer Wichtigkeit für die Qualität der Bilder ist, bestätigen alle genannten Autoren. In der vorliegenden Arbeit wurden die Gliedmaßen geschoren, mit Alkohol entfettet und gereinigt. Anschließend wurde Ultraschallgel einmassiert. Dieses Vorgehen lieferte qualitativ gute Bilder. Die Verwendung von Kadaverbeinen wurde von DENOIX et al. (1990) als kritisch erachtet, während SPAULDING (1984) mit Ausnahme vom sonographischen

Erscheinungsbild der Gefäße keine Unterschiede feststellen konnte. Durch den Versuchsaufbau dieser Arbeit war es nicht möglich, die Gliedmaßen am lebenden Tier zu sonographieren. Da die Hinterbeine vor der Ultraschalluntersuchung abgesetzt wurden, konnte die Sonographie nicht an der gewichtstragenden Gliedmaße durchgeführt werden. NICOLL et al. (1993) stellten in ihrer vergleichenden Untersuchung an Beugesehnen und Bändern des Metakarpus keine Unterschiede in transversaler und longitudinaler Schallrichtung zwischen belasteter und nicht belasteter Gliedmaße fest. RUOHONIEMI u. PUUPPONEN (2005) sahen sogar Vorteile, die schwebende Gliedmaße zu sonographieren, da die Kontaktfläche des Schallkopfes durch die geringere Sehnenspannung vergrößert wird. Die Verwendung einer Vorlaufstrecke wird von den Autoren unterschiedlich diskutiert. DYSON et al. (1995) und SCHWARZKOPF (2000) empfehlen für tiefer gelegene Strukturen wie den Körper des Fesselträgers eine Untersuchung ohne Vorlaufstrecke, während DENOIX u. FARRES (1995) es vorziehen, mit Vorlaufstrecke zu arbeiten. Die Verwendung einer Vorlaufstrecke bietet neben der genaueren Fokussierung auch einen besseren Kontakt des Schallkopfes zur Hautoberfläche. In der in dieser Arbeit untersuchten Region befanden sich die Weichteilstrukturen und insbesondere der Fesselträgerursprung in kurzer Entfernung unter der Haut, sodass zu einer Verwendung der Vorlaufstrecke geraten werden kann. In transversalen Schallrichtungen empfiehlt es sich teilweise, die Vorlaufstrecke zu drehen und mit beiden Schenkeln den relativ spitzen, plantaren Teil des Tarsus zu umfassen. Zur Festsetzung eines Referenzpunktes wurde das Tarsometatarsalgelenk mit einer Kanüle punktiert und fixiert. Die Bilddokumentation mit einem Schwarzweißdrucker erfolgte schnell und ist zweckmäßig. Die digitale Speicherung mit dem Standbildrekorder lieferte qualitativ bessere Bilder. Die Archivierung erfolgte ohne Qualitätsverlust.

Histologische Untersuchungen am Fesselträger wurden bisher nur vereinzelt veröffentlicht (CRASS et al. 1992, BINDEUS 1996, SCHWARZKOPF 2000, BISCHOFBERGER et al. 2006.). Die Arbeiten unterschieden sich nur gering in der Methode der histologischen Aufarbeitung. Zwei Studien zogen für vergleichende Untersuchungen histologische Übersichtspräparate in größerer Schichtdicke heran (BISCHOFBERGER et al. 2006, LISCHER et al. 2006). MURRAY et al. (2006a) empfahlen vor der Fixierung in 10%igen Formalin ein Erweichen der Sehnen und Bänder in einem Phenol - Alkohol - Gemisch. In der vorliegenden Arbeit wurde das

Fesselträgergewebe in 7%igen Formalin über maximal vier Wochen fixiert. Es ist anzuraten, die Fixierzeit nicht länger zu wählen, da das Gewebe durch den Wasserentzug sehr hart wird und sich verzieht. Ein korrektes Einbetten wird dadurch erschwert. Die gewählte Schnittdicke von 5 µm ermöglichte eine gute Schnitttechnik und das Erstellen auswertbarer Bilder. Die in dieser Arbeit angefertigten histologischen Bilder zeigten teilweise Risserscheinungen, sodass eine vorherige Erweichung des Gewebes anzuraten ist. Die Größe des Fesselträgerquerschnitts führte bei einigen Präparaten zu Problemen beim Schneiden. Die Härteunterschiede zwischen dem Paraffinblock und dem fixierten Gewebe könnten unter Verwendung von Kunststoffeinbettungen ausgeglichen werden. Um erste Informationen über Qualität und Gewebsanordnung der Präparate zu erlangen, wurde als Übersichtsfärbung die HE - Färbung (Hämatoxylin / Eosin) verwendet. Diese Färbung wurde auch von anderen Autoren genutzt (BINDEUS 1996, BISCHOFBERGER et al. 2006, CRASS et al. 1992, LISCHER et al. 2006, MURRAY et al. 2006a, SCHWARZKOPF 2000). Als Spezialfärbungen zur kontrastreichen Gewebedarstellung kamen, je nach Fragestellung der Autoren, die Färbung nach GIEMSA (BISCHOFBERGER et al. 2006), in Toluidin-Blau (LISCHER et al. 2006), nach VAN GIESON (MURRAY et al. 2006a, SCHWARZKOPF 2000, WILSON et al. 1991) und Martius scarlet blue (MURRAY et al. 2006a) zur Anwendung. Zur Unterscheidung von Muskel- und Sehngewebe eignet sich neben der Färbung nach VAN GIESON (SCHWARZKOPF 2000) auch die in der vorliegenden Arbeit verwendete Trichrom - Färbung mit Gallocyanin, Chromotrop 2R und Anilinblau. Die GRA - Färbung erreichte einen günstigen Farbkontrast, da sich Muskelgewebe deutlich rot und Sehngewebe klar blau einfärbte.

5.2 Ergebnisse

5.2.1 MRT

Die magnetresonanztomographische Untersuchung wurde an 27 Sprunggelenken in drei Schnittebenen in fünf unterschiedlichen Sequenzen durchgeführt. Grundsätzlich war es möglich, alle Weichteilstrukturen am plantaren Sprunggelenksbereich mit Hilfe der MR – Technik darzustellen. Unterschiede konnten abhängig von Sequenz und Schnittebenenverlauf bezüglich Definition und Abgrenzbarkeit der einzelnen Gewebe festgestellt werden. Die sagittalen und transversalen Ebenen wurden auch von BLAIK et al. (2000) und LATORRE et al. (2006) als geeignet beschrieben, das

Sprunggelenk zu untersuchen. BLAIK et al. (2000) stufen die coronale Ebene als weniger aussagekräftig für die Diagnostik der plantaren Sprunggelenksregion ein, was in der vorliegenden Studie bestätigt werden konnte. Die Gewebe wiesen jeweils charakteristische Signalverhalten in den unterschiedlichen Sequenzen auf, sodass je nach klinischer Fragestellung geeignete Sequenzen gewählt werden können.

T1 – spinecho gewichtete Sequenzen gaben, durch ihre gute Verteilung der Graustufen und unterschiedlichen Signalverhaltens angrenzender Gewebe, einen guten anatomischen Überblick. Durch die sich überwiegend in Grautönen darstellenden Flüssigkeiten, war diese Sequenz hinsichtlich der Abgrenzbarkeit von synovialen Strukturen weniger gut geeignet. Dieser Sachverhalt entsprach auch den Auffassungen anderer Autoren (CRASS et al. 1992, BINDEUS 1996, BLAIK et al. 2000, LATORRE et al. 2006, WHITTON et al. 1998, WERBY 2004).

Die für T2 - spinecho gewichtete Sequenzen charakteristische hohe Signalintensität von synovialen Strukturen, ermöglichte in der vorliegenden Untersuchung eine sehr gute Beurteilung der Tarsalsehnenscheide in deren Verlauf und Füllungsgrad (BLAIK et al. 2000, BISCHOFBERGER et al. 2006, LATORRE et al. 2006, ZUBROD et al. 2004). In einigen Fällen konnte mit Hilfe dieser Sequenz die schmale Bursa calcanea subtendinea dargestellt werden. Dies bestätigt die Annahme, dass es sich hierbei um einen fakultativ vorzufindenden Schleimbeutel handelt (NICKEL et al. 2003, SACK u. FERRAGLIO 1978).

CRASS al. (1992) waren der Meinung, dass bei der Diagnostik von Sehnenpathologien die T2 - spinecho Sequenz der T1 - Wichtung vorzuziehen ist. Das geringe Signal gesunden Sehnengewebes bot einen besseren Kontrast zu entzündlichen Pathologien, weiterhin sprachen die kürzeren Untersuchungszeiten für T2 – spinecho Sequenzen. Der hervorragende Flüssigkeitskontrast dieser Sequenz konnte in dieser Arbeit bestätigt werden, dieser liefert das Potential, frühe Entzündungen, die mit Wasseransammlung im Gewebe einhergehen zu erkennen (HOSTEN et al. 2004, LISSNER u. SEIDERER 1990). Übereinstimmend mit SCHWARZKOPF (2000) wurde festgestellt, dass sich T2 - spinecho Sequenzen, durch den geringen Weichteilkontrast zwischen Sehnen und Bändern, schlecht zur Abgrenzung der Beugesehnen, des Fesselträgers und des Lig. plantare longum eignen.

Gradientenechos werden zunehmend in anatomischen Studien eingesetzt (BISCHOFBERGER et al. 2000, BINDEUS 1996, BRANCH et al. 2005, MURRAY et

al. 2004, MURRAY et al. 2006a, WHITTON et al. 1998). Diese Sequenzen zeichneten sich durch ihren sehr guten Weichteilkontrast aus. Unterschiede zwischen diesen beiden Sequenzen ließen sich in der Darstellung des Bindegewebes und der Gelenksflüssigkeit erkennen.

T1 – gradientenecho Sequenzen wiesen eine größere Breite an Signalintensitäten des Bindegewebes auf, dadurch scheint diese Sequenz geeigneter für die Weichteildiagnostik zu sein. T2 – gradientecho Sequenzen stellten die Flüssigkeiten der Gelenkhöhle und Sehnenscheide in allen Fällen als weiße, sehr gut abgrenzbare Strukturen heraus. Die Gradientenechos stellten die Weichteilstrukturen detailgetreu dar. Zusätzlich konnten die Knochenstrukturen sehr gut differenziert werden. Durch die Qualität der Bilder und den Vorteil der kürzeren Untersuchungszeiten sollten diese Sequenzen Einsatz in der Weichteildiagnostik der plantaren Sprunggelenksregion finden.

Die protonengewichtete Sequenz wurde als sehr kontrastreiche Sequenz beschrieben, die sehr geeignet sei, Weichteilstrukturen besser als T1 - spinecho Sequenzen zu differenzieren (KLEITER 1996, LATORRE et al. 2006, SCHWARZKOPF 2000, WERBY 2004, ZUBROD et al. 2004a). LATORRE et al. (2006) sahen in der Verwendung protonengewichteter Sequenzen die Möglichkeit, eventuelle Pathologien frühzeitig zu erkennen. In der vorliegenden Arbeit konnte der sehr gute Weichteilkontrast in vollem Umfang bestätigt werden. Die protonengewichtete Sequenz erlaubte durch die Darstellung der Weichteilstrukturen in einer großen Breite an Grautönen eine sehr gute Differenzierung der verschiedenen Gewebearten. Der Fesselträger ließ sich in protonengewichteten Sequenzen signifikant am besten abgrenzen.

Die Verwendung von fettunterdrückten Sequenzen (STIR) wurden hauptsächlich in Studien über die Darstellung von knöchernen Strukturen und Knochenpathologien verwendet (BISCHOFBERGER et al. 2006, MURRAY et al. 2006b, ZUBROD et al. 2004b). Da sich der Untersuchungsschwerpunkt der vorliegenden Arbeit auf die Darstellung und Interpretation von Weichteilgeweben bezog, bestand zunächst keine Notwendigkeit für die Verwendung dieser Sequenz.

Die Abgrenzbarkeit von Weichteilstrukturen beruht auf der Größe des Signalunterschiedes zum angrenzenden Gewebe und der Homogenität des Gewebesignals (ROTH 1984). Dies ist von klinischem Interesse, da die Zuordnung

anatomischer Strukturen grundlegend für die MRT – Bildinterpretation ist und pathologische Prozesse an Grenzbereichen den jeweiligen Geweben zugeordnet werden müssen. Die Abgrenzbarkeit und Detailerkennbarkeit der einzelnen Strukturen unterschieden sich abhängig von der Ebene in der diese betrachtet wurden. In Sagittalschnitten konnten der Verlauf der Beugesehnen sehr gut nachvollzogen werden. Die sich schwarz darstellenden Sehnen waren am besten abzugrenzen, wenn sie von signalreichem Bindegewebe oder Sehnenscheiden umgeben waren. Das sich signallos darstellende Unterstützungsband der tiefen Beugesehne und der Fesselträger, die parallel zu den Beugesehnen verlaufen, waren auf Grund der Signalgleichheit zur angrenzenden Knochenkortikalis und zu den Beugesehnen nur sehr schwer abgrenzbar. Im Gegensatz dazu, sahen BINDEUS (1996) und SCHWARZKOPF (2000) das Unterstützungsband an der Vordergliedmaße als signalreichere Struktur. Auf Grund des geringen Ausmaßes des Unterstützungsbandes an der Hintergliedmaße (DYCE et al. 1991, DYSON 2003b, ELIASHAR et al. 2005, NICKEL et al. 2003) war diese Struktur nicht in allen Fällen sichtbar. Es besteht die Annahme, dass dieses Band nicht bei allen Tieren an der Hintergliedmaße ausgebildet ist (DYCE et al. 1991). Um ein Auffinden in der sagittalen Ebene zu erleichtern und das Band zu beurteilen, ist es anzuraten, die transversale Schnittebene zu nutzen. Das Ligamentum plantare longum konnte in dessen distalen Abschnitt nicht klar von der ebenfalls signallos erscheinenden Knochenkortikalis abgegrenzt werden. Im Sagittalschnitt halfen zarte, parallel angeordnete Linien in dunkleren Grautönen bei der Definition dieses Bandes. Diese, schwach zu erkennenden Einlagerungen lassen auf Grund des Signalunterschieds auf ein Netz von Bindegewebssträngen schließen. Die netzartigen Einlagerungen waren in transversalen Ebenen gut zu sehen. Hinweise auf einen derartigen Grundaufbau des Bandes konnten in der Literatur nicht gefunden werden. Muskeln waren stets sehr gut abgrenzbar. Das protonenreichere Muskelgewebe wies in allen Sequenzen eine größere Signalintensität als Band- und Sehnengewebe auf, dies deckt sich mit den Ergebnissen von WERBY (2004). In den Bereichen, in denen das Muskelgewebe hohe Signalintensitäten, ähnlich der Synovia annahm, kam es wahrscheinlich durch angeschnittene Sehnenscheiden, zu einem zusammengesetzten Signal (Teilvolumenartefakt). Von klinischem Interesse sollten die Breite der Kortikalis sowie deren Oberfläche an der Plantarseite sein, wofür die transversale Schnittebene besonders geeignet erscheint. BRANCH et al. (2005)

vermaßen die Kortikalis ausgewählter Sprunggelenksknochen, um Hinweise auf frühzeitige Umbauvorgänge zu erlangen. In Sagittalschnitten war die Kortikalis zwar auch sehr gut gegen den spongiösen Knochen abgrenzbar, an der Plantarseite liegen jedoch Sehnen und der Fesselträger der Knochenoberfläche teilweise direkt an oder überlagerten die Knochenoberfläche. Somit verhinderten diese Strukturen durch die Signalgleichheit eine exakte Grenzziehung. Nach BISCHOFBERGER et al. (2006) waren die Faszien der Sprunggelenksregion im MRT nicht darstellbar, was den Ergebnissen der vorliegenden Studie entspricht. Klinischer Hintergrund für diese Fragestellung sind neuere Untersuchungen, bei denen die Fasziotomie als Erfolg versprechende Therapie bei chronischen Fesselträgererkrankungen geprüft wurde (HEWES u. WHITE 2006, JACKSON et al. 2005). Grundsätzlich konnten alle vorgegebenen plantaren Strukturen mit Hilfe von sagittalen und transversalen Schnittebenen abgegrenzt werden. Coronale Ebenen waren nur sehr ungenügend geeignet, da diese Ebenen die Sehnen der Plantarseite anschneiden oder direkt deren Verlauf folgen. Durch Überlagerungen und Angrenzungen von Geweben gleichen Signalverhalten konnte nicht immer eine klare Abgrenzung erfolgen. Die Wahl des Schnittlinienverlaufs sollte an die anatomische Lage und den Verlauf des in Frage stehenden Gewebes angepasst werden.

Die Magnetresonanztomographie eignet sich durch die detaillierte Gewebsdarstellung auch für die Beurteilung von Gelenkknorpel (ANASTASIOU et al. 2003, MURRAY et al. 2005), der besonders gut im Sprunggelenk an den Rollkämmen des Talus abgegrenzt werden konnte (LATORRE et al. 2006). Eine weitere, Knorpelzellen enthaltende Struktur, ist die Wachstumsfuge, welche durch ihre Signalgleichheit zu anderen knorpelhaltigen Geweben auf die gleiche Art des Gewebes schließen lässt. Bei Fohlen war der hell-intermediäre, innere Bereich in distaler und proximaler Richtung von einem sehr schmalen signallosen Saum abgegrenzt. Dieser Randsaum wurde mit zunehmendem Alter der Tiere breiter und verdrängte das innen liegende Knorpelgewebe. Bei Tieren höheren Alters war der Wachstumsfugenverlauf durch einen zarten signallosen Gewebstreifen gut von der sich in Grautönen darstellenden Knochenspongiosa abgrenzbar. Obwohl röntgenologisch die Wachstumsfuge am Calcaneus in einem Alter von 16 bis 24 Monaten (BUTLER et al. 1993) bzw. von 22 bis 36 Monaten (MORGAN et al. 1991) geschlossen ist und sich die der distalen Tibia in einem Alter von 18 bis 24 Monaten

(BUTLER et al. 1993) nicht mehr darstellen lässt, konnte der Verlauf der Epiphysen – und Apophysenfuge bis zu einem Alter von 12 Jahren als dünner, signalloser Streifen nachvollzogen werden. Der laterale Malleolus schließt sich mit 3 Monaten (BUTLER et al. 1993) bzw. 3 bis 8 Monaten (MORGAN et al. 1991) der distalen Tibia an. Die Magnetresonanztomographie scheint auch für die Interpretation von Wachstumsfugen beim Pferd ein sensibles Verfahren zu sein. Für genaue Aussagen sollten weitere vergleichende Untersuchungen vorgenommen werden.

5.2.2 Fesselträger - Morphometrie

Bei 26 von 27 untersuchten Pferdebeinen konnte der Fesselträger mit Hilfe des MRT morphometrisch vermessen werden. Bei Sprunggelenk Nr. 1 wurde der Transversalschnitt nicht distal genug gelegt, somit konnte die typische Binnenstruktur nicht dargestellt werden. Um die verschiedenen Gewebsanteile klar abgrenzen zu können, eignet sich die in dieser Studie genutzte Transversalebene 3 cm distal des Tarsometatarsalgelenkes, sehr gut. SCHWARZKOPF (2000) untersuchte Fesselträger 2 cm distal des Ursprungs, wobei die Ursprungsregion nicht näher definiert wurde. Es ist jedoch davon auszugehen, dass es sich um annähernd die gleiche Region des Fesselträgers handelt. In der Literatur gibt es unterschiedliche Meinungen über die Abhängigkeit der Muskelgewebsanteile im Inneren des Fesselträgers (CALLEGARI 1968, DYCE et al. 1991, NICKEL et al. 2003, ROONEY 1973, SCHWARZKOPF 2000, SISSON 1975, WILSON et al. 1991). In der vorliegenden morphometrischen Vermessung konnte keine statistische Korrelation des Auftretens von eingelagerten, signalreichen Gewebsanteilen mit dem Alter nachgewiesen werden. Der Muskelgewebsanteil betrug im Minimum 18%, dieser Wert wurde sowohl bei einer 1jährigen Stute als auch bei einer 10jährigen Stute gemessen. Der höchste Anteil an Muskelgewebe mit 58% konnte bei einem 1jährigen Pferd ermittelt werden. In diesem Fall übertraf der Muskelanteil sogar den des Sehngewebes. Durch die festgestellte große Schwankungsbreite wird von einer individuellen Einlagerung von Muskelfasern im Fesselträgerursprung ausgegangen. Das Alter hat demzufolge keinen Einfluss auf die Menge des eingelagerten Gewebes. Der Muskelfasergehalt lag im Median bei 30% des Gesamtquerschnitts. SCHWARZKOPF (2000) konnte bei ihren Untersuchungen an der Vordergliedmaße einen Muskelanteil von 0,3% bis 40% ermitteln, der mit

zunehmenden Alter und Gewicht signifikant geringer wurde. DYSON et al. (1995) wiesen einen Muskelfasergehalt im Fesselträgerkörper bei Vollblutpferden von 2,1% bis 11% nach. Einen Muskelanteil von 30 – 40% des Sehnenquerschnitts beschrieb OBERBECK (1992) bei Warmblutpferden. An der Hintergliedmaße wurden morphometrische Vermessungen bisher nur von WILSON et al. (1991) an Trabern und Vollblutpferden durchgeführt. Dabei konnte bei Trabern an der Hintergliedmaße ein signifikant höherer Anteil an Muskelgewebe nachgewiesen werden als an der Vordergliedmaße. Bei einem Vergleich von trainierten zu untrainierten Tieren, konnte bei Pferden, die im Training standen, ein geringerer Muskelanteil festgestellt werden. Da es sich bei den in der vorliegenden Arbeit verwendeten Pferden um Tiere verschiedener Altersklassen und Trainingszustände handelte, kann diesbezüglich keine Aussage getroffen werden. Mögliche Rückschlüsse auf geschlechtsspezifische Korrelationen konnten nicht gezogen werden, da es sich um eine inhomogene Gruppe von 14 Stuten, 2 Hengsten und 6 Wallachen handelte. Für derartige Untersuchungen sollte die Gruppe unter anderen Grundsätzen ausgewählt werden.

5.2.3 Sonographie

11 von 14 Hintergliedmaßen konnten sonographisch beurteilt werden. An 3 Gliedmaßen verhinderten subkutane Lufteinschlüsse das Erstellen qualitativ auswertbarer Bilder. Das Eindringen der Luft entstand höchstwahrscheinlich durch die Manipulationen während des Absetzens und Abklebens des Gliedmaßenstumpfes. Eine Ausbreitung der Luft in den Unterhautschichten wurde durch das Umlagern der Gliedmaße im MRT und zur Positionierung für die Sonographie gefördert. Die Artefakte äußerten sich als echofreie Bereiche direkt unter der Haut, die eine Schallauslöschung tiefer gelegener Strukturen zur Folge hatte (PARK et al. 1981). Übereinstimmend mit DENOIX et al. (1990) kann davon ausgegangen werden, dass die Sonographie an Kadaverbeinen durch die Zunahme an Artefakten erschwert worden ist. Durch die Versuchsanordnung war es jedoch nicht möglich die Ultraschalluntersuchung an lebenden Tieren durchzuführen. Bei den Gliedmaßen, bei denen artefaktfrei Bilder erstellt werden konnten, entsprachen die Echogenitäten der Weichteilstrukturen weitgehend jenen, die in Vorarbeiten an lebenden Tieren untersucht worden waren (BISCHOFBERGER et al. 2006,

DENOIX u. FARRES 1995, EDINGER 2003, SCHWARZKOPF 2000, WHITCOMB 2004). Unterschiede fielen bei der Abgrenzbarkeit der einzelnen Strukturen auf. Beide Beugesehnen waren die am deutlichsten abgrenzbaren Strukturen. Dies ist auf den die hohe Echogenität der Kollagenfasern, deren engen homogenen Verband und den gut erkennbaren Echounterschied zum umgebenden Peritendineum zurückzuführen. Das Ligamentum plantare longum und das Unterstützungsband der tiefen Beugesehne waren zum großen Teil mäßig bis schlecht abzugrenzen. Das Unterstützungsband besitzt an der Hintergliedmaße geringere Ausmaße (DYSON 2003b, ELIASHAR et al. 2005, NICKEL et al. 2003). DENOIX u. FARRES (1995) und DYCE et al. (1991) gingen davon aus, dass diese Struktur nicht bei allen Pferden an der Hintergliedmaße ausgebildet ist. Über die Sonographie des Fesselträgers sind verschiedene Arbeiten erschienen (BINDEUS 1996, DENOIX et al. 1992, DENOIX u. FARRES 1995, DYSON 1991, DYSON 2003a, DYSON et al. 1995, SCHWARZKOPF 2000, WHITCOMB 2004). Die Fesselträgerursprungsregion an der Hintergliedmaße wurde nur in wenigen Studien veröffentlicht. (DYSON 1994, BISCHOFBERGER et al. 2006). Die Abgrenzung des Fesselträgers war in der vorliegenden Arbeit im Transversalschnitt nicht in allen Fällen eindeutig möglich, teilweise verhinderten Wiederholungsechos am Rand der Fokuszone die Beurteilung des Fesselträgers im Ganzen. Das sonographische Bild war sehr inhomogen. Die Grenzziehung zwischen der weniger echoreichen, zentralen Zone und dem umliegenden Fesselträgergewebe konnte nur sehr ungenau erfolgen. Auf eine kritische Beurteilung der Ultraschallbefunde wird von einigen Autoren immer wieder hingewiesen (BISCHOFBERGER et al. 2006, DENOIX 1994, DYSON 1991, DYSON 2003a, LISCHER et al. 2006). Häufig werden die inhomogenen Bereiche falsch positiv als Läsionen angesehen (DYSON 2003a). Anechogene Bereiche zwischen Fesselträger und Metatarsus stellten in den Arbeiten von SCHWARZKOPF (2000) und DENOIX et al. (1992) lockeres Bindegewebe dar. DYSON (1991) hingegen fand bei 6% von 144 Pferden zufällig ein hypoechoisches Areal in der proximalen Fesselträgerregion. Im inhomogenen Binnenbereich konnten Muskelfasern, Fett, Bindegewebe und Gefäße nachgewiesen werden (DENOIX et al. 1992, DYSON et al. 1995, BINDEUS 1996, SCHWARZKOPF 2000). Nach BIERSTEDT u. HERTSCH (1991) war es in 15% der Fälle nicht möglich kleine Verkalkungsherde im Ultraschall nachzuweisen. SCHWARZKOPF (2000) wiesen bei „unruhigen“ Ultraschallbildern chondroide Metaplasien nach. In den in dieser Arbeit untersuchten

Fesselträgerabschnitten konnten keine Hinweise auf sonographisch feststellbare Läsionen gefunden werden. Grundsätzlich eigneten sich transversale Schallebenen für die Beurteilung der Binnenstruktur und Abgrenzung der Weichteilgewebe besser als longitudinale Ebenen. Longitudinale Ebenen sollten jedoch immer zur Befunderhebung bei allen an der Plantarseite des Sprunggelenks befindlichen Weichteilstrukturen herangezogen werden. Diese Schnittebene ermöglichte ein sehr gutes Erkennen und Nachvollziehen der Faserstrukturen von Sehnen und Bändern (DENOIX u. FARRES 1995, DYSON 1994). Die Anheftungszone des Fesselträgers am Os metatarsale III war in dieser Ebene sehr gut darstellbar. Eine mögliche Verbesserung des Auflösungsvermögens in der Fesselträgerregion könnte zur Klärung ungenauer Befunde beitragen. Da sich das Auflösungsvermögen umgekehrt proportional zur Eindringtiefe verhält, ist der Einsatz und Verwendungsmöglichkeit eines Schallkopfes mit höherer Hertz - Frequenz limitiert. Dies betrifft besonders Pferde mit dicken Hautschichten (SCHWARZKOPF 2000).

5.2.4 Histologie

Histologische Untersuchungen des Fesselträgergewebes wurden von einigen Autoren durchgeführt, um die im Fesselträger enthaltenen Gewebe qualitativ untersuchen zu können (CRASS et al. 1992, BINDEUS 1996, BISCHOFBERGER et al. 2006, OBERBECK 1992, SCHWARZKOPF 2000). Einzig SCHWARZKOPF (2000) nutzte die Histologie zur planimetrischen Vermessung der Sehnen- und Muskelgewebe. Dabei konnte sie einen signifikant geringeren Anteil von Muskelgewebe bei älteren Tieren feststellen. Die in der vorliegenden Studie durchgeführten histologischen Untersuchungen sollten die im Fesselträgerursprung auftretenden Gewebearten definieren und in ihrem Vorkommen subjektiv beurteilen. Die GRA – Färbung mit den Farbstoffen Gallocyanin, Chromotrop 2R und Anilinblau hatte sich als geeignet erwiesen, das Muskelgewebe farblich sehr gut vom Sehngewebe zu differenzieren. Der Kontrast von blauen, kollagenen Fasern zu sich rot darstellenden Muskelfasern ist deutlicher als in den Färbungen nach VAN GIESON und GIEMSA. In den Präparaten waren neben Sehngewebe große Gewebsverbände von quergestreiften Muskelzellen vorzufinden. Die Muskelfasern wiesen in den Transversalschnitten neben Quer- auch Schräganschnitte auf. Somit kann die These aufgestellt werden, dass sich die Muskelfasern nicht immer in

paralleler Position zu den Sehnenbündeln befinden. BINDEUS (1996) zeigte am Beispiel des Fesselträgerkörpers, dass sich die Muskelfaserbündel im 45°Winkel zur Ausrichtung des Sehngewebes befinden. In allen untersuchten Präparaten konnten unterschiedlich große Fettzellansammlungen nachgewiesen werden, die teilweise den Anteil des Muskelgewebes übertrafen. Zumeist waren die Fettzellnester in der Nähe der Muskelfasern vorzufinden, oft waren die Muskelfasern von Fettzellen vollständig eingehüllt. Schlussfolgernd müssen funktionelle Anpassungen mit der Einlagerung von Fettgewebe einhergehen. Fettgewebe hat stossbrechende und stossabsorbierende Eigenschaften (LIEBICH 2004, WEYRAUCH u. SMOLLICH 1998). Da es sich beim Fesselträger um ein sehr wichtiges Stützelement der Gliedmaße handelt, wäre ein vermehrtes Einlagern von Fett auf einen Schutzmechanismus gegen Überbelastung zurückzuführen (DYCE et al. 1991, NICKEL et al. 2003). Des Weiteren könnte das Auftreten von Fettgewebe in der Nähe der Muskelzellen ein Zeichen für die weitere Rückbildung des Musculus interosseus medius in der Populationsevolution des Pferdes darstellen. Fettgewebe nimmt als Platzhalter im Rahmen der Rückbildung von Geweben eine wichtige Funktion ein (LIEBICH 2004, WEYRAUCH u. SMOLLICH 1998). Ob eine alterskorrelierende Veränderung des Fettgewebsanteils im Fesselträger nachweisbar ist, sollten weitere Untersuchungen klären. Muskel- und Fettgewebe sind, im Gegensatz zu Sehnen, stärker durchblutete Gewebe (LIEBICH 2004). Dies kann durch den Nachweis von Blutgefäßen in der Nähe dieser Bereiche belegt werden. Die Nervenfaserbündel stellten Aufzweigungen des Ramus profundus des Nervus plantaris lateralis dar und befanden sich vorwiegend im außen umgebenden, lockeren Bindegewebe (LISCHER et al. 2006). Von Nachteil für die Qualität der histologischen Bilder erwies sich die verwendete Aufarbeitung der Fesselträgerteilstücke. Durch die fehlende Erweichung des Gewebes waren die Präparate schwer zu schneiden. In den histologischen Schnittpräparaten konnten unterschiedlich starke Rissbildungen festgestellt werden. Es ist anzuraten, das Fesselträgergewebe vor dem Einbetten und Schneiden einer aufweichenden Behandlung zu unterziehen (MURRAY et al. 2006a). Für eine morphometrische Vermessung wäre die Farbanalyse von Hilfe, jedoch sollte beachtet werden, dass sich auch in den Gefäßwänden eingelagertes Muskelgewebe befindet, welches von dem errechneten Muskelanteil subtrahiert werden müsste. Für die Methode der Farbanalyse würde sich die in dieser Arbeit verwendete Färbung auf Grund des

guten Farbkontrastes von rot zu blau eignen. Vermessungen an histologischen Präparaten sollten immer unter der Beachtung interpretiert werden, dass sich das Gewebe im Präparationsprozess auf Grund des Wasserentzugs zusammenzieht und verkleinert.

5.2.5 Röntgen

Von 27 geröntgten Sprunggelenken wiesen sechs Sprunggelenke pathologische Veränderungen der Knochenstrukturen auf. Diese festgestellten Veränderungen des Tarsus beziehen sich auf Erkrankungsbilder im Sinne einer Osteochondrosis dissecans (OCD) bei zwei Pferden und beginnender Spatveränderungen bei ebenfalls zwei Pferden. Bei zwei Tieren konnten aufgehellte Bezirke in den Knochen als umschriebene, lytische Herde interpretiert werden. Die meisten Befunde konnten Pferden mit einem Alter von mehr als zehn Jahren zugeordnet werden. Da Adspektion und Palpation aller Gliedmaßen unauffällig war und die Pferde als lahmfrei eingestuft worden waren, handelt es sich bei den Veränderungen der Knochenstrukturen um Befunde, die weder vorberichtlich erwähnt worden waren, noch klinisch in Erscheinung traten. Keine der Hintergliedmaßen wies Hinweise auf pathologische Veränderungen am plantaren Aspekt des Sprunggelenks oder des Os metatarsale III auf. Knochenpathologien in diesem Bereich hätten zum Ausschluss der Gliedmaßen von dieser Studie geführt oder hätten gesondert unter anderen Gesichtspunkten untersucht werden müssen (DYSON 1991, DYSON 2003a, DYSON et al. 1995, LISCHER et al. 2006).

5.2.5 Vergleichende Untersuchungen am M. interosseus medius

Untersuchungen zur genauen Darstellung des Fesselträgers im MRT sind vereinzelt an der Vordergliedmaße durchgeführt worden (BINDEUS 1996, SCHWARZKOPF 2000). BISCHOFBERGER et al. 2006 stellten den Fesselträger an Vorder- und Hintergliedmaße dar. Im magnetresonanztomographischen Teil dieser Arbeit wurde der Fesselträgerursprung an der Hintergliedmaße von Warmblutpferden untersucht und vermessen. Sagittale Schnittebenen eigneten sich, den Ursprungsbereich nach proximal abzugrenzen. Mit einer großen Anheftungsfläche ging der Fesselträger rein sehnig aus dem Periost des proximalen Abschnitts des Os metatarsale III hervor.

Kleinere Ursprungsbereiche befanden sich im plantaren Bereich der Gelenkkapsel des Tarsometatarsalgelenkes. Eine Verbindung zu den Knochen der distalen Sprunggelenksreihe konnte, im Gegensatz zu BISCHOFBERGER et al. (2006), nicht erkannt werden. Die von anderen Autoren beschriebene, längsstreifige Struktur in den Sagittalschnitten, konnten von uns in allen MRT - Bildern nachvollzogen werden (BINDEUS 1996, BISCHOFBERGER et al. 2006, SCHWARZKOPF 2000). Die Anordnung und Anteile der unterschiedlich signalintensiven Gewebe variierten abhängig von der Position des Sagittalschnitts. In den Bereichen, an denen signallos erscheinendes Fesselträgergewebe an benachbarte Strukturen gleichen Signals traf, war eine klare Abgrenzung nicht möglich. Um den Fesselträger in dieser Ebene richtig zu beurteilen, sollte die Position des Sagittalschnitts stets im Transversalschnitt kontrolliert und mit untersucht werden. Die signifikant beste Abgrenzung erfolgte in protonengewichteten Sequenzen in transversalen Schnittebenen. Der sehr gute Weichteilkontrast der protonengewichteten Sequenz wurde auch von anderen Autoren zur Identifizierung anderer Strukturen und Fragestellungen herangezogen (LATORRE et al. 2006, SCHWARZKOPF 2000, WERBY 2004, ZUBROD et al. 2004a). Im Transversalschnitt konnte die Abgrenzung durch den sehr guten Signalunterschied zwischen signallosem Fesselträgergewebe und signalreichem, den Fesselträger umgebenden Bindegewebe zumeist sehr gut erfolgen. Die angedeutete Zweiteilung war transversal im Abschnitt ab 2 - 3 cm distal des Tarsometatarsalgelenkes zu sehen. Proximal hatte der Fesselträger ein sehr schmales, bandhaftiges Aussehen mit undeutlich erkennbaren signalintensiven Bereichen. In der transversalen Ebene 3 cm distal des Tarsometatarsalgelenkes wies der Fesselträger eine zweibäuchige, signallose Grundform auf, in die jeweils lateral und medial signalreiches Gewebe eingelagert war. Das eingelagerte Gewebe zeigte zumeist ein inhomogenes Signal von intermediären bis weißen Farbnuancen. Es wird darauf geschlossen, dass es sich hierbei um einen Gewebsverband unterschiedlicher Gewebearten handelte. Von einigen Autoren wurden Einlagerungen von Fettzellnestern beschrieben (BINDEUS 1996, BISCHOFBERGER et al. 2006, DYSON et al. 1995, McDIARMID 1995, SCHWARZKOPF 2000). Dies gilt als sehr wahrscheinlich, da sowohl Fett als auch Muskulatur auf Grund ihrer Protonendichte zu den Geweben mit hoher Signalintensität gehören (HOSTEN et al. 2004, LISSNER u. SEIDERER 1990, WERBY 2004). Histologisch konnten in der vorliegenden Arbeit große Mengen an Fettzellen nachgewiesen werden. Diese befanden sich in

unmittelbarer Nähe zu den in unterschiedlichen Richtungen verlaufenden Muskelfaserbündeln. Sonographisch war der Fesselträger trotz seiner hohen Echogenität nicht in allen Fällen gut abgrenzbar. Das inhomogene Echo des inneren Bereiches konnte nicht genau gegen die Grundstruktur abgegrenzt werden. Untersuchungen zur Darstellung des Fesselträgers im Ultraschall bestätigen bis heute die Schwierigkeit der eindeutigen Befunderhebung (DENOIX 1994, DYSON 2003a, DYSON et al. 1995). Die zum Teil schwer zu definierende Grenzziehung im Ursprungsbereich würde eine eindeutige sonographische Vermessung erschweren. Arbeiten, die sich mit der Vermessung des Fesselträgers im Ultraschall beschäftigten, sollten daher kritisch betrachtet werden (CUESTA et al. 1995, BISCHOFBERGER et al. 2006, SCHWARZKOPF 2000). Der von DENOIX et al. (1992) und SCHWARZKOPF (2000) beschriebene anechogene Bereich zwischen Fesselträger und Metatarsus wurde auf die Einlagerung von lockerem Bindegewebe zurückgeführt, welches in den von uns erstellten MRT - Aufnahmen als deutlich signalreiches Gewebe gesehen wurde und durch die histologischen Präparate ebenfalls bestätigt werden konnte. Der Fesselträger war in seinem Grundaufbau mit Hilfe der Magnetresonanztomographie sehr gut nachvollziehbar. Den unterschiedlichen Signalintensitäten konnten die anteiligen Gewebsarten histologisch zugeordnet werden. In Detaillierbarkeit und Abgrenzung besaß die MR - Technik Vorteile gegenüber der Ultraschalldiagnostik. Bei entzündlichen Prozessen, die durch Ödematisierung zu einer erhöhten Signalintensität führen, ist die Abgrenzung zwischen signalreichen, physiologisch vorhandenen Gewebseinlagerungen vermutlich erschwert (CRASS et al. 1992, KASASHIMA et al. 2002, HOSTEN et al. 2004, ZUBROD et al. 2004). Über mögliche pathologische Darstellungen kann keine Aussage getroffen werden, da in keiner der untersuchten Gliedmaßen Hinweise auf pathologische Veränderungen zu finden waren.

5.3 Schlussfolgerung

Die Magnetresonanztomographie ist ein sehr junges bildgebendes Verfahren in der Tiermedizin. Um einen Einsatz dieser Technik im Bereich der Pferdemedizin voranzutreiben und die Diagnosestellung zu effektivieren, ist es von großem wissenschaftlichem Interesse, Grundlagestudien zu erarbeiten. In der vorliegenden Arbeit wurde der plantare Aspekt inklusive des Fesselträgerursprungs mit Hilfe des

MRT untersucht und vergleichend zur Sonographie beurteilt. Für die Interpretation der plantaren Weichteilgewebe hat sich die Magnetresonanztomographie als ein sehr geeignetes Verfahren erwiesen, die dort lokalisierten Strukturen zu definieren und abzugrenzen. Im direkten Vergleich zur Sonographie ist die Magnetresonanztomographie bezüglich Abgrenzbarkeit und Detailerkennbarkeit im Vorteil. Den verschiedenen Signalintensitäten des Musculus interosseus medius konnten im histologischen Vergleich detailgenau Gewebe zugeordnet werden. Die Sensitivität und Spezifität der Magnetresonanztomographie übertraf diesbezüglich die der Sonographie. Mit Hilfe des MRT war der Musculus interosseus medius im Ursprungsbereich ausgezeichnet darstellbar. Das gewebstypische Signalverhalten sollte bei der Identifizierung von Pathologien hilfreich sein. Es muss jedoch erwähnt werden, dass MRT – Untersuchungen beim Pferd durch hohen personellen und technischen Aufwand hohe Kosten verursachen. Die Untersuchung in Vollnarkose ist beim Pferd mit einem Risiko verbunden. Daher sind Untersuchungszeiten so kurz wie möglich zu halten. Sequenzen und Schnittebenen sollten den jeweiligen diagnostischen Fragestellungen genau angepasst werden, um einer unnötigen Belastung des Patienten in Vollnarkose vorzubeugen, sowie die Kosten Untersuchung zu mindern. Eine genaue klinische Untersuchung und die Verwendung weniger aufwendiger, bildgebender Verfahren ist vor jeder MRT – Untersuchung anzuraten. In diesem Zusammenhang ist die Sonographie nach wie vor von sehr großer Bedeutung. Dieses nicht-invasive und schnell durchzuführende Verfahren kann mit geringem Kosten- und Personalaufwand am stehenden Tier durchgeführt werden, fordert aber eine kritische Betrachtung der Ergebnisse. Mit einer guten technischen Ausstattung und einem erfahrenen Untersucher sollte es möglich sein, Fehlinterpretationen zu verringern. Bei speziellen Fragestellungen oder ungenügendem Informationsgewinn durch die Sonographie sollte, nach Abschätzen des Kosten-, Nutzenfaktors, über einen vermehrten Einsatz der MRT – Technik nachgedacht werden. Der zunehmende Einsatz fördert auch die technische Weiterentwicklung von Geräten, mit denen Pferde stehend untersucht werden können. Dies kann als Hinweis für einen vermehrten Bedarf an dieser bildgebenden Technik in der Pferdemedizin gedeutet werden. Die verbreitete Nutzung des Pferdes als Sport- und Freizeitpartner wird auch in Zukunft eine schnelle und exakte Diagnose von Weichteilerkrankungen fordern.

6 Zusammenfassung

Vergleichende magnetresonanztomographische Untersuchung am plantaren Aspekt des Tarsus des Pferdes - sonographische und histologische Korrelation des M. interosseus medius an der Hintergliedmaße des Pferdes.

Renate Antonia Lempe

Chirurgische Tierklinik der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig

Eingereicht im März 2007

Schlüsselworte: Pferd, Magnetresonanztomographie, Sprunggelenk, Musculus interosseus medius, Vergleichuntersuchung

119 Seiten, 34 Abbildungen, 10 Tabellen, 133 Literaturangaben

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Darstellung der plantaren Sprunggelenksregion des Pferdes im MRT. Das typische Signalverhalten des Musculus interosseus medius im MRT soll mit histologischen und sonographischen Untersuchungen abgeglichen werden. Weiterhin wird mit Hilfe des MRT geprüft, ob der charakteristische Binnenaufbau des Musculus interosseus medius einer Veränderung mit zunehmendem Alter der Tiere unterliegt.

27 Gliedmaßen von 22 orthopädisch gesunden Warmblutpferden im Alter von einem Monat bis 25 Jahren wurden magnetresonanztomographisch untersucht. Die MRT – Untersuchung wurde an einem 0,5 Tesla starken Gerät in fünf Sequenzen und drei Schnittebenen durchgeführt. Vergleichend wurde die plantare Sprunggelenksregion bei 14 Tieren ultrasonographisch dargestellt. Die Darstellung der Binnenstruktur des Musculus interosseus medius im MRT sollte deskriptiv erfasst werden. Nachfolgend wurden die Anteile der verschiedenen Gewebsanteile dieser Struktur alterskorrelierend, statistisch ausgewertet und den Signalintensitäten histologisch Gewebe zugeordnet.

Grundsätzlich waren alle Strukturen der plantaren Sprunggelenksregion im MRT darstellbar. Unterschiede konnten abhängig von den Strukturen und deren Verlauf in den verschiedenen Schnittebenen festgestellt werden. Die verwendeten Sequenzen zeichneten sich als geeignet für die Weichteildiagnostik aus. In jeder Sequenz zeigte das gewebstypische Signalverhalten charakteristische Grauwertverteilungen. Signifikant am besten ließ sich der Musculus interosseus medius in transversalen Schnittebenen in protonengewichteter Sequenz abgrenzen. Der Binnenaufbau des Musculus interosseus medius konnte in jeder verwendeten Sequenz nachvollzogen werden. Es war keine signifikant feststellbare Korrelation zwischen dem Alter der Pferde und den prozentual ermittelten Gewebsanteilen nachzuweisen. Sonographisch konnte der Musculus interosseus medius weniger gut abgegrenzt werden, auch die Morphologie war nicht so genau nachzuvollziehen. Zur genauen Beurteilung dieser Struktur ist die MRT – Untersuchung der Sonographie überlegen. Den unterschiedlichen Signalverhalten des Musculus interosseus medius konnten histologisch verschiedene Gewebe zugeordnet werden. Dabei handelte es sich um größere Ansammlungen von Fett- und Muskelzellen, die in das sehnige Grundgewebe eingelagert waren.

Die Magnetresonanztomographie hat sich als sehr geeignetes Verfahren erwiesen, die Weichteilgewebe der plantaren Sprunggelenksregion des Pferdes gut abgrenzbar darzustellen. Im histologischen Vergleich konnte der Magnetresonanztomographie eine sehr gute Sensitivität und Spezifität nachgewiesen werden.

7 Summary

MRI of the plantar aspect of the tarsus in horses, a comparative study of sonographical and histological findings of the suspensory ligament of the hindlimb in horses.

Renate Antonia Lempe

Large Animal Clinic for Surgery
Faculty of Veterinary Medicine, University of Leipzig

Submitted in March 2007

Keywords: horse, magnetic resonance imaging, tarsus, suspensory ligament, comparative study

119 pages, 32 figures, 10 tables, 133 references

The main object of this study focuses on magnetic resonance imaging of the plantar aspect of the tarsus in horses. The MR Images of the suspensory ligament were compared with histologic and sonographic findings. The characteristic internal structure of the suspensory ligament in MRI was correlated to the age of each respective horse.

Twenty seven hindlimbs of twenty two sound German Warmbloods from one month to twenty five years were examined. The MRI study was performed in a 0.5 Tesla MRI scanner in five sequences and three planes. For comprehensive comparison, the plantar region of the hock and the internal structure of the origin of the suspensory ligament from fourteen horses was ultrasonographically examined. Afterwards the parts of different tissues were measured, statistically analysed and correlated with the signal intensities.

All soft tissue structures of the plantar tarsus could be detected in MRI. Depending on the structures and their course, differences were found in the planes used. The

sequences exam, were all suitable for diagnostic imaging of the soft tissue structures. Because of the signal intensity of the tissue, each sequence has its own typical grey scale. The borders of the suspensory ligament could be seen best in proton weighted echos. The internal structure could be identified in all sequences used. No significant correlation between the ages of the horses and the distribution of tendinous and muscular tissue could be found. In ultrasound it was difficult to delineate the borders and the heterogeneous morphology of the suspensory ligament clearly. MRI had more advantages than ultrasonography. The different signal intensities of the suspensory ligament could be identified histologic as characteristic tissue arrangements of fat and muscle cells, which were surrounded by collagenous fibres.

Using histology as the standard method for determination of tissue characteristics we concluded that, MRI gives an excellent soft tissue contrast to identify and to delineate soft tissue structures at the plantar aspect of the tarsus in horses.

8 Literaturverzeichnis

Allen AK. Common artefacts in tendon and ligament ultrasound. *J Equ Vet Sc.* 1991; 11: 315 – 316.

Anastasiou A, Skioldebrand E, Ekman S, Hall LD. Ex vivo magnetic resonance imaging of the distal row of equine carpal bones: assessment of bone sclerosis and cartilage damage. *Vet Radiol Ultrasound.* 2003; 44 (5): 501 – 512.

Andrew ER, Bydder G, Griffith J, Iles R, Styles P. *Clinical magnetic resonance imaging and spectroscopy.* Chichester: Wiley; 1990; S. 37 – 56.

Barr F. *Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze.* Stuttgart, Jena, New York: Verlag Gustav Fischer; 1992: S. 1 – 15.

Bertone AL: The metacarpus and metatarsus. Aus: *Adam`s Lameness in horses.* Stashak TS (Hrsg.) 5 Aufl. PA Lippincott 2005; 826 – 830.

Bierstedt R, Hertsch B. Zur Diagnose und Beurteilung von Kalzifikationen in den Beugsehnen beim Pferd. *BPT - Kongress.* Duisburg. 1991

Bindeus T. Vergleichende Untersuchung der Sehnen des Pferdes mit Sonographie und Kernspintomographie und deren histologische Korrelation. [Dissertation med.vet.]. Wien: Univ. Wien; 1996.

Bindeus T, Rand T, Alton K, Imhof H, Stanek C. Magnetic resonance imaging and ultrasonography of the lumbrical muscles in the horse. *Aust Vet J.* 1999; 77: 82 – 84.

Bischofberger AS, Konar M, Ohlert S, Geyer H, Lang J, Ueltschi G, Lischer CJ. Magnetic resonance imaging, ultrasonography and histology of the suspensory ligament origin: a comparative study of normal anatomy in warmblood horses. *Equine Vet J.* 2006; 38 (6): 508 – 516.

Blaik MA, Hanson RR, Kincaid SA, Hathcock JT, Hudson JA, Baird DK. Low – field magnetic resonance imaging of the equine tarsus: normal anatomy. *Vet Radiol Ultrasound*. 2000; 41 (2): 131 – 141.

Böck P. *Romeis – Mikroskopische Technik*. 17. Aufl. München, Wien, Baltimore: Verlag Urban und Schwarzenberg; 1989; S. 113, 233.

Branch MV, Murray RC, Dyson SJ, Goodship AE. Is there a characteristic distal tarsal subchondral bone plate thickness pattern in horses with no history of hindlimb lameness? *Equine Vet J*. 2005; 37 (5): 450 – 455.

Braun U, Günther R, Schwerk WB. *Sonographische Untersuchungstechnik. Ultraschalldiagnostik* 1983; 3 (2): 6 – 12.

Bukowiecki CF, Bramlage LR, Gabel AA. In vitro strength of the suspensory apparatus in training and resting horses. *Vet Surg*. 1987; 16 (2): 126 – 130.

Bushberg JT. *Nuclear Magnetic Resonance, The essential physics of medical imaging*. vol 1, ed 2, Philadelphia, PA Lippincott 2002; 414 – 467.

Busoni V, Snaps F. Effect of deep digital flexor tendon orientation on magnetic resonance imaging signal intensity in isolated equine limbs-the magic angle effect. *Vet Radiol Ultrasound*. 2002; 43: 428-430.

Busoni V, Snaps F, Trenteseaux J, Dondellinger RF. Magnetic resonance imaging of the palmar aspect of the equine podotrochlear apparatus: normal appearance. *Vet Radiol Ultrasound*. 2004; 45: 198 – 204.

Butler JA, Colles CM, Dyson SJ, Kold SE, Poulos PW. The Tarsus. In: *Clinical radiology of the horse*. Blackwell Scientific Publications, London; 1993.

Callegari E. Involution of muscle tissue of proximal sesamoidean ligament of horse. *Lo Sperimentale* 1968; 118: 57 – 69.

Cauvin ERJ, Tapprest J, Munroe GA, May SA, Schramme MC. Endoscopic examination of the tarsal sheath of the lateral digital flexor tendon in horses. *Equine Vet J.* 1999; 31 (3): 219 – 227

Clayton HM, Flood PF, Rosenstein DS. *Clinical anatomy of the horse.* Edinburgh, London, New York, Oxford, Philadelphia, St Louis, Sydney, Toronto: Verlag Mosby Elsevier; 2005. S. 84.

Crass JR, Genovese RL, Render JA, Bellon EM. Magnetic resonance, ultrasound and histopathologic correlation of acute and healing equine tendon injuries. *Vet Radiol Ultrasound.* 1992; 33: 206 – 216.

Cuesta I, Riber C, Pinedo M, Gata JA, Castejon F. Ultrasonographic measurement of palmar metacarpal tendon and ligament structures in the horse. *Vet Radiol Ultrasound.* 1995; 36: 131 – 136.

Dabareiner RM, Cohen ND, Carter GK, Nunn S, Moyer W. Musculoskeletal problems associated with lameness and poor performances among horses used for barrel racing: 118 cases (2000 – 2003). *J Am Vet Assoc.* 2005; 227 (10): 1646 – 50.

Denoix JM. Diagnostic techniques for identification and documentation of tendon and ligament injuries. *Vet Clin North Am.* 1994; 10 (2):365 – 405.

Denoix JM, Crevier N, Roger B, Lebas JF. Magnetic resonance imaging of the equine foot. *Vet Radiol Ultrasound.* 1993; 34: 405 – 411.

Denoix JM, Farres D. Ultrasonographic imaging of the proximal third interosseous muscle in the pelvic limb using a plantaromedial approach. *J Equ Vet Sc.* 1995;15 (8): 346-350.

Denoix JM, Mialot M, Levy I, Lagadic M. Étude anatomo – pathologique associée aux images échographiques anormales des tendons et ligaments chez le cheval. *Rec Med Vet.* 1990; 166: 45 – 55.

Denoix JM, Perrot P, Bousseau B, Seicluna C. Images echographiques des lesions du muscle interosseux 3 (ligament suspenseur du boulet). *Prat Vet Equine*. 1992; 23: 23 – 33.

Dik JK, van den Belt AJM. Ultraschallfehldiagnostik bei Sehnenkrankungen des Pferdes. *Pferdeheilkunde* 1991; 2: 83 – 90.

Dik JK, Merkens HW. Unilateral distension of the tarsal sheath in the horse: a report of 11 cases. *Equine Vet J*. 1987; 19 (4): 307 – 313.

Dik KJ, Leitch M. Soft tissue injuries of the tarsus. *Vet Clin North Am, Equ Pract*. 1995; 11 (2): 235 – 247.

Dyce KM, Sack WO, Wensing CJG. Anatomie der Haustiere. Enke, Stuttgart, 1991; 570 - 591.

Dyson SJ. Proximal suspensory desmitis: clinical, ultrasonographic and radiographic features. *Equine Vet J*. 1991; 23 (1): 25 – 31.

Dyson SJ. Proximal suspensory desmitis in the hindlimb: 42 cases. *Br Vet J*. 1994; 150: 279 – 291.

Dyson SJ. Suspensory ligament desmitis. *Vet Clin North Am*. 1995; 11 (2): 177 – 215.

Dyson SJ. Proximal metacarpal and metatarsal pain: a diagnostic challenge. *Equine Vet Educ*. 2003a; 15: 134 – 138.

Dyson SJ. Desmitis of the accessory ligament of the deep digital flexor tendon. In: diagnosis and management of lameness in the horse. Hrsg. Ross MW, Dyson SJ, Saunders WB. Philadelphia. 2003b: 650 – 653.

Dyson SJ, Arthur RM, Palmer EP, Richardson D. Suspensory Ligament Desmitis. *Vet Clin North Am, Equ Pract.* 1995; 11: 177-215.

Dyson SJ, Murray R, Schramme MC. Lameness associated with foot pain: results of magnetic resonance imaging in 199 horses (January 2001-December 2003) and response to treatment. *Equine Vet J.* 2005; 37: 113 -112.

Dyson SJ, Murray R, Schramme, Branch M. Lameness in 46 horses associated with deep digital flexor tendonitis in the digit: diagnosis confirmed with magnetic resonance imaging. *Equine Vet J.* 2003a; 35: 681 – 690.

Dyson SJ, Murray R, Schramme M, Branch M. Magnetic resonance imaging of the equine foot: 15 horses. *Equine Vet J.* 2003b; 35: 18 – 26.

Eberspächer J. Ultraschall in der bildgebenden Diagnostik. *Der praktische Tierarzt* 1991; 9: 739 – 744.

Edinger J. Sonographische Diagnostik im Sprunggelenksbereich. *Pferdeheilkunde.* 2003; 19 (4): 421 – 422.

Eliashar E, Dyson SJ, Archer RM, Singer ER, Smith RK. Two clinical manifestations of desmopathy of the accessory ligament of the deep digital flexor tendon in the hindlimb. *Equine Vet J.* 2005; 37: 495 – 500.

English PT, Moore C. *MRI for Radiographers.* Berlin: Verlag Springer; 1995; S. 37 – 67.

Ersoy SH. Können Erkenntnisse über die mechanischen Eigenschaften der tiefen und oberflächlichen Beugesehnen des Pferdes durch Magnetresonanztomographie (MRT) gewonnen werden. [Dissertation med. vet.] München: LMU München, Tierärztliche Fakultät; 2005.

Ganser S. Sehnenläsionen bei Sport – und Freizeitpferden, eine retrospective Studie anhand von Ultraschallbildern. [Dissertation med. vet.]. Zürich: Universität Zürich; 1999.

Genovese RL, Hauser ML, Simpson BS. The use of ultrasonography in the diagnosis and management of injuries to the equine limb. *Compend Contin Educ Pract Vet.* 1987; 9: 945 – 955.

Genovese RL, Rantanen NW, Hauser ML, Simpson BS. Clinical application of diagnostic ultrasound to the equine limb. *Proc 31th Annu Conv Am Ass Equine Practnr.* 1986a: 701 – 721.

Genovese RL, Rantanen NW, Hauser ML, Simpson BS. Diagnostic ultrasonography of equine limbs. *Vet Clin North Am. Equ Pract.* 1986b; 2 (1): 145-226.

Gladisch R. Einführung in die sonographische Diagnostik. *Tierärztl Praxis, Sonderheft* 1993; 3 – 19.

Halper J, Kim B, Khan A, Yoon JH, Mueller PO. Degenerative suspensory ligament desmitis as a systemic disorder characterized by proteoglycan accumulation. *BRC Vet Res.* 2006;12: 12.

Hauser ML, Rantanen NW, Genovese RL. Suspensory desmitis: Diagnosis using real – time ultrasound. *J Equine Vet Sci.* 1984; 4: 258 – 262.

Hauser ML, Rantanen NW, Genovese RL. Ultrasound anatomy and scanning technique of the distal extremities of the horse. *Proc 31th Annu Conv Am Ass Equine Pract.* 1986; 693 – 699.

Havesi A, Stanek C, Garamvolgyi R, Petrasil Z, Bogner P, Repa I. Comparison of the navicular region of newborn foals and adult horses by magnetic resonance imaging. *J Vet Med. Series A-Physiol Path Clin Med.* 2004; 51: 143 – 149.

Hendrik RE, Kanal E, Osborn AG. Basic MR Physics, Reprinted from Radiology Syllabus; 1990.

Hertsch B, Schmidt H, Tilkorn P, Olschewski G. Ergebnisse der Behandlung von Tendopathien mit hochmolekularen Na – Hyaluronat. Pferdeheilkunde 1989; 5: 235 – 243.

Hewes CA, White NA. Outcome of desmoplasty and fasciotomy for desmitis involving the origin of the suspensory ligament in horses: 27 cases (1995-2004). J Am Vet Assoc. 2006; 229 (3): 407 – 412.

Holcombe SJ, Bertone AL, Biller DS, Haider V. Magnetic resonance imaging of the equine stifle. Vet Radiol Ultrasound. 1995; 36: 119 – 125.

Hosten N, Lemke AJ, Felix R. (Hrsg.) Kernspintomographie, Kompendium und Atlas. 7. Ergänzungslieferung, Dezember 2004, ecomed medizin, Verlagsgruppe Hüthing Jehle Rehm GmbH; 2004.

Jackson M, Geyer H, Fürst A. Anatomie der Griffelbeine und ihrer Umgebung unter besonderer Berücksichtigung der Faszien. Schweiz Arch Tierheilk. 2005; 147 (11): 473 – 481.

Jansen MO, Schamhardt HC, van den Bogert AJ, Hartmann W. Mechanical properties of tendinous equine interosseus muscle are affected by in vivo transducer implantation. J Biomech. 1998; 31 (5): 485 – 490.

Kasashima Y, Kuwano A, Katayama Y, Taura Y, Yoshihara T. Magnetic resonance imaging application to live horse for diagnosis of tendonitis. J Vet Med Sci. 2002; 64 (7): 577 – 582.

Kaser – Hotz B, Sartoretti – Schefer S, Weiss R. Computed tomographie and magnetic resonance imaging of the normal equine carpus. Vet Radiol Ultrasound. 1994; 35: 457 – 461.

Keegan K, Baker G, Boero M. Evaluation of support bandaging during measurement of proximal suspensory ligament strain in horses by use of mercury strain gauge. *Am J Vet Res.* 1992; 53: 1203 – 1208.

Kleiter M. Vergleich von Computertomographie , Magnetresonanz und konventioneller Röntgenuntersuchung an der Zehe des Pferdes. [Dissertation med. vet.] Wien: Universität Wien; 1996.

Kleiter M, Kneissl S, Stanek C, Mayrhofer, Baulain U, Deegen E. Evaluation of magnetic resonance imaging techniques in the equine digit. *Vet Radiol Ultrasound.* 1999; 40: 15 – 22.

König HE, Liebich HG. Anatomie der Haussäugetiere. 3. Aufl. Stuttgart: Verlag Schattauer; 2004.

Kotani H, Taura Y, Sakai A, Tsuka T, Kageyama Y, Nakaichi M. Antemortem evaluation for magnetic resonance imaging of equine flexor tendon. *J vet med Sci.* 2000; 62: 81 – 84.

Kraft SL, Gavin P. Physical principles and technical considerations for equine computed tomography and magnetic resonance imaging. *Vet Clin North Am, Equine Pract.* 2001; 17 (1): 115 – 130.

Landi AP, Altmann FP, Pringle J, Landi A. Oxidative enzyme metabolism in rabbit intrasynovial flexor tendons. Changes in enzyme activity with age. *J Surg Res.* 1980; 5: 21 – 29.

Latorre R, Arencibia A, Gil F, Rivero M, Henry RW, Ramirez G, Vaquez JM. Correlation of magnetic resonance images with anatomic features of the equine tarsus. *Am J Vet Res.* 2006; 67: 756 – 761.

Latorre R, Arencibia A, Gil F, Rivero M, RamirezZ G, Vaquez – Auton JM, Henry RW. P - 40 and S -10 Plastinated Slices: An Aid to Interpreting MR Images of the equine Tarsus. J I S P. 2003; 18.

Liebich HG. Funktionelle Histologie der Haussäugetiere. 4. Aufl. Stuttgart, New York: Verlag Schattauer; 2004; S. 79 – 84.

Lischer CJ, Bischofberger AS, Fürst A, Lang J, Ueltschi G. Disorders of the origin of the suspensory ligament in the horse: a diagnostic challenge. Schweiz Arch Tierheilkd. 2006; 148 (2): 86 – 97.

Lissner J, Seiderer M. Klinische Kernspintomographie. 2. Aufl. Stuttgart: Verlag Enke; 1990.

Mair TS, Kinns J, Bolas NM. Magnetic resonance imaging of the distal limb of the standing horse: Technique and review of 40 cases of foot lameness. Proc Am Ass equine Pract. 2003; 49: 29 – 41.

Mayrhofer E, Henninger W, Hittmayr K, Kneissl S. Röntgenstrahlen, Ultraschall, Magnetresonanz- Möglichkeiten ihres Einsatzes in der Veterinärmedizin. Wien Tierärztl Mschr. 1995; 82: 276 – 288.

Martinelli JM, Baker GJ, Clarkson RB, Eurell JC, Pijanowski GJ, Kuriashkin IV, Carragher BO. Correlation between anatomic features and low field magnetic resonance imaging of the equine metacarpophalangeal joint. Am J Vet Res. 1996; 57: 1421 – 1426.

Martinelli JM, Kuriashkin IV, Carragher BO, Clarksn RB, Baker GJ. Magnetic resonance imaging of the equine metacarpophalangeal joint: three – dimensional reconstruction and anatomic analysis. Vet Radiol Ultrasound. 1997; 38 (3): 193 – 199.

McDiarmid AM. Ultrasonography of the palmar metacarpus and pastern in the horse. J Vet Postgrad Clin Study, In Pract. 1995; 17: 368-376.

McKnight AL, Manduca A, Felmlee JP, Rossmann PJ, McGee KP, Ehmann RL. Motion-correction techniques for standing equine MRI. *Vet Radiol Ultrasound*. 2004; 45: 513 – 519.

Mohr W. Pathologie des Bandapparates. In: *Spezielle pathologische Anatomie*. Band 19, Berlin: Verlag Springer; 1987: S. 60 – 74.

Morgan JP, Neves J, Baker T. Tarsus. In: *Equine Radiography*, Iowa State University Press, Ames, Iowa; 1991.

Moyer W, Raker CW. Diseases of the suspensory apparatus. *Vet Clin North Am, Large Anim Pract*. 1980; 2: 61 – 73.

Moyer W, Ford TS, Ross MW. Proximal suspensory desmitis. *Proc 34th Annu Conv Am Ass Equine Practnr*. 1989; 409 – 412.

Murray RC, Blunden TS, Schramme C, Dyson SJ. How does magnetic resonance imaging represent histologic findings in the equine digit? *Vet Radiol Ultrasound*. 2006a; 47: 17 – 33.

Murray RC, Branch MV, Tranquille C, Woods S. Validation of magnetic resonance imaging for measurement of equine articular cartilage and subchondral bone thickness. *A J V R*. 2005; 66 (11): 1999 – 2005.

Murray RC, Dyson SJ, Schramme MC, Branch M, Woods S. Magnetic resonance imaging of the equine digit with chronic laminitis. *Vet Radiol Ultrasound*. 2003b; 44: 609 – 617.

Murray RC, Robert BL, Schramme MC, Dyson SJ, Branch V. Quantitative evaluation of equine deep digital flexor tendon morphology using magnetic resonance imaging. *Vet Radiol Ultrasound*. 2004; 45: 103 - 111.

Murray RC, Schramme MC, Dyson SJ, Branch V, Blunden TS. Magnetic resonance imaging characteristics of foot in horses in horses with palmar foot pain and control horses. *Vet Radiol Ultrasound*. 2006b; 47: 1 – 16.

Neuwirth LA, Selcer BA, Mahaffey M.B. Equine tendon ultrasonography: common artefacts. *Equ Vet Education*. 1991; 3: 149 – 152.

Nickel R, Schummer A, Seiferle E. *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Band 1, Bewegungsapparat*, Stuttgart: Verlag Parey; 2003

Nicoll RG, Wood AKW, Martini ICA. Ultrasonographic observations of the flexor tendons and ligaments of the metacarpal region of the horse. *Am J Vet Res*. 1993; 54: 502 – 506.

Oberbeck K. *Klinische und morphologische Untersuchungen von Tendopathien der Beugesehnen beim Pferd. [Dissertation med. vet.]*. Hannover: Tierärztliche Hochschule Hannover; 1992.

Park RD, Nelson TR, Hoopes PJ. Magnetic resonance imaging of the normal equine digit and metacarpophalangeal joint. *Vet Radiol Ultrasound*. 1987; 28: 105 – 116.

Park RD, Nyland TG, Lattimer JC, Miller CW, Lebel JL. B – mode gray – scale ultrasound: imaging artefacts and interpretation principles. *Vet Radiol Ultrasound*. 1981; 22: 204 – 210.

Peterfy CG, Roberts T, Genant HK. Dedicated Extremity MR Imaging: An Emerging Technology. *Rad Clin North Am*. 1997; 35: 1 – 19.

Pharr JW, Nyland TG. Sonography of the equine palmar metacarpal soft tissues. *Vet Radiol Ultrasound*. 1984; 25: 265 – 273.

Pool RR. Pathology of tendons and ligaments. *J Equine Vet Sc*. 1992; 12: 145 – 148.

Pugh CR. A simple method to document the location of ultrasonographically detected equine tendon lesions. *Vet Radiol Ultrasound*. 1993; 34: 211 – 212.

Rand T, Bindeus T, Altona A, Voegelé T, Kukla C, Stanek C, Imhof H. Low – field magnetic resonance imaging (0,2 T) of tendons with sonographic and histologic correlation. Cadaveric study. *Vet Radiol Ultrasound*. 1999; 40: 15 – 22.

Rantanen NW. Proximal suspensory ligament injury. *J Equine Vet Sci*. 1993; 13: 443.

Reef WB, Martin BB, Elser A. Types of tendon and ligament injuries detected with diagnostic ultrasound: description and follow up. *Proc 34th Annu Conv Am Assoc Equine Practnr*. 1989; 245 – 248.

Reimer P, Parizel PM, Stichnoth FA. *Klinische MR – Bildgebung*. 1. Aufl. Berlin Heidelberg: Verlag Springer; 1999.

Reiser M, Semmler W. *Magnetresonanztomographie*. 3. Aufl. Berlin Heidelberg: Verlag Springer; 2002; 5 – 47.

Rooney JR. Functional anatomy of the equine suspensory ligament. *Modern Vet Pract*. 1973; 54: 43 – 45.

Rooney JR. A hypothesis of the pathogenesis of curb in horses. *Can Vet J*. 1981; 22: 300 – 301.

Ross MW. The metatarsal region. In: *Diagnosis and management of lameness in the horse*. Hrsg. MW Ross und SJ Dyson, Verlag WB Saunders und Co., Philadelphia. 2003; 433 – 439.

Roth W. *NMR –Tomographie und Spektroskopie in der Medizin*. 1. Aufl. Berlin Heidelberg: Verlag Springer; 1984; S. 76 – 84.

Ruohoniemi M, Puupponen L. Effect of flexion of the fetlock on the ultrasonographic appearance of the proximal suspensory ligament in the equine hind limb. Proc 12th Ann Con, Europ Assoc Vet Diagnostic Imag. 2005; 53.

Sack WO, Ferraglio S. Clinically Important Structures of the Equine Hock. J Am Vet Med Assoc. 1978; 172 (3): 277-280.

Schneider J. Tendinitis. In DIETZ O, HUSKAMP B. (Hrsg.): Handbuch Pferdepraxis. Aufl. 3. Stuttgart: Verlag Enke; 2006; S. 928 – 933.

Schwarzkopf I. Sonographische, magnetresonanztomographische und histologische Untersuchungen am Musculus interosseus medius des Warmblutpferdes. [Dissertation med. vet.] Wien: Universität Wien; 2000.

Seiderer M. Physikalische Prinzipien. In LISSNER J, SEIDERER M. (Hrsg.): Klinische Kernspintomographie. Aufl. 2. Stuttgart: Verlag Enke; 1990; S. 2-51, S. 83-104, S. 121-137.

Sisson S. Myology. In: Getty R. (Hrsg.): Sisson and Grossman`s The anatomy of domestic animals. Aufl. 5. Philadelphia: Verlag W.B. Saunders; 1975.

Spaulding K. Ultrasonographic anatomy of the tendons and ligaments in the distal metacarpal – metatarsal region of the equine limb. Vet Radiol Ultrasound. 1984; 25: 155 – 166.

Steyn PF, McIlwraith CW. The ultrasonographic examination of the palmar metacarpal tendons and ligaments of the equine digit: a review. Equine Pract. 1991; 13: 24 – 34.

Stöber U. Physikalische und technische Grundlagen der Magnetresonanztomographie. In: Peters P, Matthiass HH; Reiser M. (Hrsg.): Magnetresonanztomographie in der Orthopädie. Stuttgart: Verlag Enke; 1990; S. 1-11.

Tucker RL, Sande RD. Computed tomography and magnetic resonance imaging of equine musculoskeletal conditions. *Vet Clin North Am, Equine Pract.* 2001; 17 (1): 145 – 157.

Van Schieh HTM. Diagnostische Sonographie an der Gliedmaße des Pferdes. *Tierärztl Prax Suppl.* 1989; 4: 47 – 55.

Wada R, Oikawa M, Yoshihara T, Hassegawa M, Kaneko M. MR imaging of equine tendonitis in vitro. *Bull Equ Res, Insitute.* 1989; 26: 65 – 68.

Weitkamp K. Orthopädische Belastungen und Schäden beim Sportpferd. *Pferdeheilkunde Forum - Zusammenfassung der Vorträge.* 2003; 19 (4): 428 – 429.

Werby N. Magnetic resonance imaging for diagnosis of soft tissue and osseous injuries in the horse. *Clin Tech Equine Pract.* 2004; 3: 389 – 398.

Weyrauch KD, Smollich A. *Histologischer Kurs für Veterinärmediziner.* Stuttgart: Verlag Enke; 1998; S. 24.

Whitcomb MB. Ultrasonographic evaluation of the metacarpus, metatarsus, and pastern. *Clin Tech Equine Pract.* 2004; 3: 238 – 255.

Whitton RC, Buckley C, Donovan T, Wales AD, Dennis R. The diagnosis of Lameness Associated with Distal Limb Pathology in a Horse: A Comparison of Radiography, Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging. *Vet J.* 1998; 155: 223 – 229.

Widmer WR, Buckwalter KA, Braunstein EM, Visco DM, O`Connor BL Principles of magnetic resonance imaging and application to the stifle joint in dogs. *J Am Vet Med Ass.* 1999; 198: 1914 – 1922.

Wilson D, Baker GJ, Pijandowski GJ, Boero MJ, Badertscher RR. Composition and morphologic features of the interosseus muscle in Standardbreds and Thoroughbreds. *Am J Vet Res.*1991; 52:133-139.

Wissdorf H, Gerhards H, Huskamp B, Deegen E. *Praxisorientierte Anatomie und Propädeutik des Pferdes*. 2. Aufl. Hannover: Verlag Schaper; 2002; 428 – 430.

Wood AKW, Sehgal CM, Polansky M. Sonographic brightness of flexor tendon and ligaments in the metacarpal region of horses. *Am J Vet Res.* 1993; 54: 1969 – 1974.

Zubrod CJ, Schneider RK, Tucker RL. Use of magnetic resonance imaging to identify suspensory desmitis and adhesions between exostosis of second metacarpal bone and the suspensory ligament in four horses. *J Am Vet Med Assoc.* 2004a; 224 (11): 1815 – 1820.

Zubrod CJ, Schneider RK, Tucker RL, Gavin PR, Ragle CA, Farnsworth KD. Use of magnetic resonance imaging for identifying subchondral bone damage in horses: 11 cases (1999 – 2003). *J Am Vet Med Assoc.* 2004b; 224 (3): 411 – 418.

Danksagung

Ich möchte allen Personen danken, die mich bei der Erstellung der vorliegenden Arbeit unterstützt haben.

Herrn Prof. J. Ferguson und Herrn PD Dr. J. Edinger danke ich für die Vergabe des Doktorarbeitsthemas, für die fachliche Betreuung und freundschaftliche Unterstützung in allen Lebensfragen.

Herrn Dr. Ludewig und Frau Merseburger danke ich für die freundliche und kompetente Einarbeitung am MRT und die fachliche Betreuung bei MRT – Fragen.

Frau Dr. Hirschberg und Karin waren mir mit ihrem Optimismus und immerwährender guter Laune eine unglaublicher Hilfe für das Erstellen der histologischen Bilder.

Herrn Richter danke ich für die freundliche und sehr schnelle Hilfe bei der statistischen Auswertung.

Allen Mitarbeitern der Chirurgischen Tierklinik danke ich für die aufbauenden Worte und die Toleranz, die in schwierigen Situationen nötig war.

Corinna danke ich für jede Hilfe in „Ausdrucksfragen“.

Meiner Familie und meinen Freunden sei für Alles gedankt.