Können Erkenntnisse über die mechanischen Eigenschaften der tiefen und oberflächlichen Beugesehnen des Pferdes durch Magnetresonanztomographie gewonnen werden ?

Semih Hamdi Ersoy

München
2005

Aus der Klinik für Pferde der Tierärztlichen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Lehrstuhl für Innere Medizin und Chirurgie des Pferdes
sowie Gerichtliche Tiermedizin
Vorstand: Prof. Dr. H. Gerhards

Können Erkenntnisse über die mechanischen Eigenschaften der tiefen und oberflächlichen Beugesehnen des Pferdes durch Magnetresonanztomographie gewonnen werden ?

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

von
Semih Hamdi Ersoy
aus Hamburg

München 2005

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

Dekan: Univ.-Prof. Dr. A. Stolle

Referent: Univ.-Prof. Dr. H. Gerhards

Korreferentin: Univ.-Prof. Dr. R. Köstlin

Tag der Promotion: 15 Juli 2005

Meinen Eltern
und meinem Bruder

INHALTSVERZEICHNIS

1	**EINLEITUNG**	1
2	**LITERATURÜBERSICHT**	2
2.1	ANATOMISCHE UND PHYSIOLOGISCHE GRUNDLAGEN	2
2.1.1	**Die Struktur der Sehne**	2
2.1.1.1	Morphologie der Sehnen	4
	Wellenform	5
	Kollagenfibrillen	6
2.1.1.2	Verbundene Strukturen	7
	Sehnenscheide	7
	Bursa	7
	Paratendineum	7
	Ligamentum anulare	9
2.1.1.3	Blutversorgung	9
2.1.1.4	Zelluläre Bestandteile	12
2.1.2	**Mechanische Eigenschaften der Sehne**	15
2.1.3	**Molekularer Aufbau der Sehnenmatrix**	17
2.1.3.1	Kollagen	17
2.1.3.2	Nicht-Kollagenglykoproteine	19
	Cartilage oligomeric matrix protein (COMP)	19
	Proteoglykane	20
2.2	EINFÜHRUNG IN DIE MAGNETRESONANTZTOMOGRAPHIE	21
2.2.1	**Historischer Rückblick**	21
2.2.2	**Signalerzeugung**	21
	Kernspin	22
	Präzession	23
	Magnetische Summenvektor	23
	Protonen im permanenten Magnetfeld	24
	Die Anregung = Energieaufnahme	25
	Das messbare MR-Signal	25
	Longitudinale Relaxation	26
	Transversale Relaxation	27
	Das Echo	28

3	**MATERIAL UND METHODE**	30
3.1	DAS UNTERSUCHUNGSGUT	30
3.2	DER MAGNETRESONANZTOMOGRAPH	31
3.2.1	**Magnet Open viva**	31
	Untersuchungstisch	31
	Euthanasie der Pferde	31
	Lagerung der Pferde	32
3.2.2	**Ablauf der Messungen**	33
	Fixierung der Patienten	34
	A. Anatomische Position	34
	B. Gebeugte Position	35
3.3	METHODEN DER MESSTECHNIK	36
3.3.1	**Ermittlung der Messstellen**	37
3.3.2	**Durchführung der Flächen- und Distanzberechnung**	37
	Flächenberechnung	38
	Distanzberechnung	38
3.3.3	**Statistische Auswertung**	40
4	**ERGEBNISSE**	41
4.1	ANATOMISCHER ATLAS DER MESSSTELLEN	41
4.2	ERGEBNISSE DER FLÄCHENBERECHNUNGEN	48
4.2.1	Fläche der tiefen Beugesehne (TBS)	48
4.2.2	Fläche der oberflächlichen Beugesehne (OBS)	48
4.3	ERGEBNISSE DER DISTANZBERECHNUNGEN	49
4.3.1	Distanz der tiefen Beugesehne (TBS)	49
4.3.2	Distanz der oberflächlichen Beugesehne (OBS)	49
5	**DISKUSSION**	57
5.1	DISKUSSION DER METHODE	57
	Verwendetes Gerät	57
	Schichtauswahl	58
	Sequenzauswahl	58
	Wahl der Position	58
	Untersuchungsdauer	59
5.2	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	59
	Epilog	61

6 **ZUSAMMENFASSUNG** 62

7 **SUMMARY** 64

8 **LITERATURVERZEICHNIS** 66

DANKSAGUNG 79
LEBENSLAUF 80

ABKÜRZUNGEN

A.	Arteria
Aa.	Arteriae
Abb.	Abbildung
COMP	cartilage oligomeric matrix protein
Dist. Factor	Distanzfaktor
FA	Flip Angle, Flipwinkel
FLASH	Fast Low Angle Shot
fl2d	FLASH-2D-Sequenz
FoV	Field of view, Untersuchungsausschnitt
GAG	Glykosaminoglykane
M.	Musculus
MAD	Mass-Avarage Diameter
Mc-III	Metacarpus III, Röhrbein
MR	Magnetresonanz
MRI	Magnetic resonance imaging
MRT	Magnetresonanztomographie, Kernspintomographie
NMR	Nuklearmagnetische Resonanz
n.s.	nicht signifikant
o.b.B.	Ohne besonderen Befund
OBS	oberflächliche Beugesehne
SE	Spinechosequenz
T	Tesla
T_1	Longitudinale Relaxation
T_2	Transversale Relaxation
TBS	tiefe Beugesehne
TE	Echozeit
TGF- β	transforming growth factor-β, Transforming Wachstumsfaktor–beta
TR	Repetitionszeit
V.	Vena
VL	Vorne Links
VR	Vorne Rechts
Vv.	Venae

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abb. 2.1: Anatomische Darstellung der Sehnen und Bänder im Metakarpalbereich beim Pferd 3
Abb. 2.2: Graphische Darstellung der Anordnung des Kollagens in Sehnen und Bändern 4
Abb. 2.3: Darstellung der Sehnen sowie ihrer Beziehung zu Paratendineum und Sehnenscheiden 8
Abb. 2.4: Querschnitt durch die Sehne des Pferdes 10
Abb. 2.5: Histologische Eigenschaften der Sehne beim Pferd 13
Abb. 2.6: Darstellung der Eigenschaften einer Sehne bei Zugbelastung 16
Abb. 2.7: Elastische Faser 18
Abb. 2.8: Der Kernspin als Drehimpuls des Atomkerns um seine Achse 22
Abb. 2.9: Die Präzession: "Eiern" des Spins im äusseren Magnetfeld 22
Abb. 2.10: Der magnetische Summenvektor im äußeren Magnetfeld 23
Abb. 2.11: Wasserstoffprotonen in einem permanenten Magnetfeld 24
Abb. 2.12: Durch die Anregung wird Energie auf die Spins übertragen 25
Abb. 2.13: Die longitudinale oder T1-Relaxation 27
Abb. 2.14: Die transversale oder T2-Relaxation 28
Abb. 3.1: MRT-Untersuchungsraum 32
Abb. 3.2: Lagerung des Pferdes während der Untersuchung 33
Abb. 3.3: Schema zur Veranschaulichung der Beugewinkel 34
Abb. 3.4: Fixierung des Beines in anatomischer Position 35
Abb. 3.5: Fixierung des Beines in gebeugter Position 36
Abb. 3.6: Übersicht der Schnittebenen 37
Abb. 3.7: Lokalisierung der Messpunkte am Metakarpus III 38
Abb. 3.8: Zur Verdeutlichung wurden die Flächen in dieser Abbildung der OBS (blau) und der TBS (violett) farblich gekennzeichnet 39
Abb. 4.1: Transversale kernspintomographische Darstellung eines gestreckten linken Pferdebeins im proximalen Drittel des Os metacarpale III 42
Abb. 4.2: Transversale kernspintomographische Darstellung eines gebeugten linken Pferdebeins im proximalen Drittel des Os metacarpale III 43
Abb. 4.3: Transversale kernspintomographische Darstellung eines gestreckten linken Pferdebeins im mittleren Drittel des Os metacarpale III 44
Abb. 4.4: Transversale kernspintomographische Darstellung eines gebeugten linken Pferdebeins im mittleren Drittel des Os metacarpale III 45
Abb. 4.5: Transversale kernspintomographische Darstellung eines gestreckten linken Pferdebeins im distalen Drittel des Os metacarpale III 46
Abb. 4.6: Transversale kernspintomographische Darstellung eines gebeugten linken Pferdebeins im distalen Drittel des Os metacarpale III 47

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Geschlecht, Rasse, Alter der kernspintomographisch untersuchten Pferden 30
Tabelle 2: Parameter des Untersuchungsprotokolls für die T_1_Fl2d-Routinesequenz 40
Tabelle 3: Länge des Metakarpus III bei den 16 untersuchten Pferdebeinen 41
Tabelle 4: Fläche und Distanz der Tiefen Beugesehne in drei Ebenen in anatomischer und gebeugter Position 51
Tabelle 5: Fläche und Distanz der Oberflächlichen Beugesehne in drei Ebenen in anatomischer und gebeugter Position 52
Tabelle 6: Fläche der tiefen Beugesehne 53
Tabelle 7: Fläche der oberflächlichen Beugesehne 54
Tabelle 8: Distanz der tiefen Beugesehne 55
Tabelle 9: Distanz der oberflächlichen Beugesehne 56

1 EINLEITUNG

Sehnenkrankheiten gehören zu den häufigsten orthopädischen Erkrankungen des Pferdes. Hierbei sind insbesondere die Beugesehnen im Metakarpalbereich betroffen, da mehr als die Hälfte des Körpergewichtes durch die Vorderbeine getragen wird.

Bei der Pathogenese der Sehnenprobleme sind mechanische Eigenschaften, wie Elastizität und Zugfestigkeit von Bedeutung. Insbesondere mit Post-Mortem-Materialien wurden zahlreiche Untersuchungen durchgeführt, die die mechanischen Eigenschaften hinreichend offengelegt haben (GOODSHIP et al. 1994, CREVIER et al. 1996, RIEMERSMA et al. 1996). Ähnliche Versuche wurden auch mit lebenden Pferden durchgeführt (STEPHENS et al. 1989). Die Gemeinsamkeit der obengenannten Untersuchungen, die die mechanischen Eigenschaften der Sehnen in-vivo und in-vitro nachwiesen, ist die Tatsache, dass man sich bei den Methoden immer auf die Zugspannung konzentrierte.

Im Gegensatz zu diesen Techniken stand bei der vorliegenden Untersuchung im Vordergrund, die mechanischen Eigenschaften der Sehne im entspannten Zustand zu studieren. Zu diesem Zweck werden die tiefe und oberflächliche Beugesehne mittels Magnetresonantztomographie (MRT) in der anatomischen gestreckten und in der gebeugten Position, bei der die physiologische Spannung abnimmt, untersucht. Das Ziel dieser Arbeit ist es, durch die MRT- Untersuchungen weitere Informationen über die mechanischen Eigenschaften der Sehnen zu gewinnen.

2 LITERATURÜBERSICHT

2.1 ANATOMISCHE UND PHYSIOLOGISCHE GRUNDLAGEN

Sehnen bestehen aus einem starken, flexiblen Gewebe, das die Muskeln mit den Knochen verbindet und die Kräfte der Muskelkontraktion auf die Knochen überträgt. Somit wird gezielte Bewegung möglich. Während der Bewegung wird in den Sehnen gespeicherte Energie auf das Skelett übertragen und erhöht dadurch die Leistungsfähigkeit der Bewegung. Aus diesem Grund müssen Sehnen ein hohes Maß an Zugfestigkeit, Elastizität und eine hohe Gleitfähigkeit im peritendinösen Gewebe aufweisen (AUER u. STICK 1999).
Man unterscheidet funktionell die Strecksehnen und die Beugesehnen. In dieser Arbeit werden die Beugesehnen im Bereich der Ossa metacarpalia untersucht.

2.1.1 Die Struktur der Sehne

Die oberflächliche Beugesehne (OBS) liegt im Bereich des Metakarpus subkutan und zeichnet sich im proximalen Drittel durch eine ovale Form aus. Im mittleren Drittel umgibt sie die tiefe Beugesehne (TBS), wird flacher und hat an dieser Stelle ihren dünnsten Querschnitt. Weiter distal nimmt sie schließlich einen halbmondförmigen Querschnitt an (WEBBON 1973, GENOVESE et al. 1986, STADTBÄUMER 1990, RAPP 1995). Die TBS hat im proximalen Drittel eine dreieckige Form (STADTBÄUMER 1990). Nach distal wird sie rundlicher und schmiegt sich der ihr palmar kappenartig anliegenden OBS eng an (FORSSELL 1931, NICKEL et al. 1984, GENOVESE et al. 1986, STADTBÄUMER 1990). Das Unterstützungsband (UB) der TBS entspringt am Ligamentum carpi radiatum und zieht dorsal der TBS nach distal, wo es sich im mittleren Drittel des Metakarpus der TBS eng anschmiegt, um schließlich am Übergang zum distalen Drittel mit ihr zu verschmelzen (NICKEL et al. 1984, GENOVESE et al. 1986, RAPP 1997) (Abb. 2.1).

Abb. 2.1: Anatomische Darstellung der Sehnen und Bänder im Metakarpalbereich beim Pferd (Modifiziert nach STASHAK 2002)

Im mittleren Bereich des Metakarpus sind die Beugesehnen von einem lockeren Paratendineum umgeben (WEBBON 1973, SELWAY 1975). Dieses enthält viele elastische Fasern und ist ein notwendiges Element für die freie Gleitfähigkeit der Sehne (SELWAY 1975). Im distalen Bereich umfaßt die OBS direkt oberhalb der Gleitfläche der Gleichbeine die TBS als ringförmige Manschette (NICKEL et al. 1984, GENOVESE et al. 1986, RAPP 1997). Beide Sehnen verlaufen in der gemeinsamen Fesselbeugesehnenscheide palmar über das Fesselgelenk (NICKEL et al. 1984).

2.1.1.1 Morphologie der Sehnen

Sehnen bestehen aus mehreren Untereinheiten, die hierarchisch angeordnet sind. Makroskopisch betrachtet besteht die Sehnensubstanz im Querschnitt aus verschiedenen Faszikeln, die sich in kleinere Untereinheiten einteilen lassen, nämlich in Fasern und Fibrillen (Abb. 2.2). Diese Faszikeln werden durch das lockere Bindegewebe, das Endotendineum, das vom Epitendineum umgeben wird, zusammengehalten. Das umgebende vaskularisierte Epitendineum enthält sowohl neurale Elemente als auch unterschiedliche Zellen, die eine Quelle der pluripotenten Zellen darstellen (ROSS u. DYSON 2003). Eine Sehne stellt eine bandhafte Verbindung aus straffem fibrösem Bindegewebe zwischen Muskeln und Knochen dar, vergleichbar den Bändern, die eine artikuläre Verbindung zweier Knochen ermöglicht (STASHAK 2002).

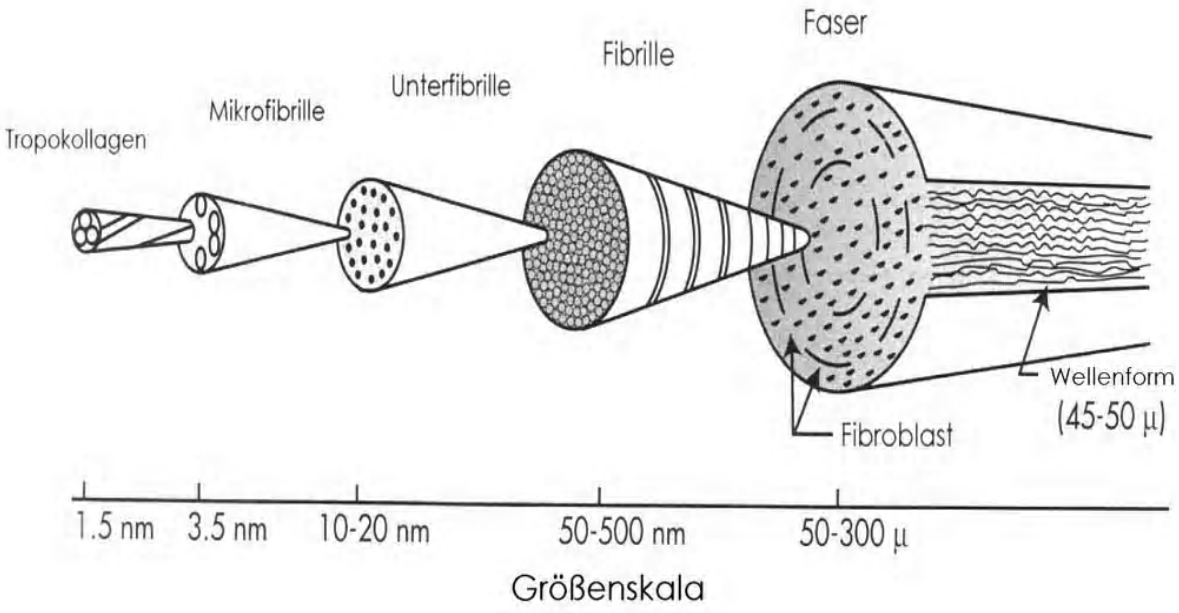


Abb. 2.2: Graphische Darstellung der Anordnung des Kollagens in Sehnen und Bändern (nach KASTELIC et al. 1978)

Sehnen werden in drei anatomische Segmente unterteilt: den Muskel-Sehnen-Übergang, den Knochen-Sehnen-Ansatz und das eigentliche Sehnengewebe. Der Übergang von Muskel- in Sehnengewebe ist gekennzeichnet durch die Fortsetzung des Epimysiums, des Perimysiums und des Endomysiums in der Sehne sowie durch das Ineinandergreifen von Muskelzellmembranen und Kollagenfasern. Die Verbindung zwischen Sehnen und Knochen kann nun direkt mit dem Knochen oder mit dem Periost erfolgen. Am Übergang vom Sehnengewebe in den Knochen nimmt die Festigkeit der Kollagenfasern durch Verknorpelung und Verknöcherung zu. Dabei können nun Bereiche der Faserknorpel und der mineralisierten Faserknorpel unterschieden werden (AUER u. STICK 1999).

Wellenform

Im Längsschnitt sind die Kollagenfibrillen durch eine Zickzackwellenform deutlich identifizierbar (Abb. 2.2). Sie wird durch den Winkel und die Länge quantitativ bestimmt, die im Bereich der Faszikel mittels Polarisierungsoptik gemessen wird (DIAMANT et al. 1972). Mit zunehmendem Alter verkleinern sich die Winkel der Wellenform immer mehr. Dabei wurde durch wissenschaftliche Erhebungen nachgewiesen, dass sich die Winkel der zentral gelegenen Fasern in größerem Maße verringern (WILMINK et al. 1992, PATTERSON-KANE et al. 1997). Während der Dehnungsphase der Sehnen werden die zentralen Fasern zuerst gerade gerichtet. Daher wirkt auf die zentralen Fasern eine größere Last als auf die peripheren Fasern, was die gehäuft auftretenden pathologischen Veränderungen in den zentral gelegenen Sehnenbereichen erklärt. Der Grund für Sehnenverletzungen im peripheren Bereich lässt sich eventuell dadurch erklären, dass es zu Fehlentwicklungen geradegerichteter Fasern in fokalen Randbereichen der Sehnen gekommen ist. Andererseits stellen die Verletzungen, welche die gesamte Sehne im Querschnitt mit einbeziehen, eine generalisierte Unterbrechung der Sehnenmatrix dar (ROSS u. DYSON 2003).

Kollagenfibrillen

Kollagenfibrillen sind Grundlage für die Zugfestigkeit der Sehnen und weisen eine zylinderförmige Struktur auf. Sie bestehen hauptsächlich aus Typ-I-Kollagenmolekülen, welche spezifisch axial und lateral angeordnet sind (PATTERSON-KANE et al. 1998 b). Diese Fibrillen bestehen aus Kollagenmolekülen, die in einer tripelhelikalen Form auftreten. Dadurch kommt es im Elektronenmikroskop zu einer charakteristischen Streifenbildung. Diese Kollagenhelices werden durch Poren in die Zellmembran als dreifaches schraubenartiges Prokollagen abgesondert, das anschließend extrazellulär in die Fibrillen durch kovalente, intermolekulare Verbindungen zusammengebaut wird. Mit zunehmendem Alter verschmelzen die angrenzenden Fibrillen und die Kollagenfibrillen nehmen immer mehr an Größe zu (KADLER et al. 1996, KADLER et al. 2000). Fohlen weisen bei ihrer Geburt im Bezug auf den Durchmesser bereits bi- oder trimodale Gruppen von Fibrillen auf. Im Erwachsenenalter können die Fibrillen in zwei oder drei Gruppen eingeteilt werden: klein (40 nm), mittel (120 nm) und groß (200 nm) (GOODSHIP et al. 1994).

Während bei histologischer Betrachtung einer normalen Sehne im Querschnitt große Fibrillen dominieren, weisen die Fibrillen in einer normalen Sehne eines Pferdes eine gewisse Heterogenität auf. Kleine Fibrillen sind deutlich schwächer als große Fibrillen. Deshalb sind Sehnen mit erhöhtem Anteil an kleinen Fibrillen, wie sie in den frühen Stadien der Reparaturprozesse auftreten, strukturell benachteiligt. Während des Heilungsprozesses erhöht sich der Fibrillendurchmesser und ebenso die intramolekulare Vernetzung. Dadurch gewinnt die heilende Sehne an Stabilität (AUER u. STICK 1999). Kollagenfasern sind submikroskopische Einheiten, von denen man annimmt, dass sie eine Länge von einigen Millimetern aufweisen. Es wurde festgestellt, dass die Stabilität der Kollagenfibrillen durch intermolekulare Querverbindungen zwischen den Kollagenmolekülen der Fibrillen hergestellt wird (BAILEY et al. 1980). Der Mass-Avarage Diameter (MAD) ist eine Maßeinheit für die Verteilung der intermolekularen Vernetzung und korreliert mit der Gesamtsehnenstärke (PATTERSON-KANE et al. 1998 a).

2.1.1.2 Verbundene Strukturen

Damit nun die Sehnen eine wirkungsvolle Kraftübertragung vom Muskel auf die Knochen gewährleisten können, muss das peritendinöse Gewebe innerhalb der umgebenden Strukturen eine hohe Gleitfähigkeit aufweisen. Dabei wird der Gleitprozess durch die Sehnenscheiden, die Bursae (Schleimbeutel), und das Paratendineum, je nach Position, erleichtert (AUER u. STICK 1999) (Abb. 2.3).

Sehnenscheide

Sehnenscheiden, Vaginae synoviales tendinum, treten an Strukturen auf, an denen es zu einer deutlichen Richtungsänderung im Sehnenverlauf kommt, vor allem im Bereich von Gelenken. Sie ermöglichen eine reibungsfreie Bewegung zwischen den Sehnen und dem faszialen Retinakulum, und gewährleisten gleichzeitig den normalen Sehnenverlauf, während die Sehnen die Gelenke überspannen (AUER u. STICK 1999). Sehnenscheiden sind mit der Struktur der Gelenkkapseln vergleichbar. Sie bestehen aus der äußeren, fibrösen und inneren, synovialen Membran. Diese doppelblättrige Membran legt sich nun mit ihrem parietalem und viszeralem Blatt um die Sehne. Diese beiden Schichten bilden das durchgehende Mesotendineum (WEBBON 1977).

Bursa

Die Schleimbeutel, Bursae synoviales, sind den Sehnenscheiden sehr ähnlich, mit dem Unterschied, dass sie nur einen Teil der Sehnen umgeben und vor allem zwischen Sehnen und knöchernen Strukturen auftreten (AUER u. STICK 1999).

Paratendineum

In den Bereichen, wo sich Sehnen in einem geradlinigen Verlauf darstellen und keine Sehnenscheiden besitzen, werden sie von lockerem Bindegewebe umgeben, dem gut vaskularisiertem Paratendineum (AUER u. STICK 1999).

Dabei handelt es sich um elastisches Gewebe mit langen, biegsamen Fasern, welche den Sehnen eine gute Beweglichkeit ermöglichen (McILWRAITH 1987).

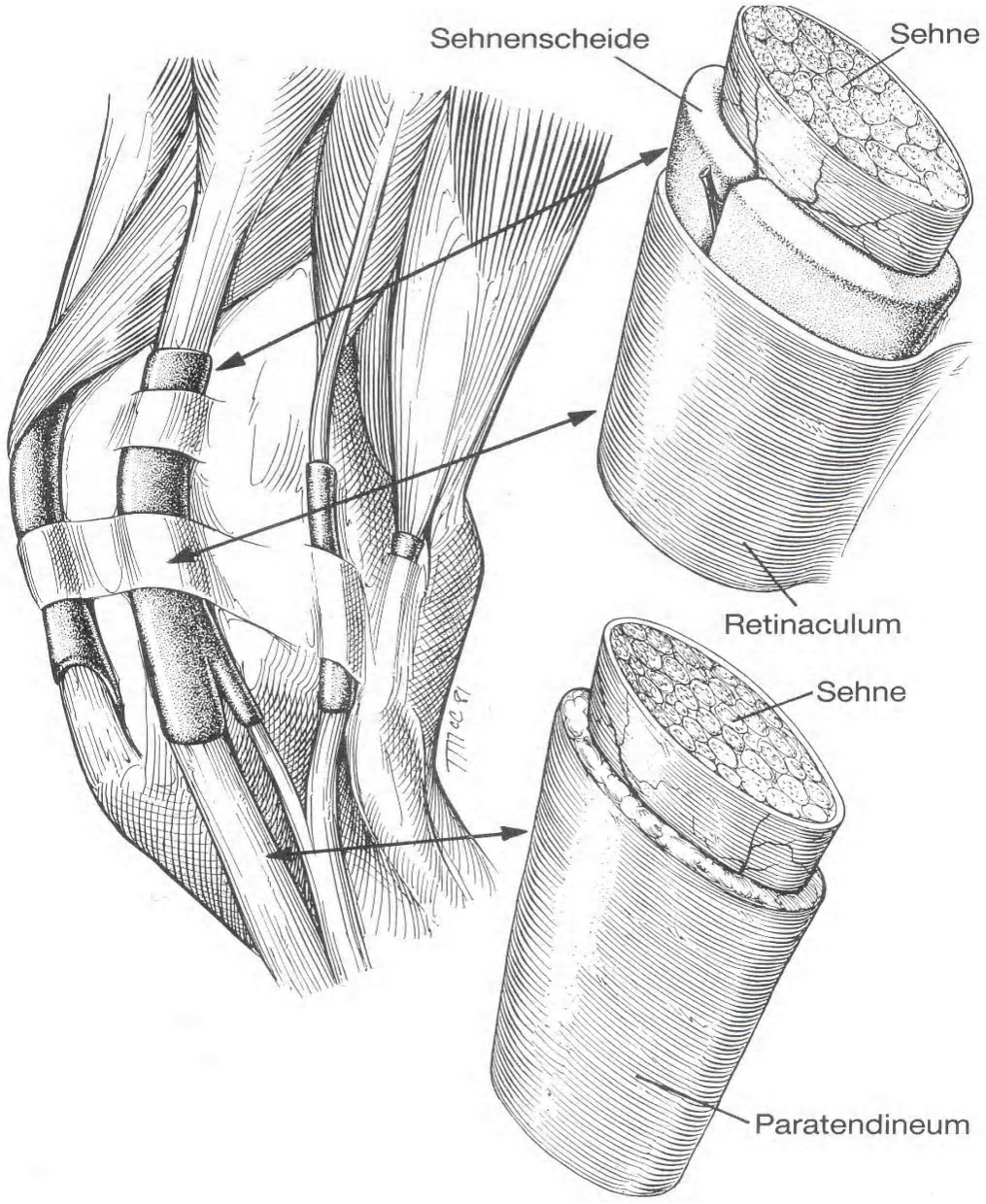


Abb. 2.3: Darstellung der Sehnen sowie ihrer Beziehung zu Paratendineum und Sehnenscheiden (nach STASHAK 1989)

Ligamentum anulare

Das Ligamentum anulare bzw. Retinaculum tendinis, ist ein starkes fibröses Band, dessen Funktion darin liegt, die Sehnen, besonders an anatomischen Strukturen, die eine Veränderung der Verlaufsrichtung begünstigen würden, in ihrer richtigen Position zu halten (STASHAK 2002).

2.1.1.3 Blutversorgung

Sehnen werden durch zwei Primärprozesse mit Nährstoffen versorgt: die Perfusion und die Diffusion. Die Diffusion von Nährstoffen aus den Kompartimenten erfolgt, anders als im Blut, überwiegend dort, wo Sehnen von einer Sehnenscheide umgeben werden. Dabei spielt die Synovia eine entscheidende Rolle in der Nährstoffversorgung der Sehnen (ROSS u. DYSON 2003). Sehnen werden aus drei verschiedenen Quellen mit Blut versorgt (KRAUS-HANSEN et al. 1992). Untersuchungen an den Vordergliedmaßen von Pferden haben ergeben, dass die proximalen Bereiche über die Muskeln und die distalen Bereiche über das Periost ernährt werden (WEBBON 1977). Die Blutversorgung zwischen den proximalen und den distalen Abschnitten wird durch intra- und extratendinöse Gefäße sichergestellt (KRAUS-HANSEN et al. 1992). Innerhalb der Sehnensubstanz formen die Gefäße im Endotendineum längliche Kanäle, welche untereinander anastomosieren und ein komplexes intratendinöses, vaskuläres System bilden. Im Sehnenscheidenbereich werden die Sehnen auch durch Diffusion von Synovia ernährt (AUER u. STICK 1999).
Zwischen den Sehnenscheiden im Karpal- und Metakarpophalengealbereich sind die Sehnen vom Paratendineum umgeben, über das Gefäße in diese gelangen (STASHAK 2002) (Abb. 2.4). Diese Gefäße anastomosieren mit den Blutgefäßen des Paratendineum, wobei durch künstliche Ligatur der paratendinösen Blutgefäße beim Pferd keine nennenswerten pathologischen Veränderungen hervorgerufen werden konnten. Jedoch verursachte die Ligatur der intratendinösen Blutgefäße im mittleren

Bereich des Metakarpus einen ischämischen, pathologischen Schaden, was wiederum die Bedeutung der intratendinösen Versorgung verdeutlicht. Die TBS weist auch ein Netz von Anastomosen auf, ausgenommen an seiner Dorsalseite im Bereich des Fesselgelenks. Sie liegt dort dem Gelenk direkt an und weist, um der Belastung in der Extensionsstellung standhalten zu können, einen knorpelfaserigen Phänotypus auf (KRAUS et al. 1995). Die TBS wird innerhalb der Sehenscheiden mit Ästen der Arteria digitalis palmaris communis III und distal über ein Vinculum tendinum versorgt. In den Beugesehnen wurden durch Untersuchungen auch Bereiche mit einer verringerten Vaskularisation gefunden und mit einer Neigung zur degenerativen Veränderung in Zusammenhang gebracht (FACKELMAN 1973).

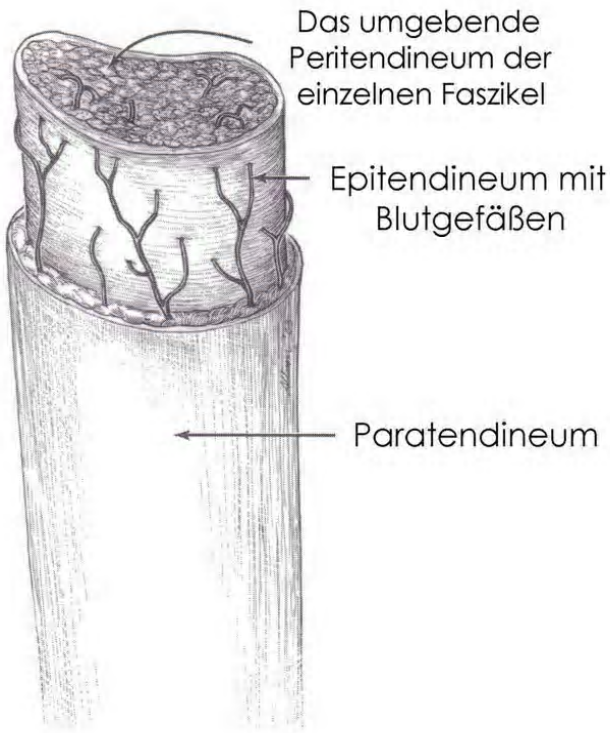


Abb. 2.4: Querschnitt durch die Sehne des Pferdes. Das Peritendineum ist eine dünne Gewebsschicht, welche jedes Faszikel umgibt und somit die Kollagenfasern zusammenhält. Das Epitendineum ist eine weitere dünne Gewebsschicht, die sich um die Faszikelgruppen legt und maßgebend an der Formgebung der Sehnen beteiligt ist (nach SCHULTZ 2004)

Es überrascht nicht, dass die TBS im Fesselgelenkbereich mit wenigen Blutgefäßen ausgestattet und somit eine minder durchblutete Region darstellt. Der Grund hierfür liegt in der hohen Kräftewirkung und der Belastung, die jeden möglichen Blutfluß stört (KRAUS et al. 1995). Histologischen Untersuchungen zu Folge handelt es sich bei Sehnengewebe um eine relativ azelluläre und doch bewegliche Struktur. Um metabolische Prozesse zu unterstützen, werden die Tenozyten durch ein intra- und extratendinöses Gefäßsystems ernährt (AUER u. STICK 1999). Innerhalb einer Synovialscheide wird die extratendinöse Blutversorgung durch intermittierende Blutgefäße, die über verschiedene Verbindungen des Mesotendineum die Sehne erreichen, gewährleistet (COLAHAN et al. 1999). Die OBS hat eine etwas höhere Durchblutungsrate als die tiefe Beugesehne, was ihre gute Gefäßanatomie reflektiert. Die Durchblutungsrate ist bei Fohlen bis zum dritten Lebensjahr im Vergleich zu erwachsenen Pferden deutlich erhöht, nimmt dann allerdings stufenweise ab. Durch Training wird die Durchblutung um ca. 200% gesteigert. Diese Zunahme tritt allerdings bei untrainierten Pferden verzögert auf. Die Blutversorgung der Sehnen scheint den jeweiligen Trainingszustand darzustellen. Verletzungen steigern die Durchblutung um mehr als 300%. Diese gesteigerte Vaskularisation tritt sowohl in der klinisch auffälligen wie auch in der unauffälligen Gliedmaße auf. Nach dem Prinzip der bilateralen Natur der Tendinitis beim Pferde nimmt die Durchblutung in beiden Sehnen zu, obwohl eine Gliedmaße stärker als die andere beeinflußt ist. Messungen, die an verletzten Sehnen durchgeführt wurden, haben ergeben, dass eine Koexistenz zwischen fibrösem Gewebe mit niedriger Durchblutung und hyperämischen Bereichen bei akut entzündeten Sehnen existiert (ROSS u. DYSON 2003).

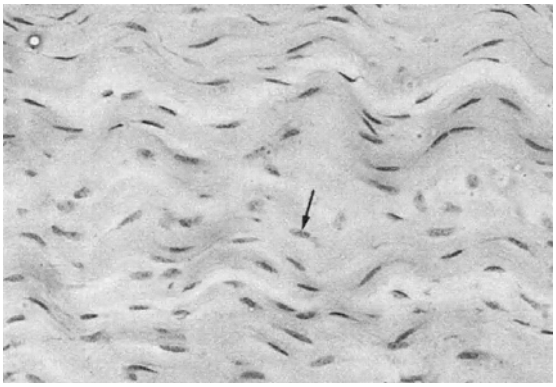
Die Zunahme durch Training ist weniger vorhersagbar. In einigen Fällen war die Zunahme der Durchblutungsrate minimal, während sich in anderen Fällen die Durchblutung um fast das Dreifache bei sich in Ruhe befindenden Sehnen erhöhten (COLAHAN et al. 1999).

2.1.1.4 Zelluläre Bestandteile

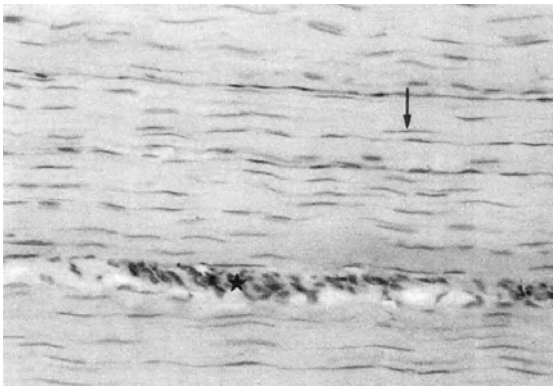
Für die Entstehung, Anordnung und Versorgung des Sehnengewebes sind Tenozyten erforderlich. Es gibt drei Arten von Tenozyten, die klar voneinander zu unterscheiden sind und sich innerhalb der Sehnen und der Ligamente eines gesunden Pferdes befinden (GOODSHIP et al. 1994) (Abb. 2.5).

Typ-I-Zellen: Zellen mit dünnen, spindelförmigen Kernen
Typ-II- Zellen: Zellgruppen mit gerundeten, stärkeren, zigarrenförmigen Kernen
Typ-III- Zellen: knorpelartige Zellen mit runden und sichtbaren Kernen

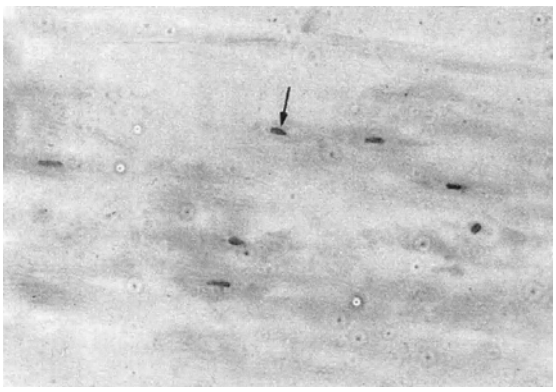
Die Verteilung der drei unterschiedlichen Zellen ist abhängig vom Alter des Sehnengewebes und den Ligamenten sowie der Lage im peripheren oder zentralen Bereich. Die Anzahl der Typ-II-Zellen ist bei den Kollagenbündeln in der jungen Sehne beträchtlich höher. Mit zunehmendem Alter dominieren die Typ-I-Zellen. Bei höherer Belastung und Druckkraft der Sehnen können in dieser Belastungs- und Druckregion Zellen des Typ-III nachgewiesen werden. Anzunehmen ist, daß Typ-II und III-Zellen metabolisch aktiver und für den Erhalt der extrazellulären Matrix der Sehne verantwortlich sind. Dennoch ist die metabolische Aktivität der Typ-I-Zellen nicht zu vernachlässigen (ROSS u. DYSON 2003). Das Ligament ist im Vergleich zu Sehnen ein zellreiches Gewebe mit einem erhöhtem Anteil an Typ-II-Zellen. Im Allgemeinen sind die in der OBS nachgewiesenen Sehnenzellen während der Wachstumsphase erhöht. Nach Abschluss der Wachstumsphase bleibt die Zellzahl verhältnismäβig konstant. Jedoch entwickeln sich azelluläre Regionen, besonders in den zentralen Bereichen der OBS am Fesselgelenk. Der Grad der Azellularität ist allerdings nicht vom Alter des Pferdes abhängig (WEBBON 1978).



A. Oberflächliche Beugesehne des Fohlens, die offensichtliche Wellenform und überwiegend Typ-II-Zellen (Pfeil) zeigt.



B. Junge oberflächliche Beugesehne, die eine Verringerung des Winkel innerhalb der Wellenform und eine erhöhte Zahl der Typ-I-Zellen (Pfeil) zeigt.



C. Azelluläre Region mit Typ-III-Zellen (Pfeil) in der gealterten tiefen Beugesehne im Fesselgelenkbereich.

Abb. 2.5: Histologische Eigenschaften der Sehne beim Pferd
(Modifiziert nach ROSS u. DYSON 2003)

Ein typisches Beispiel für weitere azelluläre Regionen ist die TBS im Metakarpophalangealbereich. Typ-II-Zellen konnten in der Umgebung der Fibrillen nachgewiesen werden. Durch die gleichmäßige Druckkraft der TBS auf das

Fesselgelenk entstehen azelluläre Regionen, wo auch fibrocartilaginöse Phänotypen auftreten. Das bedeutet, dass die Sehnen in diesem Bereich noch kräftiger sind. Die anderen Zellen sind mit der Sehne über das Paratendineum, das Epitendineum, die Fibroblasten des Endotendineums und die synoviaartigen Zellen des Epitendineums innerhalb der Sehnenscheide verbunden. Die Zellpopulation ist ein wichtiger Faktor in der Versorgung des Sehnengewebes. Das Endotendineum beinhaltet Wachstumsfaktoren wie zum Beispiel den transforming-Wachstumsfaktor-β (TGF-β). Da bei den jüngeren Pferden die Werte der TGF-β-isoformen erhöht sind, geht man davon aus, dass deren Synthese und Verteilung in der TBS vom Alter abhängig ist (CAUVIN 2001). Nach Beendigung des Knochenwachstums sinken die Werte vor allem in den Sehnenfaszikeln, was zu einem relativen Mangel an synthetisch aktiven Tenozyten führt (ROSS u. DYSON 2003).

Die Rolle der Tenozyten in der Sehne und im Ligament stand nach WEBBON (1978) kurz davor, entschlüsselt zu werden. Dennoch ist noch nicht klar, welche der Wachstumsfaktoren fundamental sind und welchen Einfluss deren Milieu auf die Synthese und die Reparation der Sehnenmatrix haben (ROSS u. DYSON 2003). Die Morphologie der Zellen, die unter dem Lichtmikroskop untersucht wurden, veränderten sich mit dem Alter und reflektierten die verringerte metabolische Aktivitiät in der adulten Sehne. Die in ihrer Entwicklung abgeschlossene Sehne enthält spindelförmige Kerne und zeigt begrenzte synthetische Aktivitiäten (WEBBON 1978). Forschungen der letzten Jahren haben ergeben, dass Tenozyten von Pferdesehnen umfangreiche zellplasmatische Verlängerungen besitzen, die auf benachbarte Zellen einwirken (COLAHAN et al. 1999). Dabei ist anzunehmen, dass die synthetischen Aktivitiäten der Tenozyten bei adulten Pferden eher niedrig ist und dies somit die Heilung von Mikroverletzungen begrenzt. Die Regenerationsphase des Kollagens bei einem erwachsenen Pferd ist vermutlich langsam (COLAHAN et al. 1999).

2.1.2 Mechanische Eigenschaften der Sehne

Die Sehnen dienen in erster Linie zur Kraftübertragung. Dies setzt voraus, dass sie eine große Zugfestigkeit bei geringer Dehnbarkeit besitzen. Weitere mechanische Eigenschaften, die erst neuerdings den Sehnen zuerkannt werden, beinhalten eine dynamische Verstärkung bei schnellen Muskelkontraktionen und eine Kräftedämpfung, die während schneller und unerwarteter Bewegungen durch ein bestimmtes Maß an Elastizität ermöglicht wird (EVANS u. BARBENEL 1975). Bei Zug in eine Richtung lässt sich die Sehne zuerst relativ widerstandslos ausdehnen, geht dann aber bei weiterer Belastung in einen straffen, gespannten Zustand mit geringer Verlängerung über (Abb. 2.6). Die Grenze zwischen diesen beiden Phasen ist durch das Verschwinden der Wellen an der Sehnenoberfläche gekennzeichnet und tritt ungefähr nach 3 % Verlängerung auf. Innerhalb des ersten, elastischen Bereiches wird beim Nachlassen der Kraft die ursprüngliche Wellenform wiedererlangt, und auch das Aufdrehen der Spiralen kann beobachtet werden. Im Anschluss an die elastische Initialphase verändert sich das mechanische Verhalten der Sehne, die jetzt vermehrt viskös-elastische Eigenschaften aufweist. Dabei kommt es zu irreversiblen Strukturänderungen (STASHAK 1989). Unter konstanter Belastung dehnt sich die Sehne mit der Zeit fortschreitend aus. Es wird angenommen, dass diese viskös-elastischen Veränderungen nicht die Primärbündel oder die Eigenschaften des Kollagens selbst betreffen, sondern die umgebende Grundsubstanz (STROMBERG u. TUFVESSON 1969). Über das Ausmaß der normalen auf die Sehnen der Pferde einwirkenden "physiologischen Kräfte" ist nur wenig bekannt, auch im Hinblick auf die angeführten Befunde zur Reißfestigkeit (WEBBON 1973). Eine Kollagenfaser von 1 mm Durchmesser zerreißt aufgrund der Längsorientierung der Sehnenfasern und –fibrillen erst bei einem Zug in Längsrichtung von bis zu 40 kg (LÖFFLER u. PETRIDES 1996).

Um die Bedeutung des dynamischen Verhaltens der Sehnen zu verstehen, ist es nötig zu wissen, ob sich die Sehne elastisch oder viskös-elastisch verhält. Dafür müssen die entsprechenden Bereiche definiert werden. Da vor allem in der zweiten

Phase des Belastungsgraphen bleibende Schäden auftreten, wird angenommen, dass die normale physiologische Aktivität der Sehnen niemals den elastischen Bereich überschreitet (WEBBON 1973).

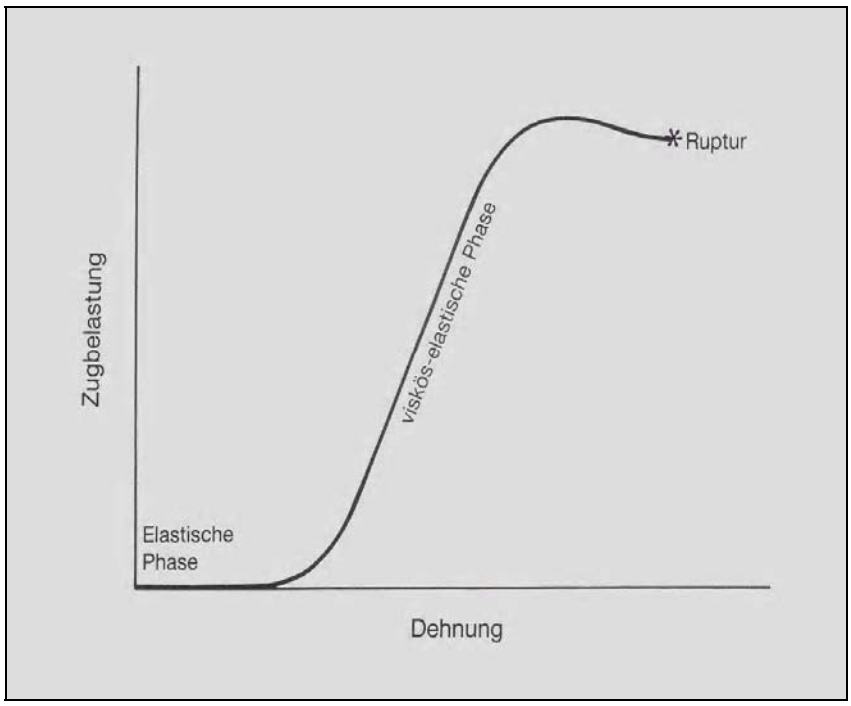


Abb. 2.6: Darstellung der Eigenschaften einer Sehne bei Zugbelastung. Eine initiale, lockere, elastische Phase geht einem straff gespannten, annähernd linearen, viskös-elastischen Bereich voraus (nach EVANS u. BARBENEL 1975)

Allerdings nehmen andere Autoren an, dass zahlreiche physiologische Kräfte auch in den Übergangsbereich fallen (EVANS u. BARBENEL 1975). Eine Belastungserhöhung der Sehnen mit einer Verlängerung des Ruhezustandes um ca. 8-10 % (EVANS u. BARBENEL 1975, STASHAK 1989, WILSON et al. 1990) oder sogar 12-21 % führt zur Ruptur erster Faserbündel, die nicht alle gleichmäßig stark gespannt sind. Nach STEPHENS et al. (1989) kann sich die OBS des Pferdes im Galopp bis zu 16 % dehnen, erst darüber hinaus führt eine weitere Streckung zum Überschreiten der Elastizitätsgrenze. Weiterhin ist es wichtig festzustellen, ob eine Hyperextension die normale Wellenstruktur zerstört und so klinische Symptome

hervorruft oder ob nach einer derartigen Belastung eine anschließende vollständige Regeneration gegeben ist und über welchen Zeitraum dies geschieht. Es ist bekannt, dass in der linearen Phase die normale Wellenform verlorengeht und nach Beendigung der Krafteinwirkung auch nicht wiedererlangt wird. Histologische Schnitte von Sehnen mit akuten und chronischen Läsionen zeigen den erwähnten Verlust der Spiralstruktur (STASHAK 1989). Die Nähe zwischen physiologisch auftretender Dehnung und zur Ruptur führender Überdehnung bei max. 17 kN veranlasst mehrere Autoren zu der Annnahme, dass die Sehnenbelastung beim Sportpferd nah am physiologischen Limit liegt (GOODSHIP et al. 1994, DOWLING et al. 2000).
Genauere Belastungsstudien zeigen hierzu, dass die absolute mittlere physikalische Zugbelastung für den Fesselträger der auffußenden Gliedmaße nach dem Sprung eines Pferdes aus 1 m Höhe bei ca. 250 % (15,8 kN) des Körpergewichtes liegt, für die OBS wurden ca. 200 % (13,9 kN) ermittelt (MEERSHOEK et al. 2001).

2.1.3 Molekularer Aufbau der Sehnenmatrix

Sehnen bestehen überwiegend aus extrazellulärer Matrix. Innerhalb dieser wurde eine Bandbreite von Proteinen nachgewiesen, welche die mechanischen Eigenschaften ermöglichen und sich auch gegenseitig beeinflussen. Sie bestehen zum grössten Teil aus Wasser (65%), Kollagen (30%) und nichtkollagenen Glykoproteine (5%) (ROSS u. DYSON 2003).

2.1.3.1 Kollagen

Ungefähr 80% des Trockengewichts der Sehne besteht aus Kollagen (GOODSHIP et al. 1994), von dem die am meisten vertretene Kollagenart der Typ-I mit 95% ist (VOGEL 2003). Sehnen und Bänder müssen hohen Zugspannungen widerstehen und enthalten einen hohen Anteil der Typ-I-Kollagene (EVANS u. BARBENEL 1975).

Kollagenfibrillen zeichnen sich vor allem durch starke Verbindungen zwischen den Fibrillen und den Untereinheiten höherer Ordnung aus. Diese Bindungen treten zwischen dem Hydroxylysin und Lysinüberresten der Fibrillen und den kovalenten Querverbindungen vom Typ-I-Kollagen auf (ROSS u. DYSON 2003) (Abb. 2.7). Lysin und Hydroxylysin werden durch die Tätigkeit des Enzyms Lysyloxydase in die jeweiligen Aldehyde, die durch ß-Aminopropionitril Fumarat gehemmt wird, umgewandelt. Bei der Behandlung von Sehnenerkrankungen des Pferdes wurde die Substanz ß-Aminopropionitril verwendet (SILVER et al. 1983).

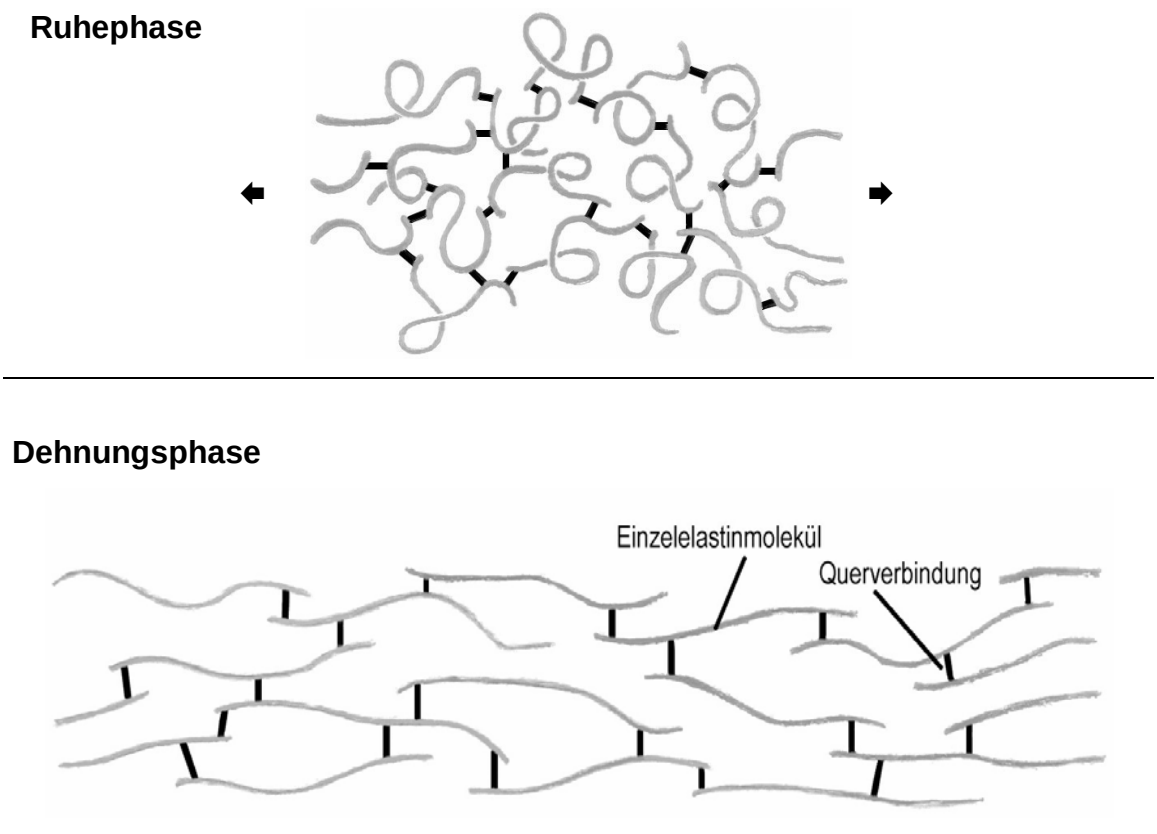


Abb. 2.7: Elastische Faser; Zwischen den Elastinmolekülen befinden sich kovalente Querverbindungen. Jedes Molekül zeichnet sich in der Ruhephase durch eine spulenartige Struktur aus. In der Dehnungsphase verliert das Netzwerk der Elastinmoleküle diese aufgespulte Struktur und die Elastinmoleküle ordnen sich nahezu parallel an (Anonym Internet 2004, http://courses.ucsd.edu/amcculloch/be250A/topic11_collagen.pfd)

Das Typ-II-Kollagen ist im Übergangsbereich der Sehne zu einem anderen Gewebe vorzufinden, ebenso wie im Metakarpophalangealbereich, wo die Sehne bei Beanspruchung extrem gestreckt wird und daher knorpelartig erscheint. Das Typ-III-Kollagen ist im Endotendineum anzutreffen und scheint sich mit dem Alter des Pferdes quantitativ zu erhöhen (ROSS u. DYSON 2003). Die primären Kollagenfibrillenbündel werden zu Sekundärbündeln zusammengefasst, die ihrerseits wieder größere tertiäre Sehnenbündel bilden (STASHAK 1989). Wie bereits vorher erwähnt wurde, ist das wellenförmige Muster in der Kollagenfasern in der gebeugten Sehne, zusammen mit dem spiralförmigen Gebilde der primären Kollagenfasern, für die Elastizität des Gewebes verantwortlich (COLAHAN et al. 1999).

2.1.3.2 Nicht-Kollagen-Glykoproteine

Cartilage oligomeric matrix protein (COMP)

Das große Glykoprotein "Cartilage Oligomeric Matrix Protein" (COMP), das bisher in geringem Maße im Knorpelgewebe vermutet wurde, ist laut den letzten Untersuchungen in hohem Maß im Sehnengewebe anzutreffen. Die große Menge von 3% Trockengewicht der COMP im Sehnengewebe hat einen neuen, enormen und bislang ungewohnten Einblick in das Thema "Pathophysiologie der Sehnenkrankheiten beim Pferd" ermöglicht (SMITH et al. 1995). Obwohl die Funktionen der COMP noch nicht vollständig erforscht sind, ist bekannt, dass sie die Kollagenfibrillen binden (ROSENBERG et al. 1998, THUR et al. 2001).
Mit zunehmendem Alter des Pferdes nimmt die Präsenz der COMP zu. Im Metakarpalbereich der OBS steigt die Konzentration der COMP während der Wachstumsphase an und erreicht ihr Maximum. Nach Vollendung der Wachstumsphase nimmt ihr Anteil jedoch wieder ab. Allerdings bleibt dann die niedrige Menge der COMP außerhalb des Metakarpalbereichs der OBS sowie in der ganzen TBS gleich (SMITH et al. 1997). Erhöhte Mengen an COMP während der Wachstumsphase lassen darauf schliessen, dass COMP in diesem Zeitraum in hohem Maße synthetisiert werden. Obgleich ihre Funktion innerhalb der Matrix unklar ist, postuliert die Neuentdeckung, dass genetische Veränderungen im COMP-Gen beim Menschen Krankheiten mit einem Phänotypus in Form von schwachen Sehnen

und Bändern hervorruft. Diese Erkenntnis verdeutlicht, dass COMP eine wichtige Rolle in der Sehnenfunktion einnimmt (HECHT et al. 1995). Die zuvor gelieferten Erkenntnisse zeigen eine signifikante Korrelation zwischen grenzwertiger Zugspannung und dem Auftreten der COMP in der späten Wachstumsphase des Pferdes (SMITH et al. 2002).

Proteoglykane

Proteoglykane werden in zwei Hauptkategorien, die großen und kleinen Proteoglykane unterteilt. Es handelt sich dabei um Molekülgruppen, die einen Proteinkern und eine Zuckerseitenkette besitzen (Glykosaminoglykane bzw. GAG). Die für den Knorpel wichtigen Proteoglykane Aggrecan und die von Fibroblasten abstammenden großen Proteoglykane Versican haben mehrere GAG-Seitenketten, die eine Verbindung zur Hyaluronsäure ermöglichen. In der Sehne wurden vor allem in den unter starker Belastung stehenden Bereichen, wie zum Beispiel der tiefen und oberflächlichen Beugesehne im Fesselgelenkbereich, Anreicherungen von großen Proteoglykanen in der Matrix nachgewiesen. Nicht-kovalente Querverbindungen werden von den oben genannten Proteoglykanen und von anderen Glukoproteinen, besonders dem kleinen Proteoglykan Decorin, gebildet. Obwohl diese nicht-kovalenten Querverbindungen weniger stark sind als die kovalenten Querverbindungen, sind die große Zahl an nicht-kovalenten Querverbindungen und die Anordnung des Kollagennetzes möglicherweise die Hauptfaktoren für die mechanischen Eigenschaften der Sehne (ROSS u. DYSON 2003). So wurde gezeigt, dass Decorin, das am häufigsten vorkommende Proteoglykan, in der stark gespannten Sehne zur Bindung der Typ-I-Kollagenfibrillen dient (BROWN u. VOGEL, K. G. 1989). Zudem ist Decorin verantwortlich für die Regulation des Durchmessers der Kollagenfibrillen und ist zusammen mit anderen kleinen Proteoglykanen für die elektrostatischen Querverbindungen zwischen den Fibrillen verantwortlich. Daher stellt dies einen wichtigen Faktor zur Bildung der Sehnenstärke dar (DANIELSON et al. 1997). Desweiteren binden die kleinen Proteoglykane an verschiedenen Wachstumfaktoren, insbesondere dem TGF-β, der möglicherweise sowohl für die Stabilisierung der Homöostase und die Spannung der Sehnen als auch für die Antwort auf Sehnenverletzungen verantwortlich ist (YAMAGUCHI et al. 1990).

2.2 EINFÜHRUNG IN DIE MAGNETRESONANTZTOMOGRAPHIE (MRT)

Im folgenden Kapitel werden die Grundlagen der MRT erklärt. Die Informationen wurden aus WOHLGEMUTH (2003), MAUCH et al. (2003) und OYAR (1998) entnommen.

2.2.1 Historischer Rückblick

Die MRT, Kernspintomographie, Nuklearmagnetische Resonanz (NMR) oder engl. Magnet resonance imaging (MRI) ist ein modernes bildgebendes Verfahren. Seit 1946 ist das Prinzip der Kernspintomographie bekannt. Damals entdeckten *Bloch* und *Purcell* unabhängig voneinander, dass Atomkerne, die sich in einem externen Magnetfeld befinden, bei der Einstrahlung elektromagnetischer Energie geeigneter Wellenlänge diese absorbieren und ein Resonanzsignal aussenden können. Die beiden Forscher erhielten für diese Entdeckung im Jahre 1952 den Nobelpreis für Physik. Die Erkenntnis wurde weitergehend für chemische und physikalische Analysen verwendet, bis es 1967 *Johns* gelang, MRT-Signale von lebenden Tieren zu messen. 1973 wandelte *Lautebur* als erster diese Signale in Bilder um. 1976 konnte *Damadian* erstmals ein Malignom bei einer lebenden Maus darstellen und 1977 die erste in vivo Thoraxuntersuchung am Menschen durchführen. Seit 1983 werden MR-Tomographen industriell vertrieben (SEIDERER 1990, DENNIS 1996).

2.2.2 Signalerzeugung

Schnittbilder werden in der MRT aus elektromagnetischen Impulsen errechnet, die der Patient nach einer elektromagnetischen Anregung im Magnetfeld wieder emittiert. Der Patient wird in ein permanentes Magnetfeld, das Hauptmagnetfeld des

Magnetresonanztomographen, gelegt. Dadurch richten sich seine Wasserstoffatomkerne, die Protonen enthalten, entlang der Hauptmagnetfeldachse aus. Darauf wird kurz eine elektromagnetische Welle in den Patienten eingestrahlt. Der Patient nimmt dadurch Energie auf. Die aufgenommene Energie wird gleich darauf von selbst wieder als elektromagnetische Welle abgegeben und dabei vom Patienten etwas verändert abgestrahlt. Diese abgegebene elektromagnetische Welle wird in einer Empfängerspule gemessen und von einem Computer in ein Schichtbild umgerechnet.

Kernspin

Der Kernspin ist der Drehimpuls bestimmter Atomkerne um ihre Achse. Als Kernspin bezeichnet man die Eigendrehung eines Protons um sich selbst. Sie ist eine Atomeigenschaft, die auch ohne ein äußeres Magnetfeld vorhanden ist, da ein Proton an sich selbst ein Magnet ist. (Abb. 2.8)

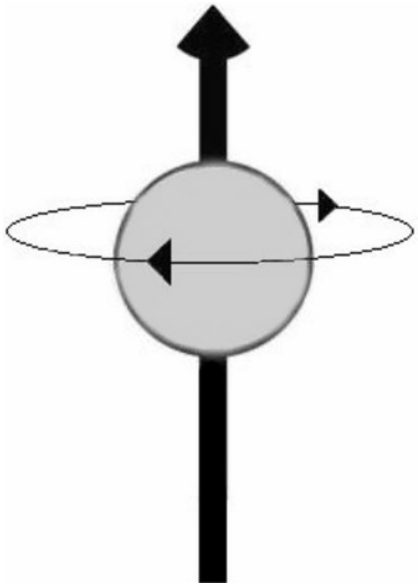


Abb. 2.8: Der Kernspin als Drehimpuls des Atomkerns um seine Achse

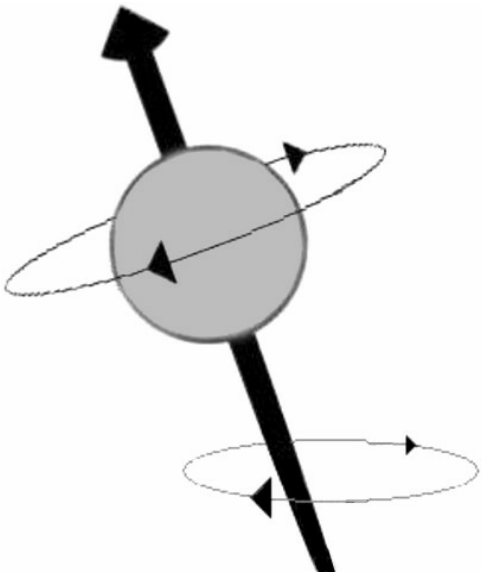


Abb. 2.9: Die Präzession: "Eiern" des Spins im äusseren Magnetfeld

Präzession

Bei der Präzessionsbewegung dreht sich das rotierende Atom um die Achse des äußeren Magnetfeldes, wie ein schwankender Kreisel um das Gravitationsfeld. Eine Präzessionsbewegung dagegen bezeichnet das Schwanken der Achse eines sich drehenden Protons unter dem Einfluss eines äußeren Magnetfeldes. Man kann dies bildlich auch als das "Eiern" eines sich drehenden Kreisels unter dem Einfluss der Schwerkraft veranschaulichen. Wichtig ist hierbei, dass die Geschwindigkeit dieses "Eierns" von der Stärke des äußeren Magnetfeldes abhängt. Je stärker die Kraft dieses Magnetfeldes ist, desto schneller ist auch die Präzessionsfrequenz (Abb. 2.9).

Magnetische Summenvektor

Das gesamte magnetische Moment der einzelnen sich drehenden Atomkerne entspricht dem magnetischen Summenvektor. Alle Wasserstoffatomkerne entsprechen kleinen elektrischen Ladungen, die sich drehen und “Spin” genannt werden. Eine sich bewegende Ladung erzeugt bekanntermaßen ein Magnetfeld. Alle Wasserstoffprotonen entsprechen also kleinen Magneten, die eine bestimmte magnetische Richtung, einen Vektor, einnehmen, analog dem Nordpol und Südpol der Erde. Alle Wasserstoffprotonen (Magnetfeldvektoren) innerhalb eines einzelnen Bildpunktes (z.B. 1 mm^3 großes Voxel) im endgültigen Schnittbild (viele Milliarden Protonen sind in einem Bildpunkt enthalten) addieren sich zu einem "Summenvektor" oder Netto-Magnetvektor auf, der dem Gesamtmagnetfeldvektor dieses einzelnen Bildpunktes entspricht (Abb. 2.10).

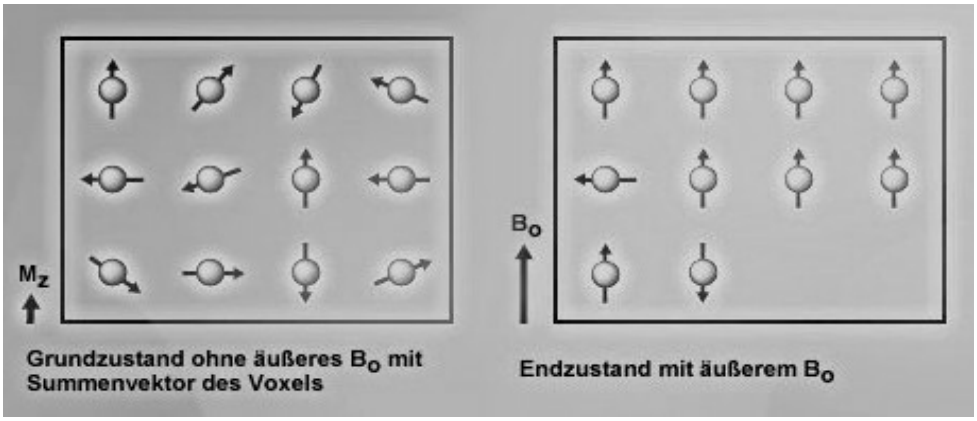


Abb. 2.10: Der magnetische Summenvektor im äußeren Magnetfeld (nach WOHLGEMUTH 2003)

Protonen im permanenten Magnetfeld

Im Magnetfeld des MR-Geräts treten die Kerne mit ihrem magnetischen Moment in Wechselwirkung zum äußeren Magnetfeld, eine sehr schwache, aber nachweisbare Magnetisierung entsteht. Jedes Wasserstoffproton entspricht durch seine sich drehende positive Ladung einem kleinen Stabmagneten. Dieses kleine Magnetfeld wird durch das äußere Magnetfeld des MR-Tomographen überlagert.

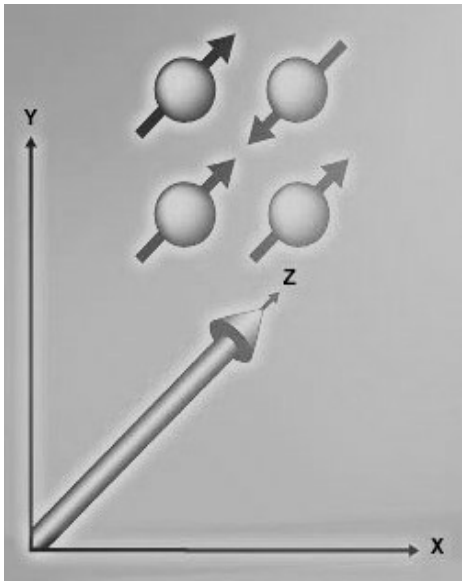


Abb. 2.11: Wasserstoffprotonen in einem permanenten Magnetfeld (nach WOHLGEMUTH 2003)

Die Protonen richten sich am äußeren Magnetfeld entlang seiner Richtung aus, wie Kompassnadeln am Erdmagnetfeld. Die allermeisten Protonen richten sich parallel zur äußeren Magnetfeldrichtung aus, einige wenige genau andersherum ("anti-parallel"). Wenn beispielsweise in einem Bildpunkt 17 Milliarden Protonen genau "nach oben" zeigen und 2 Millionen Protonen genau "nach unten" zeigen, würde der magnetische Summenvektor dieses Bildpunktes (Summe der Einzelmagnet-feldvektoren) dem Betrag von 16,998 Milliarden "nach oben" zeigenden Protonen entsprechen (Abb. 2.11).

Die Anregung = Energieaufnahme

Ein elektromagnetischer Impuls verstärkt die Präzessionsbewegung der rotierenden Spins, die Magnetisierung präzediert weg von der Hauptmagnetfeldrichtung. Die Anregung der Protonen entspricht dem Einstrahlen von elektromagnetischer Energie (z.B. ein Radiofrequenzimpuls von z.B. 64 MHz Wellenlänge) über eine Sendespule. Das System nimmt dabei Energie auf. Der Summenvektor der sich drehenden Spins "eiert" dabei immer stärker und zeigt nicht mehr in die Z-Richtung, sondern kippt in die X-Y-Richtung (Transversalebene) (Abb. 2.12).

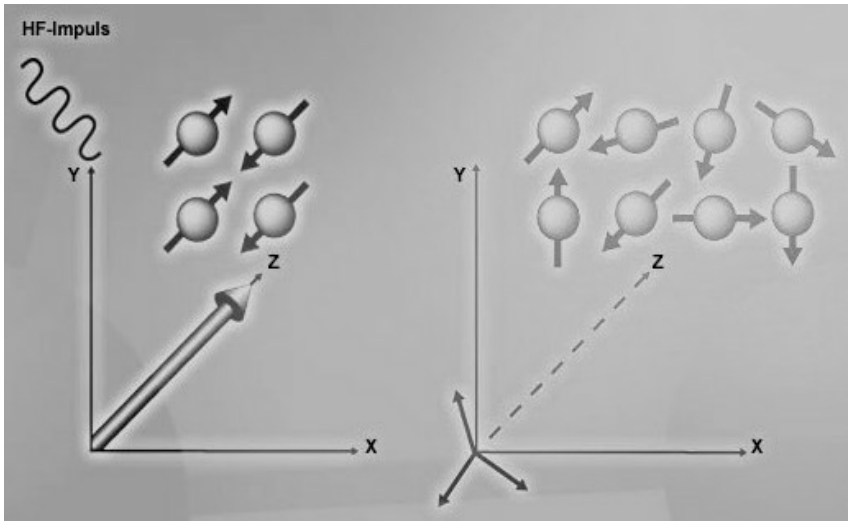


Abb. 2.12: Durch die Anregung wird Energie auf die Spins übertragen (nach WOHLGEMUTH 2003)

Das messbare MR-Signal

Dieser angeregte, jetzt in der X-Y-Ebene rotierende Summenvektor erzeugt wiederum kurzzeitig selbst einen messbaren elektromagnetischen Impuls (MR-Signal), bevor er wieder zerfällt. Das MR-Signal, das in der Empfängerspule gemessen wird, entspricht also der elektromagnetischen Welle, die aus dem Körper des Patienten abgestrahlt wird. Es handelt sich dabei um die in die Transversalebene gekippten Spins, die als senkrecht zum äußeren Magnetfeld kreisende kleine

Magneten einen messbaren Strom induzieren. Der Zerfall des MR-Signales geschieht durch 3 Komponenten. Die T1, T2, und T2* Relaxation sind voneinander unabhängig und laufen parallel ab.

• **Die T1 -Relaxation**	Die Spins relaxieren wieder zurück in die longitudinale Richtung des äußeren Magnetfeldes
• **Die T2 -Relaxation**	Spin Spin-Wechselwirkungen führen zur Dephasierung
• **Die T2*-Relaxation**	Lokale Magnetfeldinhomogenitäten führen zur Dephasierung

Longitudinale Relaxation

Die spontane Energieabgabe (Relaxation) nach der Anregung basiert zum einen auf der sogenannten T1-Relaxation. Das System wurde durch die kurz eingestrahlte RF-Energie (Anregungsimpuls) in einen energiereicheren Zustand versetzt und trachtet nun von selbst danach, wieder in einen stabilen, energieärmeren Zustand zu gelangen. Diese Energieabgabe nennt man Relaxation. Einen Anteil dieser Relaxation nennt man T1-Relaxation beziehungsweise Spin-Gitter-Relaxation oder longitudinale Relaxation. Die in der X-Y-Ebene präzedierenden Spins wandern dabei wieder in die longitudinale oder Z-Richtung, also parallel zum äußeren Magnetfeld. Bei der T1-Relaxation wandern die Spins durch Nachlassen der Präzessionsbewegung wieder in die Richtung des Hauptmagnetfeldes (Z-Richtung), die longitudinale Magnetisierung nimmt wieder zu. Die "gespannten Federn", also die in die transversale X-Y-Ebene gekippten Spins, entspannen sich wieder langsam bei der Energieabgabe. Die Spins zeigen wieder nach "oben" in die longitudinale Z-Richtung. Dabei wird Energie an die Umgebung (das "Gitter") abgegeben. Mit der Zeit nimmt bei der T1-Relaxation die longitudinale Magnetisierung also wieder zu, während die transversale Magnetisierung abnimmt. Mit einer Abnahme der transversalen Magnetisierung nimmt auch das in der Empfängerspule messbare Signal (in X-Y-Ebene rotierender Summenvektor) ab (Abb. 2.13).

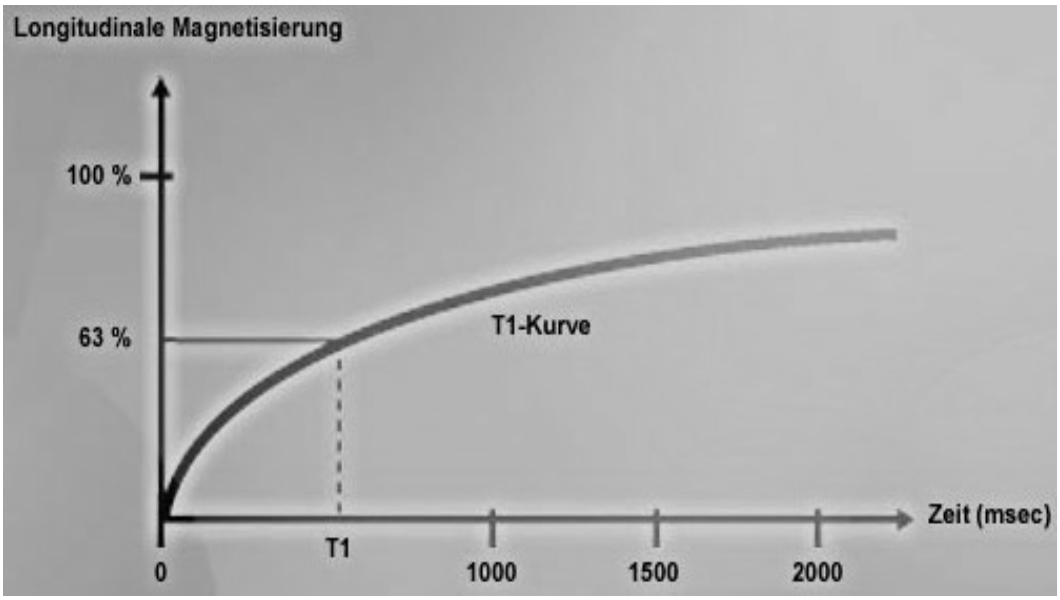


Abb. 2.13: Die longitudinale oder T1-Relaxation. Als T1-Zeit eines Gewebes definiert man die Zeit, in der 63% der T1-Relaxation des Gewebes abgelaufen ist (nach WOHLGEMUTH 2003)

Transversale Relaxation

Der andere Anteil an der Energieabgabe nach der Anregung basiert auf Wechselwirkungen der einzelnen präzedierenden Spins untereinander. Den Anteil der Relaxation nennt man T2-Relaxation oder transversale Relaxation, da er sich nur innerhalb der transversalen X-Y-Ebene abspielt. Direkt nach der Anregung zeigen alle Spins in der Transversalebene in die gleiche Richtung. Durch die Wechselwirkungen der Spins untereinander verlieren sie schnell ihre Phasenkohärenz und die Magnetfeldvektoren zeigen dann in der Transversalebene in verschiedene Richtungen; hier nimmt die Größe des magnetischen Summenvektors ab. Der Summenvektor in der X-Y-Richtung nimmt dann natürlich ab, da sich gegenüberliegende Magnetfeld-Vektoren in der Summe gegenseitig aufheben. Unterschiedliche Präzessionsfrequenzen bedeuten unterschiedliche Phasenlagen, da einige Spins sich schneller drehen, andere langsamer. Die Spins

verlieren dadurch ihre Phasenkohärenz, sie dephasieren (T2-Relaxation). Hinzu kommen noch konstante Magnetfeldinhomogenitäten durch den MR-Tomographen oder den Patienten, die ebenfalls zu unterschiedlichen Präzessionsfrequenzen bzw. Phasenlagen führen. Deren Anteil an der Dephasierung nennt man T2* (sprich "T2-Stern") Relaxation. Mit der Zeit nimmt bei der T2-Relaxation die transversale Magnetisierung schnell ab (Abb. 2.14).

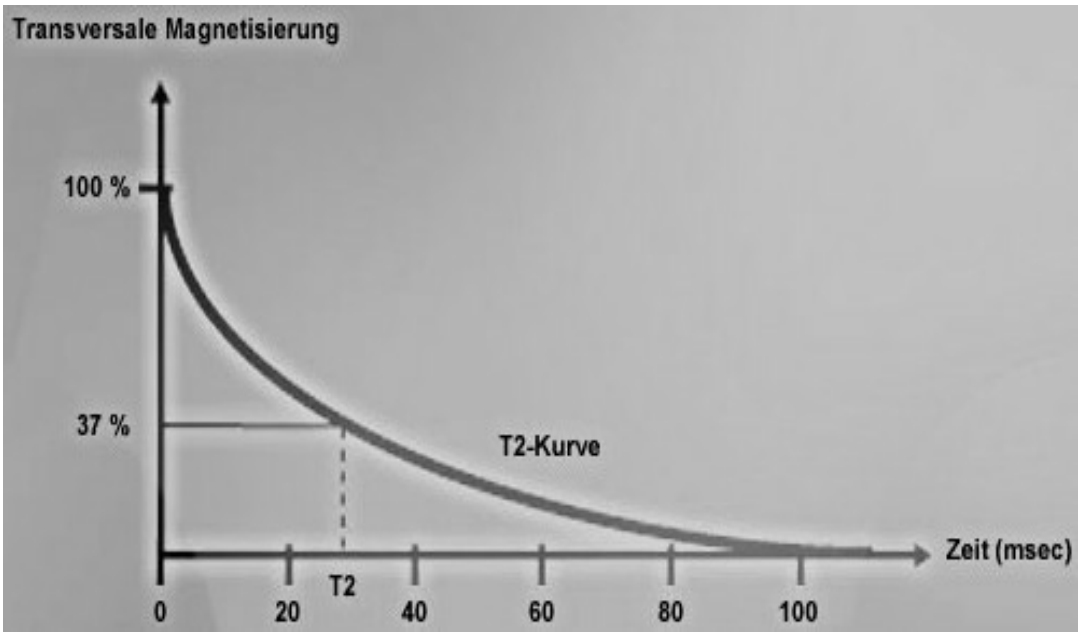


Abb. 2.14: Die transversale oder T2-Relaxation. Die T2-Zeit eines Gewebes ist definiert als der Zeitpunkt, zu dem 63% aller Spins in der Transversalebene dephasiert sind (nach WOHLGEMUTH 2003)

Das Echo

Bei der Echoerzeugung werden die in der X-Y Ebene in alle Richtungen zeigenden Stabmagneten (rotierende Spins) wieder alle in eine Richtung gezwungen, es entsteht wieder ein messbares Signal (magnetisches Moment), das Echo. Nach einem 90° Anregungsimpuls, also einer elektromagnetischen Welle (RF-Impuls), die

den Summenvektor um 90° in die X-Y-Ebene kippt, entsteht ein messbares MR-Signal, dass nach wenigen Millisekunden wieder zerfällt. Lokale Magnetfeldinhomogenitäten bewirken unterschiedliche Präzessionsfrequenzen. Einige Spins drehen sich dann schneller als andere; es kommt so zur Dephasierung, obwohl noch Energie im System steckt (die Feder ist noch gespannt). Da die Spins aber in der Transversalebene in alle möglichen Richtungen zeigen, geht der messbare Summenvektor schnell gegen Null. Bei der Echoerzeugung sorgt man für die Wiederherstellung dieser nach der Anregung noch im System steckenden Energie durch Umkehrung der Dephasierung (Rephasierung). Dazu verwendet man entweder einen 180° RF-Impuls (Spin-Echo Sequenz) oder eine Gradientenschaltung (Gradienten-Echo Sequenz). Das so wiederhergestellte messbare Signal nennt man Echo.

3 MATERIAL UND METHODE

3.1 DAS UNTERSUCHUNGSGUT

Von Februar 2003 bis Oktober 2003 wurden in der Klinik für Pferde der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München frischtote Pferde der Untersuchung am Magnetresonanztomographen unterzogen. Es wurden 16 Vordergliedmaßen von 11 Pferden (vier Stuten, sechs Wallache, ein Hengst) im Alter zwischen vier und 20 Jahren untersucht (Tabelle 1).

Tabelle 1: Geschlecht, Rasse, Alter der kernspintomographisch untersuchten Pferden

Pferd	Geschlecht	Rasse	Alter (Jahre)
1	Stute	Island Pony	9
2	Wallach	Warmblut	7
3	Stute	Warmblut	17
4	Hengst	Arabisches Vollblut	12
5	Wallach	Warmblut	5
6	Stute	Warmblut	8
7	Wallach	Reitpony	20
8	Stute	Warmblut	17
9	Wallach	Warmblut	5
10	Wallach	Warmblut	4
11	Wallach	Warmblut	14

3.2 DER MAGNETRESONANZTOMOGRAPH

3.2.1 Magnet Open viva

Das folgende Protokoll beinhaltet eine Beschreibung des Gerätes und des Zubehörs, die für die Arbeit an dem verwendeten Kernspintomographen MAGNETOM, Generation OPEN viva (Gerätekennung: MRM 1023) der Fa. SIEMENS, Erlangen benötigt wird. Das homogene permanente Magnetfeld (Niederfeld der Stärke 0,2 Tesla) wird von zwei c-förmigen, wassergekühlten Spulen in den beiden Polplatten vor den Messungen aufgebaut.

Untersuchungstisch

Der Patiententisch für Pferde (l: 2,60 m, h: 0,855 m, b: 1,60 m) ist eine Spezialanfertigung der Fa. Trumpf-Medizin Systeme GmbH (ehem. BlancoMed), Saalfeld. Der MRT-Raum, indem sich während der Untersuchung der Patiententisch befindet besitzt eine Hochfrequenzabschirmung, um eine grosse Homogenität des Magnetfeldes zu gewährleisten. Der mit kräftigen Kunststoffrädern versehene Unterbau ist aus rostfreiem Stahl der Nr. 1.43.01. Eine 29 cm gegen die Breite des Unterbaus verschiebbare Platte, die somit das Manövrieren zwischen den Magnetpolen erleichtert, besteht aus glasfaserverstärktem Kunststoff. Über die gesamte Platte (Eigendicke: 3 cm) wird eine zweiteilige, ca. 3 cm dicke, feste Kunststoffmatte gelegt, um die Patienten weicher lagern zu können (Abb. 3.1).

Euthanasie der Pferde

Das Einschläfern der Pferde erfolgte mittels Pentobarbital−Natrium (Eutha® 77) Injektion. Es wurden 100 ml der Lösung als Sturzinjektion verabreicht. Unmittelbar nach Eintritt des Herzstillstandes wurden die Pferde im noch körperwarmen Zustand untersucht.

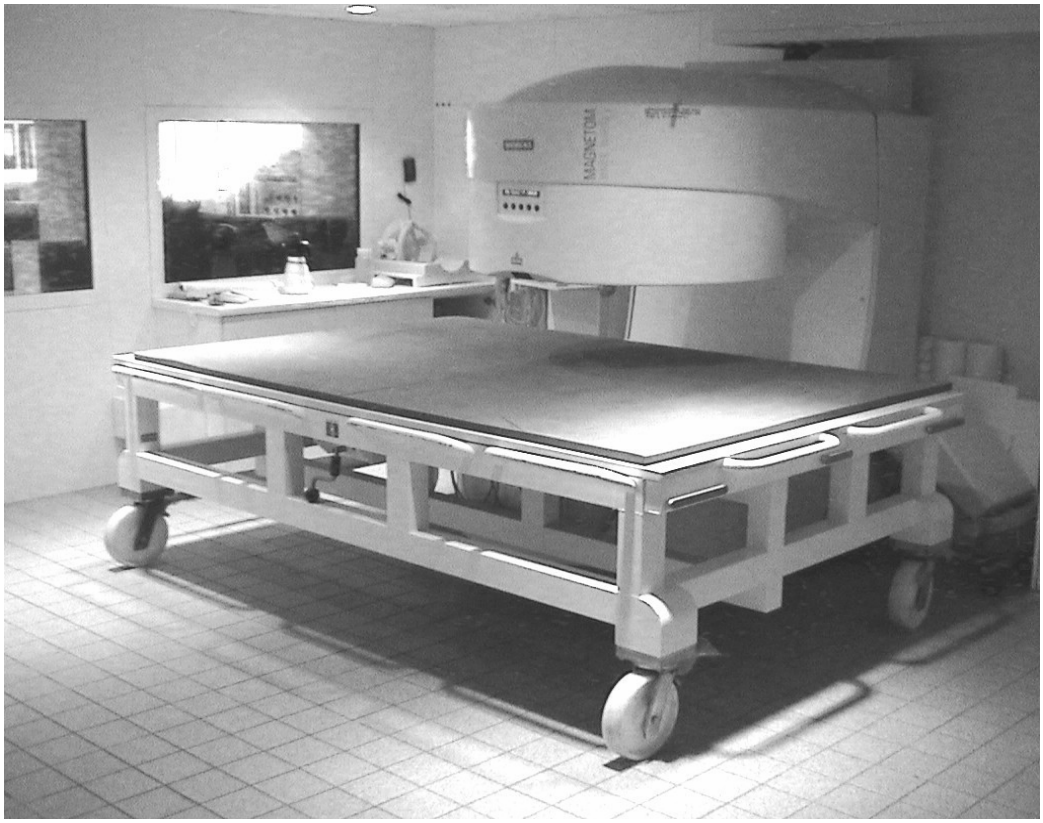


Abb. 3.1: MRT-Untersuchungsraum: In der Abbildung sieht man den eigens für Pferde hergestellten Patiententisch. In dem Nebenraum links neben dem Magnetresonanztomograph befindet sich die Hauptkonsole, wo die Untersuchungs-ergebnisse ausgewertet werden

Lagerung der Pferde

Die Pferde werden mit Hilfe eines Krans auf den MRT-Tisch gehoben. Bei der Lagerung der Pferde auf den Untersuchungstisch ist darauf zu achten, dass die Beine des Tieres sowie der freie Unterbau des Tisches in die Richtung des Magnetresonanztomographen zeigen, um den Tisch näher an das Gerät schieben zu können (Abb. 3.2).

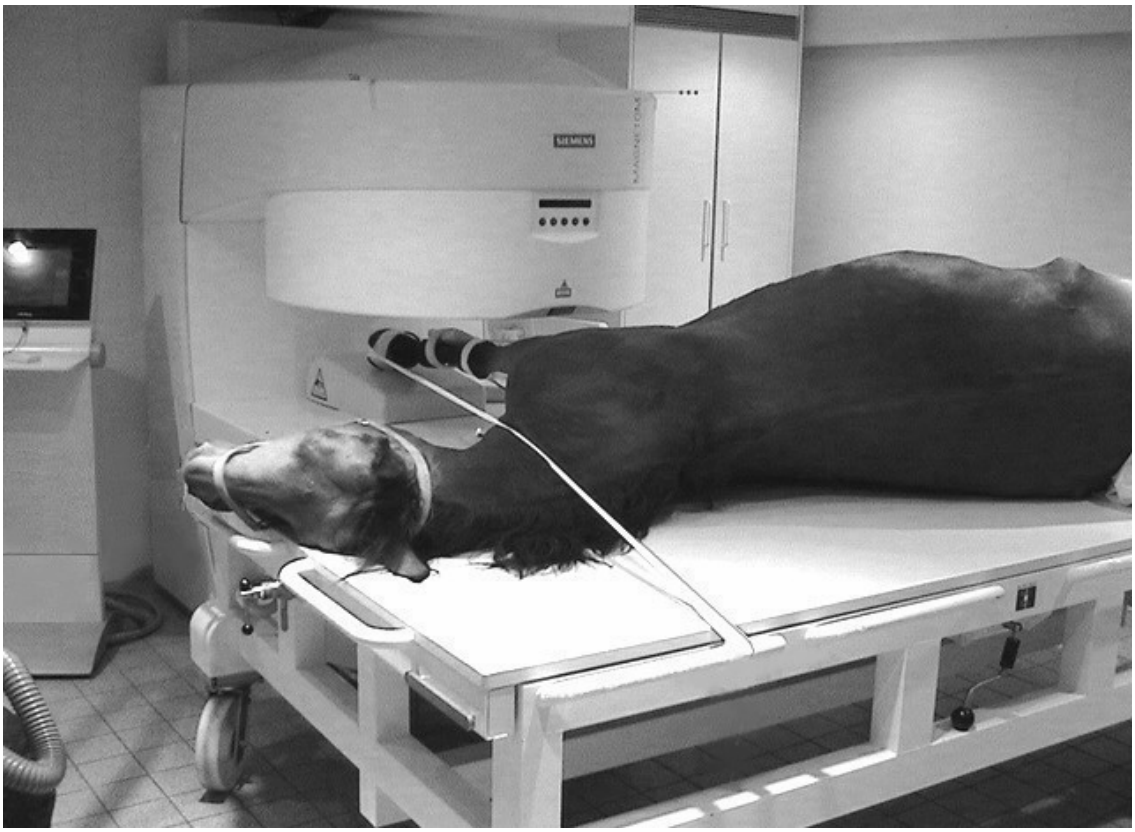


Abb. 3.2: Lagerung des Pferdes während der Untersuchung

3.2.2 Ablauf der Messungen

Die Aufnahmen im Rahmen dieser Arbeit wurden in zwei unterschiedlichen Positionen durchgeführt, zum einen in gestreckter Haltung des Beines, die der anatomischen Position des Pferdes entspricht und zum anderen in gebeugter oder angewinkelter Haltung. Um die Untersuchungsergebnisse innerhalb des Magnetfeldes nicht zu verfälschen, wurde dem Pferd zuvor das Hufeisen an dem zu untersuchenden Bein sowie an allen anderen entfernt.

Um die für diese Doktorarbeit geeignete Untersuchungssequenz herausfinden zu können, wurden alle Möglichkeiten kurz getestet. Die Entscheidung fiel auf die sogenannte Flashsequenz, da der Zwischenraum zwischen der tiefen Beugesehne (TBS) und oberflächliche Beugesehne (OBS) klarer in der Aufnahme zu erkennen ist.

Fixierung der Pferde

A. Anatomische Position

In dieser Position ist darauf zu achten, dass sich das Vorderbein des Pferdes in gestreckter Haltung befindet. Um das Bein in dieser Position zu fixieren, wird ein Klebeband verwendet. Unter Berücksichtigung der stehenden Haltung des Pferdes ist die Fixierung des Pferdes vorzunehmen (Abb. 3.4). Damit das Klebeband eine gute Haftung an Huf und Bein des Pferdes hat, muss zuvor der Huf des Pferdes möglichst gut von Schmutz und Rückständen befreit werden.

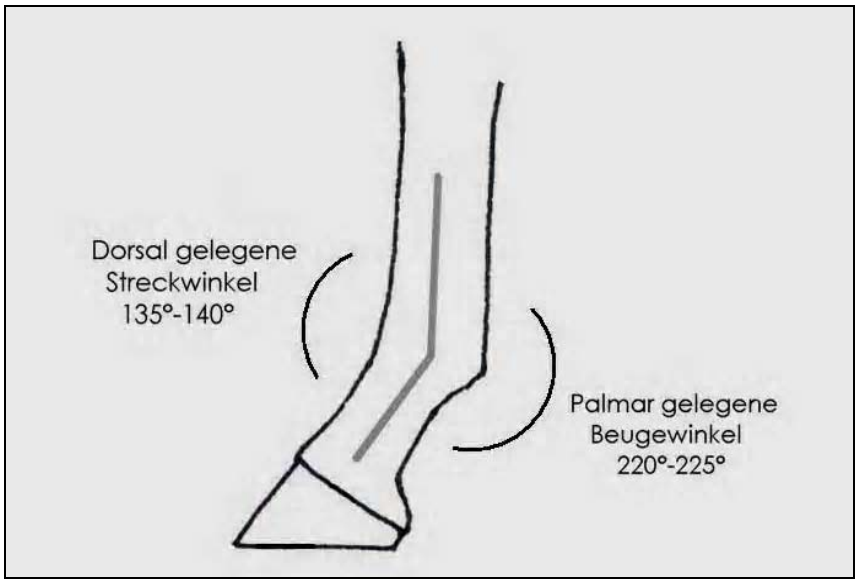


Abb. 3.3: Schema zur Veranschaulichung der Beugewinkel

Das Klebeband wird zunächst um den Huf des Pferdes geklebt. Nachdem das Band einmal um den Huf geführt wurde, wird es extrem von dorsal nach proximal gezogen und gespannt. Weiterhin wird dieses Band an einen proximalen fixierenden Punkt geklebt. In den meisten Fällen wird dieses Band über das Schulterblatt oder den Halsbereich geführt und am MRT-Tisch angebunden (Abb. 3.2). Um den Winkel der anatomischen Position des Fesselgelenkes zu erreichen, wird das Band unentwegt weiter gespannt. Dieser Winkel sollte sich im Bereich des dorsal gelegenen Streckwinkels in 135°-140° und im palmar gelegenen Beugewinkel in 220°-225° befinden (WISSDORF et al. 2002) (Abb. 3.3).

Abb. 3.4: Fixierung des Beines in anatomischer Position

Ein weiteres Klebeband wird um den Karpus gelegt und entgegengesetzt zum ersten Band nahezu horizontal gespannt. Dieses zweite Band verhindert das nachträgliche Einknicken des Karpalgelenks (Abb. 3.4 Pfeil rechts oben). Nachdem die ersten Aufnahmen und Messungen im gestreckten Zustand des Beines abgeschlossen waren, wurden die Klebebänder entfernt und das Bein in die zweite, gebeugte Position gebracht.

B. Gebeugte Position

Hier wurde die Extremität mit Hilfe des Klebebandes gebeugt und wieder fixiert. Beim Beugen der Vordergliedmaße wurde möglichst daraufhingearbeitet, dass das Fesselgelenk und das leicht beugbare Karpalgelenk beide nahezu in einen 90° Winkel gebracht werden (Abb. 3.5).

Abb. 3.5: Fixierung des Beines in gebeugter Position

3.3 METHODEN DER MESSTECHNIK

Um die oberflächliche und tiefe Beugesehne in gebeugter und gestreckter Position miteinander vergleichen zu können, müssen die Aufnahmen und Messungen an den gleichen Stellen durchgeführt werden. Da die Sehnen ihre Position während der manuellen Lagerung ändern, dient der Metakarpus III, der dem Sehnenpaket dorsal anliegt, als Basis.

3.3.1 Ermittlung der Messstellen

Zu Beginn der Messung wird zuerst die Länge des Metakarpus III ermittelt und in der Maßeinheit Zentimeter angegeben. Die Messung wurde in der koronaren Ebene durchgeführt (Abb. 3.6).

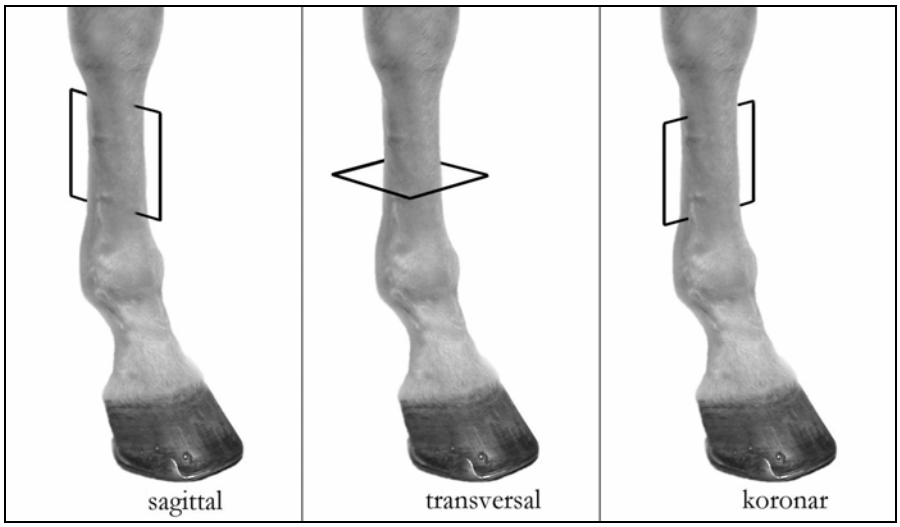


Abb. 3.6: Übersicht der Schnittebenen

Im folgenden Schritt wird nun die Mitte der Metakarpus III bestimmt (50%) und der Bereich ”Zentral“ justiert (Abb. 3.7). Die weiteren Fixpunkte für die späteren Messungen werden dadurch ermittelt, dass zwischen dem Bereich ”Zentral“ und der proximalen Grenze des Metakarpus III die Mitte (25% proximal) mathematisch errechnet und als Messpunkt definiert wird. Der dritte Messpunkt wird mit der gleichen Methode im distalen Bereich ermittelt (25% distal).

3.3.2 Durchführung der Flächen- und Distanzberechnung

Um die Untersuchungsdauer am kurz zuvor euthanasierten Pferd so kurz wie möglich zu halten, da man die Grenze zwischen OBS und TBS immer noch gut erkennen sollte, wurden die Flächen- und Distanzberechnungen erst nach Fertigstellung der Aufnahmen mit Hilfe der Software des Aufnahmegerätes erstellt (Abb. 3.8). Die Berechnungen wurden für TBS und OBS einzeln durchgeführt und die Differenz mathematisch errechnet.

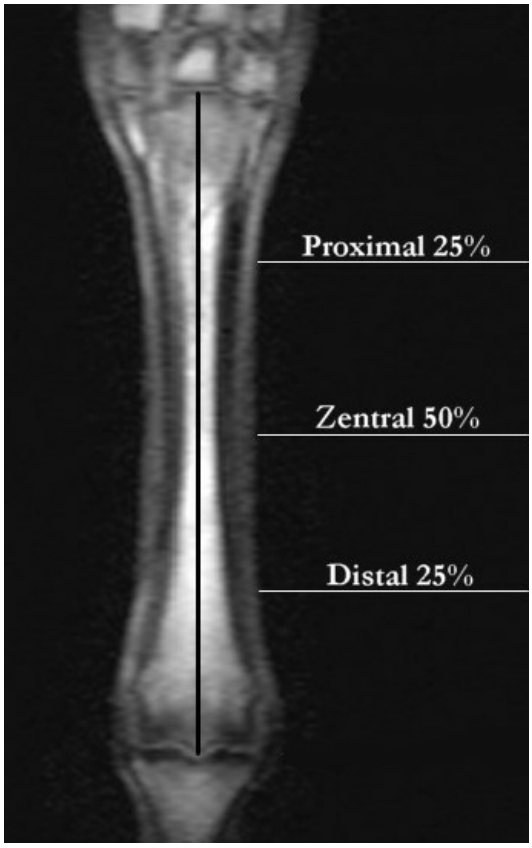


Abb. 3.7: Lokalisierung der Messpunkte am Metakarpus III

Flächenberechnung

Bei der Flächenberechnung wurde der Transversalschnitt auf dem Bildschirm um das 4-5fache vergrößert und dessen Umfang manuell ermittelt. Daraus wurde die Fläche durch das zugehörige Programm automatisch errechnet.

Distanzberechnung

Mit dem gleichen Bildmaterial wurde anschließend die Distanzberechnung durchgeführt, wobei die Distanz als die Entfernung zwischen den zwei am weitesten auseinanderliegenden Punkten verstanden wurde. Für die Berechnung mussten die im Metakarpalbereich sehr dicht aneinanderliegenden OBS und TBS makroskopisch dargestellt werden. Zur Sichtbarmachung der Grenze zwischen OBS und TBS wurde für die MRT-Aufnahmen die Fl2d-Sequenz verwendet, bei der die Signalgebung für

unsere Zwecke optimal zu sein schien (Tabelle 2). Zudem konnte die Trennung zwischen der TBS und dem Unterstützungsband im Proximal- und Zentralbereich deutlich dargestellt werden.

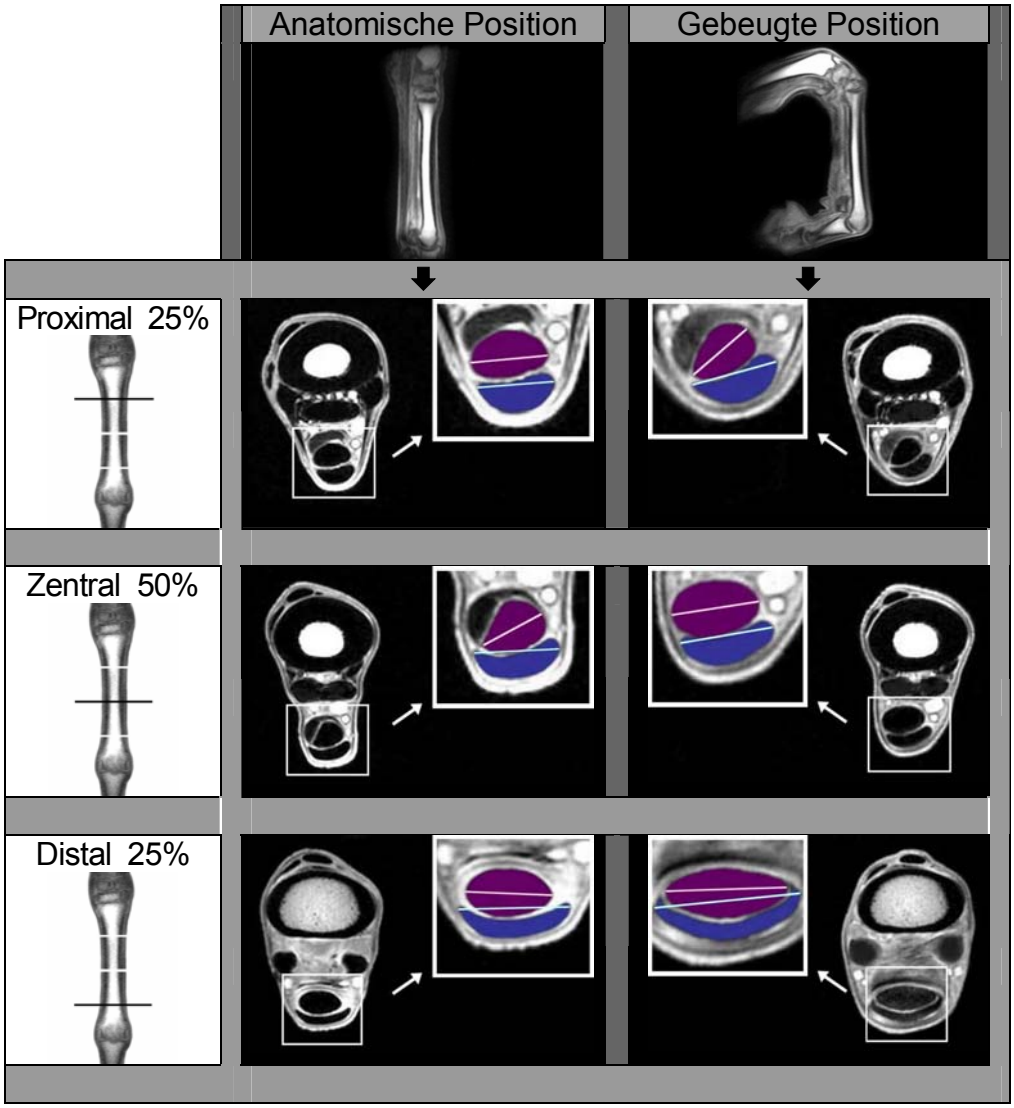


Abb. 3.8: Zur Verdeutlichung wurden die Flächen in dieser Abbildung der OBS (blau) und der TBS (violett) farblich gekennzeichnet. Die auf den Sehnen abgebildeten Linien stellen die Distanzen zwischen den zwei am weitesten auseinanderliegenden Punkten dar

Tabelle 2: Parameter des Untersuchungsprotokolls für die T_1_Fl2d-Routinesequenz

Sequence file	fl2d_17b56.uhc
TR (Repetitionszeit)	500 ms
TE (Echozeit)	17 ms
Thickness	4 mm
FA (Flip Angle)	90 deg.
No. Slices	5
Shift-mean	0,0 mm
Orientation	Transverse
Excit - Order	Interleaved
Dist. factor	1,00
Pixel size	0,70 x 0,70 mm
Rel.S/N	1,00
Scan time	6 min 27 sec
Matrix	%100 128 x 256 Pixel
Ph. Oversampling	% 0
FoV (Field of view)	180 mm
Coil	Multi Purpose Small

3.3.3 Statistische Auswertung

Die Messdaten der anatomischen und gebeugten Positionen wurden einer statistischen Auswertung unterzogen. Dies erfolgte an einem PC mit Hilfe des Programms Microsoft™ Excel 2000.

Als deskriptive Statistik wurde der arithmetische Mittelwert und die Standardabweichung ermittelt. Als Testverfahren für den Vergleich von Messdaten der beiden Positionen wurde der verbundene t-Test eingesetzt.

4 ERGEBNISSE

Das Ziel dieser vorgelegten Arbeit war die Untersuchung der tiefen und oberflächlichen Beugesehnen im Metakarpalbereich bei kurz zuvor euthanasierten Pferden in gestreckter und gebeugter Position anhand MRT, aus der wir weitere Informationen über mechanische Eigenschaften der Sehnen gewinnen wollten. Zu diesem Zweck wurden 16 Vorderbeine im Transversalschnitt untersucht und die Flächen und Distanzwerte der beiden Beugesehnen gemessen. Wie unter Kapitel 3.3.1 detailliert beschrieben, sind die Werte der Länge von Metakarpus III, die als Grundlage der Messregionen Proximal, Zentral und Distal dienten, in der Tabelle 3 aufgelistet.

Tabelle 3: Länge des Metakarpus III bei den 16 untersuchten Pferdebeinen

Pferd	Untersuchte Beinnummer	Seite des Vorderbeins	Metakarpus III Länge (cm)
1	1	VR	20,0
2	2	VL	27,2
	3	VR	27,2
3	4	VL	27
4	5	VL	23,2
	6	VR	23,3
5	7	VL	25,2
6	8	VR	24,8
7	9	VL	22,2
	10	VR	22,2
8	11	VL	26,6
	12	VR	26,6
9	13	VR	27,4
10	14	VL	26,2
	15	VR	26,2
11	16	VR	25,5
		Mittelwert	**25,05 ± 2,23**

4.1 ANATOMISCHER ATLAS DER MESSSTELLEN

Die TBS und OBS waren im Kapitel Material und Methode in Abb.3.8 farblich gekennzeichnet. Bevor wir nun zu den Ergebnissen der Flächen- und Distanzmessungen kommen, sollen hier auch die anderen anatomischen Strukturen durch transversale kernspintomographische Aufnahmen (Abb. 4.1 - 4.6) angezeigt werden.

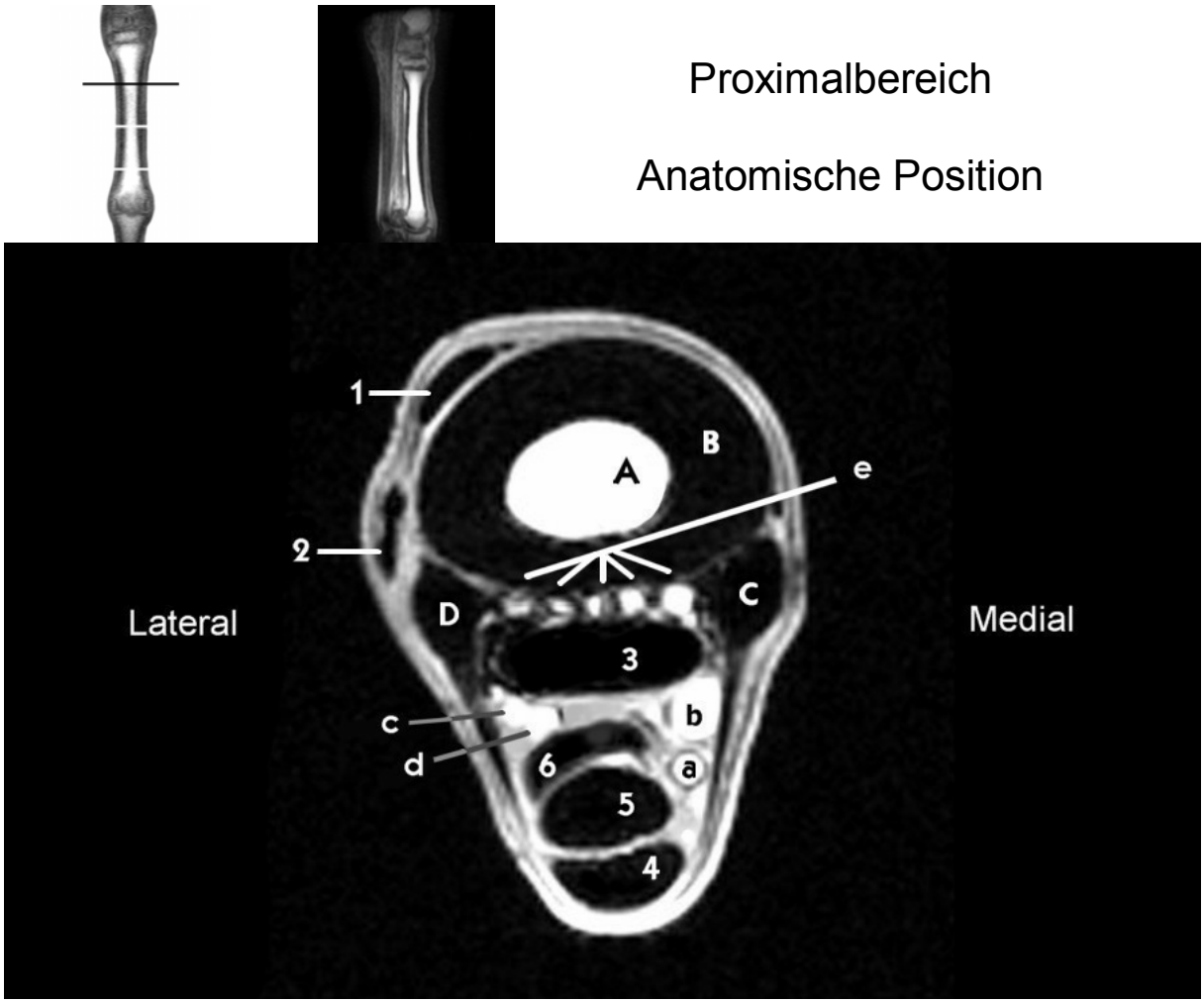


Abb. 4.1: Transversale kernspintomographische Darstellung eines gestreckten linken Pferdebeins im proximalen Drittel des Os metacarpale III

1- gemeinsame Strecksehne
2- laterale Strecksehne
3- M. interosseus medius
4- oberflächliche Beugesehne
5- tiefe Beugesehne
6- Lig. accessorium der tiefen Beugesehne

A- Marksubstanz des Os metacarpale III
B- Kompaktsubstanz (Kompakta) des Os metacarpale III
C- Os metacarpale II
D- Os metacarpale IV

a- A. digitalis palmaris communis II
b- V. digitalis palmaris communis II
c- A. digitalis palmaris communis III
d- V. digitalis palmaris communis III
e- Aa. / Vv. metacarpeae

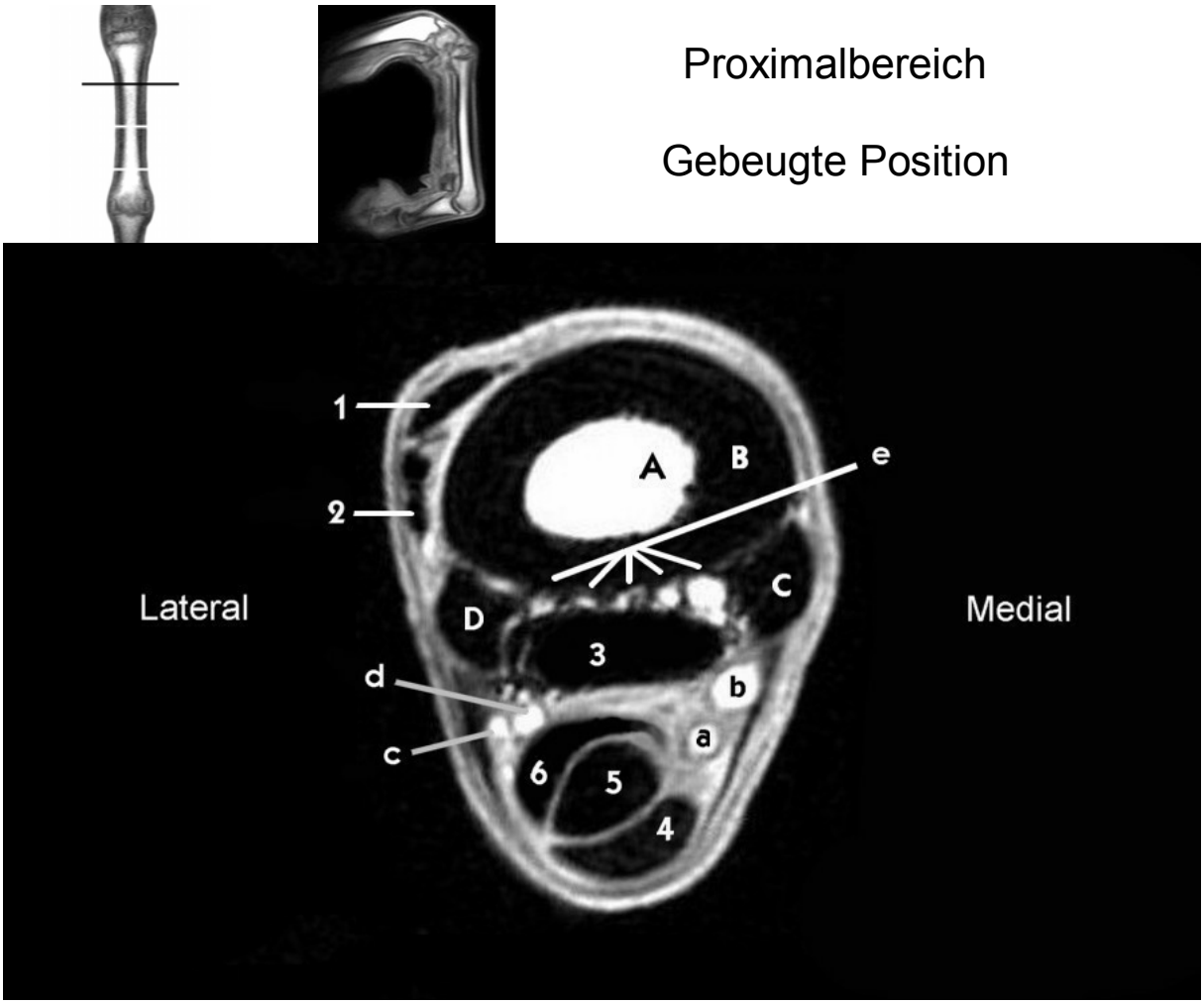


Abb. 4.2: Transversale kernspintomographische Darstellung eines gebeugten linken Pferdebeins im proximalen Drittel des Os metacarpale III

1- gemeinsame Strecksehne
2- laterale Strecksehne
3- M. interosseus medius
4- oberflächliche Beugesehne
5- tiefe Beugesehne
6- Lig. accessorium der tiefen Beugesehne

A- Marksubstanz des Os metacarpale III
B- Kompaktsubstanz (Kompakta) des Os metacarpale III
C- Os metacarpale II
D- Os metacarpale IV

a- A. digitalis palmaris communis II
b- V. digitalis palmaris communis II
c- A. digitalis palmaris communis III
d- V. digitalis palmaris communis III
e- Aa. / Vv. metacarpeae

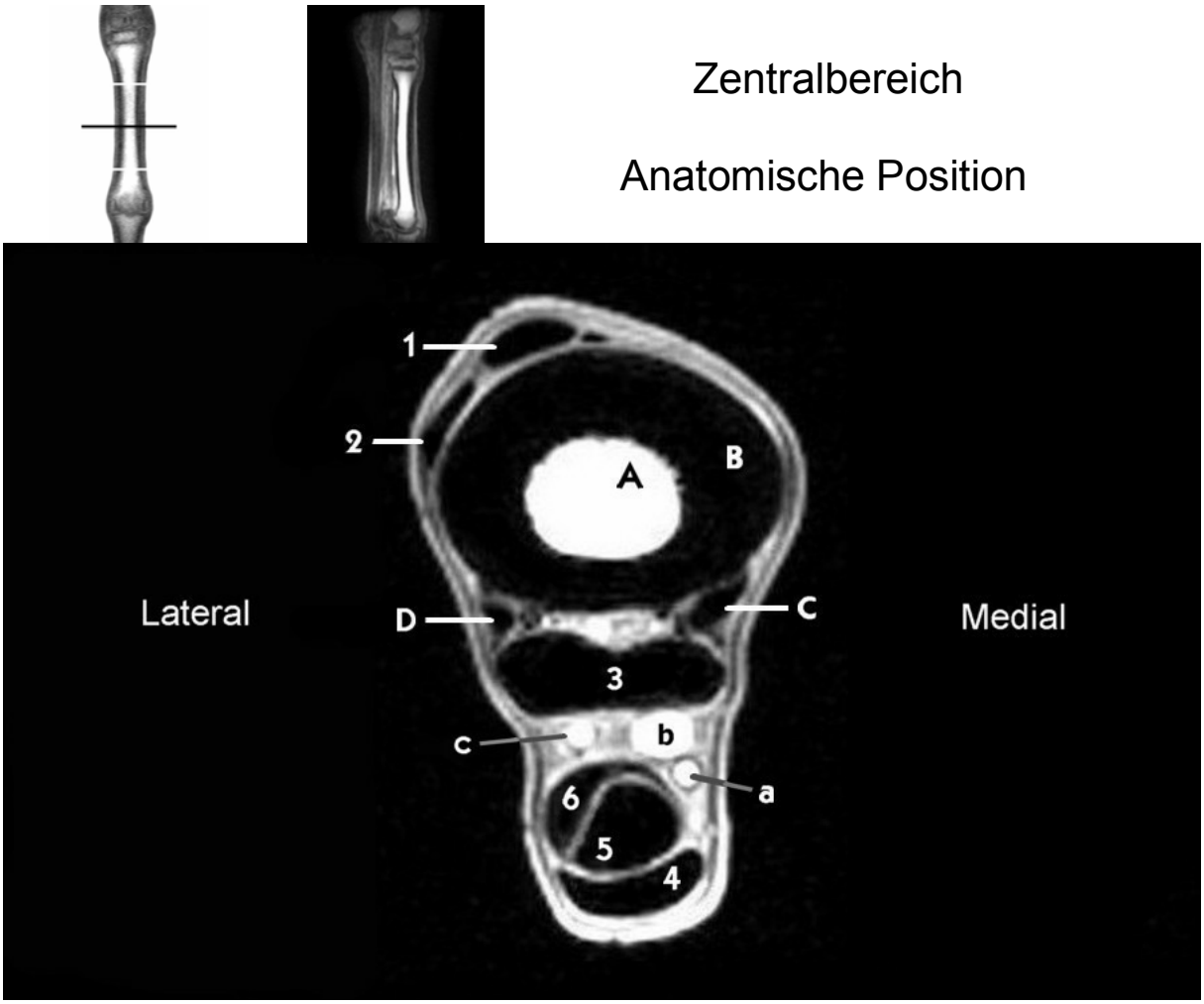


Abb. 4.3: Transversale kernspintomographische Darstellung eines gestreckten linken Pferdebeins im mittleren Drittel des Os metacarpale III

1- gemeinsame Strecksehne
2- laterale Strecksehne
3- M. interosseus medius
4- oberflächliche Beugesehne
5- tiefe Beugesehne
6- Lig. accessorium der tiefen Beugesehne

A- Marksubstanz des Os metacarpale III
B- Kompaktsubstanz (Kompakta) des Os metacarpale III
C- Os metacarpale II
D- Os metacarpale IV

a- A. digitalis palmaris communis II
b- V. digitalis palmaris communis II
c- A. / V. digitalis palmaris communis III *

(*) Die zarte A. digitalis palmaris communis III liegt im Röhrbeinbereich nicht deutlich zwischen begleitender Vene und Nerv, sondern kann auch von der V. digitalis palmaris communis III bedeckt sein (WISSDORF et al. 2002).

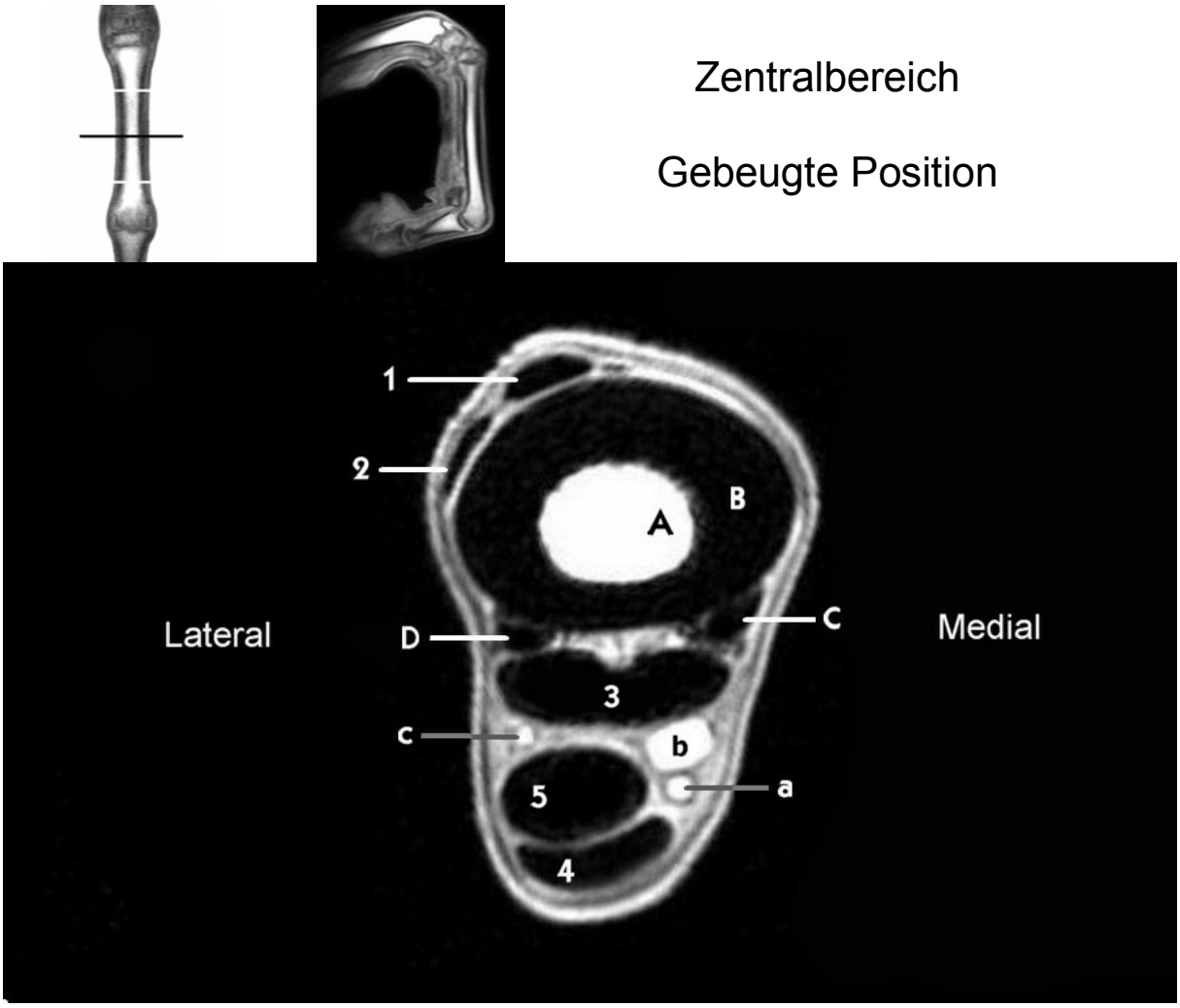


Abb. 4.4: Transversale kernspintomographische Darstellung eines gebeugten linken Pferdebeins im mittleren Drittel des Os metacarpale III

1- gemeinsame Strecksehne
2- laterale Strecksehne
3- M. interosseus medius
4- oberflächliche Beugesehne
5- tiefe Beugesehne

A- Marksubstanz des Os metacarpale III
B- Kompaktsubstanz (Kompakta) des Os metacarpale III
C- Os metacarpale II
D- Os metacarpale IV

a- A. digitalis palmaris communis II
b- V. digitalis palmaris communis II
c- A. / V. digitalis palmaris communis III *

(*) Die zarte A. digitalis palmaris communis III liegt im Röhrbeinbereich nicht deutlich zwischen begleitender Vene und Nerv, sondern kann auch von der V. digitalis palmaris communis III bedeckt sein (WISSDORF et al. 2002).

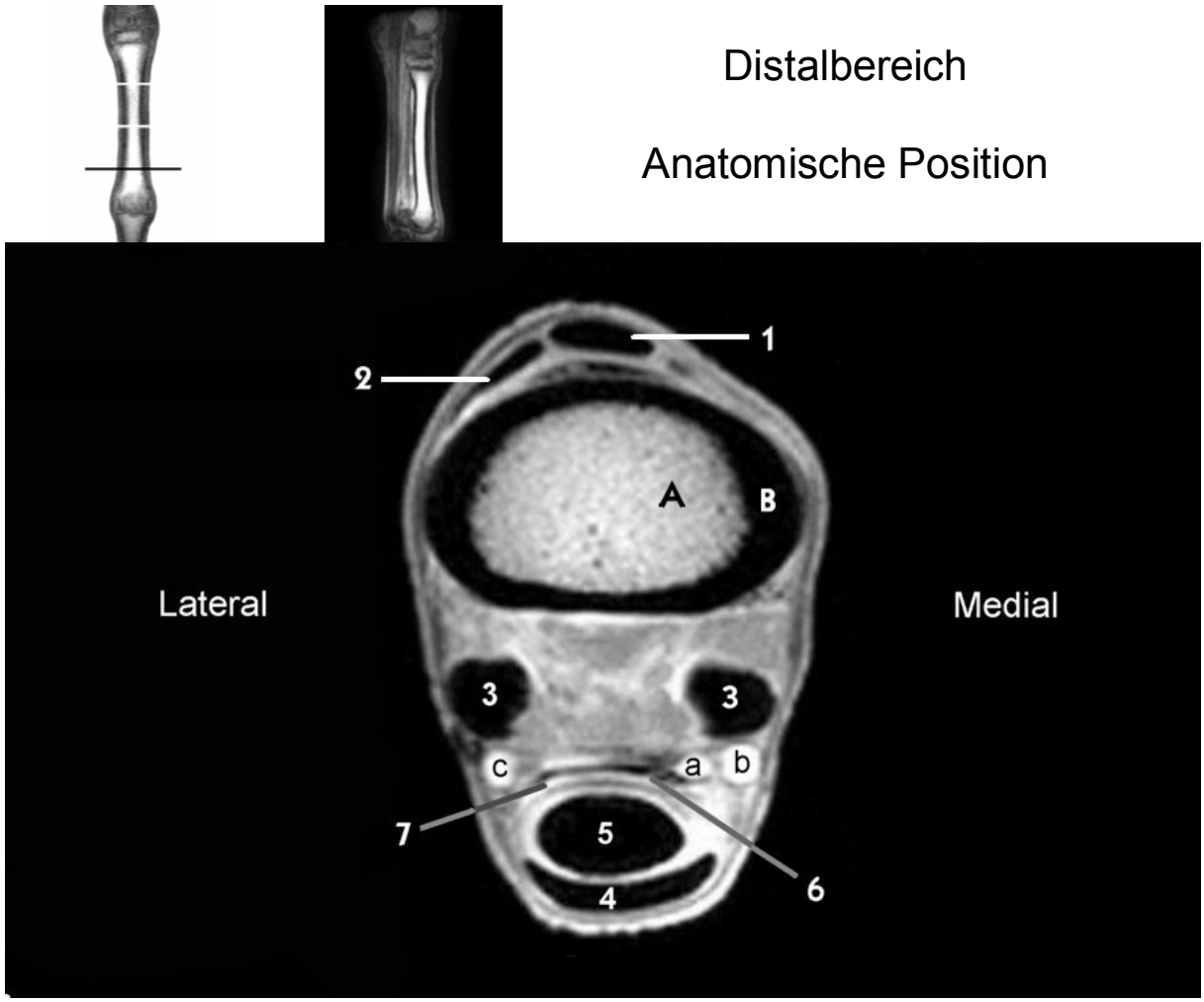


Abb. 4.5: Transversale kernspintomographische Darstellung eines gestreckten linken Pferdebeins im distalen Drittel des Os metacarpale III

1- gemeinsame Strecksehne
2- laterale Strecksehne
3- Seitenstränge des M. interosseus medius
4- oberflächliche Beugesehne
5- tiefe Beugesehne
6- Gemeinsame Beugesehnenscheide, Fesselbeugesehnenscheide
7- Verbindungsplatte des M. interosseus medius

4+7- Manica flexoria: ringartige Manschette um die tiefe Beugesehne, bestehend aus der oberflächlichen Beugesehne und der Verbindungsplatte des M. interosseus medius

A- Marksubstanz des Os metacarpale III
B- Kompaktsubstanz (Kompakta) des Os metacarpale III

a- A. digitalis palmaris communis II
b- V. digitalis palmaris communis II
c- A. / V. digitalis palmaris communis III *

(*) Die zarte A. digitalis palmaris communis III liegt im Röhrbeinbereich nicht deutlich zwischen begleitender Vene und Nerv, sondern kann auch von der V. digitalis palmaris communis III bedeckt sein (WISSDORF et al. 2002).

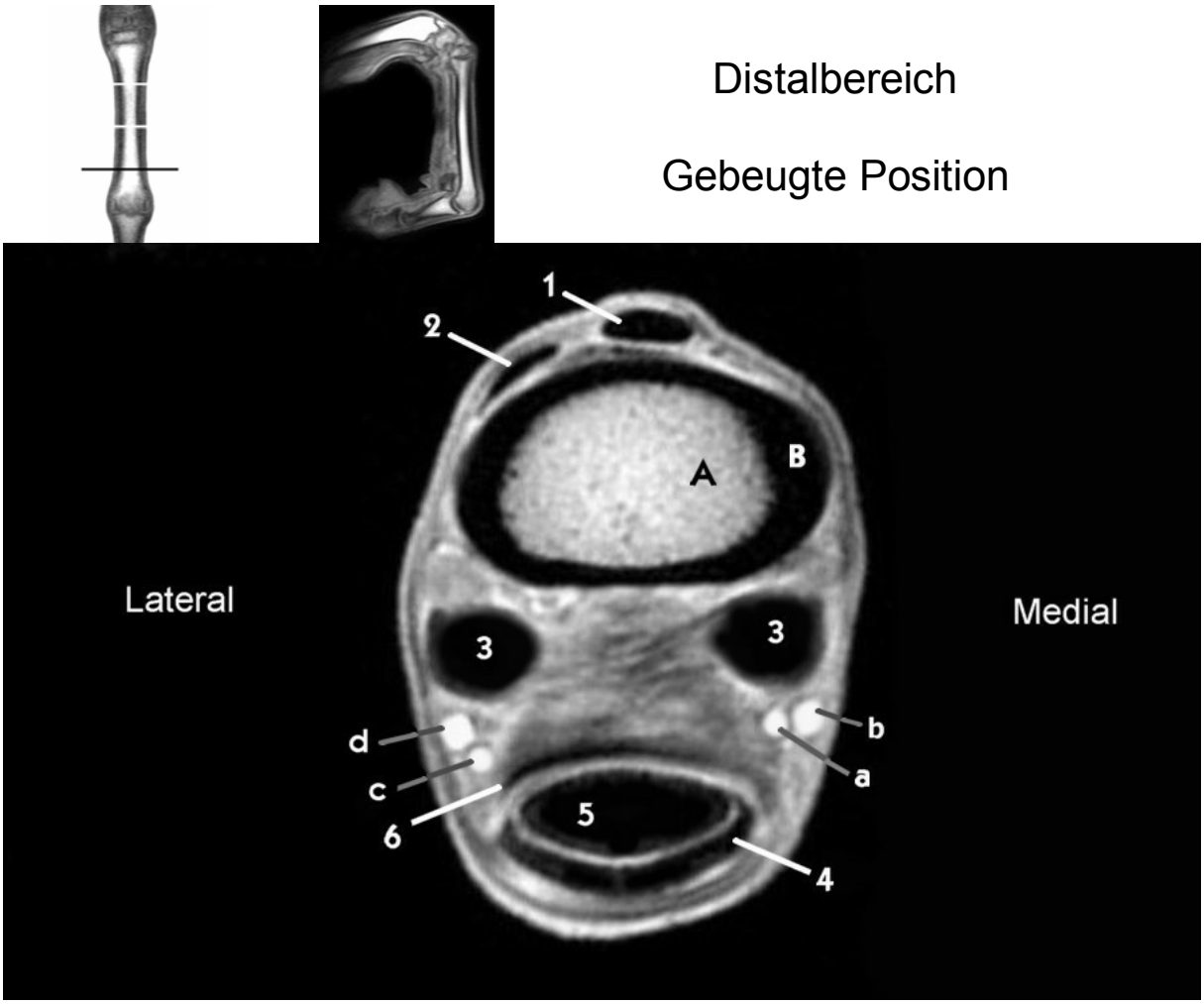


Abb. 4.6: Transversale kernspintomographische Darstellung eines gebeugten linken Pferdebeins im distalen Drittel des Os metacarpale III

1- gemeinsame Strecksehne
2- laterale Strecksehne
3- Seitenstränge des M. interosseus medius
4- oberflächliche Beugesehne
5- tiefe Beugesehne
6- Gemeinsame Beugesehnenscheide, Fesselbeugesehnenscheide

A- Marksubstanz der Os metacarpale III
B- Kompaktsubstanz (Kompakta) der Os metacarpale III

a- A. digitalis palmaris communis II
b- V. digitalis palmaris communis II
c- A. digitalis palmaris communis III
d- V. digitalis palmaris communis III

4.2 ERGEBNISSE DER FLÄCHENBERECHNUNGEN

4.2.1 Fläche der tiefen Beugesehne (TBS)

Die Auswertung der Ergebnisse zeigt, dass die größte Fläche der TBS in der anatomischen Position im Distalbereich liegt (Mittelwert: 1,57 ± 0,38 cm^2). Die kleinste Fläche dagegen liegt im Zentralbereich (Mittelwert: 0,91 ± 0,13 cm^2). Der Mittelwert der Fläche der TBS des Proximalbereiches wurde mit 1,05 ± 0,18 cm^2 ermittelt. In der gebeugten Position wurde der Mittelwert der gleichen Sehne mit 1,02 ± 0,18 cm^2 im Proximalbereich, 1,55 ± 0,23 cm^2 im Zentralbereich sowie 1,95 ± 0,49 cm^2 im Distalbereich ermittelt.
Im Vergleich zur anatomischen Position sind die Abweichungen in der gebeugten Position wie folgt: Im Proximalbereich Abnahme in Höhe von 3%, im Zentralbereich Zunahme in Höhe von 71%, im Distalbereich Zunahme in Höhe von 24%. Bei statistischen Auswertungen der Flächenergebnisse der tiefen Beugesehne wurde die Abweichung zwischen zwei Positionen im Zentral- und Distalbereich ($p<0,001$) als signifikant, im Proximalbereich als nicht signifikant ermittelt.

4.2.2 Fläche der oberflächlichen Beugesehne (OBS)

Die größte Fläche bei der OBS in der anatomischen Position liegt im Distalbereich (Mittelwert: 1,09 ± 0,35 cm^2), während die kleinste Fläche dagegen im Zentralbereich (Mittelwert: 0,90 ± 0,34 cm^2) liegt. Der Mittelwert der Fläche des Proximalbereiches wurde mit 0,91 ± 0,33 cm^2 ermittelt. In der gebeugten Position wurden die Mittelwerte der gleichen Sehne im Proximal-, Zentral- sowie Distalbereich mit 0,94 ± 0,34 cm^2, 1,16 ± 0,39 cm^2 bzw. 1,53 ± 0,35 cm^2 ermittelt.
Wenn wir die Flächenmesswerte der OBS in der anatomischen Position von 16 Vorderbeinen einzeln untersuchen, stellen wir fest, dass nur bei fünf Vorderbeinen der kleinste Flächenwert im Zentralbereich liegt, während bei sechs Vorderbeinen der kleinste Flächenwert im Proximalbereich ist. Bei den restlichen fünf waren die Messergebnisse im Proximal- und Zentralbereich völlig identisch.

Im Vergleich zur anatomischen war in der gebeugten Position stets eine Zunahme wie folgt festzustellen: Im Proximalbereich in Höhe von 3%, im Zentralbereich in Höhe von 29%, sowie im Distalbereich in Höhe von 40%. Bei statistischen Auswertungen der Flächenergebnisse der oberflächlichen Beugesehne wurde die Abweichung zwischen zwei Positionen im Zentral- und Distalbereich ($p<0,001$) als signifikant, im Proximalbereich als nicht signifikant ermittelt.

4.3 ERGEBNISSE DER DISTANZBERECHNUNGEN

4.3.1 Distanz der tiefen Beugesehne (TBS)

Bei der Auswertung der Ergebnisse sehen wir, dass die größte Distanz bei der TBS in der anatomischen Position im Distalbereich liegt (Mittelwert: 18,00 ± 2,00 mm). Die kleinste Distanz dagegen liegt im Zentralbereich (Mittelwert: 11,37 ± 1,20 mm). Der Mittelwert der Distanz des Proximalbereiches wurde mit 14,00 ± 1,50 mm ermittelt. In der gebeugten Position wurde der Mittelwert der gleichen Sehne mit 13,69 ± 1,14 mm im Proximalbereich, 17,50 ± 1,32 mm im Zentralbereich sowie 26,81 ± 2,14 mm im Distalbereich ermittelt.
Im Vergleich zur anatomischen Position sind die Abweichungen in der gebeugten Position wie folgt: Im Proximalbereich Abnahme in Höhe von 3%, im Zentral- und Distalbereich eine Zunahme in Höhe von 53% bzw. 48%. Bei statistischen Auswertungen der Distanzergebnisse der tiefen Beugesehne wurde die Abweichung zwischen zwei Positionen im Zentral- und Distalbereich ($p<0,001$) als signifikant, im Proximalbereich als nicht signifikant ermittelt.

4.3.2 Distanz der oberflächlichen Beugesehne (OBS)

Die größte Distanz, die Strecke zwischen zwei am weitesten auseinanderliegenden Punkten, in der anatomischen Position ist im Distalbereich (Mittelwert: 24,00 ± 2,76 mm), während die Mittelwerte im Zentralbereich mit 17,87 ± 2,85 mm und im Proximalbereich mit 15,25 ± 2,67 mm ermittelt wurden. In der gebeugten Position wurden die Mittelwerte der gleichen Sehne im Proximal-, Zentral- sowie Distalbereich mit 17,44 ± 2,80 mm, 21,75 ± 2,35 mm bzw. 33,69 ± 2,49 mm ermittelt.

Im Vergleich zur anatomischen war in der gebeugten Position stets eine Zunahme festzustellen, und zwar wie folgt: Im Proximalbereich in Höhe von 14%, im Zentralbereich in Höhe von 21%, sowie im Distalbereich in Höhe von 40%. Bei statistischen Auswertungen der Distanzergebnisse der OBS wurde die Abweichung zwischen zwei Positionen in allen drei Messbereichen als signifikant ermittelt ($p<0,001$).

Abschließend können wir feststellen, dass die Flächenabweichungen zwischen den zwei Positionen sowohl der tiefen als auch der oberflächlichen Beugesehnen sich im Zentral- und Distalbereich des Metakarpus III als statistisch signifikant, im Proximalbereich jedoch als nicht signifikant erwiesen. Die Distanzabweichungen waren bei der Untersuchung der TBS im proximalen Bereich nicht signifikant, im Zentral- und Distalbereich statistisch signifikant Beim Vergleich der gemessenen Werte der OBS erwiesen sich die Abweichungen in allen drei gemessenen Bereichen als statistisch signifikant.

Tabelle 4: Fläche und Distanz (siehe 3.3.2) der Tiefen Beugesehne (TBS) in drei Ebenen (siehe Abb. 3.8) in anatomischer und gebeugter Position

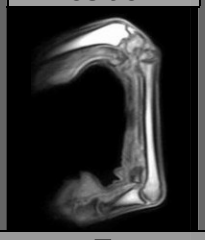
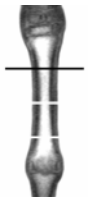
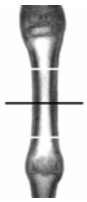
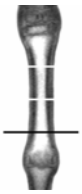
Mittelwerte TBS		**Anatomische Position**	**Gebeugte Position** 	**Differenz (%)**	**Signifikanz**
Proximal 25% 	Fläche [cm^2]	1,05 ± 0,18	1,02 ± 0,18	**3% ↓**	**n.s.**
	Distanz [mm]	14,00 ± 1,50	13,69 ± 1,14	**3% ↓**	**n.s.**
Zentral 50% 	Fläche [cm^2]	0,91 ± 0,13	1,55 ± 0,23	**71% ↑**	**p < 0,001**
	Distanz [mm]	11,37 ± 1,20	17,50 ± 1,32	**53% ↑**	**p < 0,001**
Distal 25% 	Fläche [cm^2]	1,57 ± 0,38	1,95 ± 0,49	**23% ↑**	**p < 0,001**
	Distanz [mm]	18,00 ± 2,00	26,81 ± 2,14	**48% ↑**	**p < 0,001**

Tabelle 5: Fläche und Distanz (siehe 3.3.2) der Oberflächlichen Beugesehne (OBS) in drei Ebenen (siehe Abb. 3.8) in anatomischer und gebeugter Position

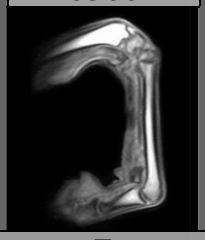
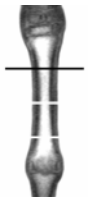
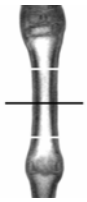
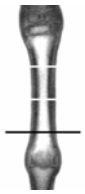
Mittelwerte OBS		**Anatomische Position**	**Gebeugte Position** 	**Differenz (%)**	**Signifikanz**
Proximal 25% 	Fläche [cm^2]	0,91 ± 0,33	0,94 ± 0,34	**3% ↑**	**n.s.**
	Distanz [mm]	15,25 ± 2,67	17,44 ± 2,80	**14% ↑**	**p < 0,001**
Zentral 50% 	Fläche [cm^2]	0,90 ± 0,34	1,16 ± 0,39	**29% ↑**	**p < 0,001**
	Distanz [mm]	17,87 ± 2,85	21,75 ± 2,35	**21% ↑**	**p < 0,001**
Distal 25% 	Fläche [cm^2]	1,09 ± 0,35	1,53 ± 0,35	**40% ↑**	**p < 0,001**
	Distanz [mm]	24,00 ± 2,76	33,69 ± 2,49	**40% ↑**	**p < 0,001**

Tabelle 6: Fläche (siehe 3.3.2) der tiefen Beugesehne (TBS)

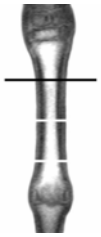
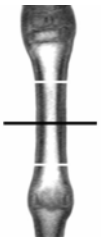
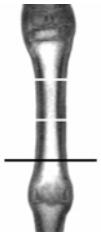
Fläche der TBS [cm²]						
Bereich	**Pferd**	**Bein**	**Seite**	**Anatomische Position**	**Gebeugte Position**	**Differenz**
Proximal 25% 	1	1	VR	0,7	0,7	**0,0**
	2	2	VL	1,3	1,2	**0,1 ↓**
		3	VR	1,2	1,3	**0,1**
	3	4	VL	1,0	1,1	**0,1**
	4	5	VL	1,0	1,1	**0,1**
		6	VR	0,9	0,9	**0,0**
	5	7	VL	1,1	0,9	**0,2 ↓**
	6	8	VR	0,9	0,8	**0,1 ↓**
	7	9	VL	0,9	0,7	**0,2 ↓**
		10	VR	0,9	1,0	**0,1**
	8	11	VL	1,0	1,0	**0,0**
		12	VR	1,0	1,0	**0,0**
	9	13	VR	1,4	1,2	**0,2 ↓**
	10	14	VL	1,2	1,2	**0,0**
		15	VR	1,2	1,1	**0,1 ↓**
	11	16	VR	1,1	1,1	**0,0**
Zentral 50% 	1	1	VR	0,6	1,2	**0,6**
	2	2	VL	1,0	1,6	**0,6**
		3	VR	1,0	1,9	**0,9**
	3	4	VL	1,0	1,6	**0,6**
	4	5	VL	0,9	1,6	**0,7**
		6	VR	0,8	1,6	**0,8**
	5	7	VL	0,9	1,7	**0,8**
	6	8	VR	0,8	1,5	**0,7**
	7	9	VL	0,8	1,1	**0,3**
		10	VR	0,8	1,1	**0,3**
	8	11	VL	1,0	1,6	**0,6**
		12	VR	1,0	1,6	**0,6**
	9	13	VR	1,2	1,9	**0,7**
	10	14	VL	0,9	1,6	**0,7**
		15	VR	0,9	1,6	**0,7**
	11	16	VR	0,9	1,6	**0,7**
Distal 25% 	1	1	VR	0,9	1,6	**0,7**
	2	2	VL	1,9	2,3	**0,4**
		3	VR	1,9	2,2	**0,4**
	3	4	VL	1,9	1,9	**0,0**
	4	5	VL	1,3	1,4	**0,1**
		6	VR	1,3	1,4	**0,1**
	5	7	VL	1,7	2,5	**0,8**
	6	8	VR	1,3	1,4	**0,1**
	7	9	VL	1,0	1,4	**0,4**
		10	VR	1,0	1,4	**0,4**
	8	11	VL	1,5	1,8	**0,3**
		12	VR	1,8	2,0	**0,2**
	9	13	VR	2,0	3,0	**1,0**
	10	14	VL	1,9	2,3	**0,4**
		15	VR	1,9	2,2	**0,3**
	11	16	VR	1,9	2,4	**0,5**

Tabelle 7: Fläche (siehe 3.3.2) der oberflächlichen Beugesehne (OBS)

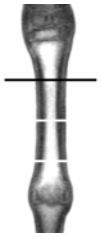
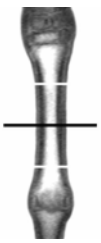
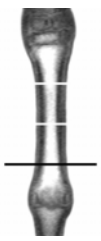
Fläche der OBS [cm²]						
Bereich	**Pferd**	**Bein**	**Seite**	**Anatomische Position**	**Gebeugte Position**	**Differenz**
Proximal 25% 	1	1	VR	0,6	0,5	**0,1 ↓**
	2	2	VL	1,1	1,1	**0,0**
		3	VR	1,0	1,1	**0,1**
	3	4	VL	1,1	1,2	**0,1**
	4	5	VL	0,5	0,6	**0,1**
		6	VR	0,6	0,7	**0,1**
	5	7	VL	1,0	1,0	**0,0**
	6	8	VR	0,5	0,5	**0,0**
	7	9	VL	0,6	0,6	**0,0**
		10	VR	0,5	0,5	**0,0**
	8	11	VL	1,5	1,6	**0,1**
		12	VR	1,5	1,5	**0,0**
	9	13	VR	1,0	1,0	**0,0**
	10	14	VL	1,0	1,1	**0,1**
		15	VR	1,0	1,0	**0,0**
	11	16	VR	1,0	1,0	**0,0**
Zentral 50% 	1	1	VR	0,5	0,7	**0,2**
	2	2	VL	1,0	1,1	**0,1**
		3	VR	0,9	1,1	**0,2**
	3	4	VL	1,0	1,7	**0,7**
	4	5	VL	0,6	0,7	**0,1**
		6	VR	0,7	1,1	**0,4**
	5	7	VL	1,0	1,2	**0,2**
	6	8	VR	0,5	0,7	**0,2**
	7	9	VL	0,5	0,7	**0,2**
		10	VR	0,5	0,7	**0,2**
	8	11	VL	1,6	1,7	**0,1**
		12	VR	1,5	1,7	**0,2**
	9	13	VR	0,9	1,1	**0,2**
	10	14	VL	1,1	1,6	**0,5**
		15	VR	1,1	1,6	**0,5**
	11	16	VR	1,0	1,2	**0,2**
Distal 25% 	1	1	VR	0,6	1,0	**0,4**
	2	2	VL	1,2	1,6	**0,4**
		3	VR	1,3	1,7	**0,4**
	3	4	VL	1,3	1,7	**0,4**
	4	5	VL	0,8	1,2	**0,4**
		6	VR	0,8	1,1	**0,3**
	5	7	VL	1,2	1,9	**0,7**
	6	8	VR	0,6	1,1	**0,5**
	7	9	VL	0,7	1,0	**0,3**
		10	VR	0,7	1,3	**0,6**
	8	11	VL	1,3	1,8	**0,5**
		12	VR	1,7	1,9	**0,2**
	9	13	VR	1,1	1,7	**0,6**
	10	14	VL	1,5	1,9	**0,4**
		15	VR	1,5	1,8	**0,3**
	11	16	VR	1,2	1,8	**0,6**

Tabelle 8: Distanz (siehe 3.3.2) der tiefen Beugesehne (TBS)

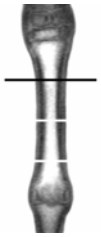
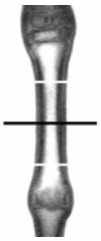
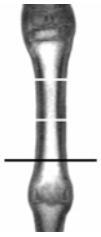
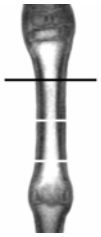
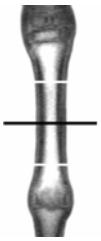
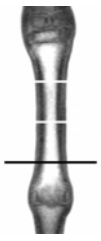
Distanz der TBS [mm]						
Bereich	**Pferd**	**Bein**	**Seite**	**Anatomische Position**	**Gebeugte Position**	**Differenz**
Proximal 25% 	1	1	VR	13	12	**1 ↓**
	2	2	VL	16	14	**2 ↓**
		3	VR	15	15	**0**
	3	4	VL	14	15	**1**
	4	5	VL	14	15	**1**
		6	VR	13	14	**1**
	5	7	VL	15	13	**2 ↓**
	6	8	VR	12	12	**0**
	7	9	VL	12	12	**0**
		10	VR	12	14	**2**
	8	11	VL	13	13	**0**
		12	VR	13	13	**0**
	9	13	VR	17	15	**2 ↓**
	10	14	VL	15	14	**1 ↓**
		15	VR	15	13	**2 ↓**
	11	16	VR	15	15	**0**
Zentral 50% 	1	1	VR	10	17	**7**
	2	2	VL	12	19	**7**
		3	VR	12	19	**7**
	3	4	VL	13	19	**6**
	4	5	VL	11	17	**6**
		6	VR	10	17	**7**
	5	7	VL	11	18	**7**
	6	8	VR	10	16	**6**
	7	9	VL	10	15	**5**
		10	VR	10	15	**5**
	8	11	VL	12	18	**6**
		12	VR	12	18	**6**
	9	13	VR	14	19	**5**
	10	14	VL	11	18	**7**
		15	VR	12	18	**6**
	11	16	VR	12	17	**5**
Distal 25% 	1	1	VR	14	24	**10**
	2	2	VL	20	29	**9**
		3	VR	20	28	**8**
	3	4	VL	19	27	**8**
	4	5	VL	17	26	**9**
		6	VR	17	26	**9**
	5	7	VL	19	29	**10**
	6	8	VR	17	26	**9**
	7	9	VL	15	23	**8**
		10	VR	15	23	**8**
	8	11	VL	19	26	**7**
		12	VR	20	27	**7**
	9	13	VR	20	30	**10**
	10	14	VL	18	28	**10**
		15	VR	18	28	**10**
	11	16	VR	20	29	**9**

Tabelle 9: Distanz (siehe 3.3.2) der oberflächlichen Beugesehne (OBS)

Distanz der OBS [mm]						
Bereich	**Pferd**	**Bein**	**Seite**	**Anatomische Position**	**Gebeugte Position**	**Differenz**
Proximal 25% 	1	1	VR	12	15	**3**
	2	2	VL	16	19	**3**
		3	VR	17	19	**2**
	3	4	VL	17	19	**2**
	4	5	VL	13	14	**1**
		6	VR	13	14	**1**
	5	7	VL	16	19	**3**
	6	8	VR	10	13	**3**
	7	9	VL	13	15	**2**
		10	VR	13	14	**1**
	8	11	VL	19	22	**3**
		12	VR	20	21	**1**
	9	13	VR	17	19	**2**
	10	14	VL	16	19	**3**
		15	VR	16	19	**3**
	11	16	VR	16	18	**2**
Zentral 50% 	1	1	VR	14	19	**5**
	2	2	VL	19	21	**2**
		3	VR	19	23	**4**
	3	4	VL	19	23	**4**
	4	5	VL	15	20	**5**
		6	VR	16	21	**5**
	5	7	VL	20	22	**2**
	6	8	VR	13	18	**5**
	7	9	VL	15	19	**4**
		10	VR	15	19	**4**
	8	11	VL	21	25	**4**
		12	VR	23	25	**2**
	9	13	VR	18	21	**2**
	10	14	VL	20	25	**5**
		15	VR	20	24	**4**
	11	16	VR	19	23	**4**
Distal 25% 	1	1	VR	19	29	**10**
	2	2	VL	25	35	**10**
		3	VR	26	37	**11**
	3	4	VL	26	34	**8**
	4	5	VL	22	32	**10**
		6	VR	22	32	**10**
	5	7	VL	25	35	**10**
	6	8	VR	21	32	**11**
	7	9	VL	20	30	**10**
		10	VR	21	30	**9**
	8	11	VL	27	35	**8**
		12	VR	28	36	**8**
	9	13	VR	27	36	**9**
	10	14	VL	25	36	**11**
		15	VR	25	35	**10**
	11	16	VR	25	35	**10**

5 DISKUSSION

Um zusätzliche Erkenntnisse bezüglich der mechanischen Eigenschaften der Sehnen zu gewinnen, wurden im Metakarpalbereich die Abweichungen der Flächen und Distanzwerte der tiefen und oberflächlichen Beugesehnen in gestreckter und gebeugter Position an 16 Pferdevorderbeinen durch MRT im Transversalschnitt untersucht.

5.1 DISKUSSION DER METHODE

Bei der Wahl der Pferde, die für die Untersuchung herangezogen wurden, war wichtig, dass sie anamnestisch keine Lahmheit aufwiesen. Laut Vorbericht waren sie alle im Hinblick auf ihren Bewegungsapparat ohne besonderen Befund. Außerdem wurden die Pferde vor der Euthanasie und der MRT-Untersuchung klinisch untersucht. Die MRT-Aufnahmen waren mit den Ergebnissen der klinischen Untersuchung übereinstimmend.

Verwendetes Gerät

Eine Unterscheidung der Geräte nach ihrer Flussdichte und Bauweise ist notwendig, da die Untersuchungsparameter, die Bildqualität und die Möglichkeit, lebende Pferde zu untersuchen, in Abhängigkeit davon erheblich variieren. Da beim Vergleich von zwei unterschiedlichen Vorderbein-Positionen, insbesondere bei der zweiten sog. gebeugten Position, die Extremitäten in der für die Aufnahme erforderlichen Position in das Gerät passen müssen, sind z.B. geschlossene Geräte für diese Zwecke ungeeignet. Für die Aufnahmen wurde daher die offene Bauweise zu Hilfe genommen. Hierbei kam das Gerät “Open Viva” von Siemens mit offenem Niedrigfeldsystem und einer Flussdichte von 0,2 Tesla zum Einsatz. Durch die Eingangshöhe von 44 cm ist die zentrale Positionierung der Gliedmaße am Pferd unproblematisch (Siehe Abb. 3.1 - 3.2).

Schichtauswahl

Die Sagittalebene eignet sich gut für Untersuchungen der Beugesehnen (GÄCH 2002). Um allerdings eine Aussage über die mechanischen Eigenschaften der Sehnen an einer bestimmten Stelle treffen zu können, waren die Darstellungen der Flächen und Distanzen in der Transversalebene in gestreckter und gebeugter Position der Gliedmaße erforderlich. Damit eine genaue Lokalisation der jeweiligen Messposition ermöglicht werden konnte, wurde für die Längenmessung des Röhrbeins die Koronarebene gewählt, da hierbei der für die Messung wichtige Sagittalkamm des Röhrbeins am besten darstellbar war (siehe Abb. 3.7).

Sequenzauswahl

Für die Darstellung anatomischer Gegebenheiten ist die Verwendung T_1 gewichteter Sequenzen ausreichend (DENOIX et al. 1993, HOLCOMBE et al. 1995). Nach der Untersuchung von unterschiedlichen Sequenzen wurde die T_1_Fl2d-Sequenz gewählt (siehe Tabelle 2). Hierbei war der Zwischenraum zwischen TBS und OBS klar zu erkennen, wodurch eine genaue Bestimmung der Sehnen im Transversalschnitt ermöglicht wurde.

Wahl der Position

Bei der Wahl der anatomischen Position, in der das Bein des Pferdes gestreckt wird, simulierten wir das Vorderbein eines stehenden Pferdes. Da in der liegenden gestreckten Position die gleichen Winkelungen wie in der stehenden Position in den Karpal- und Zehengelenken vorherrschten, kann von ähnlichen Belastungen der Sehnen in dieser Situation ausgegangen werden.

Die festen Sehnenstrukturen, die man bei der Palpation am stehenden Pferd fühlt, waren auch nach der Positionierung des Pferdes für die MRT-Aufnahmen (anatomische Position) in ähnlicher Weise zu fühlen. Das wichtigste Kriterium für die Wahl der gebeugten Position, bei der die Sehnen entspannt sein sollen, war, dass das Vorderbein des Pferdes in den MRT-Gerät passen sollte. Die Palpation in dieser Position ergab eine weiche und verschiebliche Sehnenstruktur, wie sie bei einem stehenden Pferd am aufgehobenen Bein zu fühlen ist.

Untersuchungsdauer

Die anfänglich längere Untersuchungszeit lässt sich durch die geringe Feldstärke erklären. Es gelingt jedoch, die Untersuchungszeit mit steigender Erfahrung bei der Positionierung der Pferde und bei der Auswahl der Sequenzen zu verkürzen. Somit konnten mit zunehmender Erfahrung auch beide Vorderbeine im frisch toten, noch körperwarmen Zustand untersucht werden.

5.2 DISKUSSION DER ERGEBNISSE

Die Untersuchung der Abweichung der Flächenwerte bei gestreckter bzw. bei gebeugter Position der Vordergliedmaße bei der tiefen und oberflächlichen Beugesehne ergab, dass die Abweichung im Proximalbereich als nicht signifikant, dagegen die Abweichung im Zentral- und Distalbereich als signifikant ermittelt wurde. Als Grund für die Signifikanz der Abweichungen im gemessenen Zentral- und Distalbereich kann angenommen werden, dass vom Fesselgelenk auf die gelenknahen Sehnenbereiche (Zentral- und Distalbereich) im Vergleich zum proximalen Bereich eine Wirkung ausgeübt wird. Die TBS weist im Fesselgelenkbereich eine fibrocartilaginöse Struktur auf, die eine Kompensation der vom Gelenk ausgehenden hohen Druckkräfte gewährleistet. Diese Erkenntnis wird auch durch den Umstand unterstützt, dass die Blutversorgung dieses Bereichs eingeschränkt ist.

In einer Arbeit, in der die Blutversorgung der TBS mit Mikroangiogrammen untersucht wurde (KRAUS et al. 1995), wurde nachgewiesen, dass sich die Blutgefäßversorgung vom Proximal- zum Fesselgelenkbereich verringert. Im Fesselgelenkbereich wird die Sehne extrem gespannt und eben aus diesem Grund wird jeder mögliche Blutfluß begrenzt. Entsprechend dieses obengenannten Befundes bekräftigt die Zunahme der Abweichungen bei Flächen- und Distanzmessungen an der Beugesehne in Richtung Fesselgelenkbereich die Bedeutung der Ergebnisse. Da sich der Querschnitt der Sehne im entspannten Zustand distal im Fesselgelenkbereich mehr vergrössert als im proximalen Bereich (siehe Abb. 3.8), konnte man zeigen, dass in diesem Sehnenabschnitt eine höhere Kräftewirkung und Belastung vorliegt.

In den Messregionen, nämlich im Proximal-, Zentral- und Distalbereich der OBS, lässt sich bei anatomischer und entspannter Position feststellen, dass die Parameter, Flächen- und Distanzabweichungen, vom Proximal- bis zum Distalbereich kontinuierlich zunehmen. In der anatomischen Position der TBS konnte im Gegensatz zur Situation an der OBS beobachtet werden, dass die Flächen- und Distanzparameter in Bezug auf den Zentralbereich im Transversalschnitt selbst bei den kleinsten Zahlenwerten diese kontinuierliche Zunahme nicht aufweist. Bei der Untersuchung derselben Beugesehne in gebeugter Position ist eine kontinuierliche Zunahme vom Proximal- bis zum Distalbereich zu beobachten. In dieser Position verhält sie sich im Hinblick auf die genannten Merkmale ähnlich wie die OBS.

Der Grund für die statistische und signifikante Zunahme der Flächenabweichungen (71%) und Distanzabweichungen (53%) der TBS im Zentralbereich in gebeugter Position im Vergleich mit der anatomischen Position kann darin liegen, dass das Unterstützungsband in der Mitte des Metakarpalbereichs mit der tiefen Beugesehne verschmilzt. Die Tatsache, daß das Unterstützungsband in gebeugter Position nicht sichtbar ist, kann ein Hinweis darauf sein, dass sich die TBS in Richtung zum Proximalbereich bewegt. Auch wegen dieser Bewegung der Sehne nahm die Fläche der TBS im Zentralbereich bei der transversalen MRT-Aufnahme im Vergleich mit der OBS noch mehr zu.

Nach WEBBON (1973) weist die OBS den geringsten Querschnitt in der Mitte des Metakarpus auf. Wenn man aber die hier festgestellten Messergebnisse einzeln überprüft, wird seine Feststellung von nur fünf Aufnahmen bestätigt. Bei sechs Vorderbeinen lag der kleinste Flächenwert nämlich im Proximalbereich. Bei den restlichen fünf waren die Messergebnisse im Proximal- und Zentralbereich völlig identisch.
Vergleichbare Untersuchungen wurden in der verfügbaren Literatur bisher nicht publiziert, so dass ein Vergleich mit Ergebnissen anderer Autoren oder mit anderen Methoden nicht möglich ist. Der Nachteil der Flächenmessung mittels Ultraschall (GILLIS et al. 1995) liegt darin, dass die Messung bei gebeugter Gliedmaße in der hier angewendeten Art nicht durchführbar ist.

Im Hinblick auf die im Titel aufgeworfene Frage können folgende Antworten gegeben werden: 1) Mit Hilfe der MRT können Flächen- und Distanzmessungen am Beugesehnenpacket des Pferdes in Relation zur Länge des Metakarpus an der gestreckten und gebeugten Position vorgenommen werden. Messungen dieser Art waren bisher nicht möglich. 2) Die im Rahmen dieser Studie etablierte Methode ist an lebenden Pferden möglich.

Epilog

Trotz hoher Anschaffungskosten wird MRT, wenn auch langsam, in der Pferdeorthopädie zunehmend häufiger eingesetzt. Die Magnetresonanztomographie besitzt eine unumstrittene Rolle bei der Diagnose und Lokalisierung von Sehnenkrankheiten. Die hier beschriebene Methode kann als Grundlage für Untersuchungen an Pferden mit Sehnenerkrankungen dienen, mit dem Ziel, Heilungsverläufe besser bewerten zu können. Sie wird uns aber auch ermöglichen, neue wichtige Erkenntnisse über das weitere Weichteilgewebe des Bewegungsapparates der Pferde zu gewinnen.

Können Erkenntnisse über die mechanischen Eigenschaften der tiefen und oberflächlichen Beugesehnen des Pferdes durch Magnetresonanztomographie (MRT) gewonnen werden ?

Semih Hamdi Ersoy

Ziel: Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, weitere Informationen über die mechanischen Eigenschaften der tiefen und oberflächlichen Beugesehnen in unterschiedlichen Positionen der Metakarpalregion am Pferd zu gewinnen.

Methode: An 16 Vorderbeinen von 11 frischtoten Pferden, deren Bewegungsapparat ohne besonderen Befund war, wurden tiefe und oberflächliche Beugesehnen durch eine MRT-Aufnahme mit einem offenen Niedrigfeldsystem (0,2 Tesla) dargestellt. Zu diesem Zweck wurden transversale Schnittebenen der Proximal-, Zentral und Distalbereiche an den Beugesehnen in der Metakarpalregion in gestreckter und gebeugter Position angelegt. Bei Betrachtung dieser Aufnahmen wurde unter Berücksichtigung der Positionen der Gliedmaßen anhand der Sehnenquerschnitte die Fläche und Distanz, definiert als Strecke zwischen den zwei am weitesten voneinander entfernten Punkten, verglichen.

Ergebnisse: Im Vergleich zur anatomischen Position sind die Abweichungen in der gebeugten Position wie folgt:

Fläche der tiefen Beugesehne (TBS): Im Proximalbereich Abnahme in Höhe von 3% (Mittelwert gestreckt: 1,05 ± 0,18 cm^2 , gebeugt: 1,02 ± 0,18 cm^2), im Zentralbereich Zunahme in Höhe von 71% (Mittelwert gestreckt: 0,91 ± 0,13 cm^2 , gebeugt: 1,55 ± 0,23 cm^2), im Distalbereich Zunahme in Höhe von 24% (Mittelwert gestreckt: 1,57 ± 0,38 cm^2, gebeugt: 1,95 ± 0,49 cm^2).

Fläche der oberflächlichen Beugesehne (OBS): Im Proximalbereich Zunahme in Höhe von 3% (Mittelwert gestreckt: 0,91 ± 0,33 cm^2, gebeugt: 0,94 ± 0,34 cm^2), im Zentralbereich Zunahme in Höhe von 29% (Mittelwert gestreckt: 0,90 ± 0,34 cm^2, gebeugt: 1,16 ± 0,39 cm^2), sowie im Distalbereich Zunahme in Höhe von 40% (Mittelwert gestreckt: 1,09 ± 0,35 cm^2, gebeugt: 1,53 ± 0,35 cm^2).

Distanz der TBS: Im Proximalbereich Abnahme in Höhe von 3% (Mittelwert gestreckt: 14,00 ± 1,50 mm, gebeugt: 13,69 ± 1,14 mm), im Zentralbereich Zunahme in Höhe von 53% (Mittelwert gestreckt: 11,37 ± 1,20 mm, gebeugt: 17,50 ± 1,32 mm), im Distalbereich Zunahme in Höhe von 48% (Mittelwert gestreckt: 18,00 ± 2,00 mm, gebeugt: 26,81 ± 2,14 mm).

Distanz der OBS: Im Proximalbereich Zunahme in Höhe von 14% (Mittelwert gestreckt: 15,25 ± 2,67 mm, gebeugt: 17,44 ± 2,80 mm), im Zentralbereich Zunahme in Höhe von 21% (Mittelwert gestreckt: 17,87 ± 2,85 mm, gebeugt: 21,75 ± 2,35 mm), sowie im Distalbereich Zunahme in Höhe von 40% (Mittelwert gestreckt: 24,00 ± 2,76 mm, gebeugt: 33,69 ± 2,49 mm). Abschließend kann festgestellt werden, dass die Abweichungen aller Messergebnisse, außer Flächen- und Distanzberechnungen der TBS im Proximalbereich und der Flächenwerte der OBS im Proximalbereich, statistisch signifikant ($p<0,001$) sind.

Schlussfolgerungen: Indem die Stütz- und Beugepositionen der Pferde nachgeahmt wurden, konnte anhand der MRT- Untersuchungen eine Zunahme der Abweichung bei Flächen- und Distanzmessungen an den Beugesehnen von proximal nach distal gemessen und somit weitere Erkenntnisse über die mechanischen Eigenschaften der Sehnen gewonnen werden. Ausgehend von diesen Erkenntnissen als physiologische Grundlage sollten Pferde mit Sehnenproblemen mit Magnetresonanztomographie untersucht werden. Durch Senkung der Anschaffungskosten von MRT-Geräten in Zukunft und vielleicht durch die Verbreitung von portablen MRT-Systemen, durch die man Aufnahmen am stehenden Pferd anfertigen kann, können noch detailliertere Erkenntnisse über den Therapieverlauf und Heilungsprozess der Sehnen im Falle ihrer Erkrankung gewonnen werden.

Is it possible to obtain information about the mechanical properties of the deep (DDFT) and superficial digital flexor tendons (SDFT) of the forelimb in horses using MRI?

Semih Hamdi Ersoy

Objective: The objective of this study was to obtain additional information pertaining to the mechanical properties of the deep (DDFT) and superficial digital flexor tendons (SDFT) within the Metacarpal region in horses.

Materials and methods: Using an open low field Magnetic Resonance Imaging system (0.2 Tesla), the deep and superficial digital flexor tendons from 16 legs belonging to 11 freshly killed horses were examined. Each of the legs was determined to be free from locomotor system problems. To this end, transversal images were obtained with MRI from the proximal, central and distal zones of tendons in the forelimb's metacarpal region with the leg in an extended-flexed position. The results were evaluated taking into account both the surface area of the tendons, as well as the distance values: Which were defined as the distance between the two points furthest from each other on the tendons.

Results: A comparison between normal physiological limb position and manually flexed positions revealed the following differences:

Surface area of the DDFT: Proximal tendon region revealed a 3% decrease (mean extended value 1,05 $\pm$ 0,18 cm^2, mean flexed values 1,02 $\pm$ 0,18 cm^2); central tendon region revealed a 71% increase (mean extended value 0,91 $\pm$ 0,13 cm^2, mean flexed values 1,55 $\pm$ 0,23 cm^2); distal tendon region revealed a 24% increase (mean extended value 1,57 $\pm$ 0,38 cm^2, mean flexed values 1,95 $\pm$ 0,49 cm^2).

Surface area of the SDFT: Proximal tendon region revealed a 3% increase (mean extended value 0,91 $\pm$ 0,33 cm^2, mean flexed values 0,94 $\pm$ 0,34 cm^2); central tendon region revealed a 29% increase (mean extended value 0,90 $\pm$ 0,34 cm^2, mean flexed values 1,16 $\pm$ 0,39 cm^2); distal tendon region revealed a 40% increase (mean extended value 1,09 $\pm$ 0,35 cm^2, mean flexed values 1,53 $\pm$ 0,35 cm^2).

Distance of the DDFT: Proximal tendon region revealed a 3% decrease (mean extended value 14,00 ± 1,50 mm, mean flexed values 13,69 ± 1,14 mm); central tendon region revealed a 53% increase (mean extended value 11,37 ± 1,20 mm, mean flexed values 17,50 ± 1,32 mm); distal tendon region revealed a 48% increase (mean extended value 18,00 ± 2,00 mm, mean flexed values 26,81 ± 2,14 mm).

Distance of the SDFT: Proximal tendon region revealed a 14% increase (mean extended value 15,25 ± 2,67 mm, mean flexed values 17,44 ± 2,80 mm); central tendon region revealed a 21% increase (mean extended value 17,87 ± 2,85 mm, mean flexed values 21,75 ± 2,35 mm); distal tendon region revealed a 40% increase (mean extended value 24,00 ± 2,76 mm, mean flexed values 33,69 ± 2,49 mm). With the exception of the surface area and distance values of the proximal DDFT, and the surface area of the proximal SDFT, all of the in the measurements obtained were determined to be statistically significant ($p<0.001$) using the student t test.

Conclusions: Data representing an increase in the surface area and distance value differences recorded proximally to distally in the flexor tendons was obtained from legs maintained in flexed and extended position by means of MRI. These data provided insight on the mechanical properties of tendons by simulating natural postural positions adopted by horses standing during routine tendon examination. Based on the data gathered in this study, horses suffering from tendon problems should be subjected to MRI examination. In the future, the decrease of the currently high MRI costs, and the increase in the prevalence of the use of portable MRI systems capable of obtaining images from standing horses would probably enable us to obtain much more detailed information about the progress of the treatment and recovery of overly flexible tendons.

8 LITERATURVERZEICHNIS

AUER, J. A., STICK, J. A. (1999):
Equine Surgery. Second Edition.
W.B. Saunders Company, Pennsylvania, 704-705

BAILEY, A. J., LIGHT, N. D., ATKINS, E. D. T. (1980):
Chemical cross-linking restriction on models for the molecular organization of the collagen fibre.
Nature 288, 408-410

BROWN, D. C., VOGEL, K. G. (1989):
Characteristics of the in vitro interaction of a small proteoglycan (PG II) of bovine tendon with type I collagen.
Matrix 9, 468-478

CAUVIN, E. R. J. (2001):
An investigation into the roles of transforming growth factor beta (TGF-β) in the development, adaptation, and repair of equine tendon.
PhD dissertation, London, University of London.

COLAHAN, P. T., MERRITT, A. M., MAYHEW, I. G., MOORE, J. N. (1999):
Equine Medicine and Surgery. Fifth Edition.
Mosby, Inc. Missouri

CREVIER, N., POURCELOT, P., DENOIX, J.M., GEIGER, D., BORTOLUSSI, C., RIBOT, X., SANAA, M. (1996):
Segmental variations of in vitro mechanical properties in equine superficial digital flexor tendons.
Am. J. Vet. Res. 57(8):1111-7

DANIELSON, K.G., BARIBAULT, H., HOLMES, D.F., GRAHAM, H., KADLER, K. E., IOZZO, R. V. (1997):
Targeted disruption of decorin leads to abnormal collagen fibril morphology and skin fragility.
J. Cell Biol. 136, 729-743

DENNIS, R. (1996):
An introduction to veterinary CT and MR scanning.
Vet. Ann., 36, 16-39

DENOIX, J-M., CREVIER, N., ROGER, B., LEBAS, J-F. (1993) :
Magnetic resonance imaging of the equine foot.
Veterinary Radiology and Ultrasound, 34 6: 405-411

DIAMANT, J., KELLER, A., BAER, E., LITT, M., ARRIDGE, R. G. C. (1972):
Collagen; ultrastructure and its relation to mechanical properties as a function of ageing.
Proc. R. Soc. Lond. B. 180, 293-315

DOWLING, B. A., DART, A. J., HODGSON, D. R., SMITH, R.K. (2000):
Superficial digital flexor tendinitis in the horse.
Equine Vet. J. 32, 369-378

EVANS, J. H., BARBENEL, J. C. (1975):
Structural and mechanical properties of tendon related to function.
Equine Vet J. 7(1):1-8

FACKELMAN, G. E. (1973):
The nature of tendon damage and its repair.
Equine Vet. J. 5:141

FORSSELL, G. (1931):
Sehnenleiden.
Tierheilkunde und Tierzucht 9, 274-294

GÄCH, A. (2002):
Magnetresonanztomographische Untersuchung pathologischer Veränderungen an der Pferdezehe und Erstellung eines Untersuchungsprotokolls an einem offenen Niedrigfeldsystem.
München, Tierärztliche Fakultät, Diss.

GENOVESE, R. L., RANTANEN, N. W., HAUSER, M.L., SIMPSON, B. S. (1986):
Diagnostic ultrasonography of equine limbs.
Vet. Clin. North. Am. Equine Pract. 2, 145-226

GILLIS, C., SHARKEY, N., STOVER, S.M., POOL, R.R., MEAGHER, D.M., WILLITS, N. (1995):
Ultrasonography as a method to determine tendon cross-sectional area.
Am. J. Vet. Res. 56(10):1270-4

GOODSHIP, A. E., BIRCH, H. L., WILSON, A. M. (1994):
The pathobiology and repair of tendon and ligament injury.
Vet. Clin. North. Am. Equine Pract. 10:2, 323-349

HECHT, J. T., NELSON, L. D., CROWDER, E., WANG, Y., ELDER, F. F. B., HARRISON, W. R., FRANCOMANO, C. A., PRANGE, C. K., LENNON, G. G., DEERE, M., LAWLER, J. (1995):
Mutations in exon 17B of cartilage oligomeric matrix protein (COMP) cause pseudoachondroplasia.
Nat. Genet. 10, 325-329

HOLCOMBE, S. J., BRETONE, A. L., BILLER, D. S., HAIDER, V. (1995):
Magnetic resonance imaging of the equine stifle.
Veterinary Radiology and Ultrasound, 36 (2): 119-125

KADLER, K. E., HOLMES, D. F., TROTTER, J. A., CHAPMAN, J. A. (1996):
Collagen fibril formation.
Biochem. J. 316, 1-11

KADLER, K. E., HOLMES, D. F., GRAHAM, H., STARBORG, T. (2000):
Tip-mediated fusion involving unipolar collagen fibrils accounts for rapid fibril elongation, the occurrence of fibrillar branched networks in skin and the paucity of collagen fibril ends in vertebrates.
Matrix Biology 19, 359-365

KASTELIC, J., GALESKI, A., BAER, E. (1978):
The multicomposite structure of tendon.
Connect Tissue Res. 6(1):11-23.

KRAUS-HANSEN, A. E., FACKELMAN, G. E., BECKER, C., WILLIAMS, R. M., PIPERS, F. S. (1992):
Preliminary studies on the vascular anatomy of the equine superficial digital flexor tendon.
Equine Vet. J. 24(1) 46-51

KRAUS, B.L., KIRKER-HEAD, C.A., KRAUS, K.H., JAKOWSKI, R.M., STECKEL, R.R. (1995):
Vascular supply of the tendon of the equine deep digital flexor muscle within the digital sheath.
Vet. Surg. 24(2), 102-111

LÖFFLER, G., PETRIDES, P. E. (1996):
Biochemie und Pathobiochemie. 6. Auflage
Verlag Springer, Berlin, Heidelberg

MAUCH, F., GOLDMANN, A., MELLEROWICZ, H., SELL, I., SELL, S. (2003):
MRT der Stütz- und Bewegungsorgane.
CD-ROM Thieme Verlag

MCILWRAITH, C.W. (1987):
Diseases of joints, tendons, ligaments and related structures. In: Stashak TS, Ed. Adams' Lameness in Horses. 4th ed.
Lea & Febiger, Philadelphia 451-453

MEERSHOEK, L. S., SCHAMHARDT, H. C., ROEPSTORFF, L., JOHNSTON, C. (2001):
Forelimb tendon loading during jump landings and the influence of fence height.
Equine Vet. J. (Suppl.) 33, 6-10

NICKEL, R., SCHUMMER, A., SEIFERLE, E. (1984):
Lehrbuch der Anatomie der Haustiere. 5. Aufl., Bd. 1 Bewegungsapparat
Verlag Paul Parey Berlin, Hamburg

OYAR, O. (1998):
Radyolojide Temel Fizik Kavramlar 151-210
Nobel tıp kitabevleri

PATTERSON-KANE, J. C., FIRTH, E. C., PARRY, D. A. D., WILSON, A. M., GOODSHIP, A. E. (1998 a):
Effects of training on collagen fibril populations in the suspensory ligament and deep digital flexor tendon of young Thoroughbreds.
Am. J. Vet. Res. 59(1) 64-68

PATTERSON-KANE, J.C., PARRY, D. A. D., BIRCH, H. L., GOODSHIP, A. E., FIRTH, E. C. (1997):
An age-related study of morphology and cross-link composition of collagen fibrils in the digital flexor tendons of young thoroughbred horses.
Connective Tissue Research, Vol. 36(3), 253-260

PATTERSON-KANE, J. C., WILSON, A. M., FIRTH, E. C., PARRY, D. A. D., GOODSHIP, A. E. (1998 b):
Exercise-related alterations in crimp morphology in the central regions of superficial digital flexor tendons from young Thoroughbreds: A controlled study.
Equine Vet. J. 30(1) 61-64

RAPP, H. J. (1997):
Sonographische Sehnendiagnostik beim Pferd.
Verlag Schattauer Stuttgart-New York

RIEMERSMA, D.J., VAN DEN BOGERT, A.J., JANSEN, M.O., SCHAMHARDT, H.C. (1996):
Tendon strain in the forelimbs as a function of gait and ground characteristics and in vitro limb loading in ponies.
Equine Vet J. 28(2):133-8.

ROSENBERG, K., OLSSON, H., MÖRGELIN, M., HEINEGARD, D. (1998):
Cartilage oligomeric matrix protein shows high affinity zinc-dependent interaction with triple helical collagen.
J. Biol. Chem. 7;273(32), 20397-20403

ROSS, M. W., DYSON, S. J. (2003):
Diagnosis and Management of Lameness in the Horse.
Saunders, Missouri, 616-626

SCHULTZ, L. B. (2004):
Howell Equine Handbook of Tendon and Ligament Injuries.
Howell Book House, New Jersey

SEIDERER, M (1990):
Klinische Kernspintomographie. 2. Auflage. Einleitung.
Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, 1

SELWAY, S. (1975):
Diseases of tendon.
Atcott Equine Medicine and surgery, Santa Barbara, 3. Aufl.,
Am. Vet. Pub. 19, 1071-1088

SILVER, I. A., BROWN, P.N., GOODSHIP, A.E., LANYON, L. E., MCCULLAGH, K. G., PERRY, G. C., WILLIAMS, I. F. (1983):
A clinical and experimental study of tendon injury, healing and treatment in the horse
Equine Vet J Suppl. Jul;(1):1-43

SMITH, R. K., ZUNINO, L., WEBBON, P.M., HEINEGARD, D. (1995):
Identification of cartilage oligomeric matrix protein (COMP) in equine and bovine tendon.
Orthop. Trans. 1014-1015

SMITH, R. K., ZUNINO, L., WEBBON, P. M., HEINEGARD, D. (1997):
The distribution of cartilage oligomeric matrix protein (COMP) in tendon and its variation with site, age and load.
Matrix Biol. 16:255-271

SMITH, R.K., GERARD, M., DOWLING, B., DART, A.J., BIRCH, H.L., GOODSHIP, A.E. (2002):
Correlation of cartilage oligomeric matrix protein (COMP) levels in equine tendon with mechanical properties: a proposed role for COMP in determining function-specific mechanical characteristics of locomotor tendons.
Equine Vet J Suppl. Sep;(34):241-4

STADTBÄUMER, G. (1990):
Ein Vergleich der Ergebnisse der klinischen mit der sonographischen Untersuchung bei der Sehnenerkrankung des Pferdes.
Hannover, Tierärztl. Hochschule, Diss.

STASHAK, T. S. (1989):
Adams' Lahmheit bei Pferden. Deutsche Bearbeitung. 4. Auflage
Verlag M. & H. Schaper, Hannover, 447-479

STASHAK, T. S. (2002):
Adam's Lameness in Horses. Fifth Edition.
Lippincott Williams and Wilkins, Baltimor, 594-597

STEPHENS, P. R., NUNAMAKER, D. M., BUTTERWECK, D. M. (1989):
Application of a Hall-effect transducer for measurement of tendon strains in horses.
Am. J. Vet. Res. 50, 1089-1095

STROMBERG, B., TUFVESSON, G. (1969):
Lesions of the superficial flexor tendon in race horses. A microangiographic and histopathologic study.
Clin. Orthop. 62, 113-123

THUR, J., ROSENBERG, K., NITSCHE, D. P., PIHLAJAMAA, T., ALA-KOKKO, L., HEINEGARD, D., PAULSSON, M., MAURER, P. (2001):
Mutations in cartilage oligomeric matrix protein causing pseudoachondroplasia and multiple epiphyseal dysplasia affect binding of calcium and collagen I, II, and IX.
J. Biol. Chem. 2;276(9):6083-6092

VOGEL, K. G. (2003):
Tendon structure and response to changing mechanical load.
J. Musculoskel. Neuron. Interact. 3(4):323-325

WEBBON, P. M. (1973):
Equine tendon stress injuries.
Equine Vet. J. 5(2):58-64.

WEBBON, P. M. (1977):
A postmortem study of equine digital flexor tendons.
Equine Vet. J. 9:61

WEBBON, P. M. (1978):
A histological study of macroscopically normal equine digital flexor tendons.
Equine Vet. J. 10:253-259

WILMINK, J., WILSON, A. M., GOODSHIP, A. E. (1992):
Functional significance of the morphology and micromechanics of collagen fibres in relation to partial rupture of the superficial digital flexor tendon in racehorses.
Research in Veterinary Science 53, 354-359

WILSON, A.M., GOODSHIP, A. E. (1990):
The mechanical properties of the equine superficial flexor tendon.
J Biomech. 24, 474

WISSDORF, H., GERHARDS, H., HUSKAMP, B., DEEGEN, E. (2002):
Praxisorientierte Anatomie und Propädeutik des Pferdes. 2. Auflage
Verlag M. & H. Schaper Alfeld, Hannover, 400

WOHLGEMUTH, W.A. (2003):
MRT multimedial, Ein interaktives Lern- und Trainingsprogramm.
CD-ROM Thieme Verlag

YAMAGUCHI, Y., MANN, D. M., RUOSLAHTI, E. (1990):
Negative regulation of transforming growth factor-β by the proteoglycan decorin.
Nature 346, 281-284

DANKSAGUNG

Als ich im Sommer 1999, noch Student der Veterinärmedizin, durch die Vermittlung meines damaligen Professors in Istanbul die Chance hatte, zum Praktikum nach München zu kommen, wusste ich noch nicht, dass mich eine ganz besondere Zeit dort erwartete. Während dieser sehr erfahrungsreichen Zeit hatte ich das Glück, mit Herrn Prof. Dr. Hartmut Gerhards zusammenzuarbeiten und von seinem Wissen zu profitieren. Er ist auch derjenige, der es mir ermöglicht hat, in Deutschland zu promovieren. Ihm gebührt mein ganz herzlicher Dank, vor allem für seine Unterstützung, aber auch für sein durchaus kritisches Führen bei meiner Arbeit.

* Für die Übersetzungshilfe,
  bei Esra Tijen Köklü, Özgür Savaşçı, Aslı Süalp, Seda Yavaş, Bahar Gürsoy,
* für ihre Unterstützung bei meinen Fragen die Anatomie betreffend
  bei Doz. Dr. Vedat Onar, Prof. Dr. Oya Kahveci, Dr. Mark Zengerling
* für die Gespräche, die zum "Werden" meiner Arbeit mit beigetragen haben
  bei Lidia Kowalczyk, Dr. Stefan Gesell, Dr. Richard McMullen, Dr. Wigo Horstman, Sandra Ziermann, Prof. Dr. Halil Güneş, Prof. Dr. Ayşen Gargılı und Doz. Dr. Murat Yıldırım, der außerdem immer da war und mir seine Hilfe angeboten hat, wann immer ich ihn gebraucht habe,

möchte ich mich auch sehr herzlich bedanken.

Besonders möchte ich mich auch bei den folgenden Personen, die mir in der "Fremde" das Gefühl der Zusammengehörigkeit gegeben haben und die ich als meine "Familie" in Deutschland bezeichnen möchte, bedanken:
Başak Yaykın, Katja Knopp, Elisabeth Kania, Margarete Luise Fiesel, Uta Gesell, Sema Randoll, Dr. Ulrich Randoll und meinem Mitbewohner Armin Kirchdorfer und seiner Familie, für die verständnisvolle Fürsorge.

Ich möchte nicht versäumen, auch den Pferden Brutus, Casanova, King George, Halley, ... die mich zum Studium der Tiermedizin bewegt haben, meinen Dank auszusprechen.

LEBENSLAUF

Name:	Semih Hamdi Ersoy
Geburtsdatum:	06.05.1975
Geburtsort:	Hamburg
Staatsangehörigkeit:	türkisch
Familienstand	ledig
Eltern:	Seher Ersoy Kenan Ersoy
Bruder:	Refik Ersoy
Schulausbildung:	1981-1983 Seeredder Grundschule, Hamburg 1983-1986 12 Eylül İlkokulu, Istanbul (Grundschule) 1986-1989 Yenilevent Ortaokulu, Istanbul (Mittelschule) 1989-1992 Kabataş Erkek Lisesi, İstanbul (Gymnasium)
Studium:	1994-2000 Studium der Tiermedizin an der Universität İstanbul
Dissertation:	Oktober 2002 Beginn der Doktorarbeit in der Klinik für Pferde der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München Lehrstuhl für Innere Medizin und Chirurgie des Pferdes sowie Gerichtliche Tiermedizin, Vorstand: Prof. Dr. H. Gerhards